

FÓRUM NACIONAL DE CIÊNCIA  
E TECNOLOGIA EM SAÚDE

XV CONGRESSO BRASILEIRO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA  
VI CONGRESSO BRASILEIRO DE FÍSICOS EM MEDICINA  
V CONGRESSO BRASILEIRO DE INFORMÁTICA EM SAÚDE  
ENCONTRO BRASILEIRO DE PROTEÇÃO RADIOLÓGICA

ANAIIS

VOLUME 1

Hotel Mont Blanc Othon, Campos do Jordão (SP)  
13 a 17 de outubro de 1996

Ficha catalográfica preparada pela Seção de Tratamento  
da Informação do Serviço de Biblioteca - EESC-USP

F745a Fórum Nacional de Ciência e Tecnologia em Saúde  
(3. : 1996 : Campos do Jordão)  
Anais do III Fórum Nacional de Ciência e  
Tecnologia em Saúde / editores [:] Homero  
Schiabel ... [et al.]. -- São Carlos, 1996.

ISBN 85-85205-08-3

I. Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica  
(15. : Campos do Jordão : 1996). II. Congresso  
Brasileiro de Físicos em Medicina (6. : Campos do  
Jordão : 1996). III. Congresso Brasileiro de  
Informática em Saúde (5. : Campos do Jordão :  
1996). IV. Encontro Brasileiro de Proteção  
Radiológica (1. : Campos do Jordão : 1996). V.  
Schiabel, Homero. VI. Título

---

---

# ANAIS DO III FÓRUM NACIONAL DE CIÊNCIA E TECNOLOGIA EM SAÚDE

---

---

XV CONGRESSO BRASILEIRO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA  
VI CONGRESSO BRASILEIRO DE FÍSICOS EM MEDICINA  
V CONGRESSO BRASILEIRO DE INFORMÁTICA EM SAÚDE  
ENCONTRO BRASILEIRO DE PROTEÇÃO RADIOLÓGICA

*13 a 17 de outubro de 1996  
Campos do Jordão (SP) - Brasil*

## REALIZAÇÃO:

SBEB - Sociedade Brasileira de Engenharia Biomédica  
ABFM - Associação Brasileira de Físicos em Medicina  
SBIS - Sociedade Brasileira de Informática em Saúde  
SBPR - Sociedade Brasileira de Proteção Radiológica

---

---

## EDITORES

Homero Schiabel  
Annie France Frère Slaets  
Luciano da Fontoura Costa  
Oswaldo Baffa Filho  
Paulo Mazzoncini de Azevedo Marques

---

---

VOLUME 1

# III FÓRUM NACIONAL DE CIÊNCIA E TECNOLOGIA EM SAÚDE

---

## COMISSÃO ORGANIZADORA

---

### Presidência do III FNCTS

Profa. Dra. Annie France Frère Slaets

### Comitê Executivo

Annie France Frère Slaets (SBEB)

Sérgio Querino Brunetto (ABFM)

Renato M. E. Sabbatini (SBIS)

Gian Maria Sordi (SBPR)

### Secretário-Geral

Homero Schiabel

### Equipe da Secretaria

Paulo Roberto Costa

Rosângela Franco Coelho

### Tesoureiro

Paulo M. de Azevedo Marques

### Equipe da Tesouraria

Francisco C. Diniz Carrieri

Margareth O. Camargo

### Coordenação de Programa Científico

Oswaldo Baffa Filho

Horácio Carlos Panepucci

Luciano Fontoura Costa

Umberto Tachinardi

---

### Comitê Científico

Adilson Gonzaga (*EESC-USP*)

Agma Juci M. Traina (*ICMSC-USP*)

Alberto Cliquet Jr. (*CEB-UNICAMP*)

Alípio Luiz Dias Neto (*CMN-USP*)

André Fábio Kohn (*EP-USP*)

Beatriz Leão (*CIS-UNIFESP*)

Cândido Pinto de Melo (*INCOR-USP*)

Constância P. G. da Silva (*IPEN/CNEN*)

Daniel Sigulen (*UNIFESP*)

Débora M. Brandão Russo (*Soc. Port.  
Beneficência SP*)

Eduardo Massad (*DIM-FM-USP*)

Emico Okuno (*IF-USP*)

Gilberto Goissis (*IQSC-USP*)

Henrique J. Q. de Oliveira (*IFSC-USP*)

Jean Bodinaud (*IEE-USP*)

José Carlos T. B. Moraes (*EP-USP*)

Liliane Ventura (*IFSC-USP*)

Lincoln Assis Moura Jr. (*INCOR-USP*)

Márcio Alexandre Marques (*IFSC-USP*)

Mateus José Martins (*IFSC-USP*)

Orivaldo Lopes da Silva (*EESC-USP*)

Oswaldo Baffa Filho (*FFCLRP-USP*)

Regina Bitelli Medeiros (*EPM-UNIFESP*)

Sérgio Santos Mühlen (*CEB-UNICAMP*)

Sérgio Shiguemi Furuie (*INCOR-USP*)

Thomaz Ghilardi Netto (*FFCLRP-USP*)

## CORPO DE REVISORES

Adilson Gonzaga  
Agma Juci M. Traina  
Alberto Carlos Amadio  
Alberto Cliquet Jr.  
Alípio Luiz Dias Neto  
André Fábio Kohn  
Antônio Augusto F. Quevedo  
Antonio Carlos Alexandre  
Antônio Castelo Filho  
Antonio Josélio Ghilardi  
Antonio Lira  
Aparecida Marika Tuboy  
Artur da Rocha Correa Fernandes  
Bárbara Paci  
Beatriz F. Leão  
Brigitte Pecequilo  
Cândido Pinto de Melo  
Carlos Alberto Pelá  
Carmen Sílvia T. P. Mariano  
Celso Ap. França  
Cinthia Itiki  
Ciro Ferro Roston  
Cláudia G. Novoa Barsottini  
Claus Leon Warschauer  
Cléber Nogueira de Souza  
Constância Pagano G. Silva  
Daniel Sigulen  
Débora M. B. Pereira Milori  
Débora M. Brandão Russo  
Deborah Pimenta Ferreira  
Demerval Leônidas Rodrigues  
Douglas Domingos da Cruz  
Edison Domingues de Oliveira  
Eduardo Massad  
Eduardo Tavares Costa  
Elisabeth Mateus Yoshimura

Emico Okuno  
Eneida Abrantes Mendonça  
Evandro L. Linhares Rodrigues  
Fábio Turri  
Francisco Sepúlveda  
Gilberto Goissis  
Helena T. Oyama  
Henrique J. Q. Oliveira  
Héverton César de Oliveira  
Homero Schiabel  
Idágene Cestari  
Jean Bodinaud  
João Alberto Osso Jr.  
João de Lucca Filho  
Jorge N. Rufca  
Jorge Sarkis  
José Alfredo Ferreira Costa  
José Carlos T. B. Moraes  
Júlio Flemming Neto  
Laura Furnari  
Liliane Ventura  
Linamara Rizzo Battistella  
Lincoln Assis Moura Jr  
Luiz Cláudio Parzianello  
Márcio Alexandre Marques  
Márcio Biczky  
Marco Antônio Gutierrez  
Marco Aurélio Corte Brochi  
Maria Cristina Ferreira Oliveira  
Maria Stela Veludo de Paiva  
Marina Fátima de Sá Rebelo  
Mário Drummond  
Mateus José Martins  
Meide Silva Anção  
Mônica Parente Ramos  
Mônica Santos

Nélson D'Ávila Mascarenhas  
Nivaldo Bertozzo Jr.  
Noêmia Maria Morais  
Orivaldo Lopes da Silva  
Oswaldo Baffa Filho  
Pablo Jorge Madril  
Paulo Estevão Cruvinel  
Paulo M. Azevedo Marques  
Paulo Mota Craveiro  
Paulo Roberto Alcocer  
Paulo Roberto Costa  
Paulo Yazbek Jr.  
Rajendra Saxena  
Regina Bitelli Medeiros  
Reginaldo de Jesus Napolitano  
Robert Lee Zimmerman  
Rosane Minghim  
Rosângela Franco Coelho  
Rosemary Sanches  
Saíde Jorge Calil  
Sérgio A. Hayashida  
Sérgio F. Siqueira  
Sérgio Luiz Rocha  
Sérgio Santos Mühlen  
Sérgio Shiguemi Furuie  
Servus Souza da Silva  
Sidney Júlio Faria e Sousa  
Sônia Garcia Pereira Cecatti  
Tânia Ap. Correia Furquim  
Thomaz Bitelli  
Thomaz Ghilardi Netto  
Tomaz Puga Leivas  
Tomie Hirayama  
Umberto Tachinardi  
Valdir Sciani  
Valentim Obac Roda

# III FÓRUM NACIONAL DE CIÊNCIA E TECNOLOGIA EM SAÚDE

---

## SOCIEDADE BRASILEIRA DE ENGENHARIA BIOMÉDICA

---

**PRESIDENTE**

ANTONIO FERNANDO CATELLI INFANTOSI

**SECRETÁRIA**

REJANE SOBRINO PINHEIRO

**TESOUREIRO**

WAGNER COELHO A. PEREIRA

## ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE FÍSICOS EM MEDICINA

---

**PRESIDENTE**

LAURA FORNARI

**SECRETÁRIO GERAL**

HOMERO LAVIERI MARTINS

**TESOUREIRO**

FRANCISCO CARLOS DINIZ CARRIERI

## SOCIEDADE BRASILEIRA DE INFORMÁTICA EM SAÚDE

---

**PRESIDENTE**

UMBERTO TACHINARDI

**VICE-PRESIDENTE**

JAIME DE OLIVEIRA ILHA

**SECRETÁRIA**

MARGARETH ORTIZ DE CAMARGO

**TESOUREIRO**

LINCOLN DE ASSIS MOURA JR.

## SOCIEDADE BRASILEIRA DE PROTEÇÃO RADIOLÓGICA

---

**PRESIDENTE**

GIAN MARIA A. A. SORDI

**SECRETÁRIA**

TOMIE HIRAYAMA

**TESOUREIRA**

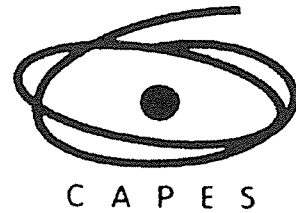
ADÉLIA SAHYUN

# III FÓRUM NACIONAL DE CIÊNCIA E TECNOLOGIA EM SAÚDE

---

APOIO

---



**UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO**  
**ESCOLA DE ENGENHARIA DE SÃO CARLOS**



**USP**

# III FÓRUM NACIONAL DE CIÊNCIA E TECNOLOGIA EM SAÚDE

---

## APRESENTAÇÃO

---

O Fórum Nacional de Ciência e Tecnologia em Saúde se consolida hoje como um evento científico bienal, ao ser realizado em sua terceira edição, dando continuidade à congregação dos pesquisadores atuantes nas diversas áreas da ciência e da tecnologia aplicadas à Saúde, iniciada com o I Fórum em Caxambu em 1992.

Os objetivos básicos do III FNCTS, de divulgar os trabalhos de seus participantes, proporcionando a troca de idéias num ambiente mais propício e dentro de uma comunidade mais ampla, foram facilitados pela participação neste ano de mais uma sociedade científica ligada à área - a SBIS, Sociedade Brasileira de Informática em Saúde. Portanto, isso proporciona uma maior interação entre as diversas linhas de pesquisas associadas, uma vez que os pesquisadores estarão reunidos numa comunidade maior, em torno dos mesmos interesses temáticos nas apresentações dos conferencistas nacionais e estrangeiros convidados.

Para esse evento, foram submetidos 450 trabalhos de todo o país, além de alguns provenientes de países da América Latina, como Uruguai e Cuba. A tarefa dos revisores foi intrincada pelo grande volume de trabalhos a ser analisados - cerca de 150% a mais do que no I Fórum, por exemplo - num período curto. Este ano ainda foi aberta a possibilidade para os autores re-submeterem seus trabalhos com base nas críticas dos revisores. Esse processo é, certamente, enriquecedor para os autores e melhora o nível técnico do evento. Cabe salientar, ainda, que igual importância foi dada aos trabalhos em termos de sua qualidade científica independentemente da alocação para apresentação oral ou em painel.

O aumento de interesse pelo Fórum, demonstrado na quantidade de trabalhos submetidos, deve-se também em boa parte à união das sociedades que o estão realizando - o que é extremamente importante no sentido de favorecer o desenvolvimento das diversas áreas interdisciplinares -, iniciada na congregação de SBEB, ABFM e SBPR no I Fórum em Caxambu em 1992 e fortalecida no II Fórum, durante o World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering, em 1994 no Rio de Janeiro; esses eventos, sem dúvida, tiveram um papel importante no despertar desses pesquisadores e no debate de sua posição e importância no contexto mundial.

A realização de um evento desse porte não é fácil, mas reconhecemos ser relevante e necessária para contribuir para a melhoria dos serviços de saúde no país, já que os maiores progressos da Medicina nos últimos tempos estão diretamente relacionados aos avanços da tecnologia. Por isso, agradecemos aqui a valiosa colaboração das Comissões constituídas e dos revisores dos trabalhos, que contribuíram, assim, para que pudéssemos tornar concreta a esperança manifestada já em 1992 de que o Fórum Nacional de Ciência e Tecnologia em Saúde se realizasse muitas outras vezes. Hoje, temos a convicção de que essa esperança já se tornou uma realidade e torcemos para que a união das sociedades organizadoras e dos diversos pesquisadores a elas ligados se fortaleça ainda mais nos próximos encontros.

*Annie France Frère Slaets  
Homero Schiabel*



RELAÇÃO DE TRABALHOS  
Volume 1

1. BIOENGENHARIA

1.1.	A depressão alastrante sob o efeito de bário (PEIXOTO,N.L.F.; LIMA,V.M.F.; HANKE,W.).....	1
1.2.	Fixador distrator epífiso-metáfisário - estudo experimental em coelhos (ROCHA,M.A.; VOLPON,J.B.; SHIMANO,A.C.).....	3
1.3.	Ensaio de flexão em três pontos nas faces anterior e posterior de fêmures de ratas, em duas fases diferentes de crescimento (PESSAN,V.J.O.; VOLPON,J.B.; SHIMANO,A.C.).....	5
1.4.	Estudo do mecanismo de ação do campo elétrico na incorporação de cálcio iônico em células ósseas (SILVA,O.L.; ZIMMERMAN,R.L.; XAVIER,C.A.M.).....	7
1.5.	Ensino e pesquisa da Engenharia Biomédica em países em desenvolvimento (NOHAMA,P.; BORSATO,K.S.).....	9
1.6.	Proposta de abertura de curso de Engenharia Elétrica com Ênfase em Biomédica (NOHAMA,P.; BARRA,C.M.; BICHINHO,G.L.; BORSATO,K.S.; BASTOS,L.C.; AMORIM,M.F.).....	11
1.7.	Resposta a longo prazo da musculatura de ratos a partículas de polisulfona (PAVANATTI,S.L.; ZAVAGLIA,C.A.C.; BELANGERO,W.D.; KAWANO,Y.).....	13
1.8.	Considerações preliminares para o projeto de uma interface hidráulica para a medição de forças musculares (NOVO JR.,J.M.; CLIQUET JR.,A.; GALLO JR.,L.).....	15
1.9.	Considerações preliminares para o projeto de empunhaduras de dinamômetros (NOVO JR.,J.M.; CLIQUET JR.,A.; GALLO JR.,L.).....	17
1.10.	Manipulação e modelagem numérica do envelhecimento frontal da face (LETA,F.R.; CONCIA.; PAMPLONA,D.; WEBER,H.; SALGADO,F.; PITANGUY,I.).....	19
1.11.	Detorflex - amplificador de biopotencial eletromiográfico flexível (ROCHA,P.H.; ZANCHIN,C.I.; LIMA,W.C.).....	21
1.12.	Revisão bibliográfica sobre a regulação do metabolismo ósseo por agentes físicos (AMARO,E.O.).....	23
1.13.	Sistema para el monitoreo de pacientes y la sincronización de las imágenes de un tomógrafo de RMI de 0.1 T. (SANZ,M.B.C.; FORNARIS,C.; NARANJO,J.C.G.; SEOANE,D.H.; BORGES,O.F.).....	25

2. BIOMATERIAIS E BIOMECÂNICA

2.1.	Comportamento adaptativo de funções neuro-musculares e cinéticas selecionadas em diferentes tarefas locomotoras (COSTA,P.H.L.; DUARTE,M.; AMADIO,A.C.).....	27
2.2.	Avaliação de parâmetros biomecânicos relacionados a um modelo de equilíbrio na postura ereta humana (MOCHIZUKI,L.; FERNANDES,E.; DUARTE,M.; AMADIO,A.C.; ).....	29
2.3.	Efeito da temperatura de calcinação sobre as fases cristalinas de compostos de fosfatos de cálcio (BROGGIO,J.F.; OLIVEIRA,L.C.; RIGO,E.C.S.; SANTOS,L.A.; BOSCHI,A.O.).....	31
2.4.	Efeito das condições de precipitação sobre as características físico-químicas dos compostos do sistema fosfato de cálcio (RIGO,E.C.S.; OLIVEIRA,L.C.; SANTOS,L.A.; BOSCHI,A.O.).....	33
2.5.	Obtenção de blocos cerâmicos porosos através da adição de peróxido de hidrogênio (PEREZ,F.; SANTOS,L.A.; BOSCHI,A.O.).....	35

2.6.	<b>Estudo da variação da taxa de dissolução de hidroxiapatitas preparadas em diferentes condições</b> <i>(OLIVEIRA,L.C.; RIGO,E.S.; SANTOS,L.A.; BOSCHIA,O.)</i> .....	37
2.7.	<b>Hidrogel sintético capaz de mimetizar o comportamento mecano-elétrico da cartilagem articular</b> <i>(MALMONGE,S.M.; ZAVAGLIA,C.A.C.)</i> .....	39
2.8.	<b>Membranas de colágeno como suporte de liberação controlada de antibióticos</b> <i>(SOUZA,M.H.; MARTINS,V.C.A.; GOISSIS,G.)</i> .....	41
2.9.	<b>Hidrólise seletiva de grupos carboxamidos de matrizes colagênicas: um novo biomaterial</b> <i>(LACERDA,C.A.; PLEPIS,A.M.G.; GOISSIS,G.)</i> .....	43
2.10.	<b>Géis injetáveis de colágeno: ramsana como veículo de liberação controlada de clorexidina</b> <i>(GÔES,J.C.; MARCA,JR.,E.; MARCA.,R.A.C.; GOISSIS,G.)</i> .....	45
2.11.	<b>Estudos do comportamento de soluções de glutaraldeído empregadas na fixação de biopróteses</b> <i>(ALVES,C.A.; GOISSIS,G.; YOSHIOKA,S.A.)</i> .....	47
2.12.	<b>Estudos de liberação de rolitertraciclina suportada em gel injetável de colágeno aniônico: ramsana</b> <i>(VIEIRA,D.C.; GOISSIS,G.)</i> .....	49
2.13.	<b>Prótese para toracostomia - desenvolvimento e utilização clínica</b> <i>(OYAMA,H.T.T.; MAIZATO,M.J.S.; LEIRNER,A.A.; FILOMENO,L.T.B.; ALMEIDA JR.,A.W.; WEREBE,E.R.; JATENE,F.B.; MILANEZ,J.R.)</i> .....	51
2.14.	<b>Utilização de um sistema dedicado para avaliação “in vitro” de próteses valvares cardíacas</b> <i>(HAYASHIDA,S.A.; SILVA,M.L.L.; POMERANTZEFF,P.M.A.; LEIRNER,A.A.)</i> .....	53
2.15.	<b>Implante coclear InCor-Fisics: resultados iniciais</b> <i>(NUNES,C.A.S.; OSHIRO,M.S.; LEIRNER,A.A.; SANCHEZ,T.G.; BENTO,R.F.; MINTLA.)</i> .....	55
2.16.	<b>Biocompatibilidade do revestimento de nitreto de titânio (TiN): um estudo preliminar</b> <i>(SILVA,O.L.; CANALE,L.C.F.)</i> .....	57
2.17.	<b>Avaliação da toxicidade sistêmica do polímero de mamona</b> <i>(LOPES,S.O.; MAZZER,N.; SILVA,O.L.)</i> .....	59
2.18.	<b>Estudo das propriedades mecânicas dos ligamentos coracoacromiais e coracoclaviculares de cadáveres humanos</b> <i>(SANTOS,S.M.; FALOPPA,F.; SHIMANO,A.C.; VOLPON,J.B.; PAULIN,J.B.P.; MORO,C.A.; NICOLETTI,S.)</i> .....	61
2.19.	<b>Ensaio de flexão na determinação do módulo de elasticidade de osso cortical</b> <i>(BRANDÃO,J.; PAULIN,J.B.P.; MORO,C.A.; SHIMANO,A.C.; MAZZOCATO,F.C.; PEREIRA,L.H.A.)</i> .....	63
2.20.	<b>Dispositivo para determinação do módulo de elasticidade de pequenas amostras</b> <i>(MORO,C.A.; PAULIN,J.B.P.; SHIMANO,A.C.; PEREIRA,L.H.A.; MAZZOCATO,F.C.)</i> .....	65
2.21.	<b>Protótipo de transdutor de força para músculos abdutores da mão</b> <i>(MARTINHO,L.F.R.; MAZER,N.; BARBIERI,C.H.; MORO,C.A.; PAULIN,J.B.P.; SELLI,M.F.; SHIMANO,A.C.; PEREIRA,L.H.A.)</i> .....	67
2.22.	<b>Efeito de danos por fadiga nos parâmetros mecânicos de tendões humanos</b> <i>(SCHECHTMAN,H.; BADER,D.L.)</i> .....	69
2.23.	<b>A cápsula de teflon implantada em tecido conjuntivo e ósseo para avaliação de biocompatibilidade de materiais</b> <i>(RODRIGUES,H.H.)</i> .....	71
2.24.	<b>Estimativa da sobrecarga axial na coluna vertebral lombar no exercício de agachamento</b> <i>(FERREIRA,D.R.; VIEIRA,M.F.)</i> .....	73
2.25.	<b>Análise da trajetória do centro de massa de uma ginasta na execução do kippe à parada de mãos na barra fixa</b> <i>(ALMEIDA,M.F.F.N.; WATANABE,M.; SANTOS,E.S.; SILVA,A.C.; VIEIRA,M.F.)</i> .....	75
2.26.	<b>Fluoretação de hidroxiapatita: análise termodinâmica do sistema Ca-P-F-H<sub>2</sub>O</b> <i>(OGASAWARA,T.; ANDRADE,M.C.; SILVA,R.R.)</i> .....	77
2.27.	<b>Uma contribuição à avaliação do desgaste abrasivo de resinas compostas</b> <i>(BIANCHI,E.C.; DIAS,A.C.P.; BIANCHI,A.R.R.; FREITAS,C.A.)</i> .....	79
2.28.	<b>Comparação entre as oscilações do corpo em duas posturas de atiradoras na modalidade desportiva Fogo Central do Tiro Olímpico</b> <i>(GARRIDO,C.R.; OLIVEIRA,C.G.)</i> .....	81

## 3. BIOMAGNETISMO

3.1.	<b>Influência de campos magnéticos no consumo de glicose em <i>E. Coli</i></b> <i>(NASCIMENTO.L.F.C.; BOTURA JR.G.; MOTAR.P.)</i> .....	83
3.2.	<b>Tomografia de susceptibilidade magnética com campo gradiente</b> <i>(RIBEIRO.E.P.; RIBEIRO.P.C.; BRUNO.A.C.; SZCZUPAK.J.; WIKSWO.J.P.)</i> .....	85
3.3.	<b>Estudo magnético de propagações reentrantes em tecido cardíaco por simulações com autômatos celulares</b> <i>(MONTEIRO.E.C.; CORREIA.M.P.; HALL BARBOSA.C.R.; RIBEIRO.P.C.)</i> .....	87
3.4.	<b>Detecção magnética do circuito de ativação de arritmia cardíaca induzida experimentalmente</b> <i>(MONTEIRO.E.C.; LIMA.E.A.; ORNELAS.P.H.; CRUZ.R.S.; KUHNER.G.S.; KELBER.C.; RIBEIRO.E.P.; BRUNO.A.C.; RIBEIRO.P.C.; MARCHESIN.D.; BRIO.M.; LEITE.T.T.)</i> .....	89
3.5.	<b>Uma nova proposta para o estudo do trânsito esofágico através das técnicas biomagnéticas e cintilográficas</b> <i>(DAGHASTANLI.N.A.; BRAGA.F.J.H.N.; OLIVEIRA.R.B.; BAFFA.O.)</i> .....	91
3.6.	<b>Estudos em magnetogastrografia</b> <i>(MORAES.E.R.; MIRANDA.J.R.A.; BAFFA.O.; OLIVEIRA.R.B.)</i> .....	93
3.7.	<b>Estudo da atividade de contração gástrica por susceptometria AC</b> <i>(BAFFA.O.; SOARES.U.J.; MORAES.R.; OLIVEIRA.R.B.; MIRANDA.J.R.A.)</i> .....	95
3.8.	<b>Estudo da função de mistura do alimento no estômago avaliado por técnica biomagnética</b> <i>(MIRANDA.J.R.A.; CARNEIRO.A.A.; OLIVEIRA.R.B.; BAFFA.O.)</i> .....	97
3.9.	<b>Tempo de trânsito faríngeo medido através dos métodos cintilográfico e biomagnético</b> <i>(MIQUELIN.C.A.; BRAGA.F.J.H.N.; DANTAS.R.O.; OLIVEIRA.R.B.; BAFFA.O.)</i> .....	99
3.10.	<b>Metodologia para avaliação da interferência eletromagnética conduzida em equipamentos eletromédicos utilizados em procedimentos cirúrgicos</b> <i>(HERMINIA.H.)</i> .....	101

## 4. SISTEMAS E MECANISMOS CARDIOVASCULARES

4.1.	<b>Visualização do fluxo em um coração artificial eletro-mecânico comparando diferentes velocidades do motor</b> <i>(ANDRADE.A.J.P.; OHASHI.Y.; NOSÉ.Y.)</i> .....	103
4.2.	<b>Marcapasso cardíaco temporário de demanda e baixo consumo: I - implementação e ensaios em bancada</b> <i>(MENEGOLA.F.A.; OSHIRO.M.S.; MORAES.J.C.T.B.)</i> .....	105
4.3.	<b>Marcapasso cardíaco temporário de demanda e baixo consumo: II - ensaios com cães</b> <i>(MENEGOLA.F.A.; OSHIRO.M.S.; MORAES.J.C.T.B.)</i> .....	107
4.4.	<b>Quantificação do ruído de imagem de um sistema de cineangiocoronariografia</b> <i>(MATTOS.J.A.; MORAES.J.C.T.B.)</i> .....	109
4.5.	<b>Simulação da função de transferência de modulação (MTF-Modulation Transfer Function) de um sistema de cineangiocoronariografia</b> <i>(MATTOS.J.A.; MORAES.J.C.T.B.)</i> .....	111
4.6.	<b>Controle adaptativo da pressão arterial com restrições</b> <i>(MAITELLI.A.L.; SILVA.C.H.S.)</i> .....	113
4.7.	<b>Sistema para avaliação "in vitro" da hemólise em bomba centrífuga</b> <i>(SILVA.M.L.L.; HAYASHIDA.S.A.; CESTARI.L.A.; LEIRNER.A.A.)</i> .....	115
4.8.	<b>Relação temporal entre atividade neurogênica dos pressoreceptores e simpática periférica e labilidade da pressão arterial</b> <i>(CESTARI.L.A.; IDA.F.; MOREIRA.E.D.; PIRES.M.D.; YEN.M.C.I.; KRIEGER.E.M.; )</i> .....	117
4.9.	<b>Sistema para análise do desempenho de uma bomba axial para assistência circulatória temporária</b> <i>(DRUMMON.M.; ROSA.E.S.; LEIRNER.A.A.)</i> .....	119
4.10.	<b>Desenvolvimento de uma prótese de ventrículo artificial implantável</b> <i>(MAIZATO.M.J.S.; OSHIRO.M.S.; HAYASHIDA.S.A.; LOPES.M.L.; MARQUES.E.F.; HAMAMOTO.G.H.; ZAVAGLIA.C.A.C.; LEIRNER.A.A.; )</i> .....	121

### III FÓRUM NACIONAL DE CIÊNCIA E TECNOLOGIA EM SAÚDE

- 4.11. Desenvolvimento de um fluxômetro eletromagnético para linha de perfusão  
(MAZZETTO.M.; OSHIRO.M.S.; LEIRNER.A.A.) ..... 123
- 4.12. Comparação in vitro entre biopróteses de pericárdio bovino e porcinas  
(BRAILE.D.M.; GODOY.M.F.; SOUZA.D.R.S.; OLIVEIRA.A.P.M.L.; PINOTTI.M.; ARAÚJO.R.B.; GOISSIS.G.).. 125
- 4.13. Sistema de estimulação cardíaca transtorácica não invasiva  
(FORMIGONI.C.E.; PELÁ.C.A.; M.JR.A.V.) ..... 127
- 4.14. Implementação de um modelo do sistema circulatório para simulação de controle da pressão arterial média  
(ALGARVE.A.S.; BARRETO.J.M.; LIMA.W.C.) ..... 129
- 4.15. Avaliação técnica de um simulador mecânico pulmonar  
(VASCONCELOS.C.F.M.; GIANNELLA-NETO.A.) ..... 131

## 5. ELETROCARDIOLOGIA

- 5.1. Metodologia para indução de arritmia cardíaca in vitro  
(GODOY.C.M.G.; BASSANI.R.A.; BASSANI.J.W.M.) ..... 133
- 5.2. Demodulação em amplitude do ECG para obtenção do sinal respiratório: análise comparativa entre as derivações DI, DII, DIII, VI, V2 e V6  
(AMORIM.M.F.; FARGES.G.)..... 135
- 5.3. Integração de detector e classificador de complexos QRS  
(KAUATLA.T.; NADAL.J.)..... 137
- 5.4. Detecção automática da onda P em uma derivação do ECG  
(ZURRO.V.R.; STELLE.A.L.; NADAL.J.) ..... 139
- 5.5. Sistema computadorizado para monitorização cárdio-respiratória  
(ABRANTES.A.C.S.; VIDAL-MELO.M.F.; GIANNELLA-NETO.A.; NADAL.J.) ..... 141
- 5.6. Análise de potenciais tardios ventriculares baseada em intervalos RR modais  
(BARBOSA.P.R.B.; PEREIRA.W.C.A.; NADAL.J.)..... 143
- 5.7. Software para o processamento do ECG de 12 derivações  
(VARANI.M.L.; CARVALHO.L.C.; MOTTA.G.H.M.B.) ..... 145
- 5.8. Sistema de aquisição do ECG de 12 derivações usando microcomputadores  
(VARANI.M.L.; CARVALHO.L.C.; MOTTA.G.H.M.B.) ..... 147
- 5.9. Cálculo automático de parâmetros para avaliação da função ventricular esquerda  
(VILAR.G.; QUIRINO.A.L.; ARRUDA.A.E.M.) ..... 149

## 6. ENGENHARIA CLÍNICA

- 6.1. Atividades insalubres, perigosas e penosas: direitos, privilégios e incoerências  
(BORGES.J.C.) ..... 151
- 6.2. Estudo para dimensionamento de centros regionais de engenharia clínica em Santa Catarina  
(VENEZIANO.W.H.; OJEDA.R.G.)..... 153
- 6.3. Processo de criação e capacitação de laboratórios de ensaio de equipamentos eletromédicos: estudo de caso  
(BESKOW.W.B.; GARCIA.R.)..... 155
- 6.4. Segurança em equipamentos de monitoração em sala cirúrgica e UTI - oxímetro, capnógrafo, monitor de ECG e monitor de pressão  
(PAZ.M.A.S.; OJEDA.R.G.)..... 157
- 6.5. Treinamento em segurança e operação de unidades eletrocirúrgicas  
(CASTRO.A.C.R.; GARCIA.R.) ..... 159
- 6.6. Estudo de metodologias para gerenciamento de ventiladores pulmonares  
(ESPERANÇA.C.G.; GARCIA.R.)..... 161
- 6.7. Aspectos da segurança elétrica em hospitais  
(HEIN.M.; MUHLEN.S.S.)..... 163
- 6.8. O custeio por atividades no Departamento de Engenharia Clínica  
(FERREIRA FILHO.J.A.; CALIL.S.J.; LIMA.P.C.)..... 165

### III FÓRUM NACIONAL DE CIÊNCIA E TECNOLOGIA EM SAÚDE

6.9.	Classificação de critérios de priorização de equipamentos médico-hospitalares em manutenções preventivas (RAMÍREZ,E.F.F.; CALIL,S.J.).....	167
6.10.	Desativação de equipamentos médicos: disciplinas relacionadas (KATZ,Z.; CALIL,S.J.).....	169
6.11.	Desenvolvimento de uma interface gráfica para treinamento de técnicos de manutenção em equipamentos biomédicos (WOOD,G.A.; CALIL,S.J.).....	171
6.12.	Resultados do curso técnico em equipamentos médico-hospitalares (SCHNEIDER JR.,B.; FERRAZA,P.H.; ABATTI,P.J.; GEWEHR,P.M.).....	173
6.13.	Estudo preliminar sobre planejamento de edificações hospitalares (MELLO,N.; ABATTI,P.J.).....	175
6.14.	Laboratório de ensaio para certificação de equipamentos médico-hospitalares (FALCÃO,M.M.; GEWEHR,P.M.).....	177
6.15.	Metodologia para comparação de indicadores hospitalares (CHIYOSHI,F.Y.; VASCONCELLOS,M.M.).....	179
6.16.	Laboratório para inspeção de ventiladores pulmonares (LIVE) (DONADIO,L.C.; ICHINOSE,R.M.; VIEIRA,C.R.S.; GIANNELLA-NETO,A.).....	181
6.17.	A Engenharia clínica na UFPB - quatro anos de trabalho (BRITO FILHO,M.T.; ALMEIDA,A.B.; MURIBEC,A.R.A.; BICHINHO,G.L.).....	183
6.18.	Qualidade da energia em sistemas elétricos hospitalares - Parte I (ABREU,J.P.G.; LEMOS,A.M.; CARVALHO FILHO,J.M.).....	185
6.19.	Qualidade da energia em sistemas elétricos hospitalares - Parte II (ABREU,J.P.G.; LEMOS,A.M.; CARVALHO FILHO,J.M.).....	187
6.20.	Manutenção externa de equipamentos médicos (VIEIRA,J.B.M.).....	189
6.21.	Erros de medida dos esfigmomanômetros (SPALDING,L.E.; ZANCHIN,C.I.).....	191
6.22.	Conceituação do novo sistema de informações do IEE-USP (BODINAUD,J.).....	193
6.23.	A certificação de produtos eletromédicos: alguns conceitos básicos (BODINAUD,J.).....	195
6.24.	Certificação compulsória de produtos eletromédicos: ensaios normalizados (RUFCA,J.N.; SILVA,S.S.).....	197
6.25.	Implantação de um laboratório de ensaio de conformidade de instrumentos médico-hospitalares (SILVA,L.F.; WERNECK,M.M.).....	199
6.26.	Conforto térmico do recém-nascido em ambiente com umidade controlada: uma nova ferramenta e testes preliminares (AMORIM,M.F.; FARGES,G.; CEVALLOS,L.; LIBERT,J-P.).....	201
6.27.	Bacharelado em Física - ênfase Física Médica (BACELAR,A.; BERNASIUK,M.E.B.; NUNES,A.D.).....	203
6.28.	A rede Via-RS na administração de dados da manutenção de equipamentos médico-hospitalares da região norte do Rio Grande do Sul (SANTOS,L.; BARBOSA,O.D.).....	205
6.29.	Estratégia da qualidade - Uma importante força competitiva para o setor de hemodiálise em Pernambuco, segundo o modelo de Porter: a Engenharia Biomédica/Clínica (ANTONINO,P.H.D.; ROCHA,K.M.M.).....	207
6.30.	Levantamento de problemas com equipamentos em neurocirurgia (FONSECA,A.L.V.; SIMPSON,D.M.).....	209

### 7. ENGENHARIA DE REABILITAÇÃO

7.1.	Sistema de monitoração da força de preensão visando a reabilitação dos membros superiores de tetraplégicos (CASTRO,M.C.F.; CLIQUET JR.,A.).....	211
------	--	-----

7.2.	Sistema de monitoração da posição dos dedos durante a manipulação de objetos visando o controle do movimento de preensão de tetraplégicos (CASTRO.M.C.F.; CARRARA.E.C.; CLIQUET JR..A.)	213
7.3.	Método para definição da faixa dinâmica útil em comunicação eletrotáctil (NOHAMA.P.; CLIQUET JR..A.)	215
7.4.	Redução da fadiga muscular através da estimulação elétrica neuromuscular em pacientes portadores de lesão medular (PEIXOTO.B.O.; CLIQUET JR..A.)	217
7.5.	Avaliação clínica de um sistema microcontrolado multicanal portátil para estimulação elétrica funcional com deficientes motores (ZARZA.R.Q.; MORAES.J.C.T.B.)	219
7.6.	Sistema microcontrolado multicanal portátil para estimulação elétrica funcional (ZARZA.R.Q.; MORAES.J.C.T.B.)	221
7.7.	Desenvolvimento de um aparelho portátil de movimentação contínua passiva para a mão (ELUI.V.M.C.; BARBIERI.C.H.; SHIMANO.A.C.)	223

## 8. INSTRUMENTAÇÃO

8.1.	Índices de hemólise e visualização do fluxo na "spiral pump" (SP), uma bomba centrífuga de sangue por fuso cônico (ANDRADE.A.J.P.; BISCEGLI.J.F.; SOUSA.J.E.; OHASHI.Y.; NOSÉ.Y.)	225
8.2.	Desenvolvimento de um sistema RAMAN multicanal operando no infravermelho para diagnóstico de tecidos biológicos (SATHALAH.S.; ZANGARO.R.A.; PACHECO.M.T.T.)	227
8.3.	Espectrofluorímetro de multi-excitação portátil para a rápida detecção de displasias (ZANGARO.R.A.; SILVEIRA JR..L.; PACHECO.M.T.T.; ITZKAN.I.; MANOHARAN.R.; DASARI.R.; FELD.M.)	229
8.4.	Análise da resposta em frequência de sistemas de medida de pressão empregados na área de fisiologia respiratória (MELO.P.L.; WERNECK.M.M.; GIANNELLA-NETO.A.)	231
8.5.	Projeto e calibração de pneumotacógrafos unicapilares (BELLIDO.C.; BARBOSA.R.B.; MELO.M.F.V.; GIANNELLA-NETO.A.)	233
8.6.	Investigação sobre o controle térmico PWM para aplicação em um instrumento PCR (MARTINS.J.E.M.P.; GARCIA NETO.A.)	235
8.7.	Sistema NMES multicanal de dupla modulação controlado por computador (ZAGHENI.A.L.; NOHAMA.P.)	237
8.8.	Pré-amplificador para biopotenciais com alto ganho e sem problemas de offset de eletrodos (SOUZA.M.N.; FONSECA.L.C.A.)	239
8.9.	Medidor não invasivo de kVp, R/M e tempo de exposição (VAN DER LAAN.F.T.; ELBERN.A.W.)	241
8.10.	Controlador programável para a administração intravenosa de líquidos (MOTTA.M.A.; BRANDÃO.G.B.)	243
8.11.	Sistema de medição e análise da força muscular de preensão (NOVO JR..J.M.; CLIQUET JR..A.; GALLO JR..L.)	245
8.12.	Biofeedback eletromiográfico (SANCHES.P.R.S.; SILVA JR..D.P.; MULLER.A.F.; THOMÉ.P.R.O.)	247
8.13.	Equipamento para avaliação de técnicas de osteotomia (THOMÉ.P.R.O.; SANCHES.P.R.S.; MULLER.A.F.; SILVA JR.D.P.; OLIVEIRA.R.D.; GONZAGA.H.; OLIVEIRA.S.G.; BEM.A.A.M.; DALMOLIN.F.; HENNING.E.E.)	249
8.14.	Desenvolvimento de um oxímetro para medidas em linhas de circulação sanguínea extra-corpórea (USHIZIMA.M.R.; MUHLEN.S.S.)	251
8.15.	Desenvolvimento e construção de um perímetro assistido por microcomputador (APOLÍNARIO.E.M.A.; MUHLEN.S.S.)	253
8.16.	Analizador microcontrolado de desfibriladores e cardioversores (PENNAFIEL.U.R.; MUHLEN.S.S.)	255

### III FÓRUM NACIONAL DE CIÊNCIA E TECNOLOGIA EM SAÚDE

8.17.	<b>Instrumento virtual para aquisição de sinais bioelétricos</b> (RODRIGUES.M.A.B.; AZEVEDO.F.M.; MARINO-NETO.J.)	257
8.18.	<b>Avaliação de equipamento vídeo-urofluxômetro gravimétrico computadorizado</b> (MARQUES.F.I.; ZANCHIN.C.I.; OLIVEIRA.R.P.)	259
8.19.	<b>Avaliação da resposta do padrão secundário nacional de radiodiagnóstico</b> (PEIXOTO.J.G.P.; VILLALOBOS.J.P.; CARLOS.M.T.)	261
8.20.	<b>Método para se reduzir a influência de variações na tensão de alimentação e impedância de carga de circuitos envolvendo um único transdutor aplicável em biotelemetria</b> (PINTO JR..A.P.; ABATTI.P.J.)	263
8.21.	<b>Projeto de bobinas para biotelemetria. Parte I: acoplamento entre bobinas circulares</b> (PICHORIM.S.F.; ABATTI.P.J.)	265
8.22.	<b>Projeto de bobinas para biotelemetria. Parte II: acoplamento entre bobina circular e solenóide</b> (PICHORIM.S.F.; ABATTI.P.J.)	267
8.23.	<b>Determinação da forma de onda de pulso de raios-X com cerâmicas de zirconato titanato de chumbo</b> (CARVALHO.A.A.; ALTER.A.)	269
8.24.	<b>Analisador não invasivo de icterícia neonatal</b> (CUNHA.J.C.; GEWEHR.P.M.)	271
8.25.	<b>Instrumentação de estado sólido para excitação de indicador fosforescente de O<sub>2</sub></b> (BRANCO.G.; JAKUBIAK.D.R.; GEWEHR.P.M.)	273
8.26.	<b>Gerador de pressão para a determinação da impedância mecânica de pacientes ventilados artificialmente</b> (SILVA.J.F.; PESLIN.R.; DUVVIER.C.)	275
8.27.	<b>Dispositivo para determinação da impedância mecânica do sistema respiratório por oscilações forçadas</b> (ANJOS.I.F.; SILVA.J.F.; GUIMARÃES.J.S.)	277
8.28.	<b>Características gerais de um oxímetro de pulso</b> (MARCELINO FILHO.M.; LEITE.J.T.F.; FERREIRA.S.M.; OLIVEIRA JR..M.N.)	279
8.29.	<b>Espectros de raios-X medidos com fotodiodos PIN: estudo comparativo</b> (COSTA.P.R.; TERINI.R.A.; FURQUIM.T.A.C.; HERDADE.S.B.)	281

## 9. SENSORES E TRANSDUTORES

9.1.	<b>Estudo da eficiência de captação de energia entre catéter monofibra e polifibra</b> (LIMA.C.J.; ZÁNGARO.R.A.; PACHECO.M.T.T.)	283
9.2.	<b>Sobre o comportamento browniano dos fônons em sensores de NaI destinados à detecção de radiações ionizantes</b> (LIMA.H.R.)	285
9.3.	<b>A influência do pré-tensionamento mecânico na eficiência de transdutores piezoelétricos</b> (ARNOLD.F.J.; MUHLEN.S.S.)	287
9.4.	<b>Desenvolvimento de membranas sensoras para detecção de oxigênio gasoso</b> (JAKUBIAK.D.R.; BRANCO.G.; GEWEHR.P.M.)	289
9.5.	<b>Biosensor de ácido úrico para determinação em fluxo contínuo</b> (DUTRA.R.A.F.; MORAIS.M.M.C.; SILVA.V.L.; LIMA FILHO.J.L.)	291
9.6.	<b>Otimização da camada de retaguarda para transdutores ultra-sônicos de alta frequência</b> (GLÓRIA.L.A.S.; PEREIRA.W.C.A.; MACHADO.J.C.)	293
9.7.	<b>Dispositivo para transdução de força em uma cadeira de Bonett</b> (MENDONÇA.G.L.F.; ALMEIDA.J.G.; LEITE.J.T.F.; ALENCAR.J.F.; FERREIRA.J.J.A.)	295
9.8.	<b>Medição de pressão com sensor capacitivo como elemento de matriz</b> (BAUMHARDT.C.P.; ZIN.S.L.B.)	297
9.9.	<b>Caracterização do polímero PVdF (polifluoreto de vinilideno) como sensor piroelétrico visando sua utilização em termometria</b> (FURLAN.G.F.; CAMPOS.J.S.C.)	299

- 9.10. Avaliação do potencial gerado interface eletrodo de referência-pele na medida do pH esofágico  
(FLORENTINO,H.R.; LEITE,J.T.F.; BORGES,F.F.) ..... 301

## 10. ÓTICA BIOMÉDICA

- 10.1. Análise transcutânea de sangue utilizando espectroscopia RAMAN  
(SILVEIRA JR.,L.; ZÂNGARO,R.A.; PACHECO,M.T.T.) ..... 303
- 10.2. Catéter ótico para aplicações espectroscópicas  
(LIMA,C.J.; SILVEIRA JR.,L.; ZÂNGARO,R.A.; PACHECO,M.T.T.) ..... 305
- 10.3. Sensor de pressão a fibra ótica de média birrefringência  
(ZÂNGARO,R.A.; MEDRANO,R.E.; SILVA,R.B.; PACHECO,M.T.T.) ..... 307
- 10.4. Desenho óptico e mecânico do instrumento oftálmico: lâmpada de fenda  
(YASUOKA,F.M.M.; ROMÃO,A.C.; CASTRO,J.C.) ..... 309
- 10.5. Desenvolvimento de um sistema computadorizado para medida da esfericidade da córnea durante o ato cirúrgico  
(CARVALHO,L.A.V.; SOUSA,S.J.F.; CASTRO,J.C.) ..... 311
- 10.6. Sistema de análise topográfica da córnea humana  
(SILVA,E.P.; CARVALHO,L.A.V.; TONISSI JR.,S.A.; SANTOS,L.E.; ROMÃO,A.C.; CASTRO,J.C.) ..... 313
- 10.7. Detecção de bordas de imagens refletidas pela superfície anterior da córnea  
(CARVALHO,L.A.V.; SILVA,E.P.; SANTOS,L.E.R.; TONISSI JR.,S.A.; ROMÃO,A.C.; CASTRO,J.C.) ..... 315
- 10.8. Refrator ocular automático  
(VENTURA,L.; SOUSA,S.J.F.; CASTRO,J.C.) ..... 317
- 10.9. Um programa simples para a adição de erros de refração  
(SOUSA,S.J.F.; VENTURA,L.) ..... 319
- 10.10. Sistema de medidas automáticas de áreas de úlcera de córnea  
(CHIARADIA,C.;GAZZIRO,M.;SOUSA,S.J.F.;VENTURA,L.) ..... 321
- 10.11. Desenvolvimento de um sistema para a contagem automatizada de células endoteliais da córnea  
(RIBEIRO,P.E.M.;ISAAC,F.;SOUSA,S.J.F.;VENTURA,L.) ..... 323
- 10.12. Implementação de um banco de olhos virtual  
(ROTTA,R.T.;BARRETTO,S.;SOUSA,S.J.F.;VENTURA,L.) ..... 325
- 10.13. Terapia fotodinâmica em hiperoxigenação hiperbárica: uma estratégia clínica a ser desenvolvida no tratamento do câncer  
(COLUSSI,V.C.; METZE,K.; IAZZETTI,P.E.; CABRAL,D.F.; HACKEL,C.; NICOLA,E.M.D.; NICOLA,J.H.) ..... 327

## 11. ULTRA-SOM EM MEDICINA

- 11.1. Novo método para identificação de ecos reais e ecos de reverberação em meios multicamadas  
(DUARTE,M.A.; PEREIRA,W.C.A.) ..... 329
- 11.2. A influência do diagrama de radiação de transdutores de ultra-som na estimativa de espessuras  
(GRECO,A.V.D.; PEREIRA,W.C.A.; MACHADO,J.C.) ..... 331
- 11.3. Modelo de propagação de ultra-som por acústica geométrica aplicado a transdutor linear focalizado  
(FONSECA,L.C.A.; PEREIRA,W.C.A.; MACHADO,J.C.) ..... 333
- 11.4. Aspectos preliminares da utilização segura do método de imagens ultra-sônicas para diagnóstico médico: a qualificação profissional  
(MONTEIRO JR.,J.A.; VIEIRA,C.R.S.; PEREIRA,W.C.A.) ..... 335
- 11.5. Modelo ultra-sônico para a determinação de parâmetros da reologia sanguínea  
(ALVES,C.H.F.; PEREIRA,W.C.A.; MACHADO,J.C.) ..... 337
- 11.6. Método ultra-sônico para a caracterização do processo de coagulação do plasma normal e com deficiência de fator VIII:C  
(CORDEIRO,A.P.Q.; PEREIRA,W.C.A.; MACHADO,J.C.) ..... 339



### III FÓRUM NACIONAL DE CIÊNCIA E TECNOLOGIA EM SAÚDE

11.7.	Determinação de alterações no tempo de coagulação em função da intensidade ultra-sônica irradiada no plasma sanguíneo (MILCZEWSKI,L.F.M.; PEREIRA,W.C.A.; MACHADO,J.C.).....	341
11.8.	Differentiation between emboli and artefacts using dual gated transcranial Doppler ultrasound (EVANS,D.H.; SMITH,J.L.; FAN,L.; GITTENS,J.; NAYLOR,A.R.).....	343
11.9.	A new mean velocity estimator for use with narrow ultrasound beams (EVANS,D.H.; WILLINK,R.).....	345
11.10.	Misturador heterodino para detecção direcional de sinais Doppler ultra-sônicos (VASCONCELOS,C.F.M.; SCHLINDW,N.F.S.; SIMPSON,D.M.).....	347
11.11.	Uma nova e simplificada técnica ultra-sônica clínica para a caracterização de tecido ósseo (LUCKEY,M.; MURPHY,G.; FITZPATRICK,D.; FIGUEIROA,W.; DiPERNA,C.; MAGEE,F.P.; RYABY,J.T.; ALVES,J.M.; EINHORN,T.A.; SIFFERT,R.S.; KAUFMAN,J.J.).....	349
11.12.	Caracterização ultra-sônica de osso trabecular humano e animal: um estudo comparativo (ALVES,J.M.; KAUFMAN,J.J.; XU,W.; LIN,D.; SIFFERT,R.S.; RYABY,J.T.; MAGEE,F.P.).....	351
11.13.	Efeito do ultra-som terapêutico em lesão muscular - Estudo experimental em coelhos (MENEZES,D.F.; VOLPON,J.B.; SHIMANO,A.C.).....	353
11.14.	Transdutores piezocomposites 1-3 para diagnóstico clínico (GÓMEZ,H.; NEGREIRA,C.A.; AULET,A.; BASORA,L.A.; EIRAS,J.A.).....	355
11.15.	Analisis por ultrasonido de un medio fibroso, aplicacion a tejidos musculares (ARZÚA,A.; NEGREIRA,C.A.).....	357
11.16.	Considerações sobre a produção de campos ultra-sônicos (ARNOLD,F.J.; PELÁ,C.A.).....	359

## 12. MEDICINA NUCLEAR

12.1.	Reconstrução 3D rápida em tomografia por emissão de pósitrons (EGGER,M.L.; SCHEURER,A.H.; JOSEPH,C.; MOREL,C.).....	361
12.2.	A velocidade de captação de <sup>99m</sup> Tc-MDP em lesões metásticas ósseas antes e depois da terapia com <sup>89m</sup> Sr (SOUZA,J.F.; BRAGA,F.J.H.N.).....	363
12.3.	Implementação de filtros de Wiener para imagens de emissão (OLIVEIRA,F.A.; JOAQUIM,M.B.).....	365
12.4.	Determinação automática das regiões de interesse em estudos de ventriculografia radioisotópica (PARZIANELLO,L.C.; FURUIE,S.S.; MOURA,L.).....	367
12.5.	Quantificação do movimento 3D do miocárdio em Gated SPECT (GUTIERREZ,M.A.; FURUIE,S.S.; MOURA,L.; MENEGHETTI,J.C.; MELO,C.P.).....	369
12.6.	Avaliação do pré-processamento das projeções em SPECT com phantom físico (REBELO,M.S.; FURUIE,S.S.; ABE,R.; MOURA,L.).....	371
12.7.	Controle de rejeitos radioativos em medicina nuclear (STAEVIE,G.L.G.; GATTRINGER,D.K.; VIA,L.R.; TESSMAN,M.; DAL MAS,C.R.).....	373
12.8.	Quarto de iodoterapia (PINTO,A.L.A.; DERIVIA.; BACELARA.; RAMOS,F.R.; DIAS,T.M.; BAPTISTA,I.S.).....	375
12.9.	Definição de bordas em imagens de estudos renais dinâmicos (GUEDES,G.P.; BRUNETTO,S.Q.).....	377

## 13. RADIOLOGIA DIAGNÓSTICA

13.1.	Construção e utilização de um fantoma homogêneo para padronização de imagens radiográficas (PINA,D.R.; GHILARDI NETTO,T.; ROCHA,S.; BROCHI,M.A.C.; TRAD,C.S.).....	379
13.2.	Analizador de feixe de raios-X diagnóstico (PELÁ,C.A.; PAULA,E.; BRUÇÓ,J.L.; GHILARDI NETTO,T.).....	381

### III FÓRUM NACIONAL DE CIÊNCIA E TECNOLOGIA EM SAÚDE

13.3.	Observações preliminares da relação entre técnica radiográfica e doses em pacientes submetidos a exames radiográficos convencionais (TILLY JR. J.G.; GHILARDI NETTO.T.).....	383
13.4.	Desenvolvimento de um fantoma para controle de qualidade em radiodiagnóstico pediátrico (OLIVEIRA.S.C.; GHILARDI NETTO.T.; TRAD.C.S.; BROCHI.M.A.C.; ROCHA.S.L.).....	385
13.5.	Diferença de densidade de um filme radiológico (STAEVIE.G.L.G.; GATTRINGER.D.K.; VIA.L.R.; DAL MAS.C.R.; TESSMAN.M.).....	387
13.6.	Regimes ideais para exames específicos (STAEVIE.G.L.G.; DAL MAS.C.R.; TESSMAN.M.; GATTRINGER.D.K.).....	389
13.7.	Atuação do físico médico nos serviços de radiologia, hemodinâmica e unidade de bloco cirúrgico no Hospital de Clínicas de Porto Alegre (BACELAR.A.; FURTADO.A.P.A.; KREBS.E.M.; OLIVEIRA.S.S.; LIMA.A.A.; JACQUES.L.C.; SILVEIRA.C.S.)...	391
13.8.	Monitoramento e avaliação de uma câmara escura (BRAMATI.I.E.; BACELAR.A.; PINTO.A.L.A.; LIMA.A.A.; JACQUES.L.C.B.C.; NIED.L.).....	393
13.9.	Utilização da sensitometria no controle de qualidade de imagens radiográficas (LIMA.A.A.; FURTADO.A.P.A.; NIED.L.; BACELAR.A.; PINTO.A.L.A.; ACUNHA.B.).....	395
13.10.	Testes de aceitação em equipamentos de radiologia (UHR.A.P.; MAZZOLA.A.A.; BACELAR.A.; SANVITTO.P.C.; THIESEN.V.L.P.).....	397
13.11.	Análise de filmes radiográficos rejeitados: parâmetro para um programa de garantia de qualidade (MAZZOLA.A.A.; UHR.A.P.; BACELAR.A.; SANVITTO.P.C.; THIESEN.V.L.P.).....	399
13.12.	Caracterização do uso de uma tecnologia diagnóstica de alto custo (tomografia computadorizada) em municípios do Estado do Rio de Janeiro (SANTOS.E.A.; ALMEIDA.R.M.V.R.).....	401
13.13.	Tomografia computadorizada com raios-X monoenergético (COSTA.E.B.; LOPES.R.T.; LADEIRA.C.L.).....	403
13.14.	Avaliação das dimensões do ponto focal de tubos de raios-X utilizando um sistema de digitalização direta (COSTA.P.R.; FURQUIM.T.A.C.).....	405
13.15.	Determinação do tamanho do ponto focal de tubos de raios-X: digitalização direta vs. avaliação óptica (FURQUIM.T.A.C.; YANIKIAN.D.; COSTA.P.R.).....	407
13.16.	Nova metodologia para implementação de programas de controle de qualidade em departamentos de radiologia diagnóstica (FURQUIM.T.A.C.; YANIKIAN.D.; COSTA.P.R.).....	409
13.17.	Comparação entre sistemas Tandem para raios-X de baixas energias (GALHARDO.E.P.; CALDAS.L.V.E.).....	411
13.18.	Utilização de monitores portáteis em radiologia diagnóstica (energias baixas) (POTIENS.M.P.A.; BALAN JR..P.A.; CALDAS.L.V.E.).....	413
13.19.	Levantamento das condições de funcionamento de serviços de radiodiagnóstico médico - programa de vigilância das radiações ionizantes no Estado de São Paulo - Brasil (ALDRED.M.A.; EDUARDO.M.B.P.; CARVALHO.M.L.; MORAES.A.C.A.).....	415
13.20.	Avaliação dos equipamentos de radiodiagnóstico da Cidade do Recife (PASSOS.R.S.; KHOURY.H.J.; ANTONINO.P.H.D.; HAZIN.C.A.).....	417
13.21.	Influência do espalhamento na imagem mamográfica (POLETTI.M.E.; ALMEIDA.A.).....	419
13.22.	Avaliando serviços de radiologia diagnóstica (YACOVENCO.A.; INFANTOSIA.F.C.; TAUHATA.L.).....	421
13.23.	Radiologia diagnóstica e programa de garantia de qualidade: avaliação crítica (YACOVENCO.A.; LIRA.S.H.; INFANTOSIA.F.C.; TAUHATA.L.).....	423
13.24.	Laboratório de tomografia computadorizada e raios-X convencional do CEFET-PR (SCHELIN.H.R.; PASCHUK.S.A.; JAKUBIAK.R.R.; DAVID.D.E.H.; CARVALHO.A.; GOMES.C.L.; SOBOLL.D.I.S.; RUHLE.G.).....	425
13.25.	Placas radiográficas amplificadoras: estudo da contribuição dos raios-X secundários (BARROSO.R.C.R.; GONÇALVES.O.D.; EICHLER.J.; LOPES.R.T.; CARDOSO.S.C.).....	427

### III FÓRUM NACIONAL DE CIÊNCIA E TECNOLOGIA EM SAÚDE

---

- 13.26. **Análise dos resultados do programa de gerenciamento da qualidade dos equipamentos radiológicos**  
(ALVES.F.F.R.; MEDEIROS.R.B.) ..... 429
- 13.27. **Processamento para simulação da nitidez de imagens radiográficas para diversos sistemas de registro da imagem**  
(SILVA.M.A.; SCHABEL.H.; OLIVEIRA.H.J.Q.; FRÈRE.A.F.; AZEVEDO MARQUES.P.M.; ALVES.F.F.R.; MEDEIROS.R.B.) ..... 431
- 13.28. **Mapas de nitidez: um método para apresentação dos resultados do controle de qualidade dos sistemas mamográficos em função da nitidez das imagens**  
(OLIVEIRA.H.J.Q.; FRÈRE.A.F.; MARQUES.M.A.; SCHABEL.H.; AZEVEDO MARQUES.P.M.; IRITA.R.T.) ..... 433
- 13.29. **Determinação da Região Ótima de sistemas mamográficos com base em simulações computacionais da FTM**  
(OLIVEIRA.L.N.S.; SCHABEL.H.; PORCEL.N.T.; FRÈRE.A.F.; AZEVEDO MARQUES.P.M.) ..... 435
- 13.30. **Dispositivo de sensoriamento do feixe de raios-x para determinação do centro do campo de radiação**  
(SANTOS.L.H.E.; SCHABEL.H.; SILVA.A.A.B.; AZEVEDO MARQUES.P.M.; CAMPOS.M.; FRÈRE.A.F.) ..... 437
- 13.31. **Estudos baseados nas técnicas de angiografia**  
(STAEVIE.G.L.G.; TESSMAN.M.; GATTRINGER.D.K.; SILVA.A.F.; DAL MAS.A.F.T.) ..... 439

---

1.

BIOENGENHARIA

---

---

# A depressão alastrante sob o efeito de bário

N.L.V.Peixoto\*, V.M.Fernandes de Lima\* e W.Hanke\*\*

\* Depto de Eng. Biomédica - FEE - UNICAMP. e-mail: nathalia@deb.fee.unicamp.br.

\*\*Inst. of Zoophysiology/230 - Univ. Hohenheim - Garbenstrasse, 30, D70599 - Stuttgart - Germany.

**Resumo** - Apresentamos aqui os resultados de medidas ópticas e eletro-fisiológicas obtidas durante a ocorrência de ondas de depressão alastrante (DA) na retina de galinha *in vitro*. Adquirindo simultaneamente os sinais supracitados foi possível analisar a sua relação temporal e espacial durante a DA. As ondas foram elicitadas sob condições de controle e com a aplicação de cloreto de bário à solução de perfusão. Algumas das características mais afetadas foram a variação lenta do potencial extra-celular, a velocidade e o valor absoluto do pico da derivada do sinal de tensão. A onda óptica intrínseca (IOS) também foi afetada. Apesar disso, o pico da derivada (do potencial) ocorreu sempre no momento da chegada da onda óptica à ponta da micropipeta. Como o bário é um bloqueador de células gliais, os resultados dos experimentos evidenciam a relação entre a despolarização glial e outros fenômenos concomitantes tais como a onda de tensão e o IOS, o que deverá ser objeto de investigações futuras.

**Abstract** - In this paper we present the results of optical and electro-physiological measurements carried out during the occurrence of spreading depression waves in the *in vitro* chicken retina. Simultaneously acquiring the optical and electrical signals, we could verify the temporal and spatial relationship between them. The waves have been elicited under control conditions and with the application of barium chloride to the perfusing solution. Some of the most affected features of the waves were the negative slow potential shift, the velocity and the peak absolute value of the derivative of the potential wave. The intrinsic optical signal (IOS) was also affected. Nevertheless, the peak value of the derivative occurred always when the IOS was exactly on the tip of the micropipette. As long as barium is a K-channel blocker specific for glial cells, the results of these experiments permit to conclude that the relationship between the glial depolarization and the concomitant phenomena such as the potential wave and the IOS exists and should be the subject of further investigation.

## Introdução

Em dois trabalhos anteriores<sup>1,2</sup> foi verificado que a adição de bário à solução de perfusão de retinas de galinhas *in vitro* deprime o potencial extracelular associado com a onda de depressão alastrante (DA), a velocidade de propagação e um dos componentes do sinal óptico intrínseco (IOS), deixando outros componentes pouco afetados. Neste trabalho apresentamos os resultados de experimentos nos quais os concomitantes eletrofisiológicos e ópticos foram adquiridos simultaneamente, tanto antes quanto depois da aplicação de bário.

## Materiais e Métodos

Pintainhos de 4 a 12 dias de vida são decapitados e seus olhos dissecados imediatamente. A câmara anterior é cortada no equador e o humor vítreo removido. A câmara posterior é imersa numa solução de Ringer, contendo NaCl a 100mM, KCl a 6mM, MgCl<sub>2</sub> a 1mM, NaH<sub>2</sub>PO<sub>4</sub> a 1mM, CaCl<sub>2</sub> a 1mM, NaHCO<sub>3</sub> a 30mM, glicose a 30mM e Tris a 5mM. O pH é ajustado em 7,4. Nos experimentos com bário, BaCl<sub>2</sub> (4mM) é adicionado à solução normal. A temperatura da solução é mantida a 29°, e as ondas são elicitadas quimicamente (com KCl a 100mM) a cada 20 minutos.

As medidas eletro-fisiológicas são feitas na IPL (camada plexiforme interna). O sinal óptico é gravado em vídeo, e posteriormente digitalizado e

analisado. Fazem-se duas aquisições de ondas controle, enquanto a retina é perfundida com Ringer, e depois a retina é tratada com bário. Após a aquisição das ondas com a retina sob o efeito de bário, a perfusão é feita novamente com Ringer standard, e obtém-se pelo menos mais duas ondas controle, para avaliação da recuperação do tecido.

## Resultados

Dentre oito ondas adquiridas durante a perfusão com bário, quatro apresentaram a depressão completa da onda de potencial extracelular (Fig.1). Nas restantes o efeito depressivo foi parcial (Fig.2), com amplitudes variando entre 2,5 e 5mV, enquanto que nas ondas controle a média foi de 19±5mV (n=27 ondas). O valor máximo da derivada do potencial também foi muito afetado pela aplicação de bário, variando de 10 a 25% dos valores controle. Em contrapartida, a duração da onda de potencial não apresentou mudança (Fig. 2). O IOS nunca foi deprimido completamente, mesmo nas ondas em que o sinal elétrico foi nulo. Entretanto, variações no brilho da onda óptica puderam ser observadas (Fig. 3 e 4). Em ambas as figuras, o processamento da imagem inclui subtração de quadros consecutivos, e portanto as variações da brilhância de fundo da retina não podem ser comparadas. Outro parâmetro muito afetado foi a velocidade de propagação, que foi calculada a partir dos perfis do IOS. A velocidade das ondas controle foi 3,5±0,7mm/min (n=7 ondas) e das

obtidas sob o efeito de bário  $1,46 \pm 0,03 \text{ mm/min}$  ( $n=2$  ondas). O registro simultâneo dos dois sinais permitiu a comparação da evolução temporal de ambos. Verificou-se que o valor máximo absoluto da derivada do potencial coincide com a chegada do IOS na região da ponta da micropipeta.

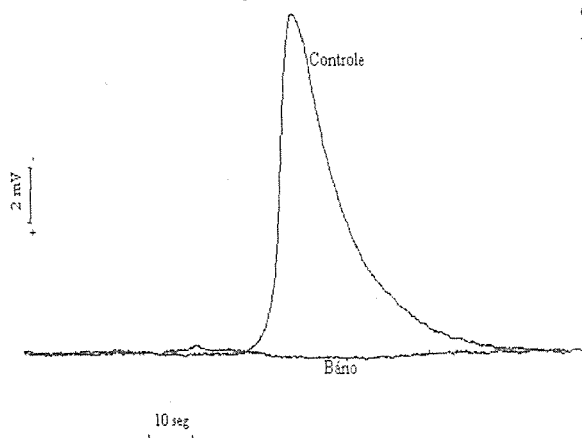


fig. 1. Concomitantes eletro-fisiológicos.  
Amplitude das ondas: Controle: 12,6. Bário: 0,5mV.

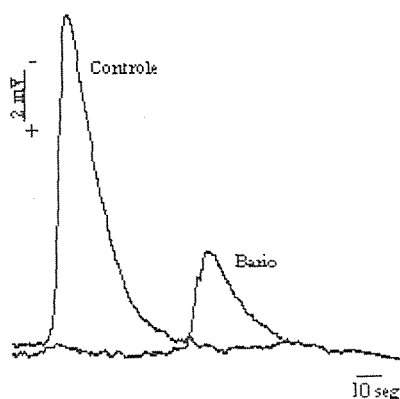


fig. 2. Concomitantes eletro-fisiológicos.  
Amplitude das ondas: Controle: 12,4mV. Bário: 3,9mV.

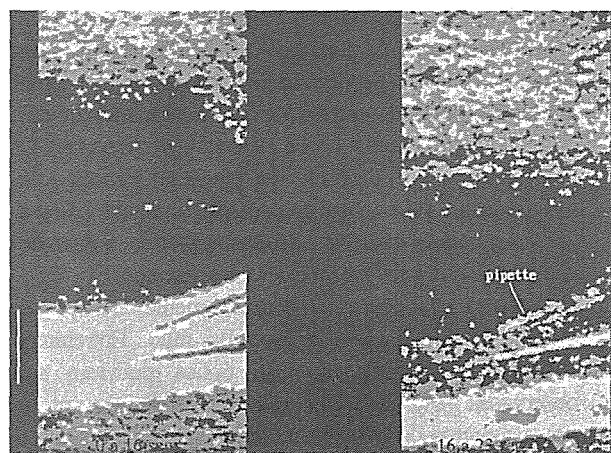


fig. 3. Exemplo de onda controle, diferenças entre dois quadros.  
A marca vertical à esquerda indica 0,5mm.

## Discussão

Os experimentos mostrados confirmaram os achados anteriores nos quais os parâmetros elétricos e ópticos foram adquiridos separadamente.<sup>1,2</sup> Neste trabalho, pela primeira vez os concomitantes elétricos e ópticos foram adquiridos de forma simultânea. A velocidade de

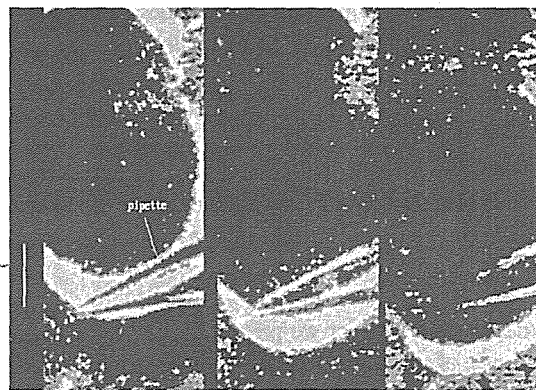


fig. 4. Diferenças entre quadros - retina perfundida com bário (4mM). A marca vertical à esquerda indica 0,5mm.

propagação, a amplitude da onda de potencial e a razão de mudança desta última foram os parâmetros mais afetados pela aplicação de bário. Por outro lado, a aplicação de bário bloqueia a quase totalidade dos canais de potássio expressos na membrana da glia de retina.<sup>3</sup> Os resultados atuais, portanto, estão de acordo com a hipótese de que a despolarização da membrana da glia é um fator importante na propagação das ondas de DA. O IOS medido nestes experimentos apresentou uma relação complexa com a onda de potencial e com a velocidade de propagação, sugerindo que mecanismos outros além da despolarização da membrana da glia estejam subjacentes a este fenômeno. Por exemplo, a expansão do espaço extracelular devida ao movimento de íons e de água entre este compartimento e o meio intracelular concomitante à passagem da onda poderia mudar as propriedades ópticas do tecido, e portanto afetar o IOS.<sup>4</sup>

## Referências

- Fernandes de Lima, VM, Scheller, D, Tegtmeier, F, Hanke, W e Schlue, WR. *Self-sustained Spreading Depressions in the chicken retina and short-term neuronal-glia interactions within the gray matter neuropil*. Brain Research, 1993, 614: 45-51.
- Fernandes de Lima, VM, et alii. *Calcium waves in gray matter are due to voltage-sensitive glial membrane channels*. Brain Research, 1994, 663: 77-83.
- Ballanyi, KP, Graphe, P e Bruggencate, G. *Ion activities and potassium uptake mechanism of glial cells in guinea pig olfactory cortex slices*. J.Physiol., 1987, 382: 159-174.
- Martins-Ferreira, H e DoCarmo, RJ. *Retinal Spreading Depression and the extracellular milieu*. Can.J.Physiol. Pharmacol., 1987, 65:1092-1098.

Agradecemos o apoio financeiro da CAPES (projeto PROBRAL 14/94) e da FAPESP (projeto nº 95/7337-0).

# Fixador distrator Epífiso - Metafisário

## Estudo experimental em coelhos

Murilo A. Rocha; José B. Volpon & Antônio C. Shimano

Laboratório de Bioengenharia da FMRP - USP  
Av. Bandeirantes 3900 - 14049-900 - Ribeirão Preto-SP

**Resumo** - Foi desenvolvido um aparelho para distração epífiso-metafisária para fêmures de coelhos em crescimento, com ponte óssea provocada previamente. A sua confecção foi em alumínio. Foram colados extensômetros para medidas das cargas. O aparelho demonstrou boa tolerabilidade, resistência suficiente e estabilidade confiável.

**Abstract** - A physal distraction device was developed for femur of growing rabbits. Bone bridge was done before the tests through defect surgically provoked on lateral side and distal physal of the femur. It was made of aluminum and was equipped with two strain gauges. Good tolerance, enough strength and stability was shown.

### Introdução

As lesões epifisárias dos ossos longos têm como complicação a parada do crescimento total ou parcial do osso atingido, como consequência da formação de uma ponte óssea entre a metáfise e a epífise que pode abranger parte ou a totalidade da área da placa de crescimento<sup>1</sup>.

Clinicamente esta complicação se manifesta com encurtamento, deformidade angular do membro afetado ou ambos.

O tratamento convencional das pontes ósseas parciais é a sua ressecção, com interposição de tecido do próprio paciente (gordura, etc) ou de material inerte para impedir a formação de nova ponte óssea<sup>1</sup>. Outra opção é aplicar forças de tração progressivas na epífise até provocar o seu arrancamento e, conseqüentemente, liberar a placa de crescimento<sup>2</sup>. A tração é aplicada por meio de um fixador externo<sup>2,3,4</sup>.

Existem vários modelos de fixadores que se podem utilizar para atender necessidades determinadas a cada momento.

Esta investigação teve por objetivo desenvolver um fixador externo dimensionado para o fêmur do coelho e testá-lo para o rompimento de uma barra óssea na cartilagem de crescimento, provocada cirurgicamente.

### Metodologia

Considerando o peso e tamanho do coelho com 12 semanas de idade, foi confeccionado um fixador externo. Foram realizados testes com alguns protótipos até que obtivéssemos as dimensões compatíveis. Estas dimensões foram em média de 9 cm de comprimento por 2 cm de largura.

O aparelho é constituído por uma plataforma com rasgo, tendo um bloco fixo em uma das extremidades e um bloco móvel acoplado a um fuso situado no interior do rasgo. Os blocos possuem furos de 1,5 mm de diâmetro, que permitem a passagem dos fios de Kirschner para fixação na diáfise (bloco fixo) e na epífise (bloco móvel) do fêmur do coelho.

Na extremidade oposta à do bloco fixo há um manipulador acoplado ao fuso, cuja rotação permite a aproximação ou distanciamento dos blocos (Figura 1)

No aparelho foram colados 2 extensômetros (strain gauges), na região entre os dois blocos. O circuito utilizado foi em meia ponte. As medidas foram realizadas por uma ponte de extensometria portátil.

Foram utilizados coelhos da raça Nova Zelândia, fêmeas e sempre da mesma idade.

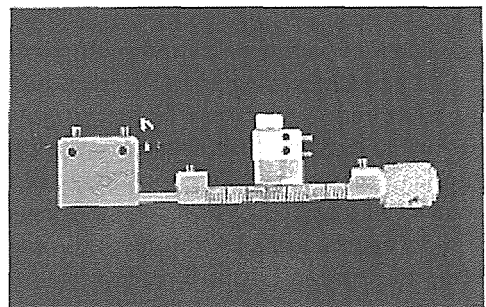


Figura 1- Fixador distrator

O aparelho foi implantado nos coelhos e realizados testes com alternância do período de

permanência do aparelho; sendo alguns animais mantidos em gaiola com sessões de distração diária e outros realizados agudamente, até que houvesse o rompimento da ponte óssea.

## Resultados

O aparelho mostrou-se viável sob três aspectos básicos: foi bem tolerado pelo animal durante o período em que permaneceu instalado, foi possível romper a ponte óssea através da distração aguda ou cronicamente e as leituras das cargas mostraram-se uniformes.

## Discussão e conclusões

O aparelho foi desenvolvido especialmente para coelhos de 10 a 12 semanas devido ao tempo necessário para a formação da ponte óssea provocada no coelho de 4 a 6 semanas de idade. Além disto, com 12 semanas o animal ainda está em crescimento, fato necessário para se efetuar a distração.

A tolerância observada nos animais que permaneceram com os aparelhos instalados por até duas semanas, provavelmente se deve as suas dimensões, forma e peso. Para isto contribuiu, fundamentalmente, o material utilizado por ser de baixo peso e facilmente modelado.

A situação em que foi instalado, na face lateral inferior do fêmur, não interferiu com a mobilidade normal das articulações adjacentes permitindo, assim, a movimentação do animal livremente.

A capacidade do aparelho em realizar esforços foi suficiente para romper as pontes ósseas, com conseqüente descolamento epifisário completo, demonstrando assim a possibilidade de corrigir deformidades e permitir alongamentos quando necessário.

A uniformidade das medidas durante as sessões de distração, obtidas imediatamente antes e após cada sessão, pode ser creditada à estabilidade alcançada pelo fixador-distrator.

Devido às dimensões diminutas do fêmur de coelho com 12 semanas de idade, a inserção dos fios de Kirschner em algumas instalações foi realizada com acesso ao osso e não percutaneamente como se desejava. Além disso foi difícil obter o paralelismo dos fios, condição necessária para uma boa correção e manutenção do alinhamento após o descolamento. Estes problemas foram minimizados com a utilização de um guia para direcionamento dos fios, confeccionado especialmente para este fim.

## Referências

- <sup>1</sup>ÖSTERMAN, K.: Healing of large surgical defects of the epiphyseal plate. An experimental study. *Clin. Orthop.* n°300, p. 264-268, mar., 1994.
- <sup>2</sup>CONNOLLY, J. F. et al: Epiphyseal traction to correct acquired growth deformities. An animal investigation. *Clin. Orthop.* n° 202, p.258-268, jan., 1986.
- <sup>3</sup>FISHBANE, B. M. & RILEY, L. R.: Continuous transpyseal traction : Experimental observations. *Clin. Orthop.*, n°136, p. 120-124, oct., 1978.
- <sup>4</sup>PELTONEN, J. I. et al: Experimental epiphyseal distraction producing and correcting angular deformities. *J. Bone Joint Surg.* v. 66-b, aug., 1984.



# Ensaio de flexão em três pontos nas faces anterior e posterior de fêmures de ratas, em duas fases diferentes de crescimento

Valdir J. O. Pessan; José B. Volpon & Antônio C. Shimano

Laboratório de Bioengenharia da FMRP - USP  
Av. Bandeirantes 3900 - 14049-900 - Ribeirão Preto-SP

**Resumo** - Este estudo teve como objetivo analisar a comportamento mecânico em fêmures de ratas com 25 e 79 dias de vida, realizando ensaios de flexão com cargas aplicadas nas faces côncava e convexa da diáfise deste osso. Os ensaios foram realizados em uma máquina universal de ensaios. Analisando os resultados dos parâmetros mecânicos, verificamos que foram significativamente maiores para os animais mais maduros em relação às faces de aplicação da força onde de maneira geral, não houve diferença significativa fosse a força aplicada na concavidade ou na convexidade do osso.

**Abstract** - The mechanical behavior of mature and immature rat femora was analyzed with forces applied either to the concave or to convex surfaces of the diaphysis. The animal age was 25 and 79 days of age. The data showed that the nearly matured rats have stronger bones as tested in flexion but when the strength was compared for each group with forces applied either to the concave or the convex surface no statistical differences were found between them. It was postulated that an arrangement of the bone internal architecture may compensate for a theoretical expected difference in bone strength when the force of flexion was applied on the opposite surfaces.

## Introdução

Do ponto de vista mecânico, o osso pode ser estudado como material (tecido ósseo) ou como estrutura intacta (por exemplo o fêmur), sendo que ambos os estudos têm finalidades distintas.

Do estudo da anatomia comparada de diversos animais verifica-se que um achado constante é o encurvamento anterior da diáfise do fêmur. Isto ocorre também em animais utilizados experimentalmente em laboratório, como por exemplo: coelhos e ratas. Um aspecto importante com relação a estes encurvamentos são às solicitações mecânicas localizadas, onde as resultantes das forças provocam um esforço de flexão no sentido de anterior para posterior no osso. Entretanto, este fato poderia causar menor resistência óssea conforme a força traumática fosse aplicada na face côncava ou convexa. A fim de se verificar este fato, este trabalho experimental teve como objetivo analisar o comportamento mecânico em fêmures de ratas imaturas e próximas da maturidade, realizando ensaios de flexão com cargas aplicadas nas faces côncava e convexa da diáfise deste osso.

## Metodologia

Para os ensaios mecânicos foram utilizados 80 fêmures esquerdos de ratas da raça *Ratus Norvegicus Albinos*, variedade *Wistar*, sendo divididos igualmente em 4 grupos

experimentais: um composto por 20 ratas na idade de 25 dias de vida, sendo a carga aplicada na face anterior do fêmur (25A); um com idade de 25 dias de vida, sendo a carga aplicada na face posterior do fêmur (25P) e outros dois grupos 79A e 79P, onde as idades foram de 79 dias de vida, sendo as cargas também aplicadas nas faces anterior e posterior.

Os fêmures foram conservados em freezer a  $-20^{\circ}\text{C}$  até o dia dos ensaios, por 30 dias. Os ensaios foram realizados com os ossos a temperatura ambiente. Foi utilizada uma máquina universal de ensaios, com célula de carga de 200Kgf e um acessório de apoio dimensionado para o tamanho do osso, para realização dos ensaios de flexão em três pontos. Para os fêmures de ratas com 25 dias de vida, foi utilizado uma distância entre os apoios de 10 mm e, para os fêmures de ratas com 79 dias de vida, uma distância de 20 mm. A velocidade de aplicação da carga utilizada foi de 0,15 mm/min.

Para realização dos cálculos foram utilizados curvas tensão ( $\text{N/m}^2$ ) versus deflexão (%). A área da secção transversal da região medial do osso, utilizadas nos cálculos das tensões, foram obtidas ampliando-as o contorno de suas secções transversais 5 vezes e copiado em papel. Foi utilizado uma mesa digitalizadora Digigraf® Renoir, para transferir ao microcomputador. Para os cálculos das áreas foi utilizado o programa Autocad 13® e dos momentos de inércia foi utilizado um programa desenvolvido pela equipe do Laboratório de Bioengenharia de Faculdade de

Medicina de Ribeirão Preto-USP. A análise estatística utilizada foi o teste *t de student*, adotando um nível de significância de 5%.

## Resultados

O tipo mais comum de fratura encontrada foi a transversal e o local foi na região de aplicação da carga.

Os valores médios do módulo de elasticidade equivalente para os fêmures do grupo 25P foi  $(1,1 \pm 0,06)10^6 \text{ N/m}^2$  e para o grupo 25A foi de  $(1,5 \pm 0,1)10^6 \text{ N/m}^2$ . A comparação destes dois grupos mostrou que houve diferença significativa ( $P=0,006$ ). Para o grupo 79P e 79A foi de  $(11,8 \pm 0,6)10^6 \text{ N/m}^2$  e  $(10,2 \pm 0,3)10^6 \text{ N/m}^2$  respectivamente. Neste caso a comparação destes dois grupos também mostrou diferença significativa ( $p=0,04$ ). Realizando as comparações entre os grupos 25P com 79P e 25A com 79A, houve diferença significativa ( $p=4,22 \cdot 10^{-19}$ ) e ( $p=5,27 \cdot 10^{-24}$ ).

Os valores médios da energia absorvida na fase elástica para os fêmures do grupo 25P foi de  $(30,3 \pm 2,0)10^3 \text{ J/m}^3$  e para o grupo 25A foi de  $(30,5 \pm 1,4)10^3 \text{ J/m}^3$ . A comparação destes dois grupos mostrou que não houve diferença significativa ( $p=0,92$ ). Para os grupos 79P e 79A foi de  $(155,6 \pm 9,7)10^3 \text{ J/m}^3$  e  $(156,7 \pm 10,2)10^3 \text{ J/m}^3$ , respectivamente. Neste caso, a comparação destes dois grupos mostrou também que não houve diferença significativa ( $p=0,94$ ). Realizando a comparação entre os grupos 25P com 79P e 25A com 79A, houve diferença significativa ( $p=3,66 \cdot 10^{-15}$ ) e ( $p=5,46 \cdot 10^{-14}$ ).

## Discussão e conclusões

Como uma das principais funções do aparelho locomotor é a sustentação e transmissão de forças, há interesse permanente em se estudar seus componentes do ponto de vista mecânico.

O tecido ósseo imaturo tem menor módulo de elasticidade, menor resistência a flexão e menor conteúdo mineral<sup>2</sup>. Para todos os parâmetros analisados neste trabalho verificamos que aumentam com a idade e, após a maturidade, decrescem lentamente, verificados por TORZILLI<sup>3</sup> et al., em 1982. EVANS<sup>4</sup> em 1965 verificou que estas diferenças devem ter sido devido as modificações histológicas entre os ossos nas diferentes idades. Quanto a aplicação da carga nas faces anterior e posterior os resultados mostraram não haver diferenças significantes, provavelmente, deve ter havido um rearranjo trabecular interno de modo a compensar esta menor resistência em potencial.

## Referências

- <sup>1</sup>EVANS, F.G. Bone and Bone. *J. Biomech Eng.*, 104, p.1-5, 1982.
- <sup>2</sup>CURREY, J.D. & BUTLER, A.G. The mechanical properties of bone tissue in children. *J Bone Joint Surg USA*, 57, p.810-814, 1975.
- <sup>3</sup>TORZILLI, P.D.; TAKEBE, K.; BURSTEIN, Á. H.; ZIKA, J.M. HEIPLE, K.G. The material properties of immature bone. *J Biomech Eng USA.*, 104, p.12-20, 1982.
- <sup>4</sup>EVANS, F.G. Mechanical properties and histology of cortical bone from younger and older men. *Anatomical Record.*, 185, p.1-12, 1965.

# Estudo do mecanismo de ação do Campo Elétrico na incorporação de Cálcio Iônico em Células Ósseas

Orivaldo L. da Silva<sup>1</sup>, Robert L. Zimmerman<sup>2</sup>, Camilo A. M. Xavier<sup>3</sup>

<sup>1</sup> Escola de Engenharia de São Carlos, <sup>2</sup> Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras de Ribeirão Preto, <sup>3</sup> Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo

**Resumo** - Acredita-se que sinais elétricos endógenos afetem o metabolismo ósseo, sendo as respostas fisiológicas ao estímulo elétrico devidas a mecanismos celulares que envolvem variações na concentração citosólica de cálcio. No presente estudo esse efeito celular foi investigado através da estimulação direta, por campo elétrico de intensidade fisiologicamente significativa de 10 mV/cm e frequência 1,5 MHz, de células ósseas em cultura primária. Observou-se que o efeito é intermediado por canais de transporte de cálcio do tipo L.

**Abstract** - Endogenous electrical signals have been thought to affect bone metabolism. Physiological responses to electrical stimulation are thought to be due to cellular mechanisms involving cytosolic calcium concentration changes. In this study this cellular effect was investigated by directly stimulating primary culture bone cells at a physiological significant field strength of 10 mV/cm and frequency 1.5 MHz. It was observed that the effect is mediated by L-Type Calcium Channels

## Introdução

A compreensão dos mecanismos biofísicos de regulação do reparo e crescimento dos tecidos biológicos envolve a observação de fenômenos ao nível da atividade celular. No presente trabalho investiga-se a ocorrência de incorporação de cálcio iônico do meio extracelular como resposta de culturas primárias de osteoblastos expostas a campos elétricos de baixa intensidade.

No caso de osteoblastos, mudanças nos níveis celulares de  $Ca^{2+}$  representam um mecanismo de controle importante, que pode ser alterado pela ação de campos elétricos<sup>1</sup>. Os padrões de variação dos níveis de  $(Ca^{2+})_i$  (estimulada por hormônio paratireoideiano e inibida por verapamil, um bloqueador de canais de cálcio do tipo L) observados em culturas primárias de osteoblastos demonstram a presença de canais de cálcio do tipo L em osteoblastos<sup>2</sup>.

## Materiais e Métodos

As culturas primárias de osteoblastos foram obtidas a partir de ossos de calota calvária de ratos isogênicos neonatos. Os experimentos de fluorescência foram realizados com as células em estado pré-confluentes.

As células para estudo, situadas na região entre os dois eletrodos paralelos de estimulação, foram excitadas com sinais elétricos senoidais contínuos de frequência 1,5 MHz e 10 mV de amplitude. Durante a estimulação foi utilizado um controle químico de viabilidade celular (0,03  $\mu$ M de bradicinina).

A variação de  $[Ca^{2+}]_i$  foi medida utilizando-se o marcador sensível a cálcio Fura-2, pela técnica de razão de fluorescência. A aquisição das imagens e a determinação de  $[Ca^{2+}]_i$  foram feitas através de um microscópio invertido opticamente ligado a uma câmera e um sistema de processamento de imagens.

A resposta ao hormônio paratireoideiano (PTH) foi utilizada como padrão para incorporação de cálcio extracelular pelos osteoblastos (0,3  $\mu$ M de PTH). O controle bioquímico negativo foi obtido mediante o uso do bloqueador de canais de transporte de  $Ca^{2+}$  verapamil (0,1  $\mu$ M). Os grupos controle não-estimulados receberam eletrodos, porém sem a aplicação de tensão.

## Resultados

Foram usados três grupos experimentais: estimulado (exposto à ação de campo elétrico), controle (não estimulado) e bloqueado. A população final para análise de resultados constituiu-se de 217, 114 e 90 células, respectivamente, nos grupos estimulado, controle não estimulado e bloqueado.

A curva  $[Ca^{2+}]_i$  versus tempo para as células do grupo controle não estimulado apresenta linhas de base aproximadamente constantes e respostas típicas da aplicação de bradicinina, o controle bioquímico, caracterizadas pela elevação rápida da concentração intracelular de cálcio, seguida pelo decaimento para a linha de base.

A curva  $[Ca^{2+}]_i$  versus tempo para células do grupo bloqueado mostra um aspecto semelhante ao do grupo controle não estimulado. O resultado

observado corresponde à expectativa, uma vez que o bloqueio dos canais de transporte de cálcio (canais tipo L) deve restringir a incorporação de cálcio pelos osteoblastos, mesmo quando submetidos à ação de potenciais elétricos.

A curva  $[Ca^{2+}]_i$  versus tempo para as células do grupo estimulado mostra respostas transientes ou duradouras. Em comparação ao grupo controle não estimulado, células do grupo estimulado exibiram oscilações e picos de maior amplitude e duração. Outras células do grupo estimulado exibiram incrementos de  $[Ca^{2+}]_i$  duradouros, podendo atingir tempos maiores que 5 minutos, sem que fossem observadas oscilações. Ainda, os tempos de latência observados variam de indivíduo para indivíduo.

Para a análise das respostas celulares foi considerada variação máxima de  $[Ca^{2+}]_i$  durante o intervalo de tempo de estimulação. Foram observados os valores médios 36,44 nM, 10,12 nM e 8,85 nM, respectivamente, para os grupos estimulado, controle e bloqueado.

A análise estatística (método ANOVA) permite afirmar com 99,95% de confiança que existe um grupo experimental com diferença significativa em  $\Delta[Ca^{2+}]_i$  ( $P < 0,0005$ ) e uma diferença significativa entre as variações de  $[Ca^{2+}]_i$  para o grupo estimulado e os grupos não-estimulado e bloqueado com uma confiança de 99,9% ( $P < 0,001$ ).

## Discussão e Conclusão

A linhagem de células ósseas utilizadas, quando submetida a estímulo por hormônio paratireoideano, apresentou capacidade de incorporação de cálcio do meio extracelular compatível com os resultados existentes na literatura<sup>(2,3,4)</sup>. A comparação dos valores médios para  $\Delta[Ca^{2+}]_i$  do grupo estimulado com os níveis de incorporação de cálcio extracelular por agentes calciotrópicos, demonstra que efetivamente campos elétricos alternados de intensidade 10 mV/cm e frequência 1,5 MHz são capazes de alterar o metabolismo intracelular do  $[Ca^{2+}]_i$ . O bloqueio obtido mediante a aplicação de verapamil indica que o efeito é intermediado por canais de transporte de cálcio do tipo L existentes na membrana plasmática.

## Referências

- (1) SILVA, O.L. *et alii* The Effects of 1.5 MHz Electric Field Stimulation in Primary Bone Cells Cultures. In: Blank, M., ed. *Electricity and Magnetism in Biology and Medicine*. San Francisco, San Francisco Press, 1993. p. 905-908.
- (2) YAMAGUCHI, D.T. *et alii* Parathyroid Hormone-Activated Calcium Channels in an Osteoblast-Like Clonal Osteosarcoma Cell Line. *J. Biol. Chem.*, v.262, n.16, p.7711-7718, 1987.
- (3) REID, I.R. *et alii* Parathyroid Hormone Acutely Elevates Intracellular Calcium in Osteoblastlike Cells. *Am. J. Physiol.*, v.252, p.E45-E51, 1987.
- (4) WILTINK, A. *et alii* Heterogeneity of Intracellular Calcium Responses to Parathyroid Hormone and Thrombin in Primary Osteoblast-Like Cells and UMR 106-01 Cells: Correlations with Culture Conditions, Intracellular Calcium Concentration and Differentiation State. *Cell Calcium*, v.14, p.591-600, 1993.

# Ensino e Pesquisa da Engenharia Biomédica em Países em Desenvolvimento

Percy Nohama; Karin Soldatelli Borsato

LER: Laboratório de Engenharia de Reabilitação/PUC-PR  
Rua Imaculada Conceição 1155, Prado Velho, Curitiba, Paraná, CEP 80215-901

**Resumo:** A evolução da tecnologia na medicina vem exigindo crescente especialização de médicos na área técnica e de engenheiros, físicos e matemáticos na área médica. Este artigo trata de programas e currículos em engenharia biomédica em mais de 15 países e fornece subsídios para instituições que pretendem desenvolver atividades de ensino e pesquisa na área, principalmente, visando a criação de cursos de graduação.

**Abstract:** The application of technology in medicine has carried on physicians' specialization on technical field and engineers', physicists' and mathematicians' specialization on medicine and biology. This paper discusses curricula and programmes of biomedical engineering in more than 15 countries and gives contents for the institutions that intend to develop teaching and research in that field, fundamentally, with the aim of creating undergraduation courses.

## Introdução

A explosão da tecnologia médica dos anos 70 impôs a necessidade de treinamento apropriado do corpo técnico e de engenharia para operar, manter, reparar, gerenciar instrumentos cada vez mais complexos<sup>1</sup>. A diversidade dos equipamentos mecânicos e eletrônicos exigem um número crescente de habilidades para servir em atividades hospitalares, que vão desde a aquisição de equipamentos até segurança elétrica, o que implica em um vasto conhecimento de engenharia, boa compreensão de sistemas biológicos e habilidade para aplicar esses conhecimentos de maneira eficaz. Os médicos nunca foram tão agraciados com a tecnologia como hoje, de tal modo que engenharia e tecnologia tornaram-se parte integrante da prática médica.

Entretanto, a expressiva contribuição da engenharia aos sistemas de saúde tem o seu custo. Conseqüentemente, tornou-se relevante e urgente o desenvolvimento de programas de formação que propiciem o conhecimento adequado e as experiências necessárias ao domínio desse *know-how* tecnológico, e a aplicação de pesados investimentos em pesquisas para acompanhar a aceleração inerente ao progresso científico<sup>2</sup>.

Descreve-se nesse trabalho, as conclusões extraídas da análise de programas de ensino e pesquisa em engenharia biomédica em mais de 15 países e apresentam-se as diretrizes para criação de um curso de graduação em países em desenvolvimento.

## Materiais e Métodos

A análise dos programas existentes em outros países baseou-se na descrição relatada por

especialistas da área através de trabalhos apresentados em Congressos do IEEE, artigos publicados em literatura específica, catálogos de divulgação das universidades e entrevistas com profissionais brasileiros.

## Resultados

(1) Em países como EUA, China<sup>3</sup>, Arábia Saudita<sup>4</sup>, México<sup>2,5</sup>, há cursos de graduação exclusivamente em engenharia biomédica. Em outros países e mesmo nos EUA, México, Itália<sup>6</sup>, Brasil, os programas em biomédica integram programas de química, física, engenharias elétrica ou mecânica; (2) de 41 instituições americanas, 27% possuem cursos de graduação, 41% de mestrado e 46% de doutorado, especificamente em biomédica. Entretanto, a maioria desenvolve programas de biomédica dentro das engenharias tradicionais (61% na elétrica e 54% na mecânica); (3) conclusões do *Workshop* em currículos dos cursos em Bioengenharia, em Dayton, EUA (1991), destacam que: 1/3 dos graduados passa para cursos de medicina, 1/3 vai para a pós-graduação e 1/3 encaminha-se para a indústria<sup>7</sup>; (4) dois são segmentos principais de mercado de trabalho na indústria: dispositivos médicos de uso externo e dispositivos implantáveis; (5) engenheiros eletricitas e mecânicos com especialização em biomédica têm recebido a preferência do mercado; (6) os programas existentes têm sofrido críticas devido à falta de homogeneidade nos currículos e superficialidade de certas disciplinas; (7) na maioria dos países prevalecem os cursos de pós-graduação; (8) em países em desenvolvimento há poucas indústrias de equipamentos médico-hospitalares e quando existem são de baixa complexidade; (9) no Brasil, as prioridades de

instrução recaem sobre a engenharia clínica, pois: (a) há grande deterioração dos equipamentos nos hospitais públicos, (b) tecnologia adquirida de países mais desenvolvidos, sem transferência apropriada, levando à operação incorreta e danos nos equipamentos; (c) rápida substituição de equipamentos com a introdução de novas idéias advindas da pesquisa em outros países; (d) uso passivo de tecnologia sem a compreensão de suas vantagens e prejuízos sociais; (e) diferenciação progressiva entre o tratamento oferecido pelos setores público e privado e elevação dos custos com a tecnologia; (f) falta de normalização e legislação e (g) custos com manutenção cada vez mais altos<sup>8</sup>.

A aceitação do engenheiro biomédico vem sendo gradual, porque: (1) a ênfase tem sido dada às áreas avançadas de pesquisa; (2) tem ocorrido discriminação dos engenheiros biomédicos por parte das demais engenharias; (3) não tem havido a devida aceitação por parte da comunidade médica; (4) não há uma definição apropriada sobre essa engenharia.

### Conclusões

Para implementação de programas em engenharia biomédica, deve-se atender à: (1) formação em grupos de engenharia biomédica, visando a centralização de atividades, projetos e professores; priorizando as necessidades do setor de saúde, os recursos existentes e o desenvolvimento científico-tecnológico, sem nunca priorizar apenas a especialização dos docentes; (2) criação de disciplinas optativas para serem ministradas nos cursos de ciências exatas e biomédicas; (3) implantação de um setor de Engenharia Clínica (implantação de programas e rotinas de testes em equipamentos e instalações elétricas, proteção radiológica e controle de imagens médicas; criação de cursos de extensão e aperfeiçoamento em engenharia clínica; desenvolvimento de projetos alternativos de equipamentos ou partes de equipamentos sem similar nacional); (4) abertura de curso de especialização em engenharia clínica, (5) realização de uma análise aprofundada da realidade produtiva do país no que tange à industrialização de produtos médico-hospitalares e ao poder de absorção dos profissionais de engenharia biomédica pelo mercado de trabalho; e (6), somente após um período de pelo menos dois anos de atividades em Engenharia Biomédica, definir sobre a criação de uma ênfase em biomédica para o curso de engenharia elétrica ou engenharia mecânica.

### Referências

1. KATZ, P.A. Bioengineering Education: Preparing the Clinical Engineer for Today's Healthcare Environment. *Proc Ann Int Conf IEEE Engng Med Biol Soc*, v. 12, n. 5, p. 2350, 1990.
2. CASTAÑEDA, V.M.C. The BME Educational Programs of the 90's. *Proc Ann Int Conf IEEE Engng Med Biol Soc*, v. 12, n. 5, p. 2361-2, 1990.
3. YE-CHO, H. BME Education in Medical University. *Proc Ann Int Conf IEEE Engng Med Biol Soc*, v. 12, n. 5, p. 2370, 1990.
4. AL-TURAIKI, M. Biomedical Engineering Education in Saudi Arabia Kingdom. *Proc Ann Int Conf IEEE Engng Med Biol Soc*, v. 10, n. 4, p. 1911, 1988.
5. COLIN, J.L.; MAYAGOITIA, R.E. Biomedical Engineering in Mexico. *Proc Ann Int Conf IEEE Engng Med Biol Soc*, v. 13, n. 5, p. 2364-5, 1991.
6. CERUTTI, S. Educational Issues on Biomedical Engineering in Italy. *Proc Ann Int Conf IEEE Engng Med Biol Soc*, v. 12, n. 5, p. 2353-4, 1990.
7. ROWLEY, B.A.; GUILBEAU, E.J.; HALE, P.N.; SAIDEL, G.M. Workshop on the Undergraduate Curricula in Bio/Biomedical Engineering. *Proc Ann Int Conf IEEE Engng Med Biol Soc*, v. 13, n. 5, p. 2348-9, 1991.
8. MS Capacitação em Engenharia Clínica. *Ministério da Saúde, Secretaria Nacional de Assistência à Saúde, Depto. de Sistematização e Normas*, Brasília, 1992.

# Proposta de Abertura de Curso de Engenharia Elétrica com Ênfase em Biomédica

P. Nohama, C.M. Barra, G.L. Bichinho, K.S. Borsato, L.C. Bastos e M.F. Amorim

Laboratório de Engenharia de Reabilitação (LER), Depto. Informática/PUC PR  
Rua Imaculada Conceição 1155, Prado Velho, Curitiba, PR, CEP 80215-901

**Resumo** - Na busca de soluções para resolver o problema de formação de pessoal em engenharia biomédica, propõe-se a abertura de um curso de engenharia elétrica, ênfase biomédica. A estrutura curricular segue a Reso. 48/76 do CFE, abrangendo uma carga horária total de 4605 ha assim discriminada: 4% em matérias exidas por legislação específica, 10% em formação geral, 26% em formação profissional geral e 60% em formação básica. As principais matérias da área biomédicas são: Medicina Básica, Instrumentação Biomédica, Bioengenharia, Reabilitação, Engenharia Hospitalar, Informática Médica e Estágio Supervisionado.

**Abstract:** Looking for solving the problems of specialized human resources in biomedical engineering in Brazil, we propose the creation of an electrical engineering course, with emphasis in biomedical engineering. Its curriculum is according to CFE resolution n. 48/76. The disciplines can be distributed in: 4% in specific legal courses, 10% in general education, 26% in general professional education, and 60% in basic education. The main disciplines in the biomedical field are: Basic Medicine, Biomedical Instrumentation, Bioengineering, Rehabilitation, Clinical Engineering, Medical Informatics and Supervised Work.

## Introdução

Devido à importância da Engenharia Biomédica na melhoria dos serviços de saúde e no progresso da tecnologia nacional, tanto o governo quanto o setor privado vêm investindo de forma crescente nesta área nos últimos 20 anos. Porém, um sério obstáculo tem dificultado a evolução da Engenharia Biomédica no Brasil: a falta de recursos humanos, em todos os níveis: técnicos (2º grau), engenheiros e mesmo pós-graduados.

Nos USA, por exemplo, há um engenheiro clínico para cada conjunto de 400 leitos hospitalares e, no Brasil, há menos de 50 engenheiros atuando em 523 mil leitos, o que representa uma demanda de 1400 especialistas<sup>1</sup>. Pesquisa realizada no México, para identificar a situação do engenheiro biomédico<sup>2</sup>, concluiu que indústrias de produtos médicos, universidades e hospitais são os que mais contratam. E à medida que se limitam as importações desses produtos, ocorre, de fato, um crescimento no setor industrial dos países em desenvolvimento<sup>3</sup>.

Em 88, a demanda mundial por equipamentos médico-hospitalares foi de US\$ 36,1 bilhões. No Brasil, o parque de equipamentos das instituições públicas de saúde é estimado em US\$ 8 bilhões. O consumo anual gira em torno de US\$ 700 milhões adquiridos no Brasil e US\$ 150 milhões importados. A este parque instalado, somam-se US\$ 3,2 bilhões (40% de todo o parque) em equipamentos inoperantes ou operando precariamente, como consequência de aquisições inadequadas, uso indevido, baixa qualidade, gerência ou manutenção deficientes.

Além disso, os médicos precisam

incorporar este manancial de novos dispositivos, sistemas e métodos, na assistência aos pacientes<sup>4</sup>.

Como potencialmente o mercado de trabalho é grande, e em florescimento nesta década<sup>5</sup>; torna-se urgente a implantação de programas de formação que propiciem conhecimento adequado e experiências necessárias ao domínio e ao gerenciamento desse *know-how* tecnológico; e a aplicação de pesados investimentos em pesquisas, para acompanhar a aceleração inerente ao progresso científico de nossos dias.

O objetivo deste artigo consiste, por isso, na proposta de abertura de um curso de graduação em Engenharia Elétrica, ênfase Biomédica, no qual se procura integrar a heterogeneidade de conhecimentos com um currículo flexível para que não haja prejuízo do rigor da engenharia<sup>6</sup>.

## Objetivos do Curso

O objetivo geral do curso é a formação interdisciplinar de recursos humanos capazes de aplicar métodos de engenharia, matemática e ciências físicas aos problemas de medicina e ciências da saúde, contribuindo efetivamente para a melhoria da saúde e no desenvolvimento de tecnologia na área médico-hospitalar e laboratorial.

Especificamente, pode-se enumerar: (1) capacitação do educando para elaborar, dirigir estudos e projetos de engenharia elétrica e biomédica, para construção, montagem ou manutenção de instalações e equipamentos eletro-eletrônicos empregados no ambiente médico-hospitalar; (2) aglutinar conhecimentos e profissionais das áreas médica, ciências da saúde, engenharia, ciências exatas e de tecnologia,

contribuindo na melhoria da formação desse profissional; (3) desenvolver-se na profissão e contribuir para o surgimento de tecnologias que atendam às necessidades do país; (4) identificar e propor soluções para os problemas de segurança médico-hospitalares e instalações de instituições de saúde; (5) constituir-se em polo de transmissão de experiências e conhecimentos fundamentais para a prática da profissão.

### Perfil pretendido

O engenheiro eletricitista, modalidade biomédica, possuirá um forte embasamento em eletro-eletrônica, como suporte aos conteúdos da área de tecnologia biomédica, gerenciamento e tecnologia de equipamentos médico-hospitalares. Além destes, considerando a diversidade de tecnologias existentes no ambiente hospitalar, possuirá conhecimentos básicos de mecânica.

### Composição Curricular

A estrutura curricular terá duração de 5 anos, atendendo à sequência metodológica que permitirá ao educando obter sua profissionalização ao final do curso, de acordo com a Reso. CFE n. 48/76. É constituída por matérias e disciplinas de educação básica e geral, exigidas por legislação específica e disciplinas de formação profissional geral e específica, totalizando 4605 ha, sendo 3315 teóricas, 1050 práticas 240 ha de estágio. A formação especial compõe-se de 7 matérias, 13 disciplinas, totalizando 1215 ha, 885 teóricas e 330 práticas (tabela 1). Percentualmente, a contribuição de cada matéria na carga horária total equivale a: 4% em matérias exidas por legislação específica, 10% em formação geral, 26% em formação profissional geral e 60% em formação básica.

Sendo as atividades do engenheiro eletricitista tão diversificadas quanto as áreas em que

pode exercer sua profissão, procurou-se dar ao currículo um caráter eclético, priorizando entretanto, a área de Engenharia Biomédica, ancorada na eletrônica, computação e fisiologia humana. Para integralização do currículo, distribuiu-se a carga horária de modo a concentrar conhecimentos básicos nos 3 primeiros anos do curso e conhecimentos específicos nos 2 últimos, propiciando a maior equalização possível com os demais cursos de engenharia.

A atividade de estágio supervisionado, caracterizada como disciplina obrigatória (9º e 10º períodos), será viabilizada em parte, através uma forte interação com o Hospital Universitário. Além disto, tal intercâmbio possibilitará a imprescindível complementação e atualização dos docentes.

### Referências

- <sup>1</sup> MS. Capacitação em Engenharia Clínica. Ministério da Saúde, Sec. Nacional de Assistência à Saúde, Depto. de Sistematização e Normas, Brasília, 1992.
- <sup>2</sup> COLIN, J.L.; MAYAGOITIA, R.E. Biomedical Engineering in Mexico. *Proc Ann Int Conf IEEE Engng Med Biol Soc*, v.13, n.5, p. 2364-5, 1991.
- <sup>3</sup> BORJÓN, L.F. , MAYAGOITIA, R.E. Strategies and results in Training Biomedical Engineers. *Proc Ann Int Conf IEEE Engng. Med Biol Soc*, v. 12, n. 5, p. 2363-4, 1990.
- <sup>4</sup> CASTAÑEDA, V.M.C. The BME Educational Programs of the 90's. *Proc Ann Int Conf IEEE Engng Med Biol Soc*, v. 12, n. 5, p. 2361-2, 1990.
- <sup>5</sup> RAO, C.R.; SRINIVASAN, T.M. (1988). Pattern of a Graduate Program in B.M.E. Suitable for Developing Countries. *Proc Ann Int Conf IEEE Engng Med Biol Soc*, v. 10, n. 4, p. 1906.
- <sup>6</sup> CASTAÑEDA, V.M.C. Biomedical Engineering Educational Programs in Mexico City. *Proc Ann Int Conf IEEE Engng Med Biol Soc*, v. 10, n. 4, p. 1912-13, 1988.

Tabela 1. Composição das matérias e disciplinas de formação específica.

Matérias	Disciplinas	Teoria	Prática	Total
Medicina	Anatomia Humana	60	0	60
	Fisiologia 60 hs (+Biologia -> 30 h)	90	0	90
	Semiologia	30	0	30
Instrumentação Biomédica	Instrumentação Biomédica I e II	60	30	90
	Instrumentação Médico-Hospitalar I e II	120	0	120
Informática Biomédica	Informática Médica	60	30	90
	Processamento de Sinais e Imagens I e II	60	30	90
Bioengenharia	Biomateriais	60	0	60
	Biotecnologia	60	0	60
Reabilitação	Engenharia de Reabilitação	60	0	60
Engenharia Hospitalar	Engenharia Hospitalar I II III e IV	180	0	180
	Administração Hospitalar	45	0	45
Estágio	Estágio Supervisionado + Relatório Final	---	---	240
<b>TOTAL</b>		<b>885</b>	<b>90</b>	<b>1215</b>



# Resposta da musculatura de ratos a partículas de Polisulfona

Sergio Luiz Pavanatti<sup>1</sup>; Cecília A. C. Zavaglia<sup>1</sup>; William Dias Belangero<sup>2</sup>  
Yoshio Kawano<sup>3</sup>

<sup>1</sup>Depto. de Engenharia dos Materiais - FEM/UNICAMP  
Rua Mendeleiev, 200 - 13081-970 - Cidade Universitária Prof Zeferino Vaz - Campinas (SP)

<sup>2</sup>Depto. de Ortopedia e Traumatologia. - FCM/UNICAMP

<sup>3</sup>Depto. Química Fundamental - IQ/USP

**Resumo** - Neste trabalho foi estudada a resposta da musculatura tríceps sural de ratos Wistar a partículas de uma poliétersulfona fabricada pela AMOCO e vendida sob o nome comercial UDEL™ P - 1800 implantadas na forma de partículas por um período de até 52 semanas. Ao final do período de implante, não foi observado pelos autores nenhum indicio que indicasse toxicidade do material.

**Abstract** - In this work was studied the response of Triceps Surae muscle of Wistar male rats to particles of a polyethersulfone manufactured by AMOCO with the trade name UDEL P-100, implanted during 52 weeks. The author analysed the results and didn't find any evidence of material toxicity.

## Introdução

Os materiais poliméricos vem sendo cada vez mais estudados com relação à sua aplicação nas áreas de saúde, especialmente após o desenvolvimento dos polímeros de alto desempenho como as poliétersulfonas e as poliétersulfonas, sugerindo seu uso como substituto dos materiais metálicos, as ligas de Titânio, em implantes ortopédicos<sup>1</sup>

Segundo alguns autores<sup>2</sup>, a principal vantagem do uso destes polímeros em implantes ortopédicos, em especial as placas de fixação, seria a diminuição da osteoporose, causada pela grande diferença entre o módulo elástico do osso e dos metais.

Apesar das placas de osteossíntese confeccionadas com matriz termorrígida reforçadas com fibras de carbono já terem sido implantadas com sucesso em pacientes, o alto custo de fabricação por multilaminação impede sua utilização em larga escala. Podendo ser solucionado, em parte, pela utilização de resinas termoplásticas de propriedades termodinâmicas elevadas, como as poliétersulfonas<sup>3</sup>

É relativamente pequeno o número de publicações existentes a respeito de estudos "in vivo" de implantes por períodos superiores a algumas semanas de implantação, que é o principal objetivo do presente estudo.

## Materiais e Métodos

A polisulfona utilizada neste estudo é um polímero amorfo, fabricado pela American Oil Company e vendido sob forma de partículas com o nome UDEL™ P-1800, cuja distribuição granulométrica é mostrada na figura Figura 1.

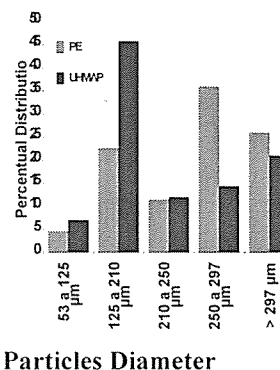


Figura 1  
Distribuição granulométrica das partículas de PES e UHMWPE implantadas

Os materiais foram implantados em 56 ratos machos (*Rattus norvegicus*) da variedade WYSTAR. O tecido escolhido para receber as partículas foi o músculo Tríceps Sural da musculatura adutora dos membros posteriores.

Com a finalidade de estudar a influência do tempo de implante, os animais foram divididos em seis grupos com quatro animais cada, exceto no último que continha oito (a fim de recompor eventuais óbitos), com os seguintes tempos de acompanhamento: 1, 2, 4, 8, 16 e 52 semanas.

A avaliação histológica do tecido muscular foi feita através de microscopia ótica levando-se em consideração os seguintes parâmetros: a - necrose celular, b - inflamação (edema, hemorragia e tipo de infiltrado) e c - espessura da cápsula de fibrose

## Resultados

Com relação à resposta do tecido muscular, não foi observada necrose celular tampouco alterações de cor ou vascularização, a não ser em pequenos focos durante as primeiras duas semanas, causada pelo trauma cirúrgico, caracterizado por infiltrado inflamatório não específico, com macrófagos, raros neutrófilos e células gigantes. As fibras musculares que circundavam as partículas mostravam diferentes fases de degeneração e regeneração. Em nenhum caso foi constatado reação inflamatória do tipo exsudativa.

Na quarta semana foi observado diminuição na reação inflamatória e na população celular, com predominância de fibroblastos sobre os demais tipos de células. Esta resposta ficou cada vez mais evidente durante as semanas seguintes com a formação de traves fibrosas que envolviam as partículas. Foi notado na 16ª semana a neoformação de vascular ao redor das partículas.

Após 52 semanas, as partículas apresentavam-se envolvidas por uma cápsula constituída por uma fina camada de fibras de colágeno e poucas células (fibroblastos, fibrócitos e células gigantes).

## Discussão

A opção de implantar a PES na forma de partículas foi feita levando-se em consideração que o efeito tóxico do material seria exacerbado pelo aumento da superfície de contato com o tecido muscular do organismo hospedeiro. Todo processo de cicatrização ocorreu normalmente, a despeito da presença do implante, sendo inclusive difícil sua identificação para obtenção dos cortes histológicos. A resposta tecidual apresentada sugerem a ausência de toxicidade dos materiais implantados.

A reação típica de corpo estranho apresentada pelo PES, com ausência de reação inflamatória, confirmada pela diminuição de macrófagos no decorrer do tempo de implante, apoiam a afirmação de biocompatibilidade deste material.

Os resultados obtidos foram comparados com o comportamento de um material sabidamente biocompatível do Polietileno de Ultra Alto Peso Molecular (UHMWPE)<sup>4,5</sup>. Foi "atraso" na resposta do PES em relação ao UHMWPE, mostrando que este comportamento pode ser devido mais às características superficiais da partícula do que sua natureza química<sup>5,6,8,9</sup>.

## Conclusões

Durante este estudo não foi observado qualquer alteração nos tecidos ao redor das partículas, seja macroscopicamente, por alteração de cor ou vascularização, seja microscopicamente, através de inflamação do tipo exsudativa que contra indicassem a PES como biomaterial. Considerando-se estes resultados, pode-se concluir que a resina UDEL™ P-1800 é um polímero tão bem tolerado quanto polímeros como o UHMWPE.

## Referências

- <sup>1</sup> BRADLEY, J.S. ; HASTINGS, G.W. ; JOHNSON-NURSE, C. , Carbon Fibre Reinforced Epoxy as a High Strength, Low Modulus Material for Internal Fixation Plates. , *Biomaterials* , v. 1 , 1979.
- <sup>2</sup> UHTHOFF, H.K. ; POLLAK, S.R. , The Effects of Metal Plates on Post-Traumatic Remodelling and Bone Mass , *J. Bone Jt. Surg* , v. 63-B , n. 3 , p. 427-434 , 1981.
- <sup>3</sup> PEMBERTON, D.J. ; McKIBBIN, B. TAYTON, K. ; STUART, D. , Carbon Fiber Reinforced Plates for Fracture Problem , *J. Bone Jt. Surg.* , v. 74-B , p. 88-92 , Jan , 1992.
- <sup>4</sup> LAING, P.G., Compatibility of Biomaterials, *Othop.Clin. North Am.* , v.1 , p. 249-273 , 1973.
- <sup>5</sup> BELANGERO, W.D., Estudo da Biocompatibilidade do Carbono Refoçado com Fibras de Carbono , Tese de Doutorado, F. C. M. UNICAMP , 1988.
- <sup>6</sup> TAYLOR, S.R. ; GIBBONS, M. , Effect of Texture on the Soft Tissue Response to Polymer Implant. , *J. Biomed. Mat. Res.* , v. 17 , p. 205-227 , 1983
- <sup>7</sup> MATLAGA, B.F. ; YASENCHAK, L.P. ; ALTHOUSE, T.N. , Tissue Response to Implanted Polymers. The Significance of Sample Shape. *J. Biomed. Mat. Res.* , v. 10 , p. 391-397 , 1976.
- <sup>8</sup> COHEN, J , Assay of foreign-body reaction , *J. Bone Jt. Surg.* , v. 41-A , pp 152-166.
- <sup>9</sup> RAE, T. , The biological response to titanium and titanium-aluminium-vanadium alloy particles , *Biomaterials* , v. 7 , pp 151-155 , 1981.

# Considerações preliminares para o projeto de uma interface hidráulica para a medição de forças musculares

José Marques Novo Jr.<sup>1</sup>; Dr. Alberto Cliquet Jr.<sup>1</sup>; Dr. Lourenço Gallo Jr.<sup>1,2</sup>

<sup>1</sup>Departamento de Engenharia Biomédica (DEB) - FEE/UNICAMP  
DEB - Caixa Postal 6040 - CEP 13081-970 - Campinas(SP)  
E-mail: jose@deb.fee.unicamp.br

<sup>2</sup>Laboratório de Fisiologia do Exercício - FEF/UNICAMP

**Resumo** - Considerações teóricas para o projeto de diafragmas como interface hidráulica para a transdução força-pressão são descritas, baseando-se nas características mecânicas dos diafragmas metálicos que, conectados a sensores de pressão em dispositivos hidráulicos, possibilitam a medição de força.

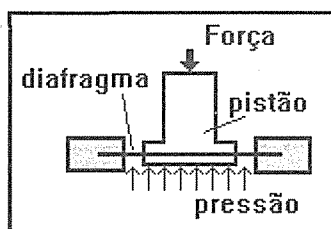
**Abstract** - Theoretical considerations for design of a hydraulic interface for force-pressure transduction is presented, based in the mechanical characteristics of the metal diaphragm that linked to pressure sensors in hydraulic devices provides the measurement of forces.

## Introdução

Utilizamos uma interface hidráulica baseada nas características mecânicas dos diafragmas metálicos utilizados em transdutores<sup>1,2</sup> que podem ser acoplados a sensores de pressão através de um sistema hidráulico. O sistema aqui proposto faz parte de um dinamômetro manual, cuja finalidade é a medição das forças exercidas por cada dedo da mão na execução da função da preensão.

## Metodologia

*Algumas considerações teóricas:* o tipo de interface considerada neste trabalho é baseada numa superfície rígida porém deformável sob a aplicação de cargas, onde o pistão é responsável pela recepção e orientação da força, perpendicularmente à superfície do diafragma (Figura 1). A magnitude da pressão dependerá da força aplicada ao pistão e de algumas características do diafragma: (a) diâmetro, (b) espessura e (c) módulo de elasticidade do material, considerando-se ainda, o conceito de área efetiva bem como o limite de carga admissível do sensor utilizado<sup>3</sup>.



**Figura 1** - A utilização do diafragma induz à definição de área efetiva  $S_e$ , para efeitos de cálculo

da relação Força/Pressão. A área efetiva não é igual à área total em contato com o fluido.

Em uma primeira aproximação, a área efetiva ( $S_e$ ) é dada por:

$$S_e = \frac{\pi}{4} \left[ \frac{D_d + D_p}{2} \right]^2$$

onde  $D_d$  = diâmetro do diafragma e  $D_p$  = diâmetro do pistão.

Para que a linearidade de resposta ocorra na ordem de 0,3%, a deflexão sofrida pelo centro do diafragma deve ser limitada a um quarto de sua espessura<sup>1,2,3,4</sup>. Tal deflexão, baseada na teoria da mínima deflexão, é dada pela fórmula:

$$d_{max} = K \left( \frac{P \cdot D_d^2}{4 \cdot E \cdot t^2} \right),$$

onde:

$d_{max}$  = deflexão máxima (mm);

P = pressão máxima no sensor (Pa);

$D_d$  = diâmetro do diafragma (mm);

E = módulo de elasticidade (Pa);

t = espessura do diafragma (mm);

K = constante do diafragma, que neste trabalho vale 0,00077 correspondente à razão de Poisson  $\nu = 0,3$  e  $D_d/D_p = 1,25$  (de acordo com Timoshenko<sup>3</sup>), relativo ao material que utilizamos para o diafragma: alumínio, liga 3003, tempera H14 com uma espessura de 0,30 mm.

## Resultados

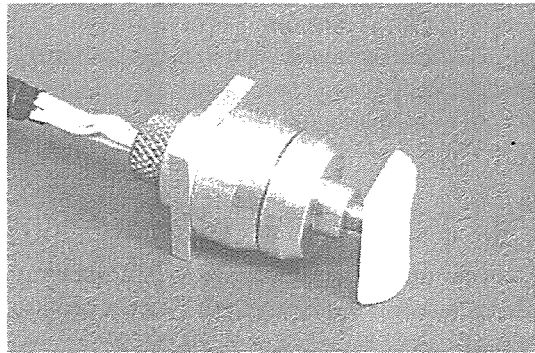
De acordo com as dimensões dos sensores de pressão, foi projetado um alojamento metálico, cujas dimensões reduzidas (2,5 x 2,5 x 4,5 cm) se justificam pela sua utilização em dinamômetros para medidas da força de preensão. Foram construídos quatro desses dispositivos (Figura 2)

que, adequadamente selados com óleo hidráulico, foram calibrados através da aplicação de cargas no intervalo 0 a 15 Kgf, numa máquina de ensaios tipo "Instron", cuja velocidade do travessão manteve-se em 0,01 cm/min. A saída analógica dos sensores foi registrada dentro do intervalo 0 - 5V.

### Discussão e Conclusões

No processo de calibração, verificou-se a excelente vedação do sistema hidráulico bem como a linearidade de resposta dos sensores.

A utilização destes em dispositivos hidráulicos na concepção do presente trabalho, possui a versatilidade de adaptação para a avaliação de diferentes grupos musculares. Ainda, as partes modulares que compõem o sistema hidráulico, permitem a reposição do diafragma de acordo com o nível de força e o tipo de protocolo de avaliação nos testes musculares.



**Figura 2** - Dispositivo hidráulico devidamente selado, apresentando um apoio para o dedo fixado ao pistão.

### Referências

<sup>1</sup> DALLY, J. W.; RILEY, W. F. *Experimental stress analysis*. Third edition, New York, mcGraw-Hill, 1991.

<sup>2</sup> MEASUREMENTS GROUP, Inc. Design for diaphragm pressure transducers. *Measurement Group Tech Note TN-510*. Raleigh, North Carolina, p.1-4, 1982.

<sup>3</sup> TIMOSHENKO, S. *Theory of plates and shells*. First edition, New York and London, McGraw-Hill, 1940.

<sup>4</sup> NACA The limiting useful deflections of corrugated metal diaphragms. *Naca Tech Note*, n.876, Dec. 1942.

O desenvolvimento deste projeto foi possível, em parte, mediante o Auxílio à Pesquisa/FAPESP (Processo de No. 94/2823-1), bolsa de estudos/CAPES e assessoria do grupo técnico-científico do Centro de Engenharia Biomédica da UNICAMP/Campinas/SP.

# Considerações preliminares para o projeto de empunhaduras de dinamômetros

José Marques Novo Jr.<sup>1</sup>; Dr. Alberto Cliquet Jr.<sup>1</sup>; Dr. Lourenço Gallo Jr.<sup>1,2</sup>

<sup>1</sup>Departamento de Engenharia Biomédica (DEB) - FEE/UNICAMP

DEB - Caixa Postal 6040 - CEP 13081-970 - Campinas(SP)

E-mail: jose@deb.fee.unicamp.br

<sup>2</sup>Laboratório de Fisiologia do Exercício - FEF/UNICAMP

**Resumo** - A força muscular de preensão é um dos elementos básicos na pesquisa das capacidades manipulativas, de força e de movimento da mão. Neste trabalho, é reportada a experiência dos autores quanto ao desenvolvimento de uma empunhadura ergonômica, baseada em alguns parâmetros antropométricos da mão.

**Abstract** - The hand grip strength is one of the basics elements in a research to study movement, strength and manipulative ability of the hand. It is purpose of this work to report the author's experience with the development of an ergonomical handle, correlated to some anthropometric parameters of the hand.

## Introdução

Neste trabalho, a força isométrica avaliada é a da preensão da mão, denominada "power-grip", na qual o polegar tem sua ação inibida e os dedos executam a força de maneira que a contração muscular extrínseca prevaleça<sup>1</sup>. Portanto, neste estudo reportaremos a confecção de uma empunhadura anatômica, acoplada a sensores de pressão e um instrumento de leitura com mostrador digital\*, num intervalo de carga total de 0 a 680 N/cm<sup>2</sup>, com precisão de 5 N/cm<sup>2</sup>. Como parâmetro de comparação foi utilizado o dinamômetro digital Jamar<sup>†</sup>, com mostrador digital em unidades Kgf, com intervalo de carga de 0 a 100 Kgf, com precisão de 1 Kgf. Todos os valores obtidos nos testes foram convertidos para Newton (N).

## Metodologia

Os princípios básicos de ergonomia<sup>2</sup> considerados na concepção do projeto foram:

- 1) o comprimento da empunhadura excede a largura da mão durante a preensão;
- 2) bordas e contornos cortantes foram evitados;
- 3) a configuração da secção transversal e o eixo de inclinação possibilitam a preensão tipo "power-grip" com inibição da ação do polegar.

A empunhadura foi então projetada seguindo a definição dos seguintes parâmetros antropométricos da mão:

- 1) *Comprimento do dedo* (CD): com as articulações metacarpofalangeanas fletidas a 90°, é a distância

entre a extremidade do terceiro osso metacarpiano e a extremidade do dedo médio;

- 2) *Comprimento da mão* (CM): com os dedos estendidos e alinhados, é a distância entre a prega distal do punho à extremidade do dedo médio;

- 3) *Largura da mão* (LM): com a mão levemente cerrada, é a distância entre o segundo e o quinto dedo, à altura das articulações metacarpofalangeanas, perpendicularmente ao eixo longitudinal do antebraço.

Os valores desses parâmetros foram obtidos dentre 130 voluntários (90 homens e 40 mulheres, entre 18 e 55 anos) e classificados de acordo com os seguintes tamanhos (tabelas 1 a 3): (a) pequeno (considerando o maior valor dentre 5% dos voluntários); (b) médio (maior valor dentre 50% dos voluntários); (c) grande (maior valor dentre 95% dos voluntários).

**Tabela 1** - Largura da mão, LM (10<sup>-2</sup> m)

	Classificação		
	pequena	média	grande
homens	6,0	6,6	7,0
mulheres	5,7	5,9	6,4

**Tabela 2** - Comprimento da mão, CM (10<sup>-2</sup> m)

	Classificação		
	pequena	média	grande
homens	16,1	17,3	19,9
mulheres	14,9	15,7	16,5

**Tabela 3** - Comprimento do dedo, CD (10<sup>-2</sup> m)

	Classificação		
	pequeno	médio	grande
homens	9,8	10,6	11,6
mulheres	9,3	9,5	10,0

\* Sensor de pressão série NPI-19A-172-GH e Instrumento de leitura ILT-301, da SODMEX Indústria e Comércio de Equipamentos de Extensometria-São Paulo-SP-Brasil.

† modelo 2A, N<sup>o</sup>. de série 4372, Asimow Engineering Co.- USA.

A largura da empunhadura foi definida como sendo a diferença (D) entre os comprimentos

da mão e dos dedos cujos valores abrangem o tamanho de mão de 95% dos voluntários: 6,0; 6,5; 7,0 e 7,5 ( $\times 10^{-2}$  m).

Utilizando-se um molde de madeira para o processo de termoformagem<sup>‡</sup> de uma placa de poliestireno de alta densidade a uma temperatura de aproximadamente 100 °C, obtivemos as empunhaduras (Figura 1) que foram adaptadas aos transdutores de pressão (Figura 2), possibilitando estabilidade à eminência tenar e posicionamento correto dos dedos na ação da preensão desejada. Cada voluntário utilizou durante os testes a empunhadura adequada ao tamanho de sua mão, de acordo com os dados das Tabelas 1 a 3.

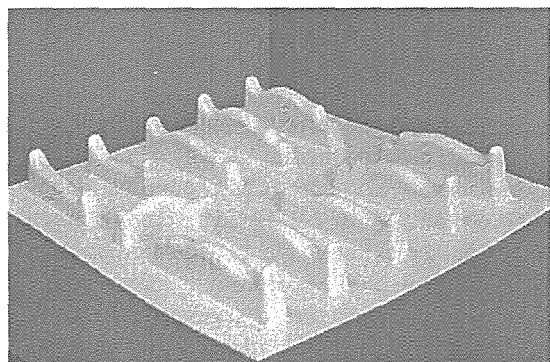


Figura 1 - Placa de poliestireno após termoformagem

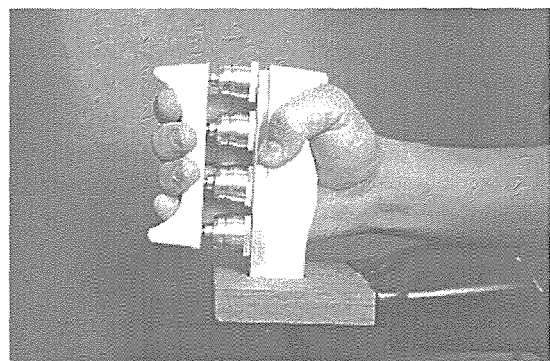


Figura 2 - Empunhadura durante o uso, onde se observa o apoio da eminência tenar e do polegar.

## Resultados

Os valores da força máxima de preensão, obtidos em ambos os aparelhos foram correlacionados aos parâmetros antropométricos da mão, no sentido de se verificar sua relação com o aumento de força (Tabela 4).

Tabela 4 - Coeficiente de correlação de Pearson entre a força de preensão e os

## parâmetros antropométricos

	LM	CM	CD
empunhadura	0,518	0,593	0,584
Jamar	0,525	0,562	0,616

(nível de significância  $\gamma = 1\%$ )

## Discussão e Conclusões

Este estudo não pretendeu desenvolver um novo instrumento. A razão clínica para o projeto ergonômico de uma empunhadura é fundamentada nos testes de força isométrica, quando um esforço máximo é requerido ao mesmo tempo que a dor e o desconforto são minimizados<sup>3</sup>. Este estudo demonstra também a preocupação para com o formato das empunhaduras dos dinamômetros manuais, como sendo um possível fator que induziria a uma avaliação errônea da diminuição da força muscular, preocupação esta ainda não citada na literatura. Em futuros trabalhos, o estudo do comportamento da força no tempo pode fornecer informações a respeito do retardamento da instalação do processo de fadiga nos esforços isométricos, com o uso de empunhaduras ergonômicas.

## Referências

- <sup>1</sup> KAPANDJI, I A *The physiology of the joints*. v.1, 2<sup>nd</sup> edition, E. and S. Livingstone, Edinburgh, 1970.
- <sup>2</sup> TICHAUER, E R and GAGE, H Ergonomic principles basic to hand tool design. *Am Ind Hyg Assoc J*, v.38, n.11, p.622-634, 1977.
- <sup>3</sup> LIND, A R Cardiovascular adjustments to isometric contractions: static effort. *Handbook of Physiology-section 2*, v.III., part 2, p.947-966, American Physiological Society, 1983.

O desenvolvimento deste projeto foi possível, em parte, mediante o Auxílio à Pesquisa concedido pela FAPESP (Processo de No. 94/2823-1) e bolsa de estudos pela CAPES.

<sup>‡</sup> GM-Modelação Técnica-modelos para fundição, São Carlos/SP/Brasil

# Manipulação e Modelagem Numérica do Envelhecimento Frontal da Face

Fabiana R. Leta<sup>1,2</sup>; Aura Conci<sup>1,2</sup>; Djenane Pamplona<sup>2</sup>;  
Hans Weber<sup>2</sup>; Francisco Salgado<sup>2</sup>; Ivo Pitanguy<sup>2</sup>

<sup>1</sup> Universidade Federal Fluminense

r Passo da Pátria 156, CEP 24 210-240, Niterói, RJ

fabiana@caa.uff.br - aconci@caa.uff.br

<sup>2</sup> Pontifícia Universidade Católica do Rio de Janeiro - PUC-Rio

**Resumo** - Neste trabalho apresenta-se uma metodologia numérica para obtenção de parâmetros de envelhecimento/rejuvenescimento. Estes parâmetros são manipulados em imagens fotográficas, através de Computação Gráfica usando uma técnica de *warping*.

**Abstract** - In this work we present a numerical methodology to obtain ageing parameters. Those parameters are manipulated in photographic images, using a Computer Graphic technique of *warping*.

## Introdução

*Warping* é uma técnica de Computação Gráfica que promove um processo de metamorfose sobre imagens e objetos. Esta técnica é muito usada especialmente na indústria de entretenimento. Filmes como *Abismo*, *Willow*, *Exterminador do Futuro*, entre outros, utilizam uma técnica semelhante chamada *Morphing*. Os algoritmos de *warping* comumente usados permitem a transformação de uma imagem a partir da interpolação linear de segmentos de contorno. As imagens intermediárias são geradas a partir da variação da cor do *pixel* (*picture element*) e do mapeamento bi-dimensional aplicado sobre as imagens iniciais. O método de transformação pode ser classificado como direto ou inverso. Usando o mapeamento direto para o cálculo do *warping*, cada *pixel* da imagem origem é copiado para sua posição final na imagem alvo. No mapeamento inverso cada *pixel* da imagem alvo é equalizado para os *pixels* correspondentes da imagem origem. Em ambas as técnicas o objetivo é definir como os *pixels* das imagens origem e final, conhecida ou não, se relacionam (Beier & Neely<sup>1</sup>).

Neste trabalho é apresentada uma aplicação científica desta conhecida técnica. O objetivo principal é representar graficamente o envelhecimento facial feminino quantitativo. Esta pesquisa busca representar de modo realístico e científico o envelhecimento facial frontal; ou seja como um rosto em determinada idade terá suas características alteradas em função do tempo.

## Metodologia

Os parâmetros de envelhecimento usados neste artigo foram definidos em Pitanguy *et al*<sup>2</sup>. A metodologia para aquisição destes parâmetros consiste na medição de algumas regiões faciais em

pacientes fotografados em diferentes idades ao longo de suas vidas. As fotos foram digitalizadas a uma resolução de 600 dpi e as medidas obtidas através do *software PhotoStyler*. Vinte e seis medidas foram tomadas em cada foto de um conjunto de quarenta mulheres, cada uma fotografada em idades distintas. Estas medidas foram utilizadas para a determinação de um padrão de mudança dos parâmetros de envelhecimento. A evolução destes parâmetros é não-linear e as curvas de envelhecimento foram ajustadas através do método dos mínimos quadrados. Com isso foram definidas curvas genéricas que descrevem a mudança dos parâmetros de envelhecimento ao longo do tempo. O processo de metamorfose descrito neste artigo utiliza segmentos de controle desenhados sobre as imagens faciais, que são mapeados de acordo com as curvas de envelhecimento.

Para promover uma distorção da imagem, são definidos segmentos de reta sobre a imagem origem delineando os principais contornos da face. Neste trabalho os segmentos alvos são calculados por interpolações polinomiais baseadas nas curvas de envelhecimento. Estes segmentos de controle definem o processo de mapeamento entre os *pixels* da imagem. No método de *warping* as linhas de origem são mapeadas para novas posições gerando uma nova imagem desconhecida. Esta imagem corresponde ao rosto em uma nova idade obtida através da aplicação da modelagem numérica do envelhecimento facial frontal. Cada *pixel* da imagem é mapeado para novas posições no processo de *warping*. A evolução do *pixel* requer um grande custo computacional, especialmente ao se trabalhar com imagens complexas onde são necessários muitos segmentos de controle.

## Resultados

Os resultados da manipulação do envelhecimento facial, implementados em linguagem C, são apresentados na figura 1. As imagens foram digitalizadas em 256 tons de cinza e gravadas em formato TIFF. A direção interpupilar foi usada como referência horizontal das imagens. Foram alocados 39 pontos para realizar o controle da face. Estes pontos definem o contorno da face e de algumas de suas regiões (Pitanguy *et al.*<sup>3</sup>), como: frontal (limitada pelas sombrancelhas e

contorno superior da testa), orbitária, nasal, orolabial (limitada por dois segmentos horizontais e outros dois que definem a ruga nasogeniana) e a do mento (possuindo oito segmentos de controle).

Usando estas regiões, criou-se uma máscara delimitadora a ser aplicada a qualquer imagem facial após alguns ajustes.

A figura 1 ilustra as imagens combinadas de uma mulher em idades diferentes, nas metades esquerdas encontram-se as imagens manipuladas para as idades 38, 48 e 58, e nas outras a imagem real aos 28 anos.



Figura 1 - As metades direitas correspondem à imagem real aos 28 anos e as esquerdas às imagens manipuladas (38, 48 e 58 anos)

## Discussão

Como pode ser observado nos resultados apresentados os efeitos qualitativos do envelhecimento (aumento do nariz, diminuição dos lábios, aumento da testa, etc.) são obtidos através da metodologia apresentada. Outros traços do envelhecimento relacionados com a textura facial, como rugas e cor (Burt<sup>4</sup>), devem ser implementados para melhorar os resultados. Deve-se observar, no entanto, que diferentemente de outros trabalhos, este foi desenvolvido para manter a identidade da pessoa. Isto é possível devido à metodologia usada. A idéia principal deste trabalho, portanto, é usar um método quantitativo para representar graficamente as mudanças faciais decorrentes do envelhecimento, possibilitando obter a aparência futura e passada de uma pessoa.

## Referências

- <sup>1</sup> BEIER, T. and S. NEELY, Feature-Based Image Metamorphosis, em *Computer Graphics ACM*, 26,2, July 1992.
- <sup>2</sup> PITANGUY, I.; LETA, F. R.; PAMPLONA, D. and WEBER, H. I., Defining and measuring ageing parameters, em *App. Math. and Comp.* - a publicar, 1996.
- <sup>3</sup> PITANGUY, I.; QUINTAES, G. de A., CAVALCANTI, M. A., LEITE, L. A. de S., Anatomia do Envelhecimento da Face, em *Rev. Bras. Cir.*, V. 67 (11/12), p. 385-390, 1977.
- <sup>4</sup> BURT, D. M. et al., Perc. age in adult Caucasian male faces, em *Proc. R. Soc.*, 259, pp 137-143, 1995.



# Detorflex - Amplificador de biopotencial eletromiográfico flexível

Paulo Henrique da Rocha<sup>1</sup>, Carlos Inácio Zanchin<sup>1</sup> e Walter Celso de Lima<sup>2</sup>  
e-mail: rocha@gpeb.ufsc.br, bio\_eng@gpeb.ufsc.br, d2wcl@npd.udesc.br

<sup>1</sup> Grupo de Pesquisas em Engenharia Biomédica - GPEB - Departamento de Eng. Elétrica - Hospital  
Universitário Universidade Federal de Santa Catarina - UFSC - Florianópolis, Santa Catarina

<sup>2</sup> Curso de Fisioterapia - Departamento de Fisioterapia  
Universidade do Estado de Santa Catarina - UDESC - Florianópolis, Santa Catarina

**Resumo** - Recentemente, técnicas eletromiográficas têm sido utilizadas para determinação do esforço muscular produzido em resposta ao estímulo nervoso, em substituição às antigas técnicas que empregam aparatos mecânicos ou eletromecânicos de maior volume, complexidade, custo e dificuldade de calibração. Neste trabalho é proposto um equipamento, com eletrodos de superfície, que utiliza técnicas eletromiográficas e que inova ao considerar a flexibilidade quanto à amplitude do esforço, à banda passante de frequência do sinal e o erro da cadeia eletrônica, possibilitando assim a utilização em músculos de diferentes tonsus.

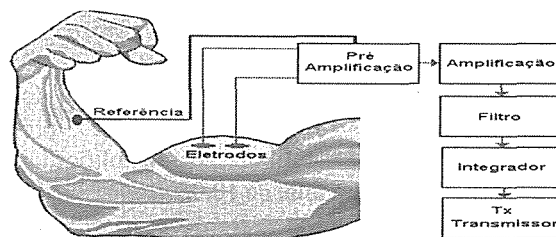
**Abstract** - Recently, detection of muscle effort produced by a nerve stimulation used electromyography approach to replace earlier mechanical or electrical-mechanical measuring equipment, calling for a greater volume, complexity, cost and careful calibration. This work proposes an equipment, using surface electrodes, that innovates on the flexibility in the use of electromyography techniques in measure effort amplitude, and signal frequency range, with slow electronic measurement error. In this way, it is possible to use this equipment with a wide range of muscle tonus.

## Introdução<sup>1,2</sup>

A eletromiografia consiste no registro de potenciais bioelétricos oriundos das atividades das fibras musculares. O somatório das atividades elétricas das fibras musculares é utilizado como indicador do esforço muscular realizado. A detecção do sinal de esforço muscular possibilita diversas aplicações em diferentes áreas médicas, sendo que as principais são: detecção de fisio-patologias e a detecção do nível de bloqueio neuromuscular. Deteção de fisio-patologias: com a quantificação do esforço muscular é possível identificar anomalias que estão relacionadas direta ou indiretamente com a variação de tonus muscular. Por Exemplo: Pode-se acompanhar o grau de reabilitação de uma atrofia muscular devido a uma imobilização prolongada. Nível de bloqueio neuromuscular: Na realização de determinadas cirurgias, aplicam-se drogas anestésicas, sendo um de seus elementos o bloqueador neuromuscular. A função do bloqueador neuromuscular é promover um relaxamento muscular durante intervenções cirúrgicas. Uma monitorização do grau de bloqueio neuromuscular é de grande importância, pois permite ao anestesiológico uma dosificação mais correta dos bloqueadores neuromusculares e das drogas que revertem este bloqueio, de acordo com as características individuais de cada paciente.

## Metodologia

Utilizando-se conceitos de sistema de aquisição de dados<sup>3,4</sup>, desenvolveu-se um circuito de medida de esforço, não invasivo, que inova ao considerar aspectos flexíveis quanto a amplitude do esforço [ $100\mu V$ ,  $10mV$ ], à banda passante de frequência do sinal considerado [ $1Hz$ ,  $1000Hz$ ] e também aos erros existentes na cadeia eletrônica ( $\leq 3\%$  VFS). A cadeia de aquisição baseia-se na combinação clássica de amplificador de instrumentação, filtro, integrador e transmissor, conforme o diagrama de blocos<sup>5,6,7</sup>. A característica própria do projeto é a separação do bloco de amplificação em dois estágios, sendo um de pré-amplificação de entrada do sinal, colocado junto ao músculo cujo esforço se pretende registrar, e outro estágio com ajuste de ganho junto ao módulo do detector. Espera-se desta forma, aumentar o nível de sensibilidade pela redução do ruído captado.



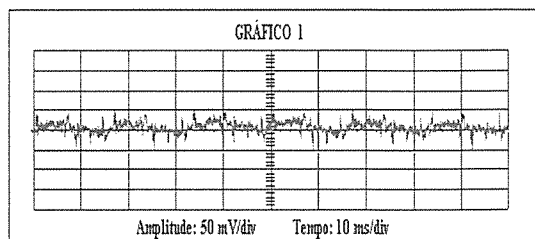
No bloco filtro foi implementado um filtro ativo passa-faixa, com frequência de corte inferior de  $0.1Hz$  e frequência de corte superior de  $5kHz$ .

O transmissor opera com vários tipos de sinais de saída. Saída em tensão de modo a fornecer uma tensão proporcional ao esforço, saída em laço de corrente de 4 a 20mA para transmissão a maiores distâncias e, eventualmente, saída digital para interfaceamento a sistemas microprocessados.

A captação do sinal de modo comum é eliminada pela alta razão de rejeição (CMRR) do pré-amplificador. No entanto, interferência de 60Hz da rede também ocorre entre os eletrodos de sinal, quer por captação direta, quer por diferença das impedâncias entre as entradas. Para uma eventual minimização dessa interferência, foi incorporado no bloco de filtragem um filtro "Notch" de 60Hz, de segunda ordem, que é opcional, ou seja, cabe ao usuário decidir se deve utilizá-lo ou não.

## Resultados

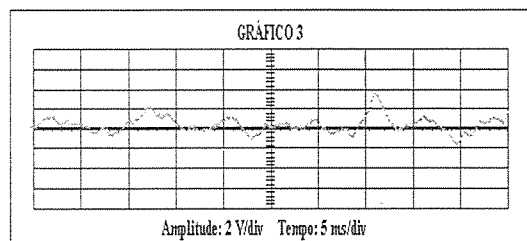
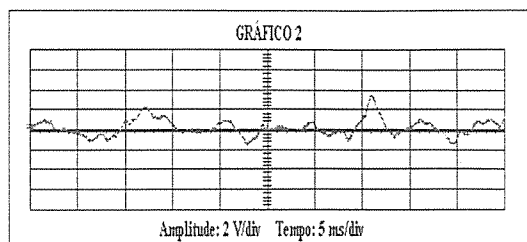
Medidas preliminares efetuadas no protótipo do pré-amplificador indicaram a presença de 40µV de interferência de 60Hz com afastamento de 3 cm entre os eletrodos ativos, captando eletromiograma do músculo *Adutor do Polegar*, com um ganho do pré-amplificador igual a 1000, conforme gráfico 1.



Este valor é menor do que os níveis de registro pretendidos. No entanto, para uma efetiva predominância do sinal a nível de 100µV, será necessário reduzi-la para valores abaixo de 30µV ou fazer uso do filtro "Nocth" de 60Hz, para manter uma relação Sinal/Ruído de 3:1.

No gráfico 2 é apresentado o sinal eletromiográfico na saída do bloco filtro mostrado na cadeia de aquisição, utilizando-se o filtro "Notch" de 60Hz, enquanto que no gráfico 3 é apresentado o mesmo sinal sem a utilização do filtro "Notch". Para a captação deste sinal foi utilizado um ganho de 1000 no bloco pré-amplificador e de ganho 10 no bloco amplificador, resultando num ganho total de 10.000.

É possível observar que, neste caso específico de monitorização do músculo *Adutor do Polegar*, a influência dos 40µV / 60 Hz não distorce de maneira significativa o sinal eletromiográfico monitorado.



## Discussão e Conclusão

A disponibilidade de um transdutor, como o que está sendo desenvolvido, permitirá a determinação quantitativa do esforço muscular em músculos de grande variação de tonus. O Grupo de Pesquisas em Engenharia Biomédica da UFSC (GPEB/UFSC) já utiliza esta técnica, em anesthesiologia, na determinação do nível de bloqueio neuromuscular, especificamente na monitorização do músculo *Adutor do Polegar*, com a utilização de aparatos mecânicos<sup>8</sup>.

## Referências

- Godaux, E. "Électromyographie, séméiologie et. physiopatologie", Masson, 2º tirage, Chapitre V, 1992.
- Vieira, Z. E. G. "Monitoração em Anestesiologia: Análise Crítica", Revista Brasileira de Anestesiologia, pp 3-14, 1992.
- Ardigo, J.D. "Polígrafo computadorizado para sinais biomédicos", Dissertação de Mestrado - CTC/GPEB/UFSC, 1994.
- Garret, P.H. "Analog I/O Design - Acquisition, Conversion, Recovery"; editor: Reston Publishing Company, Reston, Virginia, 1981.
- Bronzino, J.D., editor, "Handbook of Biomedical Engeneering", Chapter 72, CRC Press, Boca Raton, Florida, 1995.
- Jaeger, R.C. "Tutorial: Analog Data Acquisition - Part III - Sample and Hold, Instrumentation and Analog Multiplexers", IEEE Micro, pp 20-35, 1982.
- Jaeger, R.C. "Tutorial: Analog Data Acquisition - Part IV - System Design, Analysis and Performance", IEEE Micro, pp 52-61, 1983.
- Pacheco, L. H. M. "Monitor da transmissão neuromuscular para anestesiologia", Dissertação de Mestrado - CTC/GPEB/UFSC, 1987.

# Revisão Bibliográfica sobre a regulação do metabolismo ósseo por agentes físicos

Esther de Oliveira Amaro<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Mestranda na Área de Pós-Graduação Interunidades Bioengenharia-USP

**Resumo:** Uma revisão bibliográfica sobre a ação de agentes físicos no metabolismo ósseo está sendo realizada visando sumarizar o que se conhece dos mecanismos destes agentes e direcionar novos estudos sobre a estimulação da regeneração óssea.

**Abstract:** An overview concerning the regulation of bone metabolism by physical agents has been accomplished to summarize the knowledge about their mechanisms and to guide the researchs about bone healing stimulation.

## Introdução

A aplicação terapêutica de agentes físicos é uma prática notadamente crescente em medicina, assim como o interesse em otimizar os parâmetros de cada tratamento em particular, e estabelecer os princípios de ação destes agentes. Pesquisas desenvolvidas com a aplicação de ondas ultrassônicas de baixa intensidade<sup>1,2</sup>, com campo eletromagnético<sup>3,4</sup>, com campo elétrico<sup>5,6</sup> e com corrente elétrica<sup>7,8</sup> comprovaram a aceleração da regeneração óssea promovida por estes agentes. São objetivos deste trabalho relacionar os principais agentes físicos usados clinicamente na estimulação da regeneração óssea e sumarizar o que se conhece sobre os seus mecanismos de ação.

## Metodologia

Uma revisão bibliográfica abrangendo o período 1975-1996 está sendo realizada separando-se as referências segundo os seguintes critérios: agente físico do estímulo, natureza do trabalho (experimental e/ou clínico) e presença ou ausência de discussão sobre o mecanismo de ação do agente físico no estudo.

## Resultados

As informações obtidas através de uma revisão bibliográfica parcial estão mostradas nas Tabelas 1 e 2. A Tabela 1 relaciona os agentes físicos, a natureza do trabalho realizado e o ano de publicação. Estão listados 25 estudos experimentais e 4 estudos clínicos. Dentre os trabalhos citados na Tabela 1 selecionou-se os que discutem mecanismo de ação dos agentes físicos e estes são listados na Tabela 2, que relaciona os mecanismos de ação dos agentes físicos, e o número de publicações que os mencionam.

Tabela 1 - Agente Físico x Natureza do Estudo e Ano de Publicação

Agentes Físicos	Natureza		Ano de Publicação	
	Exp.*	Clínica	Mais Antigo	Mais Recente
Ultra som (baixa intensidade)	(11)	(4)	1978	1995
Campo Eletromagnético	(8)	(0)	1991	1994
Campo Elétrico	(3)	(0)	1976	1995
Corrente Elétrica	(3)	(0)	1979	1979

\* Experimental

Tabela 2- Mecanismo x Agente Físico (número de referências que discutem mecanismo)

Mecanismo	Agentes Físicos			
	Ultra som**	Campo Eletromagn.	Campo Elétrico	Corrente Elétrica
Aumento da proliferação celular	-	(2)	(1)	-
Aumento de formação de matriz óssea	-	-	(1)	-
Aumento da incorporação de cálcio	(1)	(1)	(2)	-
Modulação da enzima adenylate cyclase	(2)	-	-	-
Alteração da permeabilidade	(3)	(2)	-	-

ade da membrana				
--------------------	--	--	--	--

\*\* Baixa Intensidade

## Discussão e Conclusão

Considerando-se que este trabalho é uma revisão bibliográfica parcial, não se deve concluir qual agente físico apresenta o maior número de publicações experimentais e/ou clínicas, ainda que a Tabela 1 mostre que a estimulação ultra-sônica seja a mais investigada. O uso clínico da estimulação da regeneração óssea por campo eletromagnético, que é uma técnica não-invasiva de tratamento de fraturas, é comercialmente disponível desde os anos 80, e portanto, a revisão bibliográfica final deverá mostrar que há um maior número de estudos sobre este agente físico. A Tabela 2 permite concluir que o mecanismo de ação dos agentes físicos tem sido pouco investigado. A sumarização destes mecanismos e o levantamento das referências que os discutem, contribuirá para direcionar os estudos da regulação do metabolismo ósseo por agentes físicos.

## Referências

<sup>1</sup>Duarte, L.R. The stimulation of bone growth by ultrasound. *Arch Orthop Trauma Surg*, 101: 153-159, 1983.

<sup>2</sup>Pilla, A.A., Figueiredo, M., Nasser, P., Alves, J.M., Ryaby, J.T., Klein, M. Kaufman, J.J., Siffert, R.S., Acceleration of bone repair by pulsed sine wave ultrasound: animal, clinical and mechanistic studies. In: Brighton, C.T., Pollack, S.R. eds. *Electromagnetics in Medicine and Biology*, San Francisco Press, Inc, San Francisco, p. 331-341, 1991.

<sup>3</sup>Fitzsimmons, R.J.; Baylink, D.J. Growth factors and electromagnetic fields in bone. *Clin Plast Surg*; 21(3):401-406, 1994.

<sup>4</sup>Fitzsimmons, R.J.; Ryaby, J.T.; Magge, F.P., Baylink, D.J.; Combined magnetic fields increased net calcium flux in bone cells. *Calcif Tissue Int* 55:376-380, 1994.

<sup>5</sup>Fitzsimmons, R.J.; Farley, J.; Adey, W.R.; Baylink, D.J. Embryonic bone matrix formation is increased after exposure to low-amplitude capacitively coupled electric field, in vitro. *Biochimica et Biophysica Acta* 882, 51-56, 1986.

<sup>6</sup>Brighton, C.T.; Cronkey, J.E.; Osterman, A.L.; In Vitro epiphyseal-plate growth in various constant electrical fields. *J Bone and Joint Surg*, 7:971-978., 1976.

<sup>7</sup>Hassler, C.R.; Cummings, K.D.; Clark, L.C.; Rybicki, E.F. and Diegle, R.B. Augmentation of bone healing via electrical stimuli. In: Brighton, C.T.; Black, J.; Pollack, S.R. *Electrical properties of bone and cartilage: experimental effects and clinical applications*. Grune & Stratton, New York, p. 155-158, 1979.

<sup>8</sup> Black, J.; Brighton, C.T.; Mechanisms of stimulation of osteogenesis by direct current. In: Brighton, C.T.; Black, J.; Pollacks, S.R. *Electrical properties of bone and cartilage: experimental effects and clinical applications*. New York, Grune & Stratton, p. 215-224, 1979.

## Agradecimento

Este trabalho recebeu apoio do Programa de Demanda Social da "Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior" (CAPES), Brasília-DF.

# Sistema para el monitoreo de pacientes y la sincronización de las imágenes de un tomógrafo de RMI de 0.1 T.

Cuadra Sanz, B. Manuel; Corzo Fornaris, Alexis; García Naranjo, C. Juan; Hernández Seoane, Domingo; Ferrer Borges, Oreste.

Centro de Biofísica Médica, Laboratorio de Física Médica, Universidad de Oriente, Santiago de Cuba, Cuba.

**Resumo** - El sistema para el monitoreo continuo de pacientes usado en el tomógrafo cubano de RMI Giroimag - 02 es presentado. Se detallan los métodos de obtención y procesamiento de las bioseñales así como el modo en que se establecen los sincronismos y el formato de visualización de las ondas.

**Abstract** - A Continuous monitoring system for cuban NMR Scanner Giroimag 02 is presented. Biosignal processing is explained and the methods used for data acquisition is presented. Also, synchronism and the format of wave displaying are shown.

## 1. Introducción

El registro continuo de los parámetros vitales del paciente durante los estudios de RMI, permite no solo la evaluación de estos, sino que asegura la calidad de las imágenes utilizadas para el diagnóstico, cuando son implementados determinados sincronismos<sup>1,4</sup>. En el laboratorio de Física Médica del Centro de Biofísica Médica, se ha desarrollado un sistema de este tipo, capaz de obtener sin interferencias con el equipo de imágenes información de ECG, respiración, pulso y la temperatura axilar del paciente<sup>8</sup>. Servir de base para el establecimiento de los sincronismos necesarios, en la obtención de secuencias de imágenes de partes móviles del organismo, como el tórax y el corazón, con fases específicas de los ciclos cardíaco y respiratorio, es también una importante función del sistema que se describe. La supresión electrónica de posibles ruidos y artefactos inducidos por el campo magnético estático (0.1 T), los pulsos de radiofrecuencia y los gradientes de campo magnético, permite la recogida sin distorsión de las señales.

## 2. Metodo

Cuando la toma de secuencias de imágenes se realiza en cualquier parte del ciclo cardíaco o respiratorio, se obtienen datos heterogéneos con fases aleatorias. Este fenómeno provoca la obtención de imágenes de poca resolución donde los corrimientos de fases y fantasmas presentes en las mismas se deben a los movimientos de dichas partes del organismo (tórax y corazón) y la no existencia de un mecanismo de sincronismo<sup>11</sup>. Con un sistema de monitoreo y sincronismo como el que se describe, se puede lograr una mejoría en la calidad de las imágenes a la vez que se registran los signos vitales del paciente, mostrando los datos y parámetros relativos al mismo y generando las alarmas correspondientes en caso de ocurrir alguna anomalía durante el estudio de RMI.

El sistema (figura 1); está formado por dos módulos: Un módulo analógico para la adquisición de las señales y otro digital para la conversión de estas y su posterior análisis.

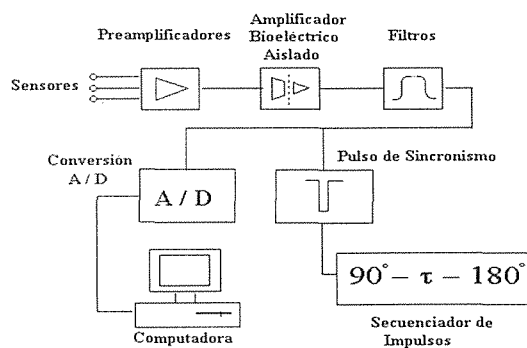


Figura 1. Diagrama de Bloques.

El módulo analógico recoge y conforma el ECG de una derivación (d II) y la onda respiratoria (método de impedancia bipolar)<sup>1,2,6,10</sup>, usando un cable corto con tres electrodos de carbón<sup>9</sup>. El conjunto de bioseñales registradas al paciente se completa con la onda de pulso (método de fotopleletismografía) tomada a través de un sensor infrarrojo y la temperatura axilar para cuya medición se utiliza un sensor formado por un disco pequeño de metal con un termistor en su interior<sup>3</sup>.

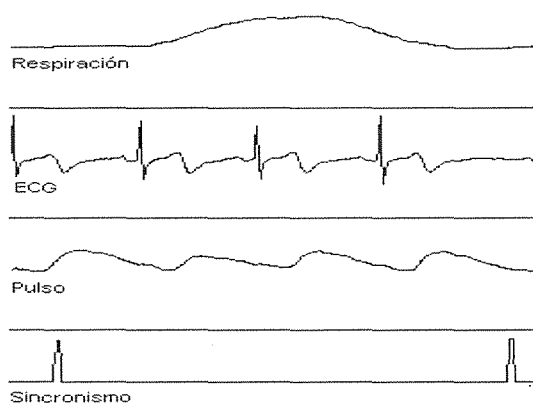
Para asegurar la máxima protección del paciente contra las corrientes de fugas, el bloque analógico se aísla ópticamente a través de un amplificador con un voltaje de aislamiento ( $V_{ais}$ ) de 2500 V una impedancia  $Z_{ais}$  de  $10^{12} \Omega$  y una  $I_{fuga}$  de  $0.3 \mu A$ . La alimentación es suministrada por un DC-DC de 2500 V de aislamiento<sup>7</sup>. El módulo incluye filtros, que reducen la amplitud de los pulsos de alta frecuencia inducidos en los cables, y suministran una protección adicional contra sobre-voltaje. Con la inclusión de los circuitos manejadores del pie derecho y de la malla de los cables de los electrodos se logra reducir las interferencias y aumentar la seguridad. La señal de entrada de ECG es amplificada 1000 veces y filtrada en un ancho de banda de 0.05 Hz a 80 Hz antes de pasar por un filtro con una atenuación a las interferencias de la línea de alimentación superior a los 30 dB<sup>13</sup>.

La onda de respiración se obtiene inyectando una señal sinusoidal de amplitud constante y frecuencia de 25 KHz a través de uno de los electrodos de ECG. Las modulaciones producidas por las variaciones de resistencia del tórax<sup>2</sup> son detectadas y filtradas entre 0.05 y 3 Hz<sup>1,6,10</sup>. La señal de pulso se extrae de las variaciones de la luz infrarroja reflejada por la sangre que fluye por los vasos arteriales periféricos. La señal a la salida del receptor del sensor (fototransistor) se amplifica aproximadamente 100 veces y se filtra entre los 0.1 y 50 Hz. Para sensar el valor de temperatura axilar se utilizó un circuito calibrado

cuyo voltaje de salida es proporcional al valor de resistencia de un termistor conectado a uno de los brazos de un puente activo. La señal de salida es amplificada y filtrada permitiendo registrar un rango de temperatura entre 28 °C y 44 °C con una precisión de 0.1 °C<sup>3</sup>. Todos los parámetros sensados se transmiten por un cable multivías apantallado al exterior del local del tomógrafo de RMI (jaula de Faraday) hasta la computadora central en la que se incluye el módulo de conversión digital<sup>12</sup>. Este último bloque está formado por una tarjeta electrónica IBM compatible que incluye básicamente un conversor A/D de 12 bits (8 μS de tiempo de conversión), que permite representar las señales con una alta resolución, un multiplexor analógico de 8 canales, un circuito "sample and hold", y un temporizador/contador programable que genera las señales de reloj necesarias al sistema. El módulo contiene además los circuitos de generación de los pulsos de disparo (sincronismos), a partir de la pendiente de subida de la onda R del ECG o la fase de inspiración del ciclo respiratorio. Estos están formados por amplificadores operacionales, detectores de umbral y acondicionadores, que ajustan la amplitud de las señales a los niveles TTL necesarios para conformar finalmente el pulso de disparo que inicia la secuencia de impulsos para la obtención de las imágenes. El umbral de detección y la demora del pulso de disparo respecto al punto de detección, son ajustables y permiten generar sincronismos en cualquier punto del intervalo R-R ó del ciclo respiratorio. El programa del sistema<sup>5</sup>, incluido como un submódulo del programa principal de la estación de imágenes (soportado sobre Windows 95, en una PC Pentium /133 MHz), posee entre sus principales funciones las de controlar los eventos de forma automática, procesar los parámetros, configurar el set de alarmas, situar los puntos de sincronismo, detener el trazo en la pantalla para su mejor análisis y grabar las señales y los datos del paciente en la memoria del computador.

## Resultados

El sistema de monitoreo continuo del paciente ha sido probado como bloque funcional de un tomógrafo de RMI de bajos campos (0.1 T). Con el mismo se han logrado registros sin interferencias, de señales correspondientes a una derivación electrocardiográfica, respiración, pulso y temperatura (figura 2).



**Figura 2.** Formato de visualización de las señales obtenidas con el circuito descrito para el tomógrafo de RMI Giroimag - 02.

Se pudieron establecer a partir del ECG y la onda respiratoria los sincronismos necesarios para la toma de secuencias de imágenes de partes móviles del organismo como el tórax y el corazón. Las

amplitudes de las señales fueron ajustadas así como el umbral de detección, garantizando la no ocurrencia de falsos disparos ó solapamiento de los mismos. El sistema cumple con las normas de seguridad para equipos electromédicos IEC 601-1.

## Discussion

Los primeros estudios imageneológicos de partes móviles (tórax y corazón) en sistemas de RMN sin sincronismos con las fases del ciclo cardíaco o respiratorio, tenían como resultado la obtención de imágenes de pobre resolución. Con la implementación de los métodos de sincronismos a partir de sistemas que logran monitorear los signos vitales del paciente se aumentó la calidad de las imágenes y la seguridad del mismo. La supresión electrónica de posibles interferencias producidas por los pulsos de radiofrecuencia y la posibilidad de cambiar de forma automática la demora de los pulsos de disparo y el umbral de detección, permiten evitar falsos sincronismos haciendo posible el registros de señales fisiológicas e imágenes que pueden ser utilizadas para el diagnóstico clínico.

## Referencias

- 1 Akers, Stephen M. (1994): Impedance Ple-thysmography.
- 2 Barbosa, Ricardo B.; Guedes, Roberto; Pane rai, Ronney B. (1993): Processamento de Sinais de Impedancia Torácica : Estudio Preliminar na Do Coronariana. RBE. Vol 1 N2. 1993.
- 3 Blythe M. Analysis and Design of Almost Linear One-Thermistor Temperature Transducers. IEE Transactions on Instrumentation and Measurement, 1974, 23, 1, 1.
- 4 Foster, K.R.; Schwan, H.P. Dielectric Properties of Tissues and Biological Materials: A Critical Review. Critical Reviews in Biomedical Engineering, Volume 17, Issue 1 (1989).
- 5 Lima, C.E.G. y otros. Algoritmo para la detección de QRS en microcomputadoras. Revista Brasileña de Electrónica. 1983, 1, 2, 5-16.
- 6 Mckibben, Charlton K.I.; Reo, Nicholas V. A Piezoelectric Respiratory Monitor for in Vivo NMR. Magnetic Resonance in Medicine 27, 338 - 342, 1992.
- 7 Metting van Rijn, Coen. The Modelling of Biopotential Recordings and its applications for Instrumentation design. 1993.
- 8 Nihon Kohden Corp. Monitoring Techniques. PMS Series No.3.
- 9 Patterson, Robert P., PH.D. The Electrical Characteristics of Some Commercial ECG Electrodes. J. Electrocardiology 11 (1) 1978, 23-26.
- 10 Patterson, R. P. Fundamentals of Impedance Cardiography. 1989.
- 11 Stark D. D., Bradley W. G. Magnetic Resonance Imaging. The C. V. Mosby Company, 1988.
- 12 Schildewing, F.S. y otros. Sistema de adquisición y exhibición de señales biológicas para microcomputadora. Revista Brasileña de Electrónica. 1983, 1, 2, 45-59.
- 13 Webster G. J. Medical Instrumentation Application and Design. Webster, Editor, 1992.
- 14 Lanzer Peter, Barta Charles, Botvinick H. Elias, Wiesendanger D. U. Hans, Modin Gunnar, Higgins B. Charles. ECG - Synchronized Cardiac MR Imaging: Method and evaluation.

---

---

2.

BIOMATERIAIS E  
BIOMECÂNICA

---

---

# Comportamento Adaptativo de Funções Neuro-Musculares e Cinéticas Seleccionadas em Diferentes Tarefas Locomotoras

Lobo da Costa, P. H.<sup>1,2</sup>; Duarte, M.<sup>1</sup>; Amadio, A. C.<sup>1</sup>

1- Laboratório de Biomecânica, Escola de Educação Física, Universidade de São Paulo.

2- Departamento de Educação Física & Motricidade Humana, Universidade Federal de São Carlos.

**Resumo** - O movimento humano requer controle e coordenação simultâneos entre diversos segmentos corporais e, para tanto, o sistema motor elabora estratégias neuro-musculares a fim de reduzir os graus de liberdade. Uma maneira de se investigar a flexibilidade e adaptabilidade do sistema motor é através do estudo biomecânico de padrões de movimentos submetidos a diferentes demandas ambientais. Assim, este estudo propõe-se a avaliar respostas eletromiográficas dos principais músculos locomotores, bem como a componente vertical da força reação do solo durante o andar no plano, subindo e descendo escadas em crianças. Através da análise do comportamento adaptativo destes parâmetros neuro-musculares e cinéticos, pode-se obter indicadores quantitativos e qualitativos da função coordenativa do sistema motor.

**Abstract** - The human movement is dependent on the control of multiple coordinations and the motor system elaborates neuro-muscular strategies to reduce the degrees of freedom of multi-joint movements. A way to investigate the flexibility and adaptability characteristics of the motor system is through the biomechanical study of movement patterns submitted to different environmental constraints. The purpose of this study is to analyse the electromyographic activity of locomotor muscles and the vertical component of the ground reaction force in children during level and stair walking. Through the analysis of the adaptive behavior of these selected neuro-muscular and kinetic parameters, it is possible to identify qualitative and quantitative indicators of the coordinative function of the human motor system.

## Introdução

Todo ato locomotor é atingido por movimentos coordenados dos segmentos corporais numa interação dinâmica das forças internas (muscular, articular) e forças externas (inercial, gravitacional, friccional). A natureza dos movimentos locomotores faz deles objeto ideal para o estudo das estratégias coordenativas do sistema motor. Apesar da automatização da locomoção humana, que cria padrões de movimentos definidos e gera uma variabilidade inter-sujeitos baixa, ela não representa uma forma estereotipada de movimento, com trajetórias dos segmentos corporais como funções invariáveis de um estímulo neural. Perturbações ou distúrbios seriam intrinsecamente caso houvesse para a tarefa da locomoção apenas uma solução única. Esta capacidade das estruturas neurais responsáveis por um movimento de seleccionar um ou outro conjunto de trajetórias, ou seja, esta redundância dos graus de liberdade tanto ao nível neuronal quanto mecânico das articulações corporais, torna possível a flexibilidade da locomoção animal em geral e humana em particular. Assim, a locomoção humana pode ser caracterizada por um grande número de graus de liberdade ao nível microscópico associados a uma grande regularidade ao nível macroscópico (BERKLINBLIT *et al.*, 1986). Sob o ponto de vista biomecânico, isso significa que diante de padrões cinemáticos bem definidos, existe uma considerável variabilidade ao nível cinético

(WINTER, 1984). Uma forma de se investigar as características de flexibilidade e adaptabilidade deste sistema de regulação do movimento e, conseqüentemente, de melhor compreender os processos envolvidos na locomoção humana, consiste no estudo de diferentes formas de locomoção.

## Metodologia

Uma complexa análise do movimento humano foi desenvolvida através do emprego simultâneo de procedimentos da dinamometria e da eletromiografia. Foram empregados neste estudo duas plataformas de força baseadas em células de carga e um eletromiógrafo com eletrodos bipolares ativos de superfície. Um bloco de escadas foi especialmente construído para efeito deste estudo que apresentou as seguintes dimensões: 30° de inclinação da diagonal, cinco degraus, cada um com altura de 21,5 cm, comprimento de 40 cm e largura de 50 cm. Para a sua construção, foram levados em conta as dimensões horizontais das plataformas de força e a inclinação de 30° como sugerido por SHINNO (1971). Foram seleccionados os seguintes grupos musculares para análise: *m.vastus lateralis*, *m.biceps femoris (caput longum)*, *m.gastrocnemius (caput laterale)* e *m.tibialis anterior*. Os dados das plataformas de força foram coletados a uma frequência de 100 Hz e filtrados com um filtro do tipo passa-baixo com frequência de corte de 5 Hz. Ambas as plataformas



de força foram calibradas com um erro médio de 0,2% para o registro da componente vertical da força reação do solo. Por sua vez, a frequência de aquisição dos sinais eletromiográficos foi de 100 Hz. Os sinais brutos do EMG foram retificados, via software, com técnica de onda completa e uma estimativa da intensidade média da atividade muscular foi adquirida através da técnica de médias de envoltórios lineares, que fornece o padrão médio em função da duração da passada para qualquer variável em diferentes tentativas. Os dados obtidos foram comparados entre as três tarefas locomotoras (andar no plano, subindo e descendo escadas) através de análise estatística paramétrica, empregando-se as seguintes medidas: média aritmética, desvio padrão e coeficiente de variabilidade, análise de variância simples com teste pos-hoc de Duncan. O nível de significância estatística foi fixado para  $p \leq 0,05$ . O coeficiente de variabilidade foi calculado intra-sujeito para os padrões da força reação do solo e da eletromiografia para as três tarefas locomotoras estudadas. Seis crianças do sexo masculino com idade média de 7,5 anos participaram voluntariamente deste estudo com prévio consentimento dos pais.

## Resultados

Observou-se maiores durações absolutas para as fases de apoio simples para o subir ( $742,5 \pm 65,5\text{ms}$ ) do que para o andar no plano ( $610 \pm 23,7\text{ms}$ ) e o descer ( $560 \pm 29,4\text{ms}$ ), porém, considerados em termos relativos à duração total do apoio, estes valores não foram estatisticamente diferentes. A duração da fase de balanço foi significativamente menor para o plano ( $396 \pm 29,5\text{ms}$ ) do que para o subir ( $495 \pm 40,4\text{ms}$ ) e o descer ( $520 \pm 63,2\text{ms}$ ) em valores absolutos que, mais uma vez, mantiveram-se inalterados quando comparados em termos relativos à duração total do ciclo. Os dois picos característicos da componente vertical da força de reação do solo mantiveram-se durante o subir e descer escadas, apesar da reorganização do padrão quanto à magnitude relativa e distribuição temporal, por exemplo, o primeiro pico máximo foi consistentemente maior para o descer escadas entre as três tarefas, com valores de  $179,4 \pm 9,9\%$ ,  $111,8 \pm 7\%$  para o subir e  $131,2 \pm 9,8\%$  para o plano, enquanto os valores para o impulso vertical relativo mantiveram-se nas três tarefas em torno dos 80%. Observou-se, ainda, a antecipação do aumento do nível de atividade do *m. vastus lateralis* durante a descida para a metade da fase de balanço, comparada à sua atividade aumentada na transição do balanço para o apoio durante o andar no plano, enquanto na subida este

músculo ativou-se principalmente a partir do início do apoio simples.

## Discussão e Conclusões

As alterações identificadas neste estudo para os parâmetros temporais em termos absolutos e às forças verticais de reação do solo refletem mudanças adaptativas no ciclo total do andar que estão associadas às perturbações geradas pela situação do bloco de escadas. Estes parâmetros, então, podem ser considerados como parâmetros variáveis do andar normal e assumir uma grande variedade de valores, dependendo de fatores como a tarefa de movimento. Por outro lado, parâmetros invariáveis precisam ser mantidos para a garantia da função locomotora e de seu sucesso. Neste sentido, tanto os parâmetros temporais relativos quanto o impulso vertical relativo são candidatos a descritores básicos do andar, uma vez que estes permanecem com os mesmos valores entre as três condições aqui estudadas e, mais uma vez, estas características podem representar parâmetros invariantes e critérios fundamentais para a função coordenativa. A redistribuição da atividade muscular para as três tarefas locomotoras estudadas sugere adaptações da atividade muscular diante às demandas ambientais.

## Referências

- BERKINBLIT, M. B.; FELDMAN, A. G.; FUKSON, O. I. Adaptability of innate motor patterns and motor control mechanism. *Behavioral and Brain Sciences*, v.9, p.585-638, 1986.
- SHINNO, N. Analysis of the knee function in ascending and descending stairs. In: *BIOMECHANICS II*. Basel, Karger, p. 202-7, 1971
- WINTER, D. A. Kinematic and kinetic patterns in human gait: variability and compensating effects. *Human Movement Science*, v.3, p.51-76, 1984.

# Avaliação de Parâmetros Biomecânicos relacionados a um modelo de Equilíbrio na postura ereta humana

Luis Mochizuki\*; Eliane Fernandes; Marcos Duarte; Alberto C. Amadio

Lab. Biomecânica, Dep. Biodinâmica do Movimento Humano, EEFUSP

Av. Mello de Moraes, 65 - 05508-900 São Paulo SP

\* E-mail: mochi@spider.usp.br

**Resumo** - Estudar o controle postural é uma forma de compreendermos a contribuição do sistema sensorial na ativação do sistema motor e investigar as adaptações do movimento em função de alterações ambientais ou tarefas. O modelo biomecânico desenvolvido permite mensurar a diferença da oscilação do centro de massa do sistema e o ponto de aplicação da força de reação do solo, permitindo uma análise mais criteriosa dos estabilogramas.

**Abstract** - Research in postural control enhances the comprehension about sensorial system and motor system and to investigate the adaptations of body movement due to changes in environment or task. The biomechanical model permits to measure the difference between body center of mass and ground reaction force's center of application, allowing us to a better judgement of stabilograms.

## Introdução

A Biomecânica pode ser definida como uma ciência multidisciplinar que através de conhecimentos e métodos da Mecânica descreve e analisa as estruturas biológicas [1]. O seu desenvolvimento metodológico e teórico cada vez mais tem permitido abordar aspectos relevantes a elucidação do comportamento do sistema músculo-esquelético levantando possíveis hipóteses sobre comportamento motor dos sistemas biológicos. Por um critério de simplificação, muitas das características não constantes, são consideradas invariantes no modelo biomecânico do corpo humano. Mas isto não leva a descaracterização do resultado final, a simulação do movimento. A postura [2] é o arranjo relativo das diversas partes do corpo numa posição estática ou dinâmica e sua regulação permite que uma posição seja mantida baseada na integração de informações do sistema músculo esquelético, das estruturas do sistema nervoso, em informações do sistema vestibular, proprioceptivo e visual. Podemos utilizar de diferentes estratégias para manter o

equilíbrio postural, centralizadas em estratégia do controle do movimento da articulação do tornozelo, do joelho, do quadril, ou do membro superior, entre outros. Uma das formas mais utilizadas para o estudo da manutenção de uma postura ereta estática tem sido através do estabilograma, que é uma representação gráfica da variação do ponto de aplicação da força de reação do solo no plano horizontal. No entanto, uma falha do estabilograma é que a sua variável não é a oscilação do centro de massa, CM, do corpo porque não necessariamente a oscilação do CM representa a oscilação do ponto de aplicação da força de reação do solo, CP, pois são determinados por equações de movimento distintas e influenciados por parâmetros diferentes. O objetivo do trabalho foi determinar um modelo teórico que previsse a oscilação do CM através do conhecimento apenas de variáveis cinéticas fornecidas por uma plataforma de força.

## Metodologia - Parâmetros para a modelagem

Dada a alta complexidade do sistema neuromuscular, torna-se necessário a imposição de limites para o modelo biomecânico, a saber: adoção de modelos de corpos rígidos e figuras geométricas simplificadas para os segmentos corporais; número reduzido de grupos musculares; entre outras restrições. Ao adotar como principal estratégia a do tornozelo podemos considerar o corpo humano com apenas uma articulação, no qual consideramos a massa do corpo  $M$  toda menos a do pé,  $M_p$ , como pontual é posicionada a uma distância  $d$  do eixo do tornozelo. As variáveis envolvidas no sistema são a força de reação do solo, força peso, dimensões antropometria do pé, altura  $H$  do CM, e o momento de inércia do corpo,  $J$ .

## Resultados

Desta forma a equação do torque  $T$  seria

$$T = J \cdot \ddot{\theta} - F_x \cdot d \cdot \sin\theta + F_y \cdot d \cdot \cos\theta \quad (1)$$

onde  $\theta$  é o ângulo da perpendicular ao apoio e o corpo, e  $F_x$  e  $F_y$  são as componentes ântero-posterior e vertical da FRS. Por outro lado, CP é dada por [3]:

$$CP = \frac{(F_x \cdot h + M_p \cdot g \cdot d_f - T)}{F_y} \quad (2)$$

onde  $h$  é a altura do eixo do tornozelo em relação a borda inferior do pé,  $g$  é a aceleração de gravidade, e  $d_f$  é a distância entre o centro de massa do pé é a projeção vertical do eixo do tornozelo. Desta forma, para  $\theta$  pequeno, a partir de (1) e (2) temos

$$CP + CM = \frac{(H' \cdot F_x + P_p \cdot d_f - J \cdot \ddot{\theta})}{F_y} \quad (3)$$

Onde  $H'$  é a soma de  $h$  e  $H$ . Como

$$\delta = CP - CM \quad (4)$$

Substituindo em (3), podemos verificar

$$\delta = 2 \cdot CP - \frac{F_x \cdot H' + P_p \cdot d_f - J \cdot \ddot{\theta}}{F_y} \quad (5)$$

A análise preliminar da magnitude dos erros das variáveis, mostra um erro de aproximadamente entre 5 e 10 mm para a determinação do CP e CM.

## Conclusão

Pelo fato da estratégia do tornozelo ser a principal estratégia postural adotada pelo corpo na manutenção do equilíbrio, pode-se verificar o modelo desenvolvido permite determinar o CM, através de variáveis experimentalmente mensuráveis por meio de análise cinemática sincronizada com plataforma de força. Logo, como próxima etapa, buscaremos validar o modelo numa situação real de manutenção do equilíbrio postural através desses métodos experimentais biomecânicos. Para a análise experimental, utilizaremos uma plataforma de força (KISTLER 9287A) que permite a medição do CP sincronizada com uma câmera de vídeo SVHS para a determinação da cinemática do CM.

## Referências Bibliográficas

1. AMADIO, A.C. (1989) Fundamentos da biomecânica do esporte: Considerações sobre a análise cinética e aspectos neuromusculares do movimento. Tese (Livre Docência) EEFUSP.
2. FERNANDES, E.; MOCHIZUKI, L.; AMADIO, A.C. (1996) Proceedings do II Congresso de Iniciação Científica da EEFUSP, 15-21, SP.
3. KOOZEKANANI, S.H. et al. (1980) IEEE Transitions on Biomedical Engineering, BME 27 (10): 605-9.

# Efeito da Temperatura de Calcinação sobre as Fases Cristalinas de Compostos de Fosfatos de Cálcio

Juliano F. Broggio, Luci C. Oliveira, Eliana S. Rigo, Luís A. Santos Anselmo O. Boschi

Departamento de Engenharia de Materiais - UFSCar

**Resumo** - Para se produzir blocos de hidroxiapatita esta é geralmente submetida a um tratamento térmico conhecido como sinterização. Durante esse tratamento a hidroxiapatita pode se transformar em outras fases. O objetivo deste trabalho foi estudar a estabilidade térmica da hidroxiapatitas precipitada em determinadas condições. Para isso o precipitado foi calcinado a varias temperaturas e caracterizado por difração de raios-X e espectroscopia de infravermelho. Os resultados obtidos indicam que o aumento da temperatura de calcinação, até 1000°C,: 1) não produziu alterações significativas no tipo de fases minerais presentes, muito embora tenha afetado a cristalinidade e/ou o tamanho dos cristais e 2) provocou a diminuição da concentração do grupo  $(\text{HPO}_4)^{2-}$ .

**Abstract** - To produce blocks of hydroxyapatite it usually has to go through a heat treatment known as sintering. During this treatment the hydroxyapatite may transform into other phases. The objective of this work was to study the thermal stability of a hydroxyapatite precipitated under certain conditions. To achieve this the precipitated powder was calcined at various temperatures and characterised by X-ray diffraction and infrared spectroscopy. The results have shown that the increase of the calcination temperature, up to 1000°C: 1) did not produced a noticeable variation in the type of the mineral phases present, however it has influenced the crystallinity and/or the size of the crystals, and 2) it has lead to the reduction of the concentration of the group  $(\text{HPO}_4)^{2-}$ .

## Introdução

Biomateriais são materiais projetados para substituir partes do corpo e permitir assim a recuperação de funções parcial ou inteiramente perdidas por doenças ou acidentes. Biocompatibilidade e biofuncionalidade são as principais características necessárias para esses materiais. A biocompatibilidade diz respeito a aceitação do material pelo corpo e a biofuncionalidade representa a habilidade do material desempenhar a função desejada. Materiais com essas características são ideais para implantes de longa duração.

As biocerâmicas constituem uma classe importante dos biomateriais. Dentro desta classe, os compostos da família do fosfato de cálcio, principalmente a hidroxiapatita  $(\text{Ca}_5(\text{PO}_4)_3\text{OH})$ , merecem atenção especial, devido a sua semelhança com a fase mineral encontrada nos ossos.

Uma das fases que mais comumente aparece juntamente com a hidroxiapatita é o fosfato tricálcico  $(\text{Ca}_3(\text{PO}_4)_2)$ . Acontece que este composto é considerado solúvel no meio fisiológico ao passo que a hidroxiapatita é tida como insolúvel. Portanto a presença do fosfato tricálcico juntamente com a hidroxiapatita resulta em uma solubilidade maior do que a característica para esta última.

## Metodologia

Preparação dos Pós. Inicialmente gotejou-se uma solução de  $\text{H}_3\text{PO}_4$  em uma suspensão de  $\text{Ca}(\text{OH})_2$  sob agitação constante e a temperatura ambiente. Após isso, agitação foi mantida constante durante os tempos de envelhecimento estipulados. O precipitado, então, foi filtrado em funil de Büchner à vácuo, lavado com água destilada e álcool etílico e seco em estufa à 110°C. O material seco foi desaglomerado em almofariz e passado em peneira (#200). Por fim o pó foi calcinado por 1 hora.

### Variáveis de precipitação:

- razão Ca/P na mistura dos reagentes: 1,67;
- concentração dos reagentes: 0,1 e 0,5 M;
- tempo de envelhecimento: 6 e 24 horas.

### Condições de calcinação:

Amostras do pó obtido por precipitação nas condições descritas acima foram calcinadas a 600 °C, 800 °C e 1000 °C.

### Caracterização dos pós obtidos:

- difração de raios-X para identificação das fases cristalinas presentes;
- espectroscopia de infravermelho para identificação de grupos químicos presentes.

## RESULTADOS

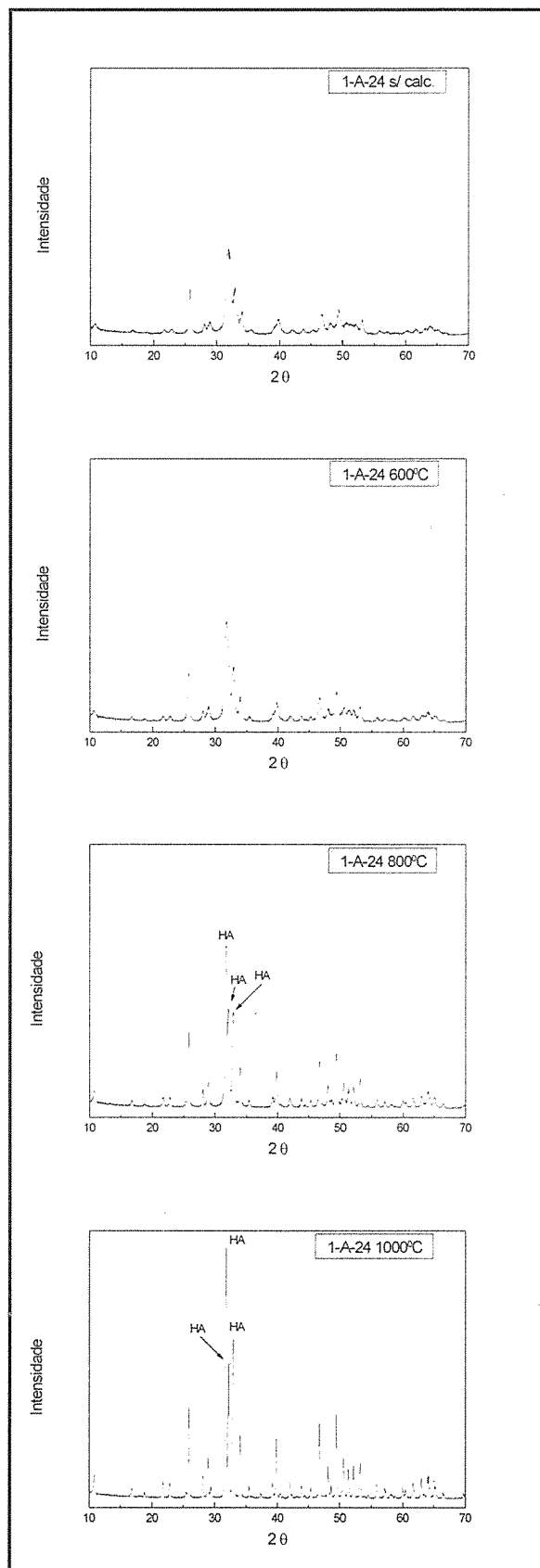


Figura 1: Difratogramas de raios-X com as temperaturas de calcinação indicadas.

Difração de raios-X: A Figura 1 apresenta os difratogramas de raios-X obtidos para amostras calcinadas à diversas temperaturas. Inicialmente pode-se notar que o aumento da temperatura não resultou no aparecimento nem no desaparecimento de picos de intensidades relativamente altas. Isso indica a estabilidade das fases presentes que se mantém praticamente as mesmas durante o aquecimento. Observa-se também que o aumento da temperatura de calcinação melhora a definição dos picos correspondentes às fases cristalinas presentes. Este fato pode ser claramente observado para o pico de maior intensidade, que corresponde à fase HA. Com a elevação da temperatura esse pico, que inicialmente é relativamente espesso, se subdivide em dois picos mais estreitos, que podem ser observados claramente no difratograma correspondente a amostra calcinada a 1000°C. A melhoria na definição dos picos indica uma melhoria da cristalinidade e/ou o aumento do tamanho dos cristais.

A melhoria da cristalinidade e/ou o aumento do tamanho dos cristais provavelmente contribuiu para a estabilidade química do material, reduzindo assim a sua solubilidade no meio fisiológico.

Espectroscopia de infravermelho: Os espectros de infravermelho indicam a presença dos grupos  $(\text{PO}_4)^{3-}$  e  $(\text{CO}_3)^{2-}$ . Apenas as amostras calcinadas apresentaram o grupo  $(\text{OH})^1$  estrutural. A presença do grupo  $(\text{CO}_3)^{2-}$  se deve, provavelmente, a presença de  $\text{CO}_2$  no ar e na água destilada pois as reações foram realizadas em meio aberto. O pico correspondente ao grupo  $(\text{HPO}_4)^{2-}$  que estava presente antes da calcinação, mas foi observado um decréscimo deste pico durante o aumento da temperatura do tratamento térmico. A presença deste grupo causa uma diminuição da razão Ca/P, caracterizando uma estrutura de HA com defeito.

O aumento da temperatura de calcinação:

- parece não alterar significativamente as fases presentes no precipitado obtido nas condições estudadas
- provoca a diminuição da concentração do grupo  $(\text{HPO}_4)^{2-}$ .

#### REFERÊNCIAS

- (1) MORENO, E.C.; GREGORY, T.M.; BROWN, W.E., Preparation and Solubility of Hydroxyapatite. J. of Research of the NBS A. Phys. and Chem. v. 74A. nº 6, p. 773-782, 1986.
- (2) RIGO, E.S.; OLIVEIRA, L.; BOSCHI, A.O. Estudo sobre a obtenção de Biocerâmicas do Sistema Fosfato de Cálcio. Anais do 39º Congresso Brasileiro de Cerâmica. Águas de Lindóia, SP. 1995.

# Efeito das Condições de Precipitação sobre as Características Físico-Químicas dos Compostos do Sistema Fosfato de Cálcio

Eliana C. S. Rigo, Lucí C. de Oliveira, Luís A. dos Santos, Anselmo O. Boschi

Departamento de Engenharia de Materiais - Universidade Federal de São Carlos  
Rod. Washington Luis, Km 235 - CEP: 13565-905 - São Carlos (SP)

**Resumo** - A hidroxiapatita (HA) é o constituinte mineral do osso natural. Por isso nos últimos anos tem havido grande interesse em se sintetizar essa fase para ser usada como biomaterial. Entretanto há um grande número de outros compostos de fosfato de cálcio que poderão ser formados juntamente com a HA dependendo das condições de precipitação. Estudou-se os efeitos das condições de precipitação na obtenção de HA, temperatura e razão Ca/P sobre as características físico-químicas do precipitado após a calcinação à 800 °C. A fase cristalina obtida para as razões Ca/P iguais a 1,67 e 2,0 foi HA e para amostras com razão Ca/P = 1,0 foi obtido o difosfato de cálcio (DCP) e o  $\beta$ -fosfato tricálcico ( $\beta$ -TCP).

**Abstract** - Hydroxyapatite (HA) is the mineral constituent of natural bone. Because of this, in the last years, there has been a considerable effort towards chemically producing it to be used as a biomaterial. However, there are a large number of calcium phosphate compounds that can be produced together with the HA, depending on the precipitation conditions. In this work the effects of the precipitation conditions, temperature and Ca/P ratio, on the physico-chemical characteristics of the precipitated powder, after it has been calcined at 800°C, was studied. For the Ca/P ratios of 1,67 and 2,0 HA was the only mineral phase present and for the Ca/P ratio of 1,0 the phase calcium orthophosphate and  $\beta$ -TCP were also observed.

## Introdução

Os ossos do corpo humano são feitos, em grande parte, de um material inorgânico cuja estrutura se assemelha à da hidroxiapatita (HA). Os materiais que por similaridade, pudessem substituir partes do esqueleto e fossem tratados pelos tecidos vivos adjacentes ao implante como parte do próprio corpo do paciente, possuem essa característica além de serem biocompatíveis, são bioativos e são ideais para implantes de longa duração. Entretanto há um grande número de outros compostos de fosfato de cálcio que poderão ser formados no processo de precipitação da HA, bem como uma mistura de fases cristalinas, dependendo das condições do processo. Os diferentes compostos da família dos fosfatos de cálcio quando expostos ao meio fisiológico tem solubilidade distintas. A solubilidade desses materiais também é afetada por outras variáveis, como a concentração de defeitos cristalinos, a área superficial, morfologia, etc.<sup>(1)</sup> Devido a complexidade do sistema fosfato de cálcio é importante que se estude a influência das condições de precipitação bem como as características físico-químicas das fases obtidas.

## Metodologia

**Preparação do pó:** Uma suspensão à 0,5 M de Ca(OH)<sub>2</sub> foi preparada, aquecida e mantida sob agitação constante, até a temperatura de 90°C. Em seguida uma solução à 0,5M de H<sub>3</sub>PO<sub>4</sub> foi

gotejada durante 1 hora à suspensão de Ca(OH)<sub>2</sub>, mantendo-se a temperatura e agitação constantes durante 18 horas. O precipitado foi filtrado em funil de Buchner à vácuo, lavado com água destilada e álcool etílico, seco em estufa a 110°C. Após secagem o material foi desaglomerado, passado em peneira # 80 e calcinado a 800°C por 3 horas.

### Condições de precipitação:

- razão Ca/P na mistura dos reagentes: 1,0; 1,67 e 2,0
- temperatura de reação: 40, 70 e 90 °C

### Caracterização do pó obtido:

- análise química: verificar razão Ca/P
- difração de raios-X: identificação das fases cristalinas presentes
- espectroscopia de infravermelho: identificação de grupos químicos presentes
- microscopia eletrônica de varredura: morfologia do pó

## Resultados

### **Razão Ca/P:**

Para a razão Ca/P=1,00 as amostras obtidas para todas as condições estudadas têm razões Ca/P próximas a 1,12. As amostras precipitadas à partir da razão Ca/P=1,67, apresentam razões Ca/P inferiores a 1,67, situando-se entre 1,58 e 1,65. O material precipitado à partir de Ca/P=2,0 têm razões entre 1,84 e 1,87.

### Fases Cristalinas:

Através da difração de Raios-X, as amostras precipitadas a partir da razão Ca/P=1,0, observa-se uma mistura de fases: DCP e  $\beta$ -TCP já as amostras precipitadas a partir da razão estequiométrica, Ca/P=1,67, apresentam apenas a fase cristalina HA independente da razão Ca/P obtida, para as amostras a partir da razão Ca/P=2,0 apresentam a fase HA e a fase CaO.

### Grupos Químicos:

As amostras precipitadas a partir da razão Ca/P=1,0, não apresentam em seus espectros de infravermelho os grupos  $\text{OH}^-$  ( $\sim 3570 \text{ cm}^{-1}$ ) que caracterizam a estrutura da HA, apresentando íons  $\text{P}_2\text{O}_7^{2-}$  ( $\sim 715 \text{ cm}^{-1}$ ), característicos da fase DCP, os íons  $\text{PO}_4^{3-}$  não são bem definidos confirmando a presença da fase  $\beta$ -TCP.

Os pós precipitados a partir da razão Ca/P=1,67 apresentam os grupos  $\text{OH}^-$  ( $\sim 3570 \text{ cm}^{-1}$ ) e os  $\text{PO}_4^{3-}$  ( $\sim 570, 602, 632, 962$  e  $1056 \text{ cm}^{-1}$ ), bem como a presença dos íons  $\text{CO}_3^{2-}$  ( $\sim 1415-1460 \text{ cm}^{-1}$ ) e a amostra precipitada a  $90^\circ\text{C}$  apresenta o grupo  $\text{HPO}_4^{2-}$  ( $\sim 875 \text{ cm}^{-1}$ ) caracterizando uma estrutura com defeitos cristalinos.

Já as amostras obtidas a partir de Ca/P=2,0, apresentam todas, os íons  $\text{OH}^-$  ( $\sim 3570 \text{ cm}^{-1}$ ), os íons  $\text{CO}_3^{2-}$  ( $\sim 1415-1460 \text{ cm}^{-1}$ ), os íons  $\text{PO}_4^{3-}$  ( $\sim 570, 602, 632, 962, 1056 \text{ cm}^{-1}$ ) e os íons  $\text{HPO}_4^{2-}$  ( $\sim 875 \text{ cm}^{-1}$ ).

### Morfologia:

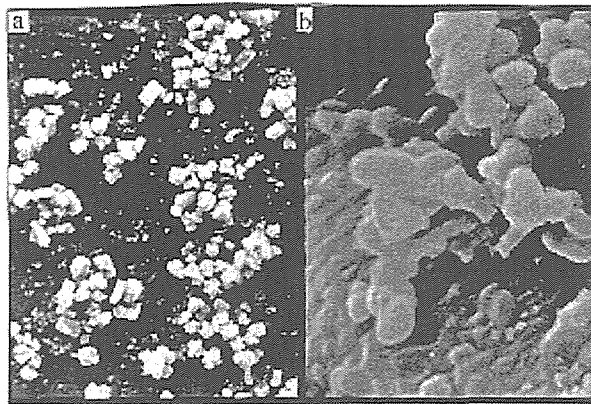


Figura 1 - Amostra obtida a partir da Ca/P=1,0 (a) aumento 500x e (b) aumento 20.000x.

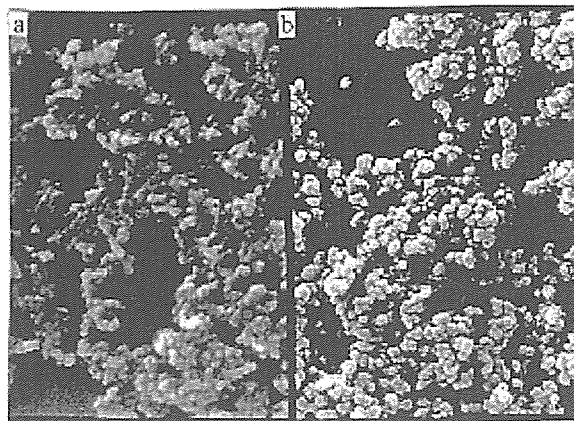


Figura 2 - Amostra obtida a partir de (a) Ca/P=1,67 aumento 20.000x e (b) Ca/P=2,0 aumento 20.000x.

### Conclusões

1. Para a razão Ca/P=1,0 o produto obtido é uma mistura de DCP e  $\beta$ -TCP independente do aumento da temperatura.
2. Para a razão Ca/P=1,67 o produto obtido é a fase HA independentemente da razão Ca/P obtida ser inferior, ou seja, HA deficiente em cálcio.
3. Para razão Ca/P=1,67 o aumento da temperatura influencia no aumento da razão Ca/P bem como na presença dos íons  $\text{HPO}_4^{2-}$  denotando HA deficiente.
4. Para a razão Ca/P=2,0 o produto obtido é HA, com excesso de cálcio, observando que para temperaturas maiores a razão Ca/P tende a diminuir.
5. Através da microscopia eletrônica de varredura observa-se que para compostos diferentes da HA a morfologia também é diferente indo de encontro com a literatura.
6. A HA obtida nas razões Ca/P=1,67 e Ca/P=2,0 tem um tamanho de partícula aproximadamente 3 vezes menor que a mistura de DCP e  $\beta$ -TCP na razão Ca/P=1,0.

### Referências

- 1 Avnimelech, Y.; Moreno, E.C. e Brown, W. E. - Solubility and Surface and Properties of Finely Divided Hydroxyapatite. J. of Research of the NBS A. Phys. and Chem. Vol. 77A, nº 1, p.149-155, 1973.
- 2 Moreno, E. C.; Gregory, T. M. e Brown, W. E. - Preparation and Solubility of Hydroxyapatite. J. of Research of the NBS A. Phys. and Chem., vol. 72, nº 6, p. 773-782, 1968.
- 3 Brown, P.W.; Hoker, N. e Hoyle, S. - Variations in Solution Chemistry During the Low-Temperature Formation of Hydroxyapatite. J.Am. Ceram. Soc., vol. 74, nº 8, p. 1848-1854, 1991.

# Obtenção de Blocos Cerâmicos Porosos Através da Adição de Peróxido de Hidrogênio

Fabiana Perez, Luís Alberto dos Santos, Anselmo Ortega Boschi.

Departamento de Engenharia de Materiais- UFSCar

**Resumo** - Blocos cerâmicos porosos foram produzidos através da adição de peróxido de hidrogênio à uma suspensão de alumina. A porosidade aparente e o diâmetro dos poros, para as condições estudadas, variou de 47 a 68% e de 10 a 300  $\mu\text{m}$ , respectivamente. Aumentando-se o teor de peróxido de hidrogênio adicionado, a porosidade aparente e o diâmetro dos poros também aumentam. Os blocos produzidos apresentaram uma distribuição de poros bastante uniforme.

**Abstract** - Porous ceramic blocks were produced by the addition of hydrogen peroxide to a alumina slip. The apparent porosity and the diameter of the pores, for the used conditions, was between 47 and 68% and 10 and 300  $\mu\text{m}$ , respectively. Increasing the amount of hydrogen peroxide added, the apparent porosity and pores diameters also increased. The blocks produced by this technique presented a fairly uniform distribution of the pores.

## Introdução

A utilização de cerâmicas porosas em áreas como a biotecnologia, as indústrias farmacêutica, alimentar e de bebidas, o processamento de águas residuais, os biomateriais, entre outras aplicações, têm crescido significativamente nos últimos anos. Esse crescimento se deve, principalmente, ao reconhecimento da maior estabilidade química e térmica, maior resistência a ataques químicos em pHs extremos ou meios agressivos dos materiais cerâmicos em relação aos materiais metálicos ou poliméricos. Alguns dos métodos mais utilizados para a fabricação de cerâmicas porosas, são: mistura de matérias-primas com diferentes granulometrias <sup>(2)</sup>; controle das condições de processamento; adição de matéria orgânica <sup>(3)</sup>; umidecimento de esponjas.

Na literatura há referências à um método pouco conhecido entre os ceramistas, que consiste na adição de líquidos que liberam gases durante o aquecimento. Este é o caso, por exemplo, do peróxido de hidrogênio <sup>(4), (5)</sup>.

O objetivo do presente trabalho foi estudar a produção de blocos cerâmicos porosos através da adição de peróxido de hidrogênio ( $\text{H}_2\text{O}_2$ ).

Buscou-se caracterizar a porosidade produzida por este método, assim como estudar os efeitos da variação do teor de peróxido de hidrogênio adicionado.

## Procedimento Experimental

Para a confecção dos corpos de prova utilizou-se, como matéria prima, Alumina Calcificada A2 com tamanho de partículas inferior a  $0,8\mu\text{m}$ .

A Tabela I mostra as proporções de alumina e água destilada, com os diferentes teores de peróxido de hidrogênio.

Para a preparação da barbotina, adicionou-se água à alumina e homogeneizou-se até a obtenção de uma barbotina com elevada viscosidade aparente. Após a homogeneização adicionou-se peróxido de hidrogênio e homogeneizou-se.

Tabela I- Amostras com diferentes teores de peróxido de hidrogênio.

	H03	H04	H10	H15	H28
% $\text{Al}_2\text{O}_3$	76,7	76,6	76,0	75,8	69,4
% $\text{H}_2\text{O}$	23,0	23,0	23,0	22,7	27,8
% $\text{H}_2\text{O}_2$	0,3	0,4	1,0	1,5	2,8

A barbotina foi vertida em moldes de perfil retangular, de alumínio, e o conjunto foi seco baseado no método de Ryshkewitch <sup>(5)</sup>. Após a secagem, as amostras foram sinterizadas à  $1400^\circ\text{C}$ , aquecimento lento ( $\pm 3^\circ\text{C}/\text{min}$ .) e patamar de uma hora.

Os poros das amostras foram caracterizados por imersão em água e microscopia ótica.

A interpretação das fotomicrografias foi feita pelo método de interceptação linear de Heyn <sup>(6)</sup>.

## Resultados e Discussão

Observa-se na Tabela III que os valores obtidos pela técnica de imersão (P.A.1), são sistematicamente maiores que os obtidos por microscopia (P.A. 2).

Tabela III- Valores de porosidade aparente.

Amostra	%P.A. 1*	%P.A. 2**	Diâmetro médio
H03	47,67	27,72	0,37
H04	47,67	25,38	0,37
H10	50,41	37,16	0,60



H15	59,72	54,61	0,70
H28	68,15	60,99	0,78

\* Porosidade aparente medida por imersão

\*\* Porosidade aparente medida por microscopia ótica

Uma possível explicação para os resultados de porosidade aparente obtidos pela técnica de imersão serem maiores que os resultados obtidos pela técnica de microscopia é que há, possivelmente, um grande número de poros com diâmetro inferior a 10µm e que não puderam ser considerados nas condições de medida utilizadas neste estudo. Portanto o método da imersão em água, para as condições deste estudo, se mostrou mais adequado para a avaliação da porosidade aparente, porém ele não fornece informações sobre o tamanho dos poros. Nesse sentido o método por microscopia ótica completa essa informação, apesar de suas limitações.

Se a amostra a ser analisada for uma biocerâmica, que necessita de poros com diâmetro entre 100 e 200µm para que possam sofrer o processo de osteointegração, a técnica de microscopia seria adequada para avaliar o material, pois os poros com diâmetros nessa faixa de tamanhos são claramente visualizados.

Os resultados obtidos mostram que a porosidade aparente varia de, aproximadamente, 47 a 68% e os poros são intercomunicantes.

Os dados de porosidade aparente, apresentados na Figura 3, correspondem às medidas por imersão e mostram que um aumento na concentração de peróxido de hidrogênio faz com que ocorra um ligeiro aumento de porosidade.

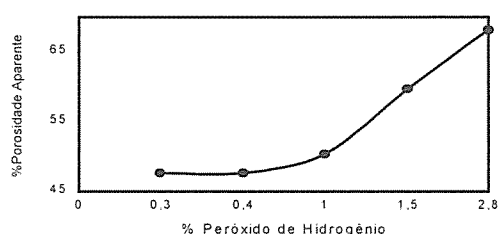


Figura 3- % Porosidade Aparente X % Peróxido de Hidrogênio.

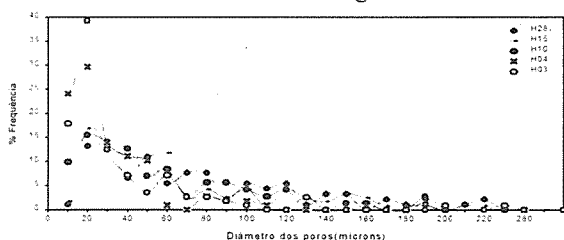


Figura 4- Distribuição do tamanho dos poros.

Muito embora o diâmetro dos poros varie de 10 a 300µm, a grande maioria deles está concentrada entre 10 e 50µm.

Pode-se perceber na Tabela IV que um aumento na concentração de peróxido de hidrogênio, aumenta a concentração de poros com diâmetro no intervalo de 10 a 50µm, os restantes praticamente permanecem constantes. Sendo que a distribuição do tamanho dos poros é homogênea.

Tabela IV- Comparação dos resultados de distribuição do tamanho de poros e porosidade aparente.

Amostras	% P.A.	Distribuição do tamanho de poro na faixa de 10 a 50 µm
H03	47,67	81%
H04	47,67	84%
H10	50,41	59%
H15	59,72	54%
H28	68,15	45%

### Conclusões

O método da adição de peróxido de hidrogênio, em uma barbotina de viscosidade elevada, permite obter blocos porosos com porosidade entre, aproximadamente, 47 e 68%, sendo os poros intercomunicantes, nas condições estudadas. Os poros obtidos estão na faixa entre 10 a 300µm, aproximadamente.

Os poros estão distribuídos homogênea entre as amostras, sendo que há uma maior concentração de poros com diâmetros na faixa de 10 a 60µm.

O aumento do teor de peróxido de hidrogênio faz com que a porosidade e o diâmetro médio dos poros aumente, sendo que eles continuam a ser intercomunicantes.

Na distribuição do tamanho de poros nota-se que com um aumento do teor de peróxido de hidrogênio a homogeneidade permanece constante, mas a concentração de poros em uma determinada faixa diminui, ou seja, a faixa de concentração aumenta até que o diâmetro dos poros seja uniformemente distribuídos.

### Referências Bibliográficas

- 1- Shackelford J.F., McIntyre J.P., Chapman M.W., Pool R.R., **Characterization of Bioceramic Composite for Repair of Large Bone Defects**, Ceramic Bulletin, vol 70, 1991.
- 2- Dias L.L., Mariano W.A., Boschi A.O., **Cerâmicas Porosas Obtidas pela Combinação de Matérias Primas com Diferentes Tamanhos de Partículas**, Publicado nos Anais do 39º Congresso Brasileiro de Cerâmica, 1995.
- 3- Matsura L., Perez F., Boschi A.O., **Estudo do Efeito da Adição de PVC Para a Formação de Poros**, Publicado nos Anais do III Congresso de Iniciação Científica- UFSCar, 1995.
- 4- Peelen J.G.J., Rejda B.V., Vermeiden J.P.W., Groot K. de, **Sintered Tricalciumphosphate As Bioceramic**.
- 5- Ryshkewitch E., **Compression Strength of Porous Sintered Alumina and Zirconia**, Journal of American Ceramic Society, vol36, 1953.
- 6- Subbarao, **Experiências em Ciência dos Materiais**. Editora Edgard Blucher.

# Avaliação da Taxa de Dissolução de Hidroxiapatias Preparadas em Diferentes Condições

Luci C. de Oliveira, Eliana S. Rigo, Luís A. dos Santos e Anselmo O. Boschi

Departamento de Engenharia de Materiais - Universidade Federal de São Carlos

**Resumo** - A solubilidade dos vários compostos da família dos fosfatos de cálcio no meio fisiológico é uma das principais características utilizadas para a escolha do composto mais adequado para cada aplicação. Para um mesmo composto, entretanto, a solubilidade pode variar devido a variação da concentração de defeitos, a área superficial, a razão Ca/P, o tamanho de partículas, outros tipos e quantidade de fases presentes e a porosidade. O objetivo do presente trabalho foi estudar um método que permitisse avaliar comparativamente a solubilidade de hidroxiapatitas com características diferentes. Os resultados obtidos demonstram a eficácia do método proposto para avaliar a solubilidade da hidroxiapatita e confirmam a interrelação entre a solubilidade, a razão Ca/P e a presença de grupos  $\text{CO}_3^{2-}$  detectada pela espectroscopia de infravermelho.

**Abstract** - The solubility of the various compounds of the calcium phosphate family in the physiological medium is one of the main characteristics used to identify the most suitable compound for each application. However, for one single compound the solubility may vary due to the concentration of defects. The objective of this work was to develop a method which would allow us to evaluate comparatively the solubility of hydroxyapatites with different characteristics. The results obtained have shown that the proposed method is suitable to evaluate the solubility of hydroxyapatite and have confirmed the relationship between solubility, the Ca/P ratio and the presence of  $\text{CO}_3^{2-}$  groups detected by infrared spectroscopy.

## Introdução

A hidroxiapatita (HA) por ser a principal fase inorgânica do osso, tem causado um crescente interesse na sua produção. A síntese desse tipo de material tem sido bastante dificultada devido ao grande número de compostos que constituem a família dos fosfatos de cálcio. A HA é solúvel em soluções ácidas, ligeiramente solúvel em água destilada e insolúvel em soluções alcalinas. A sua solubilidade é fortemente afetada por muitas variáveis como a concentração de defeitos cristalinos, a área superficial, a razão Ca/P, o tamanho de partículas, outros tipos e quantidade de fases presentes e a temperatura<sup>[1]</sup>.

A variação de pH no corpo humano ao redor do implante fica entre 5 e 8 durante as 4 primeiras semanas e isso faz com que ocorram grandes variações nessa região<sup>[2]</sup>. O ensaio *in vitro* é muito importante pelo fato de fornecer o comportamento e a influência das variáveis mais importantes no corpo humano a curto prazo. Enquanto o ensaio *in vivo* nos dá a avaliação final, para decidir se o material pode ou não ser implantado.

## Procedimento Experimental:

### Método para avaliar a solubilidade.

Preparou-se uma solução de ácido láctico com pH 6 e a concentração do ácido foi de aproximadamente 0,05 M. A seguir adicionou-se 100 mg da amostra na forma de pó a 250 ml da solução de ácido láctico. A solução foi mantida sob constante agitação e o pH periodicamente medido e corrigido, quando

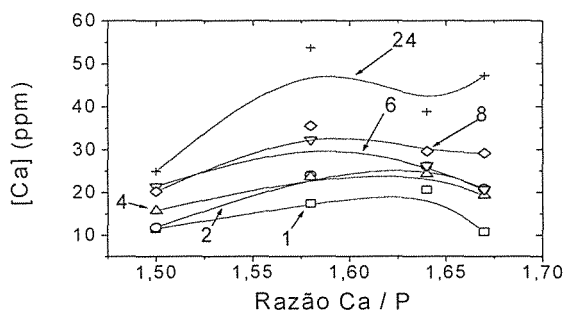
necessário, com adições de KOH e HCl. Foram retiradas alíquotas de 3 a 5 ml da solução após 1, 2, 4, 6, 8 e 24 horas do início do ensaio. Essas alíquotas foram centrifugadas e os sobrenadantes coletados foram analisados por espectrofotometria de absorção atômica, para a determinação da concentração de  $\text{Ca}^{2+}$ . Todos os ensaios foram realizados a temperatura ambiente (25 C).

**Amostras a serem testadas.** As amostras de hidroxiapatita utilizadas para estes testes são apresentadas na Tabela I, sendo que os métodos utilizados para a preparação e caracterização das amostras foi descrito em trabalho anterior<sup>[8]</sup>.

**Tabela I:** Amostras utilizadas nos testes de solubilidade.

Amostra	Razão Ca/P
C/P50	1,50
C/P58	1,58
C/P64	1,64
C/P67	1,67

## Resultados



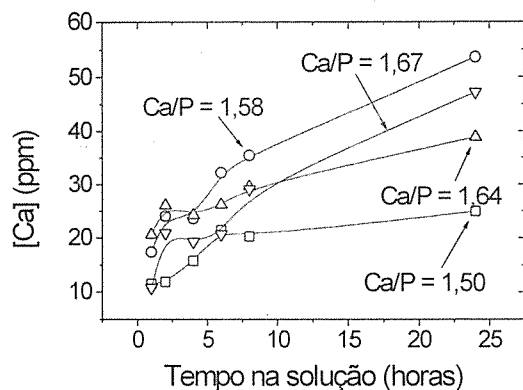


Figura 1: Variação da concentração de  $\text{Ca}^{+2}$  da solução com o tempo de imersão.

Figura 2: Variação do teor de  $\text{Ca}^{+2}$  liberado como uma função da razão Ca/P. Os números que identificam as curvas representam as horas em solução.

#### Discussões e Conclusões:

Após um período de 24 horas de imersão as amostras com razão Ca/P igual a 1,50 e 1,58 foram as que apresentaram, respectivamente, a menor e a maior concentração de íons  $\text{Ca}^{+2}$  em solução. (Figura 1)

A Figura 2 mostra que para os períodos de imersão de 1, 4 e 6 horas a concentração do íon  $\text{Ca}^{+2}$  na solução para as amostras com razão Ca/P 1,50 e 1,67 são bastante próximas.

Era de se esperar que as amostras com razão Ca/P mais próximas de 1,67 apresentassem menor solubilidade. Entretanto, os resultados obtidos indicam que a amostra Ca50 foi a que apresenta menor taxa de dissolução ao passo que a amostra Ca/P67 apresentou a segunda maior taxa de dissolução, o que está em desacordo com a literatura.

Os resultados obtidos através dos difratogramas de raios-X mostraram que todas as amostras, independente da sua razão Ca/P são HA. Os espectros de infravermelho confirmam esses resultados e fornecem ainda, que essas HAs são não-estequiométricas, ou seja, apresentam íons  $\text{CO}_3^{2-}$  e  $\text{HPO}_4^{2-}$  incorporados à estrutura cristalina.

LeGeros e Tung<sup>(3)</sup>, estudaram a influência dos íons  $\text{CO}_3^{2-}$  sobre a taxa de dissolução dos compostos de fosfato de cálcio e concluíram que quanto maior a quantidade de íons  $\text{CO}_3^{2-}$  incorporados maior será a taxa de dissolução da HA. Apesar de não se ter feito nenhum tipo de análise quantitativa de  $\text{CO}_3^{2-}$ , esse pode ser um dos fatores que influenciou diretamente a solubilidade das amostras.

A presença e a quantidade de fases amorfas não são detectadas pelas técnicas de caracterização utilizadas. Entretanto, a presença de fases amorfas pode influenciar consideravelmente a taxa de dissolução.

O método desenvolvido para este estudo se preocupou apenas com a quantidade exata de massa da amostra, mas sabe-se pela literatura que a área superficial da HA influencia diretamente a solubilidade. Para que os resultados obtidos possam refletir somente a solubilidade do material propõem-se uma variação do método aqui empregado, onde as amostras sejam discos com as mesmas dimensões e portanto a mesma área superficial

O fato de que uma determinada HA apresenta razão Ca/P = 1,67 não garante a baixa taxa de dissolução característica dessa fase mineral. Há um considerável número de variáveis que afetam essa característica o que torna a previsão da taxa de dissolução à partir de características físico-químicas uma tarefa bastante complexa. O presente trabalho apresenta os princípios de um método simples que possibilita a avaliação comparativa da taxa de dissolução de fosfatos de cálcio.

#### Referencias

1. AOKI, H.: Science and Medical Applications of Hydroxyapatite, 1991, pág. 27-30.
2. DRIESENS, F.C.M.: Is the solubility Product of Synthetic Calcium Phosphates a Good Predictor for their Biodegradability?. Euro-Ceramics, Ed. G de With, 1990.
3. LEGEROS, R.Z. and TUNG, M.S.: Chemical Stability of Carbonate-and Fluoride-Containing Apatites, Caries Research, 47, 1983, pág. 419-429.
4. TAGA, E.: Relatório.
5. VERHEYEN, C.C.P.M.; KLEIN, C.P.A.T.; DE GROOT, K.: Evaluation of Hydroxyapatite/Poly(L-Lactide) Composites: Physico-Chemical Properties, Journal of Materials Science: Materials in Medicine, 4, 1993, pág. 58-65.
6. MARGOLIS, H.C. and MORENO, E.C.: Kinetics of Hydroxyapatite Dissolution in Acetic, Lactic and Phosphoric Acid Solutions, Calcif. Tissue Int., 1992, pág. 137-143.
7. KLEIN, C.P.A.T.; BLIECK-HOGERVORST, J.M.C.; WOLKE, J.G.C. and DE GROOT, K.: Solubility of hydroxyapatite, Tricalcium-Phosphate and Tetra-calcium-Phosphate Coatings on Titanium in Vitro, Clinical Implant Materials, Advances in Biomaterials, Vol. 9, 1990.
8. RIGO, E.S.; OLIVEIRA, L.C.; BOSCHI, A.O.: Estudo sobre a obtenção de Biocerâmicas do Sistema Fosfato de Cálcio. 39º Congresso Brasileiro de Cerâmica. Águas de Lindóia, SP, 1995.

# Hidrogel Sintético Capaz de Mimetizar o Comportamento Mecano-elétrico da Cartilagem Articular

S. M. Malmonge<sup>1</sup> & C.A.C. Zavaglia<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Departamento de Engenharia Biomédica - FEE/UNICAMP  
Cx. Postal 6040 CEP 13083-970 Campinas SP  
E-mail : sonia@deb.fee.unicamp.br

**Resumo** - A cartilagem articular quando submetida a ação de força compressiva apresenta uma transdução mecano-elétrica. Acredita-se que os potenciais elétricos resultantes desse fenômeno de transdução influenciem a atividade biosintética dos condrocitos. Visando a obtenção de biomaterial que mimetize tal comportamento, para que possa ser utilizado no reparo de pequenos defeitos da cartilagem articular, foi sintetizado e caracterizado um hidrogel polimérico constituído por uma blenda sIPN de poli(HEMA), usando poli(MMA-co-AA) como carga. O hidrogel obtido apresentou capacidade de absorção de água superior a 30 % e densidade de carga fixa de 0.1 meq/g. Em presença de solução de NaCl, o hidrogel apresentou o fenômeno de transdução mecano elétrica, respondendo com potenciais de até 10 mV quando submetido a cargas inferiores a 10 Kg.

**Abstract** - Articular cartilage under a compressive force shows a mechano electrical transduction. The electrical potentials may influence the biosynthetic activity of chondrocytes. Aiming the obtention of a biomaterial able to mimic this behaviour to be used in repair of articular cartilage defects a hydrogel constituted by a blend of poly(hydroxi ethyl methacrylate) with a copolymer of methyl methacrylate and acrylic acid as a filler was synthesised and characterised. The hydrogel obtained showed an equilibrium water content upper than 30%, a fixed charge density of 0.1 meq/g and showed a mechano electrical transduction with potentials from 0 to 10 mV for loads from 0 to 10 Kg.

## Introdução

A cartilagem articular é um tecido conectivo que recobre as extremidades dos ossos que se articulam nas juntas sinoviais. Pode ser considerada um material viscoelástico, constituído basicamente de duas fases: uma matriz orgânica sólida, composta predominantemente de fibras de colágeno formando uma rede, com cadeias de proteoglicanos entrelaçadas; e uma fase fluida móvel, o fluido sinovial composto basicamente por água e eletrólitos.

Em condições fisiológicas a cartilagem contém uma elevada densidade de cargas negativas fixas, associadas principalmente com as moléculas de proteoglicanos ionizadas que encontram-se distribuídas na matriz acelular. Quando a cartilagem é comprimida, ocorre uma transdução mecano elétrica resultando em potenciais elétricos. Vários mecanismos tem sido propostos para explicar esse comportamento, tais como transdução eletrocínética, piezoelétrica e transdução eletroquímica<sup>1,2</sup>.

Acredita-se que as forças mecânicas e elétricas atuando sobre a cartilagem articular podem modular a atividade celular dos condrocitos<sup>3</sup>.

Tal comportamento pode ser mimetizado por um hidrogel contendo grupamentos negativos fixos a sua estrutura macromolecular.

Os hidrogéis, polímeros naturais ou sintéticos que incham em água sem se dissolver, representam uma importante classe de biomateriais por apresentarem características comuns aos tecidos moles do organismo. Estruturalmente são constituídos de redes tridimensionais de polímeros hidrofílicos com ligações cruzadas entre as cadeias, sendo capaz de absorver e reter elevadas quantidades de água e permitir a livre difusão de moléculas de baixo peso molecular ou íons. Assim como a cartilagem articular, são constituídos por uma fase sólida orgânica e uma fase fluida, sendo portanto potencialmente úteis para a regeneração de defeitos da cartilagem articular surgidos em decorrência de traumas ou doenças degenerativas, uma vez que podem mimetizar o meio biológico proporcionando uma arquitetura acelular para recobrimento da área danificada e selando o sítio da lesão.

Em geral, os hidrogéis apresentam baixos valores de propriedades mecânicas, porém é possível obter hidrogéis com tais propriedades melhoradas, através da síntese de blendas do tipo redes interpenetrantes<sup>4</sup>. E ainda, a utilização de polímeros com grupamentos negativos permite a obtenção de hidrogéis com grupamentos negativos

fixos à estrutura macromolecular, como é o caso da cartilagem articular.

Este trabalho apresenta um estudo sendo realizado que envolve a síntese e caracterização de blendas do tipo redes semi interpenetrantes (sIPN) de poli(hidroxi etil metacrilato) com poli(metacrilato de metila-co-ácido acrílico), resultando em hidrogéis que mimetizam o comportamento mecânico elétrico da cartilagem articular, isto é, hidrogéis que quando submetidos a esforços mecânicos respondam com potenciais elétricos mensuráveis.

### Metodologia

Amostra de hidrogel foi obtida por polimerização térmica. O monômero base utilizado foi o 2 hidroxi etil metacrilato - HEMA (Aldrich) e o agente de reticulação foi o trimetilol propano trimetacrilato (Rhom Haas). Para a obtenção da blenda sIPN, um copolímero foi previamente preparado a partir a polimerização térmica de mistura dos monômeros metacrilato de metila - MMA (Metacril) e ácido acrílico - AA (Rhom Haas), na proporção de 75:25. A seguir, o copolímero foi adicionado a solução de HEMA contendo agente de reticulação e iniciador nas concentrações desejadas, formando a solução a ser polimerizada.

A amostra obtida foi caracterizada quanto a capacidade de absorção de solução de NaCl 0.15 M, por gravimetria. Foi também medido a densidade de carga fixa (grupos ácidos), por titrimetria. E, finalmente, para a caracterização quanto ao comportamento mecânico-elétrico, utilizamos um sistema semelhante ao descrito por GRODZINSKI<sup>2</sup>, onde a amostra é colocada entre dois eletrodos porosos de Ag/AgCl que permitem a medida do potencial elétrico gerado quando a amostra é submetida a carga.

### Resultados

A amostra de hidrogel obtido mostrou-se como filme rígido transparente quando totalmente seca, tornando-se complacente quando inchada em solução aquosa de água/NaCl 0.15 M. Apresentou capacidade de absorção de água/NaCl superior a 30% e densidade de carga fixa de 0.1 meq/g.

A figura 1 mostra o potencial elétrico gerado pela amostra de hidrogel quando imersa em solução de NaCl 0.15 M e submetida a diferentes níveis de cargas instantâneas. Quando comprimido, o hidrogel exuda solução de NaCl contido em seu interior, acarretando a separação entre os íons Na<sup>+</sup> e

as cargas negativas fixas à rede macromolecular. Esta separação de cargas cria um campo elétrico que pode ser medido posicionando-se eletrodos nas superfícies da amostra.

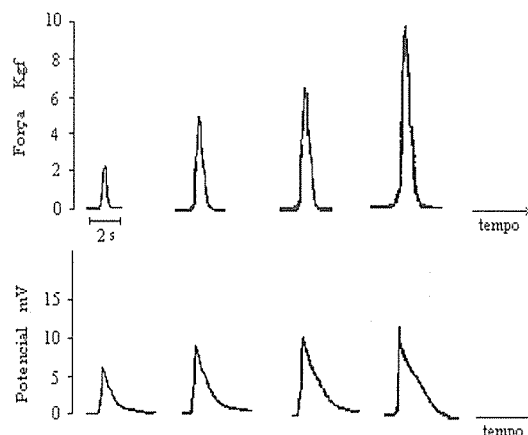


Figura 1 - potenciais elétricos medidos como resposta a aplicação de diferentes níveis de carga instantânea a amostra do hidrogel.

Observa-se um aumento não linear do potencial elétrico gerado quando a carga aplicada aumenta. Este resultado é semelhante ao obtido por LOTKE<sup>1</sup> para amostras de cartilagem articular e comprova a capacidade de transdução mecânica elétrica do hidrogel.

Este estudo deve prosseguir para uma melhor caracterização do comportamento elétrico do hidrogel e do mecanismo de transdução mecânica elétrica.

### Referências

- 1 LOTKE, P.A.; BLACK, J. & RICHARDSON, S. Electromechanical properties in human articular cartilage, *The Journal of Bone and Joint Surgery*, v.5, p. 1040-1046, 1974.
- 2 FRANK, H. & GRODZINSKY, A.J. Cartilage electromechanics-I. Electrokinetic transduction and the effects of electrolyte pH and ionic strength, *J. Biomechanics*, v.20 n. 6, p. 615-127, 1987.
- 3 KIM, Y.J.; BONASSAR, L.J. & GRODZINSKY, A.J. The role of cartilage streaming potential, fluid flow and pressure in the stimulation of chondrocyte biosynthesis during dynamic compression, *J. Biomechanics*, v.28 n.9, p. 1055-1066, 1995.
- 4 MALMONGE, S. M.; ZAVAGLIA, C.A.C. Hidrogéis sintéticos para reparo de defeitos da cartilagem articular. Comportamento mecânico a partir de ensaios de indentação, *Anais do 3º Congresso Brasileiro de Polímeros*, v. 1, p. 455, 1995.

# Membranas de Colágeno como Suporte de Liberação Controlada de Antibióticos

Maria Helena de Sousa (PG), Virginia C. A. Martins (PQ) e Gilberto Goissis (PQ)

Departamento de Química e Física Molecular IQSC- USP  
Av. Dr. Carlos Botelho 1465, São Carlos- CEP 13560-250, SP-Brasil

**Resumo:** Este trabalho estudou a liberação controlada dos antibióticos rolitetraciclina e ciprofloxacina suportados em membranas de colágeno. No caso de membranas com ciprofloxacina, ocorreu liberação total em 10 min, enquanto que a liberação da rolitetraciclina ocorreu durante um período de 90 min, com valores de  $k$  e  $n$  de respectivamente 0,10 e 0,48, por meio de um processo de difusão comum. Estes resultados sugerem que a rolitetraciclina suportada pode ser utilizada em periodontia e em implantes dentários.

**Abstract:** This work studied the controlled release of rolitetracycline and ciprofloxacin supported by collagen membranes. While ciprofloxacin was totally released within a time interval of 10 min, rolitetracycline was released to only 73% after 90 min, with values for  $k$  and  $n$  of respectively 0,10 and 0,48, suggesting a normal diffusion release mechanism. These results suggest that supported rolitetracyclines may be useful with periodontal and dental implant surgery.

## Introdução

O desenvolvimento de novas formulações na área de fármacos, vem apresentando grandes desenvolvimentos em função de novos materiais, e novos conceitos associados a fármacos de liberação programada e/ou inteligentes<sup>1</sup>. Estes conceitos são aplicáveis tanto a hormônios, como a insulina para o tratamento da diabete ou casos mais simples como antibióticos. Suas vantagens são: maior especificidade de ação, redução de efeitos colaterais e maior conforto para o paciente. Estas tecnologias utilizam-se de polímeros naturais ou sintéticos<sup>2</sup>, e dentre esses destaca-se o colágeno pelo seu baixo potencial antigênico e permitir um controle do seu grau de biodegradabilidade, por meio de reações de reticulação<sup>3</sup>. Este trabalho tem como objetivo o estudo de liberação dos antibióticos rolitetraciclina e ciprofloxacina suportados em membranas periodontais ou para implantes dentários, pois muito do insucesso nestes tipos de tratamento está associado a processos

infecciosos que estabelecem pós implantes, com a terapia convencional<sup>4</sup>.

## Metodologia

**Preparação do colágeno:** A solução de colágeno utilizada foi preparada por solubilização de tendão bovino em meio alcalino, na presença de sais de metais alcalinos e alcalinos terrosos<sup>5</sup>. Ao gel obtido a 0,7% em uma solução de AcOH pH 3,5 foram adicionados isoladamente os antibióticos rolitetraciclina e ciprofloxacina.

**Preparação das membranas de colágeno:** volumes de 7mL do gel preparado acima foram formatados em moíde circulares de 4,5 cm de diâmetro, e o gel seco sob fluxo de ar à temperatura ambiente, ao abrigo da luz. A concentração dos antibióticos nas membranas variaram entre 0,62 e 0,94 mg/cm<sup>2</sup> de membrana.

**Estudos de liberação:** A membrana foi colocada em uma câmara termostatizada a 37°C, contendo 150 mL PBS, pH 7,4. A cinética de liberação foi determinada em alíquotas de 5 mL,

removidas dentro de um intervalo de tempo entre 0 a 90min, seguido pela medida de absorbância da solução de rolitetraciclina em 271,6 e ciprofloxacina em 270,8 nm.

**Temperatura de encolhimento (Ts):** Os valores de Ts foram determinados em triplicata por um aparelho Quimis adaptado, em amostras de membranas de 0,2x2,0cm.

## Resultados

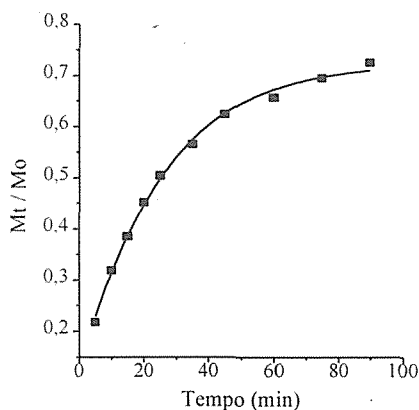
Os resultados da Tabela I mostram que a adição dos antibióticos nas membranas, induz a pequenas variações de estabilidade térmica apenas no caso da ciprofloxacina.

**Tabela I:** Temperatura de encolhimento para membranas de colágeno na presença ou não de antibióticos.

Antibiótico	Temperatura de encolhimento <sup>a</sup> (°C)
sem antibiótico	49,1
Rolitetraciclina	49,8
Ciprofloxacina	46,7

<sup>a</sup> - média de três determinações independentes.

Estudos de liberação mostraram que enquanto para rolitetraciclina suportada em membranas de colágeno, a taxa de liberação foi de 73% em 90min. (Figura 1), para o caso das membranas de ciprofloxacina, praticamente todo o antibiótico é liberado após 10 min.



**Figura 1:** Taxa de liberação de rolitetraciclina suportada em membranas de colágeno reconstituído a partir de tendão bovino.

O mecanismo de difusão do fármaco foi mostrado pela equação de Fick<sup>6</sup>:

$$M_t/M_o = k t^n,$$

onde  $M_t$  é a quantidade de droga liberada em um tempo  $t$ ;  $M_o$ , a quantidade inicial de droga na membrana,  $k$  é uma constante e  $n$ , o índice de indicação para o mecanismo de difusão<sup>7</sup>. Os valores de  $k$  e  $n$  determinados para liberação de rolitetraciclina foram de 0,10 e 0,48, respectivamente, indicando que a liberação do antibiótico suportado nestes tipos de membranas de colágeno ocorre por um mecanismo de difusão normal de Fick.

## Discussão e Conclusão

Os resultados acima mostram que a liberação da ciprofloxacina é muito rápida, para aplicação em periodontia. No entanto a liberação em tempos de 90 min. da rolitetraciclina, credenciam este sistema para a prevenção de processos infecciosos no tratamento de doenças periodontais pela Técnica de Regeneração Tecidual Guiada. Estudos de liberação com outros antibióticos estão em andamento, principalmente com a tetraciclina.

## Referências

- 1 ROSKOS, K. B. et. al. *Biomaterials*, 16, p. 313-17, 1995
- 2 NIMNI, M. E. *Collagen: Biotechnology*, CRC Press, 3, 1988
- 3 GILBERT, D. L. et. al. *Inter. J. of Pharmaceutics*, v.47, p.79-88, 1988.
- 4 FIORELLINE, J. P; PAQUETTE, D.W. *Curr. Opinions in Dent. Periodont. and Restor. Denti.*, p. 263-279, 1992.
- 5 GOISSIS, G., MORIWAKI, C. M., BR 9.000.972, 1990.
- 6 BAKER, R. W., ed., *Controlled Release of Biologically Active Agents*, New York, John Wiley & Sons, 1987
- 7 FLINN, J. E., ed., *Membrane Science and Technology: Industrial, Biological, and Waste Treatment Processes*, New York, Plenum, p.16, 1970.

## Agradecimentos

Agradecimento ao CNPq (M. H. Sousa - Bolsista FQ). Aos Srs. E. Biazin e G. D. Broch pelo apoio técnico. Ao PADCT/CNPq, pelo financiamento do projeto, contrato nº620.228/91.

# Hidrólise Seletiva de Grupos Carboxamidos de Matrizes Colagênicas: Um Novo Biomaterial

Cristina A. Lacerda (PG), Ana M. G. Plepis (PQ) e Gilberto Goissis (PQ)

DQFM - Instituto de Química de São Carlos - Universidade de São Paulo  
Av. Dr. Carlos Botelho, 1465 - CEP 13560-250 - São Carlos - SP

**Resumo:** Este trabalho estudou a hidrólise alcalina seletiva dos resíduos de glutamina e asparagina de colágeno para obtenção de colágeno aniônico. As caracterizações foram realizadas por titulação potenciométrica e calorimetria exploratória diferencial, mostraram que este tratamento hidrolisou seletivamente os grupos carboxamidos presentes no colágeno, sem prejuízo das ligações peptídicas ou estrutura secundária da proteína. Estes materiais mostraram um coeficiente piroelétrico de  $1.16 \times 10^{-4} \text{ Cm}^{-2}$ , maior que o encontrado para o PVDF polarizado, de  $7 \times 10^{-6} \text{ Cm}^{-2}$ .

**Abstract:** This work studied the selective alkaline hydrolysis of glutamine and asparagine residues of collagen in order to produce anionic collagen. Characterization of the hydrolysed material by potentiometric titration and differential scanning calorimetry, showed that the selective hydrolysis was achieved, without unpairing both, the peptide bond or the native protein structure. The piezoelectric coefficient determined for this material was  $1.16 \times 10^{-4} \text{ Cm}^{-2}$  is in comparison to  $7 \times 10^{-6} \text{ Cm}^{-2}$  for polarized PVDF.

## Introdução

O colágeno nativo do tipo I é formado por uma unidade básica, o tropocolágeno, que consiste de três cadeias polipeptídicas denominadas de  $(2)\alpha_1$  e  $(1)\alpha_2$ , ordenadas na forma de uma tripla hélice<sup>1</sup>. Esta proteína, nos tecidos, origina as microfibrilas que são caracterizadas por regiões periódicas denominadas D, compreendendo duas zonas distintas, o "Gap" e o "Overlap". Essa estrutura é estabilizada principalmente por interações hidrofóbicas, eletrostáticas e água estruturada. O colágeno a pH fisiológico é uma molécula neutra, com uma distribuição sub-periódica de grupos ácidos e básicos, dentro do período D. Como biomaterial, o colágeno<sup>2</sup> vem sendo largamente empregado na medicina e odontologia em função de suas propriedades de biodegradabilidade, hemostáticas, isenção de citotoxicidade, baixa antigenicidade, habilidade para suportar crescimento celular além de qualidades mecânicas e elásticas.

Este trabalho teve como objetivo estudar a hidrólise seletiva de resíduos de glutamina (Gln) e asparagina (Asn), presentes no colágeno, com a mesma sub-periodicidade de distribuição que os resíduos carregados de ácidos aspártico e glutâmico, para a obtenção de novos materiais derivados de colágeno, porém carregados, com características de eletreto. Ao estado de eletreto, encontrado na maioria dos biopolímeros<sup>3</sup>, tem sido atribuído a função de gatilho para o disparo dos sinais responsáveis pelo crescimento e remodelamento dos tecidos, como nos casos dos tecidos nervoso<sup>4,5</sup> e ósseo.

## Metodologia

**Determinação dos grupos tituláveis na matriz colagênica:** Pericárdio bovino cerca de 200 mg, foi tratado em meio alcalino no intervalo de tempo entre 0 e 72h<sup>6</sup>. A matriz foi expandida com ácido acético 1mol/L por 24h, liofilizada e equilibrada em ácido trifluoroacético 0.5moles/L, e também liofilizadas. A cada amostra foi adicionado 20mL de água ajustando-se o pH para 2,0 e o material titulado até pH 7,0 com NaOH  $0,02 \pm 0,002$  moles/L.

**Preparação das membranas:** estas foram preparadas a partir de soluções de colágeno tendão, neutro, obtido por extração com ácido acético pH 2,0 em 6% de dimetilsulfóxido, e por tratamento alcalino por 72h, como descrito acima<sup>6</sup>. Volumes de solução de colágeno empregados foram de 7mL (m/v), colocados em moldes de acrílico. As membranas foram obtidas por secagem com ar à temperatura ambiente, seguido do tratamento com soluções tampões no intervalo de pH entre 3,4 e 8,0.

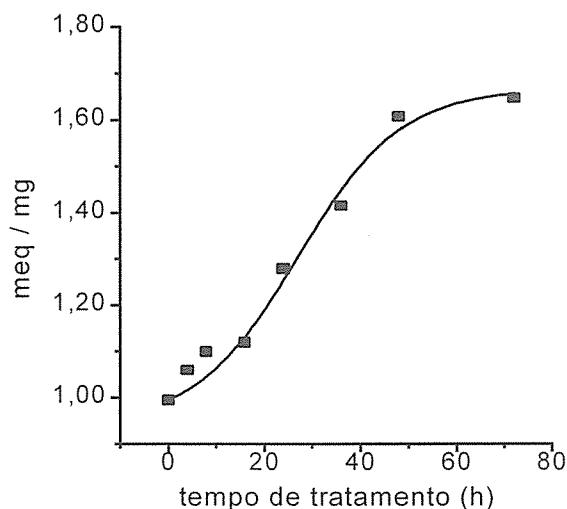
**Calorimetria exploratória diferencial (DSC):** As membranas foram equilibradas a 85% de umidade. As análises foram feitas em um equipamento Du Pont DSC 910 acoplado ao analisador térmico TA 2000, calibrado com Índio (In) num intervalo de 25 a 180 °C, a 5 °C/min.

**Temperatura de encolhimento (Ts):** Os valores de Ts foram determinados em triplicata em um aparelho Quimis adaptado, com amostras de membranas de 0,2x2,0cm.



## Resultado e Discussão

O aumento do número de grupos tituláveis no intervalo entre pH 2,0 e 7,0 (Figura 1) em função do tempo de tratamento em meio alcalino, sugere que os resíduos de Asn e Gln foram seletivamente hidrolizados, até valores constantes para tempos superiores a 48 h. Este valor foi de cerca de 1,6 vezes maior do que no nativo, que é próximo do valor teórico esperado (1,5 vezes).



**Figura 1:** Aumento do número mEq tituláveis para o pericárdio bovino no intervalo de pH 2,0 a 7,0, em função da hidrólise seletiva de Asn e Gln..

Os resultados de estabilidade térmica, principalmente Ts, mostraram que estes são pH dependentes, entretanto, mostram que a estrutura secundária da proteína foi mantida. Colágeno desnaturado não apresenta nenhuma transição térmica no intervalo de temperatura estudado.

**Tabela I:** Temperatura de encolhimento e DSC para membranas de colágeno, com e sem tratamento alcalino, em vários valores de pH.

pH	Temperatura (°C)			
	DSC		Ts	
	sem <sup>a</sup>	com <sup>b</sup>	sem	com
3,4	106,27	106,75	55,5	44,3
4,0	91,80	101,57	57,1	50,5
4,6	106,96	108,72	61,3	55,0
7,4	114,00	100,47	64,8	52,8
8,0	108,08	107,86	63,3	53,5

a - sem tratamento alcalino;

b - com tratamento alcalino.

## Conclusão

Os resultados mostraram que o tratamento alcalino promoveu seletivamente a hidrólise de grupos carboxamidos de colágeno, sem interferir com a ligação peptídica ou a estrutura secundária da proteína, principalmente para tempos superiores a 48h. Estes materiais mostraram um coeficiente piroelétrico de  $1,16 \times 10^{-4} \text{ Cm}^{-2}$ , em comparação  $7 \times 10^{-6} \text{ Cm}^{-2}$  para o PVDF polarizado.

## Referências

- <sup>1</sup>CALVERT, P. *Mater. Sci Engineering, CI*, p. 69-74, 1994.
- <sup>2</sup>ROSENBLATT, J.; DEVEREUX, B.; WALLACE, D. G. *Biomaterials*, v. 15, p. 985-995, 1994
- <sup>3</sup>SISKEN, B.F.; WALKER, J.; ORGEL, M., *J. of Cell. Biochem.* v.52, p.404-09, 1993.
- <sup>4</sup>McDONALD, F., *Eur. J.of Orthod.*, v.15, p.175-183, 1993.
- <sup>5</sup>PLEPIS, A.M.G.; GOISSIS,G.; DAS-GUPTA, D.K. *4<sup>th</sup> International Confernces on Polymer Characterization*, Denton, EUA, 1996.
- <sup>6</sup>GOISSIS, G., MORIWAKI, C. M., BR 9.000.972, 1990.

## Agradecimentos

Os autores agradecem aos Srs. E. Biazin e G. D. Broch pela assistência técnica. Ao CNPq (C.A. Lacerda-Bolsista FQ) pela concessão da bolsa. Ao PADCT/CNPq, pelo financiamento do projeto, contrato n<sup>o</sup> 620.228/91.

# Géis Injetáveis de Colágeno: Ramsana Como Veículo de Liberação Controlada de Clorexidina

Júlio Cesar Góes<sup>1</sup> e Élcio Marcantonio<sup>2</sup>, Gilberto Goissis<sup>3</sup>

<sup>1</sup>Universidade Federal do Ceará.

<sup>2</sup>UNESP- Araraquara. <sup>3</sup>Depto. de Química e Física Molecular. IQSC - USP

Endereço: Av. Dr. Carlos Botelho 1465, São Carlos - CEP 13560-250, SP-Brasil<sup>3</sup>

Telefone: (016) 274-9180

Fax: (016) 274-9180

**Resumo** - Este trabalho estuda o uso de géis injetáveis de colágeno:ramsana como veículo de liberação controlada de digluconato de clorexidina. Estudos de liberação mostraram que a presença do polissacarídeo reduz a quantidade de droga liberada no mesmo período de tempo, quando comparada com a taxa de liberação no gel normal. A análise do tipo de liberação pela expressão:  $M_t/M_o = kt^n$ , mostraram que a presença de ramsana no gel reduz o coeficiente de difusão da clorexidina. Os valores obtidos para n sugerem que, para todos os géis, a cinética de difusão da droga é anômala.

**Abstract** - This work reports the use of injectable collagen:rhamosan gels as vehicles for drug delivery of chlorhexidine. Release results showed that the presence of rhamosan significantly inhibits drug release due to a reduction in the diffusion coefficient as determined by the equation  $M_t/M_o = kt^n$ . Values of n suggests that the mechanism of sustained drug delivery follows an anomalous diffusion kinetics.

## Introdução

Há muito se conhece as propriedades biológicas do colágeno, a mais abundante proteína do reino animal. Sua capacidade de se reconstituir a partir de soluções diluídas levou a uma gama de aplicações de interesse biomédico<sup>1</sup>. Na maioria desses biomateriais o colágeno se apresenta na forma de fibras sólidas em artigos concebidos para serem usados como vasos sanguíneos, peles artificiais, suturas, etc, que inclui o colágeno preparado na forma de uma suspensão microfibrilar para correções plásticas em geral. Este modo de aplicação é preferível à técnicas cirúrgicas invasoras, como mostram suas aplicações tais como, no tratamento da incontinência urinária e correção precoce de miopia.

Este trabalho visa estudar a viabilidade de aplicação dessas suspensões como um sistema de liberação controlada de drogas cuja estabilidade e cinética possa ser controlada pela associação do colágeno com ramsana, um polissacarídeo aniônico. Neste sentido, realizamos ensaios de liberação, *in vitro*, de um agente microbiano, digluconato de clorexidina, largamente empregado em odontologia no controle da placa bacteriana. Essa substância possui um efeito antiplaca maior que outros agentes, devido a sua acentuada capacidade de adsorção aos dentes e às superfícies mucosas com posterior liberação na cavidade oral em níveis terapêuticos<sup>2</sup>.

## Experimental

### Preparação do gel de colágeno

O colágeno foi solubilizado, a partir de serosa bovina, após 72h em tratamento em meio alcalino<sup>3</sup>, seguido de homogeneização em solução de ácido acético pH 3,5 de forma que a concentração de colágeno, determinado por hidroxiprolina<sup>4</sup>, correspondeu a 1%. O polissacarídeo foi adicionado a esta solução de maneira a se obter relações de massa variando entre 75 e 25% de colágeno. O gel foi preparado equilibrando o colágeno solúvel em tampão fosfato 0,13M pH 7,4. A concentração do gel foi ajustada para 2,5%.

### Ensaio de liberação de clorexidina.

O equipamento utilizado nestes experimentos consiste em duas câmaras cilíndricas, em acrílico separadas por uma membrana de acetato de celulose, permeável a clorexidina. Em uma das câmaras, com capacidade para 1 mL, foi depositado o gel de colágeno contendo 0,15% de clorexidina, e na outra, uma câmara cilíndrica de 4 cm de diâmetro e com capacidade para 17 mL, foi depositada a solução de tampão fosfato 0,13M pH 7,4. A área de troca é circular com 2 cm de diâmetro. Durante todo ensaio o sistema foi mantido a 37°C através de uma camisa de circulação de água. A difusão da clorexidina foi monitorada em função do tempo, pela medida de absorbância da solução tampão em 226 nm, tendo sido removida, para cada medida, uma alíquota de 3 mL do dialisado e a mesma quantidade de solução tampão foi adicionada a câmara para manter uma diluição de 17%.

## Resultados e discussão

O acúmulo de liberação de clorexidina do gel de colágeno com ou sem adição de ramsana é apresentado na Figura 1. Fica claro que a presença do polissacarídeo reduz a quantidade de droga liberada no mesmo período de tempo. Observa-se que após 72h o gel com ramsana ainda retém 29,6% da carga inicial, que é 13,5% superior a carga remanescente no gel de colágeno normal.

A taxa e o tipo de liberação pode ser analisada pela expressão  $M_t/M_0 = kt^n$ , onde  $M_t$  é a massa liberada no tempo  $t$ . No caso de uma difusão fickiana pura  $n$  deve ser igual a 0,5, enquanto que para  $0,5 < n < 1$  indica um transporte anômalo, ou seja, em adição a difusão outros processos também ocorrem. Se  $n = 1$ , a liberação será de ordem zero e o transporte é controlado pela relaxação do sistema (transporte tipo Caso II)<sup>(5)</sup>. Os valores de  $k$  e  $n$  para os géis podem ser determinados a partir da curva do  $\ln(M_t/M_0)$  em função do  $\ln t$ . Os valores de  $k$  para géis de colágeno e colágeno:ramsana 75:1 e 25:1 foram de, respectivamente, 0,057, 0,045 e 0,028  $h^{-1}$ , demonstram que a presença do polissacarídeo reduz o coeficiente de difusão da clorexidina no gel de colágeno. Entretanto, os valores obtidos para  $n$  (0,62, 0,63 e 0,70) sugerem que, para todos os géis, o transporte da droga é anômalo.

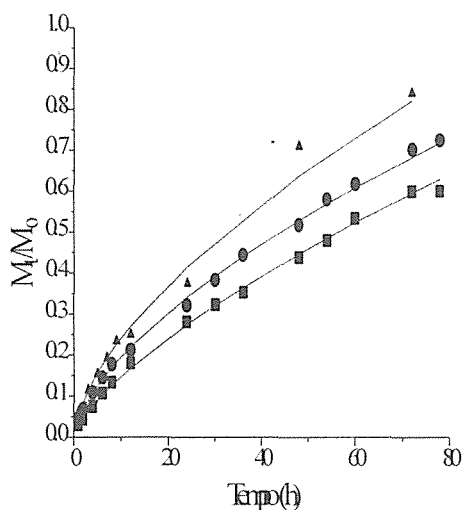


Figura 1 - Fração liberada de clorexidina a partir de géis de colágeno. (■) colágeno, (●) colágeno:ramsana 75:1, (▲) colágeno:ramsana 25:1.

## Conclusões

Os resultados apresentados acima mostram que a clorexidina interage com a malha negativa do gel de colágeno resultando em sua lenta liberação. A presença de ramsana, mesmo em pequena proporção, parece estar produzindo um efeito de carga suficiente para justificar a redução da liberação. Além disso a troca de um cátion de maior volume, como a clorexidina, por um de menor volume, como Na, favorecido pelo equilíbrio Donnan, pode provocar o relaxamento da estrutura colagênica, com efeitos sobre a difusão da droga, justificando portanto os parâmetros cinéticos obtidos. Resultados clínicos preliminares de injeções do gel em bolsas periodontais mostraram uma redução significativa da bolsa e do sangramento após 60 dias da aplicação.

## Agradecimentos

Júlio C. Góes agradece a concessão da bolsa de doutorado ao PICD-CAPES, UFCE. Os autores agradecem ao E. Biazin e G. D. Broch pelo apoio técnico. Este trabalho foi financiado pelo programa PADCT/CNPq, contrato nº 620.228/91-1.

## Referências

- <sup>1</sup> NIMNI, M. E., Collagen: Biotechnology. CRC Press, 3, (1988).
- <sup>2</sup> RÖLLA, G., LÖE, H., SCHIÖTT, C. R., Archs. Oral Biol., v. 16, p.1109-1116, (1971).
- <sup>3</sup> GOISSIS, G., MONAK, C. M., BR 9.000.972, 2 março (1990).
- <sup>4</sup> STEGEMANN, H., STALDER, K., Clin. Chim. Acta, V.18, p. 267-274, (1987).
- <sup>5</sup> PEPPAS, N. A., Int. J. Pharm., V. 15, p. 25, (1983).

# Estudos do comportamento de soluções de glutaraldeído empregadas na fixação de biopróteses

Cláudia A. Alves (IC), Gilberto Goissis (PQ) e Sergio A. Yoshioka (PG)

DQFM - Instituto de Química de São Carlos - Universidade de São Paulo  
Av. Dr. Carlos Botelho, 1465 - CEP 13560-250 - São Carlos - SP

**Resumo** - Este trabalho estudou o comportamento de soluções de glutaraldeído utilizadas na fixação de biopróteses, por meio das relações 280/235 nm. Os resultados mostraram que este índice de controle analítico não é adequado, porque grandes variações nesta relação são devidas aos elevados valores de coeficientes de extinção molares das formas poliméricas. Foram detectadas também variações significativas nas absorvâncias em 280nm, sugerindo a ocorrência de alterações químicas do glutaraldeído em função do tempo (< 7 dias). Estes resultados mostram que estas soluções de glutaraldeído podem estar longe do ideal para a obtenção de biopróteses homogêneas.

**Abstract** - This work studied the behavior of aqueous or buffered glutaraldehyde solutions used for the fixation of cardiac bioprotheses by means of the 280/235 nm ratios. The results showed that this analytical index may not be adequate since great variations are mainly due to the high extinction coefficients for the polymeric forms. Besides, variations were also observed in the 280 nm absorbancies, suggesting that significant changes may also occur in glutaraldehyde effective concentration (7 days). These results suggests that this type of glutaraldehyde solutions may be far from ideal for the manufacture of homogeneous bioprotheses.

## Introdução

Glutaraldeído (GA) em meio aquoso é uma mistura complexa em equilíbrio de aldeídos livres, formas mono e diidratadas, hemiacetais poliméricos cíclicos e polímeros  $\alpha$  e  $\beta$ -insaturados, dependente do pH, temperatura e concentração<sup>1</sup>. Estas soluções que são utilizadas largamente no tratamento de matrizes colagênicas<sup>2</sup> para aumentar a biocompatibilidade e propriedades mecânicas, não permite a obtenção de materiais homogêneos em função desta complexidade química mesmo após a purificação do reagente. Um dado analítico utilizado para caracterização de soluções de GA é a relação 280/235 nm (GA livre/GA polimérico), cujo valor deve ser > 1,5<sup>3</sup>. Este trabalho teve como objetivo o estudo do comportamento do GA em soluções aquosas e em tampão fosfato a pH 7,40 em função da concentração de GA e

do tampão. A técnica empregada foi a espectrofotometria de ultravioleta (U.V).

## Metodologia

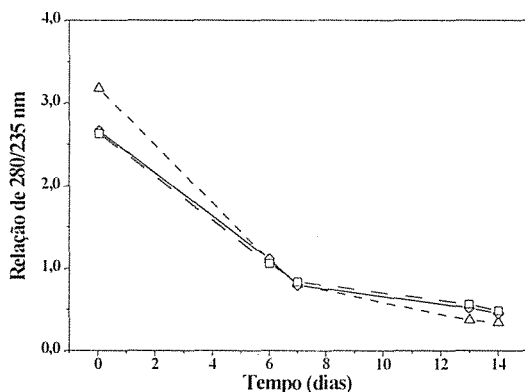
O GA (Union Carbide) foi purificado previamente por tratamento com carvão ativado.

**Estudos espectrofotométricos:** foram estudadas soluções de GA com concentrações entre 0,10 e 0,50%(v/v) em água e TF com concentrações entre 0,065 e 0,260mol/L e pH 7,40 e o comportamento destas soluções acima estudadas pelos espectros no U.V. (U-3210, Hitachi), com leituras de absorvâncias em 235 e 280nm, com intervalos de tempo entre 0 e 14 dias.

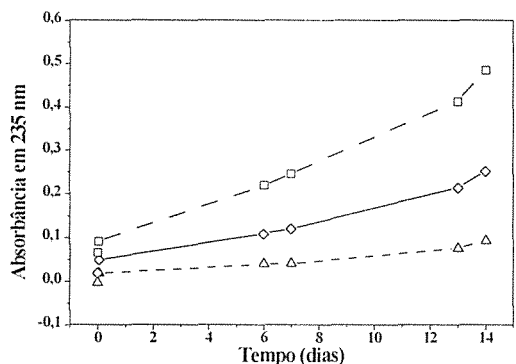
## Resultados e discussões

Apesar de soluções aquosas de GA serem relativamente estáveis no período estudado, 14 dias, em tampão fosfato, o índice 280/235 apresentou variações signi-

ficativas (Fig. 1), principalmente devido a alterações significativas das absorvâncias em 235nm (Fig. 2) em comparação com aquelas determinadas em 280nm (Fig. 3). Apesar de após 14 dias, os valores das absorvâncias em 280nm apresentarem similares aqueles de soluções recém preparadas, foram observados nas soluções estudadas um decréscimo significativo nesta variável que após sete dias de equilíbrio voltam a valores próximos dos iniciais (Fig. 3).

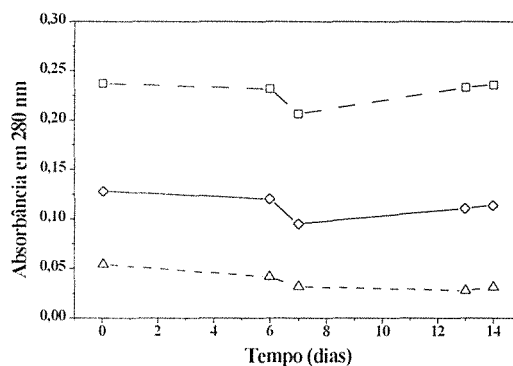


**Figura 1:** Comportamento cinético da relação entre 280 e 235nm das soluções de GA a: 0,10%(- $\Delta$ -), 0,25%(- $\diamond$ -) e 0,50%(- -) em TF a pH 7,40 e 0,13 mol/L..



**Figura 2:** Comportamento cinético da absorvância em 235nm das soluções de GA a: 0,10%(- $\Delta$ -), 0,25%(- $\diamond$ -) e 0,50%(- -) em TF a pH 7,40 e 0,13 mol/L.

Os comportamentos descritos acima para as soluções de GA foram dependentes tanto da concentração de GA quanto do tampão.



**Figura 3:** Comportamento cinético da absorvância em 280nm das soluções de GA a: 0,10%(- $\Delta$ -), 0,25%(- $\diamond$ -) e 0,50%(- -) em TF a pH 7,40 e 0,13mol/L.

### Conclusões

Os resultados mostraram que o índice 280/235nm empregado para o controle analítico de soluções de GA, é afetado principalmente por variações de absorvâncias em 235nm, principalmente devido aos elevados valores de  $\epsilon$  das formas poliméricas. Variações observadas nas absorvâncias em 280nm sugerem também a ocorrência de alterações químicas do GA. Os resultados mostraram que as soluções de GA utilizadas para fixação de matrizes colagênicas, podem estar longe do ideal para a obtenção de biopróteses com características homogêneas.

### Referências bibliográficas

- 1 RUIJGROK, J.M., DE WIGN, J.R.; BOON, M.E., *J. Mat. Sci.: Mat. in Med.*, v.5, p. 80-87, 1994.
- 2 NIMNI, M.E.ed., *Collagen: Biochemistry and Biomechanics*, v.III, CRC Press, Inc., Boca Raton, Florida, 1988.
- 3 BRAILE, D.M. Prótese valvular: desenvolvimento e aplicação clínica em posição mitral, Tese de Doutorado apresentada na Escola Paulista de Medicina, São Paulo, 1990.

### Agradecimentos

- A E. Biazin e G. D. Broch pela assistência técnica; ao PADCT/CNPq (620.228/91-1) pelo financiamento. S.A. Yoshioka é aluno de doutorado de PG da Interunidades do Campus de São Carlos - USP.

# Estudos de Liberação de Rolitetraciclina Suportada em gel injetável de colágeno aniônico: ramsana.

Delia do Carmo. Vieira; Gilberto Goissis

DQFM - Instituto de Química de São Carlos - Universidade de São Paulo.  
Av. Dr. Carlos Botelho, 1465-13560-250-São Carlos-SP-BRASIL.  
Telefone: (016) 274-9180 Fax: (016) 274-9180

**Resumo** - Um Gel injetável de colágeno: ramsana (75:1) foi estudado como suporte para liberação de antibióticos para o tratamento de doenças periodontais. Os resultados mostraram que nas condições estudadas e na presença do antibiótico rolitetraciclina, a liberação ocorreu por meio de um processo difusional normal, com um valor de  $n$  igual a  $0,47 \pm 0,02$ . A liberação sustentada se manteve por um período de 10 dias, com uma taxa de liberação de cerca de 90% nesse período, tempo compatível para o controle da flora bacteriana junto ao periodonto.

**Abstract** - An injectable collagen: ramsan gel (75:1) was studied as a support for the controlled release of antibiotic for the treatment of periodontal diseases. The results showed that under the conditions studied and in the presence of rolitetracycline, drug release occurred with a normal diffusion process, characterized by a  $n$  value of  $0,47 \pm 0,02$ . Drug sustained release was maintained for a period of 10 days, after with, 90% of the drug was liberated. This period and liberation rate are compatible for the control of periodonal diseases.

## Introdução

Colágeno é atualmente um biomaterial amplamente utilizado na odontologia, medicina e indústria farmacêutica<sup>1</sup>, sob várias formas, uma delas o colágeno injetável, utilizado para correção plástica corretiva ou traumática<sup>2</sup> e suportes para liberação controlada de fármacos. Para o caso de fármacos suportados, as vantagens estão associadas à redução de efeitos colaterais, maior eficiência e maior conforto para o paciente<sup>3</sup>. O objetivo deste trabalho foi o estudo de extrusão e de liberação de rolitetraciclina suportada em géis de colágeno: ramsana para o uso no tratamento de doenças periodontais.

## Metodologia

### Preparação do gel

O colágeno foi obtido por extração de serosa bovina tratada 72h com uma solução de metais alcalinos e alcalinos terrosos. A

concentração final da preparação foi 1% (m/m), determinada via hidroxiprolina. A caracterização foi feita por eletroforese em gel SDS 10% e espectroscopia de infravermelho ( $1245/1450 \text{ cm}^{-1}$ ). O gel foi preparado por precipitação do colágeno em solução de tampão fosfato 0,13 molar, pH 7,4; seguido da adição da ramsana numa proporção de massa colágeno: ramsana de 75:1. A concentração final do gel foi de 2,6% (m/m) e a concentração de rolitetraciclina de 3,0mg /g gel.

### Ensaio de fluidez

Os géis colocados em uma seringa de 5 ml foram extrudados através de uma agulha de 20 mm de comprimento com diâmetro interno de 0,55 mm, com auxílio de um equipamento INSTRON, com uma célula de tração de capacidade máxima de 50kg. A velocidade de extrusão foi mantida em 1 mL/min.

### Ensaio de liberação

Os ensaios de liberação foram realizados de uma câmara de diálise<sup>4</sup> contra 150 ml de solução de tampão

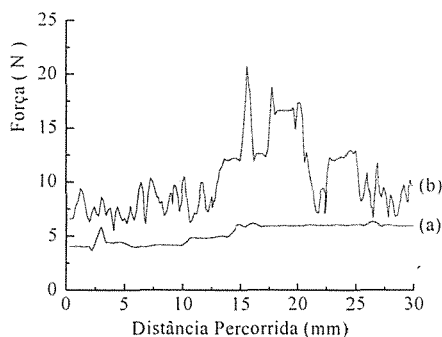
fosfato 0,13 molar, pH 7,4 e uma massa de amostra de cerca de 7,0g. A membrana empregada foi de celofane, e os experimentos realizados a 25<sup>0</sup>C, com uma agitação constante de 60 rpm. Aliquotas de 4mL foram retiradas a intervalos de tempo variáveis e a absorbância determinada em 272 nm. Esta remoção foi sempre acompanhada por introdução na câmara de diálise de um volume igual de tampão fosfato 0,13M pH 7,4.

## Resultados e Discussão

Os resultados de extrusão para o gel de colágeno ramsana 75:1(2,6%), sem o fármaco (Figura 1a) mostra um escoamento muito mais homogêneo quando comparado com o gel de colágeno ramsana 75:1(2,6%) na presença do fármaco (Figura 1b), provavelmente devido a uma interação do gel com o antibiótico. Apesar do comportamento mais heterogêneo para a amostra com o antibiótico, em nenhum dos experimentos foi observado obstrução da agulha.

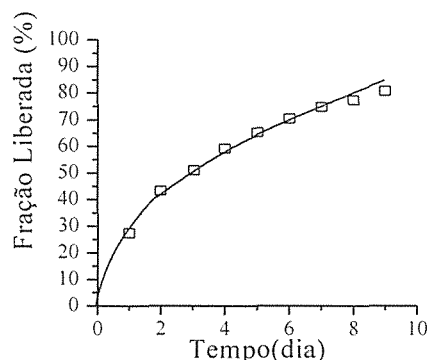
Os resultados de liberação da rolitetraciclina pelo gel de colágeno ramsana (Figura 2), obedece a lei de Fick<sup>5</sup> ( $M_t/M_o = k.t^n$ ) para processos difusionais normais, com um valor determinado para n de  $0,47 \pm 0,02$ .

Nas condições estudadas, cerca de 90% do antibiótico é liberado por um período de cerca de 10 dias (Figura 2).



**Figura 1.** Ensaio de fluidez do gel colágeno: ramsana 75:1 (2,6% m/m) (a) e do gel com 3,0 mg antibiótico/g gel (b). Seringa, 5mL; diâmetro da agulha, 0,55mm;

comprimento, 20mm. Velocidade do êmbolo, 1,0mL/min.



**Figura 2.** Fração percentual de rolitetraciclina liberada em experimentos de diálise.

## Conclusão

Os resultados mostraram que géis de colágeno:ramsana com rolitetraciclina, apesar de fluírem com maior dificuldade pela seringa, foram extrudados sem obstrução da agulha. A liberação da rolitetraciclina se fez por um processo difusional normal, e o tempo de liberação sustentada, de cerca de 10 dias, mostra que o sistema de géis injetáveis colágeno :ramsana podem ser potencialmente interessantes no controle de doenças periodontais.

## Referências

- NIMNI, M.E., Collagen (Biochemistry), CRC Press, Inc., Vol I, 1988.
- YOSHIOKA, S.A, GOES, J.C., PLEPIS, A.M.G., GOISSIS G., An 2<sup>o</sup> Congr. Bras. Pol., 1993, p. 122-125.
- KHARE, A.R., PEPPAS, N.A., J.Biomater v.4, p. 275-289, 1993.
- WASHITAKE, M., et al., Chem. Pharmac. Bull., v. 28, 2855-2861, 1980.
- LANGER R.S.; WISE,D.L., Medical Applications of Controlled Release: Applications and Evaluation, v.2, p.169-187, CRC Press, Inc., Florida, 1984.

## Agradecimentos

Agradecimentos ao CNPq (D.C. Vieira é aluna de mestrado da PG Eng. Mat Interunidade do Campus de São Carlos - USP; A E. Biazin e G. D. Bloch pelo apoio técnico. Financ. PADCT/CNPq, contrato n<sup>o</sup> 620.228/91.

## Prótese para Toracostomia - Desenvolvimento e Utilização Clínica

Helena T.T. Oyama<sup>1</sup>; Marina J.S. Maizato<sup>1</sup>; Adolfo A. Leirner<sup>1</sup>; Luiz T.B. Filomeno<sup>2</sup>;  
Antônio W. Almeida Jr<sup>2</sup>; Eduardo R. Werebe<sup>2</sup>; Fábio B. Jatene<sup>2</sup>; José R. Milanez<sup>2</sup>.

<sup>1</sup>Divisão de Bioengenharia do Instituto do Coração - HC-FMUSP

Av. Dr. Enéas de Carvalho Aguiar, 44 - Cerqueira César - S. P. - CEP: 05403-000

<sup>2</sup>Divisão de Cirurgia Torácica e Cardiovascular - HC-FMUSP

**Resumo** - O objetivo deste trabalho é o desenvolvimento de uma prótese em silicone para ser utilizada em toracostomia, à Clagett ou à Eloesser modificado no tratamento dos empiemas crônicos, sobretudo nos empiemas pós-pneumectomia. Esse sistema deixa um aspecto estético bastante desagradável ao paciente, além de representar um ato cirúrgico relativamente complexo para a função a que se propõe. A proposição consiste de um tubo de silicone de 25 mm de diâmetro, corrugado, e com anteparo interno e externo, para evitar migrações que pode ser colocada através de uma incisão de 30 a 40 mm e ressecção segmentar de apenas uma costela, diminuindo o trauma cirúrgico, como também as seqüelas estéticas na parede torácica, enquanto mantém adequada e contínua drenagem do espaço pleural. Até a presente data, 13 pacientes foram submetidos à toracostomia utilizando a prótese desenvolvida, com tempo de acompanhamento entre 14 a 305 dias. Os resultados são satisfatórios e sugerem que a utilização da prótese apresenta vantagens quando comparadas aos métodos tradicionais.

**Abstract** - This paper presents the design and construction of a toracostomy silicone prosthesis. Its main utilization is in Clagett's and modified Eloesser toracostomies and for the treatment of chronic and post-pneumonectomy empyemas. The new prosthesis designed consists of a silicone tube (25 mm diameter) corrugated and with one internal and one external flange to avoid migration. It can be placed through a 30 to 40 mm incision and resection of a segment of solely one rib, minimizing surgical trauma and resulting in an esthetically improved aspect, while maintaining adequate and continuous draining of the pleural space. Hitherto, the prosthesis was utilized in 13 patients subjected to toracostomy with a follow up period of 14 to 305 days. The results obtained suggest that its utilization presents many advantages in comparison to the traditional method utilized.

### Introdução

A caixa torácica humana, onde se alojam os pulmões, apresenta-se internamente revestida por uma membrana denominada pleura, sendo que em condições normais de saúde, não existe espaçamento entre esta e os pulmões. Porém, após a ocorrência de doenças pulmonares graves, que provocam uma diminuição do volume dos pulmões, pode vir a ocorrer a formação e o acúmulo de secreção purulenta no interior da caixa torácica, mais especificamente no espaço pleural. A esse quadro dá-se o nome de empiema crônico cujo tratamento consiste na drenagem permanente desta secreção,

seu procedimento consiste na toracostomia, à Clagett<sup>1</sup> ou à Eloesser<sup>2</sup> modificado.

Neste trabalho apresentamos uma prótese, confeccionado em silicone<sup>3</sup> visando minimizar o traumatismo cirúrgico das toracostomias tradicionais, manter uma drenagem pleural eficiente e diminuir as seqüelas estéticas. Conjuntamente foi desenvolvido a respectiva técnica de implantação do dispositivo.

### Metodologia

A prótese para toracostomia tem a forma tubular, com diâmetro interno de 20 mm. A sua face externa é dotada de saliências anelares, equidistantemente



espaçadas entre si, para receber o encaixe de um anel de ajuste, também de silicone. Na extremidade oposta, foi construída uma flange de forma elíptica. A Figura 1 mostra o perfil do dispositivo.

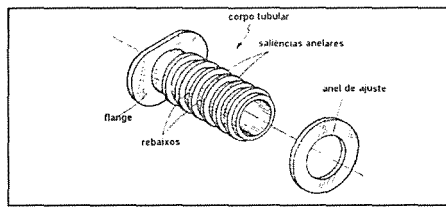


Fig. 1 - Perspectiva explodida da prótese.

A prótese foi obtida em um molde bipartido de aço inoxidável para se proceder a vulcanização do elastômero. O molde foi preenchido com o elastômero de silicone de grau médico catalisado com peróxido de 2-4 diclorobenzoíla, e submetido à temperatura de 120°C para vulcanização do elastômero. A prótese de silicone obtida foi colocada a 180°C em uma estufa com circulação de ar quente para garantir a eliminação total do peróxido. Posteriormente, foi limpa e autoclavada antes da utilização.

Para a implantação da prótese, efetuou-se uma incisão de aproximadamente 30 mm, seguida da ressecção de apenas um segmento de arco costal. Feito isto introduziu-se a extremidade da peça dotada do flange no interior desta abertura. No trecho externo da peça, encaixou-se o anel de ajuste, de tal modo que o mesmo se aloje no rebaixo mais próximo da pele do paciente, sendo que o trecho excedente da peça, foi eliminado por simples corte, ajustando-se então, a prótese de acordo com a espessura da parede do tórax do paciente, conforme ilustra a Figura 2.

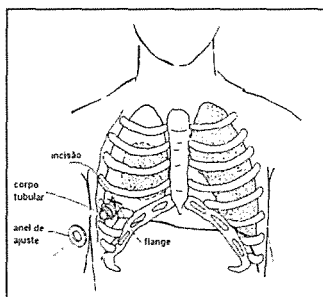


Fig. 2 - Introdução da prótese após ressecção de um segmento costal.

## Resultados

Até o momento a prótese foi utilizada em 13 pacientes. O tempo de acompanhamento variou de 14 a 305 dias. Destes 2 evoluíram para óbito por pneumonia bilateral, 1 paciente após 40 dias de uso da prótese e outro após 15 dias. As próteses já foram retiradas de 3 pacientes após 67, 115 e 305 dias de uso, apresentando ótima cicatrização do local de implante.

Os demais pacientes têm experimentado conforto com o uso da prótese e estão com o pulmão em processo de expansão.

## Discussão e Conclusão

A prótese desenvolvida atendeu de modo satisfatório aos objetivos propostos, minimizando o trauma cirúrgico da cirurgia convencional, com a manutenção de drenagem pleural eficiente além de apresentar melhor cicatrização.

Apesar do estado ainda incipiente da pesquisa, os resultados preliminares indicam a viabilidade clínica da utilização da toracostomia com a utilização da prótese desenvolvida.

## Referências

- <sup>1</sup>CLAGETT, O.T.: A procedure for the management of post-pneumectomy empyema. *J. Thorac and Cardiovasc Surg.* 45: 141-145, 1963.
- <sup>2</sup>ELLOESSER, L.: An operation for tuberculous empyema. *Surg. Gynecol. Pbst.* 60:1096, 1935.
- <sup>3</sup>WILLIAMS, D.F.: *Biocompatibility of clinical Implants.* CRC Press, Boca Raton, V2, 76-126, 1981.

## Agradecimentos

Este projeto foi realizado com o apoio financeiro da Fundação E.J. Zerbini.

Os autores agradecem à Dra. Idágene A. Cestari pela revisão do manuscrito.

## Utilização de um sistema dedicado para avaliação “in vitro” de próteses valvares cardíacas

Sergio A. Hayashida, M. de Lourdes L. Silva, Pablo M.A. Pomerantzeff, Adolfo A. Leirner

Divisão de Bioengenharia- InCor - HC/FMUSP  
Av. Dr. E. de Carvalho Aguiar, 44 - CEP 05403-000 - São Paulo (SP)

E-mail: bio\_sergio@incor.usp.br

**Resumo** - Apresentamos um sistema dedicado desenvolvido para avaliação “in vitro” de próteses valvares cardíacas. Este tipo de sistema é importante no desenvolvimento de novas próteses valvares além de ser utilizado para uma avaliação, de maneira comparativa, do desempenho e durabilidade de próteses comerciais existentes. Os ensaios realizados até o momento demonstraram que o sistema é apropriado para a valiação do desempenho de próteses de diferentes formas e materiais.

**Abstract** - We present a dedicated system, developed for “in vitro” evaluation of cardiac valve prostheses. The system is used for testing new valvar prostheses and can be used for comparative evaluation of performance and durability of commercial valvar prostheses. The results obtained demonstrate that it allows performance testing of prostheses of different shapes and materials.

### Introdução

Existe uma série de afecções que afetam as válvulas cardíacas. Nos casos de comprometimento grave e irreversível da funcionalidade da válvula, faz-se necessária a substituição por próteses adequadas. As próteses existentes podem ser divididas em metálicas ou artificiais e biológicas ou biopróteses.

Tanto as próteses metálicas como as biopróteses apresentam vantagens e desvantagens, indicações e contra-indicações.

Para que uma prótese possa ser liberada para utilização clínica, é necessário que tenha qualidade adequada para implantação em humanos e cumpra uma série de requisitos que devem ser testados. Estas especificações estão bem definidas em normas internacionais que devem ser seguidas integralmente<sup>1</sup>.

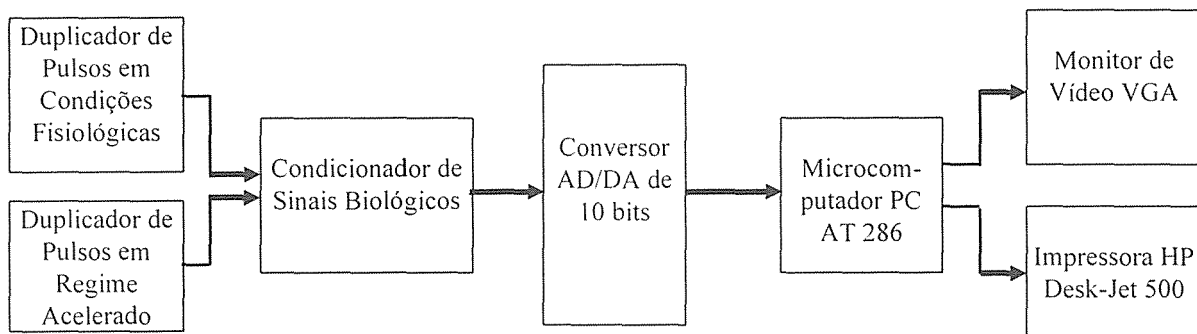
Os testes de desempenho “in vitro” fazem parte destas especificações.

### Metodologia

O sistema desenvolvido em nosso laboratório consiste basicamente de:

1. Duplicador de pulsos para testes em condições fisiológicas (PDS - Shelhigh Pulse Duplicator System).
2. Duplicador em regime acelerado para avaliação de fadiga das próteses (FTS 300 - Shelhigh fatigue Test System).
3. Fluxômetro eletromagnético (Eletro Magnetic Flowmeter Model 501 D, Carolina Medical Electronical, Inc., USA).
4. Transdutor de pressão fisiológico e diferencial Fisics (Fisics Biofisica Aplicada S.A., SP), e transdutor de pressão de ponta de cateter HP (Hewlet-Packard, Palo Alto, CA, USA).
5. Condicionador de sinais biológicos Lynx desenvolvido para o sistema (Lynx Tecnologia Eletrônica S.A., SP, Brasil).
6. Microcomputador PC AT 286, monitor VGA colorido, disco rígido de 80 Mbytes placa AD/DA de 10 bits (Lynx Tecnologia Eletrônica S.A., SP, Brasil), impressora HP Desk-Jet 500 (Hewlet-packard, Palo Alto, CA, USA).
7. Programa especificamente desenvolvido para monitorização e processamento dos dados para avaliação de próteses valvares cardíacas.

A Figura 1 ilustra esquematicamente o sistema desenvolvido.



**Figura 1: Diagrama do Sistema de testes**

O fluido utilizado nos ensaios foi solução salina à temperatura ambiente (20-25 °C).

Nos testes em condições fisiológicas, são testadas 4 próteses valvares, simulando utilização na posição mitral com fluxos de 1, 3, 5 e 7 L/min. Todas as variáveis foram medidas 10 vezes e a seguir calculados a média e o desvio padrão. Os ciclos, em que foram realizadas as medidas, foram escolhidos de modo aleatório.

A abertura e o fechamento das próteses em estudo foram avaliados e documentados através de fotografias digitais e filmagens em videocassete.

Os parâmetros quantitativos foram determinados com o auxílio do "software" desenvolvido.

Para o ensaio de fadiga, utilizou-se o FTS 300 - Fatigue Test System, capaz de produzir e manter diferenças de pressão de 100 mmHg através das próteses-teste, em frequências de 1.400 ciclos por minuto, produzindo total abertura e fechamento das válvulas em cada ciclo.

Para a visualização da abertura e fechamento das válvulas na frequência de teste empregada, foi utilizado um estroboscópio.

As pressões foram obtidas com o auxílio de um transdutor de pressão de ponta de cateter com alta resposta em frequência.

## Resultados

Foi realizada uma série de ensaios com próteses de pericárdio bovino atualmente em uso, com resultados muito satisfatórios<sup>2</sup>. O sistema também foi empregado como ferramenta de auxílio ao desenvolvimento de uma nova bioprótese com anel de perfil reniforme já em uso clínico<sup>3</sup>.

## Discussão e Conclusões

Os bons resultados obtidos até o momento, na avaliação de próteses valvares cardíacas, demonstram a eficácia do sistema. Além da utilização para avaliação de próteses valvares o sistema é empregado para fins didáticos permitindo a simulação de condições fisiológicas e patológicas apresentadas por válvulas e próteses valvares cardíacas.

## Referências

1. NORMA INTERNACIONAL ISO 5840 para Implantes Cardiovasculares - Próteses valvares cardíacas.
2. GABBAY S.; et al. Fatigue-induced failure of Ionesco-Shiley pericardial xenograft in the mitral position. *J Thorac Cardiovasc Surg* p. 836-844, 1984.
3. HAYASHIDA, S.A.; et al. Bioprótese valvar cardíaca com geometria não convencional (Reniforme). *Anais do I Fórum de Ciência e Tecnologia em Saúde*. Caxambu. p. 399-402, 1992.

## **Implante Coclear InCor-Fisics: resultados iniciais.**

Carlos A.S. Nunes<sup>1</sup>; Milton S. Oshiro<sup>1</sup>; Adolfo A. Leirner<sup>1</sup>; Tanit G. Sanchez<sup>2</sup>; Ricardo F. Bento<sup>2</sup>; Aroldo Miniti<sup>2</sup>.

<sup>1</sup>Divisão de Bioengenharia do INCOR - HC FMUSP

<sup>2</sup>Departamento de Otorrinolaringologia - HC FMUSP

Av. Dr. Enéas de Carvalho Aguiar, 44 - CEP 05436-000 - São Paulo (SP)

**Resumo** - Para o tratamento de pacientes com surdez profunda neurosensorial é indicado o implante coclear, dispositivo eletrônico constituído por uma unidade receptora implantável, uma unidade transmissora e um processador de voz. A função do implante coclear é transformar o sinal sonoro em sinal elétrico que vai até as terminações nervosas ligadas a cóclea. Até a presente data, o implante coclear foi implantado em 3 pacientes, dois dos quais encontram-se em fase final de reabilitação e o terceiro em fase inicial. Os resultados preliminares demonstram a viabilidade de se utilizar um implante monocanal para auxílio a pessoas com surdez profunda.

**Abstract** - The use of cochlear implants as an aid to patients with neurosensory deafness is an established procedure. Basically it transforms acoustic energy waveforms into electrical signals that stimulate the cochlea through electrodes. In this paper we present a cochlear implant which consists of a receptor unit, transmitter and speech processor. This device was implanted in three patients. The results obtained until now showed that the use of single-channel cochlear implant results in significant beneficial effects.

### **Introdução**

Denomina-se surdez neurosensorial a lesão do mecanismo sensorial do ouvido e do sistema nervoso central ou a combinação destas. Esta patologia pode levar o doente a uma surdez profunda [1]. Para o tratamento de pacientes com esta patologia usa-se um dispositivo eletrônico denominado implante coclear [2]. Este dispositivo substitui parcialmente a audição, fornecendo pistas auditivas importantes para o dia a dia do paciente.

### **Materiais e métodos**

O implante coclear (IC) monocanal apresentado neste trabalho foi desenvolvido pela Divisão de Bioengenharia do InCor e a empresa FISICS. É constituído por: unidade de processamento analógico e digital, unidade de transmissão e recepção (figura 1).

A unidade de processamento analógico capta o som através de um microfone de eletreto e o amplifica ( $G = 300$ ). Em seguida um banco de filtros de segunda ordem ( $Q = 5$  e  $G = 1$ ) separa o sinal em 16 faixas que vão de 200 Hz a 6.300 Hz, onde estão as principais harmônicas da fala humana. Os sinais resultantes passam por detetores de pico. Um circuito microprocessado (unidade de processamento digital) controla um multiplexador-analógico (16 entradas por 1 saída) e um conversor A/D (8 bits) que finalmente digitaliza os sinais elétricos. O algoritmo interno do processador seleciona o maior nível dos sinais retificados entre todos os canais lidos. Para cada canal selecionável corresponde um pulso digital bifásico com diferentes valores de patamar positivo, patamar negativo e repouso. Este pulso é enviado através de um conversor D/A (12 bits) e unidade transmissora (modulação AM-DSB, 15 MHz) ao receptor implantada subcutaneamente.

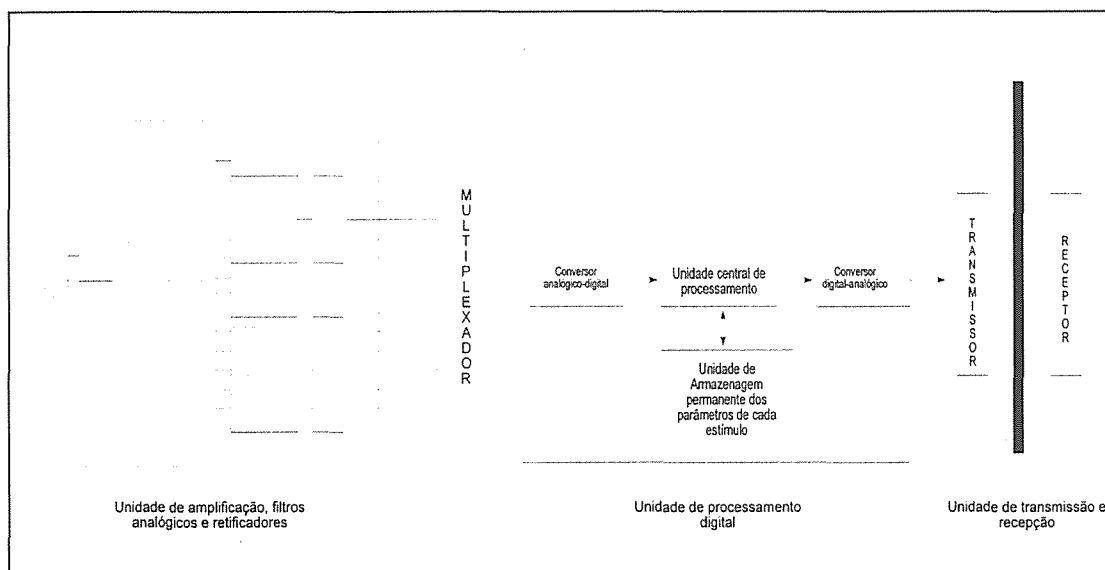


Figura 1. Diagrama em blocos do dispositivo Implante Coclear.

O sistema associa a cada filtro um valor de amplitude e freqüência de estímulo ( $F_c$ ). A programação destes valores é feita com o paciente em sessões técnicas de reabilitação.

## Resultados

O dispositivo foi implantado em 3 pacientes. Dois dos quais já encerraram a fase de reabilitação técnica. O terceiro paciente encontra-se em fase inicial de reabilitação.

## Discussão e Conclusão

Os resultados obtidos até o presente momento indicam a eficiência do dispositivo desenvolvido. Destaca-se, na operação do IC, a possibilidade de compensarem-se diferenças existentes em função do grau de integridade do nervo auditivo de cada paciente. Por exemplo; o paciente FCR apresenta percepção auditiva ( $F_E$ ) na faixa de 90 Hz a 220 Hz. Já o

paciente SV possui uma faixa de estimulação que vai de 80 a 300 Hz. Com o paciente SAB os resultados preliminares indicam uma perda sensível em freqüências inferiores a 100 Hz.

Dos aspectos técnicos salienta-se a arquitetura adotada no processamento analógico e digital que pode ser facilmente modificada para gerar estimulação multicanal (mais de um ponto de estimulação na cóclea).

## Referências

- [1] Bento RF, Miniti A, Bogar P., et al. "Important aspects about the cochlear implant Program in underdeveloped Countries." . International Symposium Cochlear Implants, Abstracts, Toulouse, June 2-3, 1992.
- [2] Nunes CAS, Oshiro MS, Leirner AA. "Desenvolvimento de um Implante Extracoclear e Monocanal". I Fórum Nacional de Ciência e Tecnologia em Saúde. Páginas 199-201. 1992.

# Biocompatibilidade do Revestimento de Nitreto de Titânio (TiN): Um Estudo Preliminar

Orivaldo Lopes da Silva e Lauralice de Campos Franceschini Canale

Departamento de Materiais, Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo  
Av. Dr. Carlos Botelho, 1465 - 13560-250 - São Carlos -SP

**RESUMO** - Com o objetivo de analisar o comportamento à biocorrosão do revestimento de TiN, no presente trabalho foram ensaiadas amostras de aço inoxidável austenítico (AISI316L) e aço carbono comum (1015), com e sem revestimento. As análises foram feitas a partir de curvas potenciodinâmicas realizadas em meio fisiológico com adição de 10% de soro bovino. As amostras revestidas apresentaram uma menor taxa de corrosão com relação às suas respectivas sem revestimento. O melhor desempenho foi encontrado nas amostras de aço 316L revestidas com TiN.

**ABSTRACT** - In order to analyse TiN coating biocorrosion performance, in the present work austenitic stainless steel (AISI 316L) and carbon steel (SAE 1015) sample with and without coating have been examined. It was seem smaller corrosion rates for coated samples compared to the uncoated samples. The best performance was find in the AISI 316L stainless steel TiN coated samples. Potentiodynamic polarization tests using in fisiological medium with 10% bovine serum adition were done.

## Introdução

A utilização dos *biomateriais* tem crescido muito nos últimos anos, tornando-se cada vez mais complexa e diversificada. Para a classe dos implantes permanentes, resistência à corrosão no meio fisiológico e resistência mecânica<sup>1</sup> são de fundamental importância<sup>(1)</sup>.

Dentre os materiais metálicos mais comuns usados como implantes, estão as ligas a base de cobalto, titânio e os aços inoxidáveis. O meio fisiológico com sua alta concentração de íons cloro é um dos mais hostis em termos de corrosão, tanto a generalizada quanto as mais diversas formas de corrosão localizada<sup>(2, 3)</sup>. No caso de metais, a biocorrosão é o primeiro teste que deve ser realizado para os estudos de biocompatibilidade.

O revestimento de TiN é um revestimento duro,  $\pm 2000$  HV, aplicável pelo método PVD (*Physical Vapour Deposition*) em espessuras da ordem de 2 a 3  $\mu\text{m}$ . A sua utilização tem crescido muito em função de sua efetividade em estender a vida dos componentes que trabalham sob condições severas de abrasão, erosão e adesão<sup>(4)</sup>.

O objetivo do trabalho é verificar a performance desse tipo de revestimento quanto à corrosão, quando em contato com o meio fisiológico, através de curvas potenciodinâmicas.

## Metodologia

Foram confeccionadas amostras retangulares de aço AISI 316L e de aço SAE 1015, com área exposta à corrosão de aproximadamente  $1\text{cm}^2$ . As faces úteis foram lixadas e polidas, sendo

algumas amostras posteriormente revestidas com TiN (processo PVD realizado na BRASIMET Indústria e Comércio S.A. Santo Amaro, SP). Estas amostras constituíram os eletrodos de trabalho.

Os ensaios eletroquímicos foram realizados em um Potenciostato/ Galvanostato EG&G PARC modelo 273. Os ensaios foram feitos à temperatura de 37°C, em meio fisiológico (0,9% NaCl) com adição de 10% de soro bovino.

Este sistema eletroquímico fornece as curvas de polarização com a determinação dos seguintes parâmetros:

$I_{\text{corr}}$  - densidade da corrente de corrosão [ $\mu\text{A}/\text{cm}^2$ ]

$E_{\text{corr}}$  - potencial de corrosão ( $I = 0$ ) [mV]

$T_{\text{corr}}$  - taxa de corrosão [mm/ano]

Em aços inoxidáveis, caso do aço AISI 316L o potencial de quebra (potencial de pete- $E_p$ ) e a faixa de potencial passivo são parâmetros importantes de serem avaliados<sup>(4)</sup>.

## Resultados e Discussão

As curvas de polarização potenciodinâmicas tanto para as amostras de aço inoxidável austenítico (316-L) quanto de aço carbono comum (1015) revestidas apresentaram um melhor desempenho. O deslocamento das curvas para a esquerda e para o alto indica que houve proteção do substrato pelo revestimento. As taxas de corrosão indiscutivelmente mostram o aumento da vida útil dos substratos revestidos com TiN.

Nas amostras de aço inoxidável verifica-se que os potenciais de quebra atingiram valores maiores para as amostras revestidas, evidenciando o efeito benéfico do revestimento.

O revestimento é tanto mais protetivo quanto mais adesivo, denso e isento de poros. Neste sentido o controle da qualidade do revestimento é fundamental no comportamento de resistência à corrosão.

Embora o revestimento de TiN tenha oferecido um caráter protetivo ao substrato, a resistência à corrosão desse substrato é que vai determinar o desempenho à corrosão do conjunto substrato-revestimento.

Na tabela I, onde são apresentados os principais parâmetros de corrosão, pode-se verificar que mesmo revestido, o aço SAE 1015 não atinge um comportamento nobre.

**TABELA I- Parâmetros Eletroquímicos dos Ensaio de Corrosão para os aços SAE 1015 e AISI 316L**

Aços		1015	316L
$E_{corr}$ (mV)	S/Rev	-699,99	-378,52
	Rev	-394,43	-298,26
$I_{corr}$ ( $\mu A/cm^2$ )	S/Rev	13,12	1,69
	Rev	0,29	0,02
$T_{corr}$ (mm/Ano)	S/Rev	6,2000	0,7999
	Rev	0,1380	0,0110

### Conclusões

- O revestimento de TiN pode reduzir significativamente a biocorrosão nos aços analisados.

- O revestimento sozinho não é capaz de responder pela resistência à corrosão, sendo o conjunto substrato-revestimento responsável pelo comportamento à biocorrosão.

- São necessários estudos posteriores dos parâmetros eletroquímicos comparando às características de adesividade, densidade e porosidade do revestimento estabelecendo assim os requisitos de qualidade para as aplicações em engenharia biomédica.

### Referências Bibliográficas

- (1) KALLFASS, M et al. Fractographic and Metallographic Failure Analysis of a Stainless Steel Implant. *Prac. Met.*, v. 28, p. 51-61, 1991.
- (2) CRIMINS, D.S. The selection and use of materials for surgical implants. *Journal of Metals*, v.21, p.38-42, 1969.
- (3) BRUCK, S.D. *Properties of biomaterials in the physiological environment*. Florida, CRC Press, 1980.
- (4) DEAN Jr., S.W. et al. Electrochemical Methods. In: ATLOR, W.H. ed. *Handbook on corrosion testing and evaluation*. New York, Willey, 1971. Cap.8.

# Avaliação da Toxicidade Sistêmica da Poliuretana Derivada de Óleo de Mamona: Resultados Preliminares

Simone de O. Lopes<sup>1</sup>, Nilton Mazzer<sup>2</sup>, Orivaldo Lopes da Silva<sup>3</sup>

<sup>1</sup> Aluna de Mestrado do Curso de Bioengenharia - EESC / FMRP, <sup>2</sup> Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto, <sup>3</sup> Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo

**Resumo** - Seguindo normatizações internacionais (ASTM), a avaliação toxicológica de um material polimérico derivado de óleo de mamona está sendo feita através da injeção sistêmica em camundongos albinos. Posteriormente, será feita a averiguação histopatológica de rins, fígado, baço e pulmões. Os sinais clínicos apresentados pelos animais após a injeção não revelaram aspectos de toxicidade.

**Abstract** - The toxicological evaluation of a polymeric material from castor oil is being carried out by systemic injection in albino mice and by a subsequent histopathological analysis of their kidneys, liver, spleen and lungs. The animals have not developed clinical signs of toxicity after the injection. Histopathological analysis of their organs were not concluded yet.

## Introdução

A busca por materiais que possam ser aplicados no organismo vivo para restabelecer ou substituir as funções perdidas pelo mesmo envolve diversas áreas de conhecimento.

A utilização de polímeros como biomateriais para a substituição de tecidos moles vem destacando-se na área biomédica, sendo polietileno, polimetilmetacrilato, politetrafluoretileno, poliéster, silicones e poliuretanas empregados na oftalmologia, odontologia, cardiologia e ortopedia<sup>[1]</sup>.

Atribui-se uma superioridade das resinas uretanas vegetais em relação às resinas alquídicas<sup>[2]</sup>. As poliuretanas de origem petroquímica apresentam potenciais tumorigênicos variando entre os valores 1,45 e 11,9 numa escala onde o polietileno exibe o valor 5,3<sup>[3]</sup> e índices de toxicidade cumulativa tão elevados quanto 1050, numa escala de valor máximo 1500, onde valores entre 120 e 130 caracterizam um biomaterial como aceitável<sup>[3]</sup>. Assim sendo, torna-se interessante a investigação do potencial de utilização das poliuretanas

de origem vegetal, como substitutas daquelas derivadas de componentes extraídos do petróleo nas aplicações biomédicas.

Este trabalho, parte integrante de uma dissertação de mestrado, pretende avaliar um dos requisitos fundamentais para a caracterização de um material como biocompatível, a toxicidade sistêmica, de cinco formulações diferentes para um tipo de poliuretana derivada do óleo de mamona, desenvolvida pelo Grupo de Química Analítica e Tecnologia de Polímeros do IQSC-USP. As normas utilizadas estão de acordo com a ASTM, tratando-se de um teste de toxicidade aguda, destinado a detectar resíduos lesivos liberados por materiais plásticos.

O óleo de mamona é um produto de origem vegetal que contém de 81% a 96% do triglicerídeo do ácido ricinoleico em sua composição<sup>[4]</sup>. Os polímeros em estudo são obtidos a partir de reações bicomponentes, em que um deles é uma espécie pré-reativa (pré-polímero) e o outro, um polioli<sup>[5]</sup>.



## Metodologia

Utilizaram-se trinta camundongos albinos machos, divididos em seis grupos iguais, sendo que cinco animais formam um grupo controle. Cada grupo experimental recebeu um volume de veículo de extração obtido a partir de uma determinada relação estequiométrica entre pré-polímero e polioli, enquanto o grupo controle apenas o mesmo volume de óleo vegetal. Uma vez obtido o veículo de extração (ASTM F619-87)<sup>[6]</sup>, 1ml do material foi introduzido na cavidade peritoneal do animal (ASTM F750-87)<sup>[7]</sup> sob condições assépticas. Os animais receberam água e alimento *ad libitum*. Foram feitas observações clínicas imediatamente após a injeção e em intervalos de 4, 24, 48 e 72 horas. Os sinais clínicos foram caracterizados segundo um padrão proposto pela ASTM. Estabeleceu-se um índice cumulativo de toxicidade sistêmica (CTI)<sup>[8]</sup>.

O sacrifício dos animais foi realizado duas semanas após a injeção do material, sendo retirados os rins, fígado, baço e pulmões para análise histopatológica posterior.

## Resultados

A observação clínica dos animais pertencentes aos grupos experimentais, comparados aos animais do grupo controle segundo as normas da ASTM<sup>[7]</sup>, não forneceu indícios de toxicidade sistêmica. A aplicação de um índice cumulativo de toxicidade (CTI), obtido segundo padrões tradicionais<sup>[8]</sup>, forneceu um valor 0, para uma escala de 0 a 100, onde 100 representa o valor máximo de toxicidade.

A análise histopatológica dos rins, fígado, baço e pulmões (não requerida pela norma da ASTM) encontra-se em processamento.

## Discussão e Conclusão

Embora preliminares, os resultados obtidos são indicativos de ausência de toxicidade sistêmica provocada pelo veículo de extração obtido do polímero de mamona, quando injetado na cavidade peritoneal de camundongos, segundo parâmetros internacionalmente aceitos para testes de toxicidade sistêmica. Contudo, conclusões mais detalhadas requerem a avaliação histopatológica dos órgãos alvo selecionados.

## Referências Bibliográficas

- [1] BAYER, O. *Angew. Chem.*, v.59, p.257, 1947.
- [2] CAS-CHEM. TECHNICAL BULL., *Uretane Castor Oil Chemical Derivaties*, 1985.
- [3] AUTIAN, J. Toxicological Aspects of Implantable Plastics and Plastics Used in Medical and Paramedical Applications. In: WILLIAND, D.F., ed. *Fundamentals Aspects of Biocompatibility*, Boca Raton, CRC Press, 1981. v.2, p. 63-86.
- [4] MOSHKIN, V.A. *Castor*. Oxonian Press PUT, LTD., New Delhi, Calcutta, 1986.
- [5] OERTEL I., *Polyurethane Handbook: Chemistry, Raw material, Processing and Properties*. Hanser Publisher, N. Y., 1987.
- [6] Standard Practice for Extracion of Medical Plastics. Designation: ASTM F619-87 v. 13.01 (reaprovada em 1995).
- [7] Standard Praticce for Evaluating Material Extracts by Systemic injection in the Mouse. Designation: ASTM F750-87, v.13.01 (reaprovada em 1995).
- [8] AUTIAN, J. Toxicological Evaluation of Biomaterials: Primary Acute Toxicity Screening Program. *Artif. Organs*, v.1:53-60, 1977.

# Estudo das Propriedades Mecânicas dos Ligamentos Coracoacromiais e Coracoclaviculares de Cadáveres Humanos

Saulo M. Santos; Flávio Faloppa; Antônio C. Shimano, José B. Volpon; José B. P. Paulin; Carlos A. Moro & Sérgio Nicoletti

Laboratório de Bioengenharia da FMRP/USP  
Av. Bandeirantes 3900 - 14049-900- Ribeirão Preto (SP)

**Resumo** - Estudo das propriedades mecânicas dos ligamentos coracoacromiais e coracoclaviculares, utilizando-se o ensaio de tração, a fim de verificar se o ligamento coracoacromial pode ser um bom substituto para o ligamento coracoclaviculares, em caso de lesão. Foram utilizados 52 ligamentos, sendo 26 coracoacromiais e 26 coracoclaviculares, retirados de 26 cadáveres humanos do sexo masculino do Serviço de Verificação de Óbitos da Faculdade de Medicina de Pernambuco. Os ensaios de tração foram realizados, utilizando-se uma Máquina Universal de Ensaio, com célula de carga de 200kgf. Os resultados das propriedades mecânicas analisadas, mostraram que o ligamento coracoacromial pode ser um bom substituto para os ligamentos coracoclaviculares.

**Abstract** - The proposal of this study was to analysis the mechanical properties of the coracoacromial and coracoclavicular ligaments, using of the traction tests. Fifth two ligaments (26 coracoacromial and 26 coracoclavicular) from 26 male human cadavers, obtained from the Autopsy Service University of Pernambuco. Traction tests were performed using a Universal Testing Machine in order to compare their mechanical properties. Analysed the mechanical properties, the values for the coracoacromial ligaments, concludes of the may one good substituting for coracoclavicular ligaments.

## Introdução

No tratamento cirúrgico das luxações acromioclaviculares,<sup>1</sup> a transferência para a clavícula com o objetivo de reforçar ou reconstituir os ligamentos destruídos pelo traumatismo, vem tendo grande aceitação<sup>1,2</sup>.

Por outro lado, os achados cirúrgicos têm comprovado, que os ligamentos coracoacromiais permanece íntegro quando ocorre uma luxação acromioclavicular e que sua localização é de tal ordem que permite que ele seja convenientemente empregado como substituto dos ligamentos coracoclaviculares na reconstituição cirúrgica desta articulação.

Com a finalidade de fornecer subsídios para eventuais reparos ou reconstruções cirúrgicos dos ligamentos coracoclaviculares, este trabalho se propõe a analisar algumas propriedades mecânicas importantes dos ligamentos coracoacromiais e coracoclaviculares, utilizando-se o ensaio de tração, a fim de verificar se o ligamento coracoacromial

pode ser um bom substituto para os ligamentos coracoclaviculares, em caso de lesão.

## Metodologia

Neste trabalho foram utilizados 52 ligamentos com suas respectivas origens e inserções ósseas (26 ligamentos coracoacromiais e 26 coracoclaviculares), obtidos de 26 cadáveres humanos do sexo masculino, com média de idade de 41 anos. Os ligamentos foram obtidos do Serviço de Verificação de Óbitos da Faculdade de Medicina de Pernambuco (UFPe).

Os ligamentos foram colocados em gazes úmidas embebidas com solução salina fisiológica isotônica, embaladas em saco plástico, cuidadosamente identificadas e armazenadas em *freezer* à temperatura de  $-20^{\circ}\text{C}$ . Posteriormente, os ligamentos foram transportados em caixa térmica, por via aérea, até o Laboratório de Bioengenharia da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto-USP, para a realização dos ensaios de tração.

Os ensaios foram realizados em uma Máquina Universal de Ensaio, com célula de carga de 200kgf. Foi utilizado garras especiais para as fixações dos ligamentos na máquina.

Os valores obtidos da carga e do alongamento de cada ligamento ensaiado foram registrados em gráficos. Foi utilizado o teste *t student* pareado com nível de significância de 5%, para se comparar as diferenças dos resultados entre os ligamentos analisados.

## Resultados

Nos ensaios dos ligamentos, foi observado que as falhas sempre ocorreram nas origens do processo coracóide ou nas inserções, nunca no corpo dos ligamentos.

O valor médio da energia absorvida na fase elástica (E), conhecido também por resiliência, para os ligamentos coracoacromiais foi de  $(493,74 \pm 49,10)$  Nm (Nm=joules) e para os ligamentos coracoclaviculares foi de  $(351,64 \pm 47,11)$  Nm. Neste caso houve diferença significativa ( $p \leq 0,05$ ).

O valor médio da rigidez (S) para os ligamentos coracoacromiais foi de  $(21,30 \pm 1,61)$  N/m e para os ligamentos coracoclaviculares foi de  $(34,28 \pm 3,86)$  N/m. Neste caso houve diferença significativa ( $p \leq 0,05$ ).

## Discussão e conclusões

O traumatismo que produz a luxação provoca importantes lacerações nos ligamentos coracoclaviculares, o que dificulta ou até inviabiliza os reparos diretos. Como os ligamentos coraco-claviculares são as estruturas primordiais do mecanismo suspenso do ombro é necessário fazer a sua reparação ou reconstrução cirúrgica para a cura das luxações<sup>3,4</sup>. Um aspecto que nos parece muito importante diz respeito à escolha do substituto ideal para as rupturas dos ligamentos coracoclaviculares. A localização anatômica

do ligamento coracoacromial é tão favorável que permite o seu emprego fácil como substituto biológico, utilizando-se uma mesma via de acesso durante o tratamento cirúrgico.

Do ponto de vista do comportamento mecânico, analisando a resiliência, o ligamento coracoacromial revelou-se melhor que os ligamentos coracoclaviculares. Esta propriedade é importante porque traduz a resistência ou a energia necessária para deformar elasticamente o ligamento. Quanto a rigidez, foi constatado que os ligamentos coracoacromiais apresentaram-se aproximadamente 40% inferior aos claviculares. Este resultado se deve provavelmente, aos menores e diferentes comprimentos das fibras em um mesmo ligamento coracoclavicular em relação ao outro. Devido a diferença na rigidez dos ligamentos, provavelmente haverá uma alteração na estabilidade da clavícula após a reconstrução. Mas, sempre que for possível, um ligamento roto deve ser substituído por outro íntegro e não de *fascia lata*, fibras musculares e muito menos por materiais sintéticos. Mesmo com menor rigidez, mas com resiliência maior e com vantagens de relevância cirúrgica, podemos sugerir que o ligamento coracoacromial pode ser um bom substituto, em caso de lesão, dos ligamentos coracoclaviculares.

## Referências

- 1WEAVER, J.K. & DUNN, H.K. Treatment of acromioclavicular injuries, especially complete acromioclavicular separation. *J Bone Joint Surg.*, 54A (6), p. 1187-1194, 1972.
- 2 SHOJI, H.; ROTH, C. & CHUINARD, R. Bone block transfer of coracoacromial ligament in acromioclavicular injury. *Clin Orthop.*, 208, p. 272-277, 1986.
- 3HOYT, W.A.Jr. Etiology of shoulder injuries in athletes. *J Bone Joint Surg.* 49A (4), p. 755-766, 1967.
- 4BEHLING, F. Treatment of acromioclavicular separations. *Orthop Clin North Am.* 4(3), p. 747-757, 1973.

## Ensaio de Flexão na Determinação do Módulo de Elasticidade de Osso Cortical

Jairo Brandão; José B.P.Paulin; Antônio C.Shimano; Carlos A.Moro; Francisco C. Mazzocato & Luiz H.A.Pereira

Laboratório de Bioengenharia da FMRP/USP  
Av.Bandeirantes 3900. 14049-900. Ribeirão Preto (SP)

**Resumo** - O ensaio de flexão em três pontos facilita sobremaneira a determinação do módulo de elasticidade (E) de corpos de prova (CP) de pequenas dimensões. Aproveitando as facilidades deste ensaio procurou-se padronizar as dimensões do CP da determinação do valor de E para o osso cortical de tíbias bovinas. 200 amostras com seção transversal retangular foram ensaiadas obtendo-se um valor médio de  $(19,54 \pm 1,15)$  GPa, perfeitamente coerente com os valores descritos na literatura.

**Abstract** - The three point bending assay can make easy the determination of the Young Modulus (E) for samples of diminute dimensions. Using this technique the value of E was determined for 200 samples of bovine tibiae with rectangular section getting a medium value of  $(19,54 \pm 1,15)$  GPa, coherent with the values in the literature.

### Introdução

O conhecimento das propriedades mecânicas do material que constitui o osso é importante para entender tanto o seu comportamento mecânico como funcional. Um dos parâmetros importantes para este conhecimento é o Módulo de Elasticidade ou Módulo de Young. Para sua determinação pode-se usar vários tipos de ensaio, destacando-se os de tração, compressão, flexão e técnicas de ultrassom. Para cada tipo de ensaio, corpos de prova com dimensões padronizadas devem ser utilizados. As dificuldades de prise destes corpos de prova nas máquinas de ensaio limitam, muitas vezes, a determinação correta destes valores em regiões de maior interesse. Por outro lado, o ensaio de flexão, quer do tipo de engastamento único, quer do tipo de três pontos, traz uma simplificação muito grande na escolha das dimensões dos corpos de prova, permitindo também um grande grau de liberdade na escolha do local onde o material deve ser amostrado.

O interesse em se conhecer o módulo de elasticidade do osso cortical em diferentes regiões de um osso longo, com fina-

lidades que vão desde o estudo da distribuição dos esforços ao longo do osso permitindo a aplicação das técnicas dos elementos finitos, dimensionamento de próteses ou estudo de degenerações patológicas do osso sugere o desenvolvimento de uma técnica que permita sua determinação com uma precisão coerente com os procedimentos biológicos. Optou-se por utilizar o ensaio de flexão em três pontos, empregando dispositivo especialmente desenvolvido para este fim, e descrito por Moro et al<sup>1</sup>, publicado também nestes anais.

### Metodologia

Procurou-se obter corpos de prova com pequenas dimensões, objetivando melhor caracterizar a região estudada, retirados em diferentes posições da região diafisária de tíbias de bovinos. Foram obtidas 200 amostras, com seção retangular, medindo cerca de 40 mm de comprimento, 4 mm de largura e 2 mm de espessura. Cuidados especiais foram observados durante a retirada das amostras, procurando sempre conservar as propriedades mecânicas de cada uma delas. O processo de fresagem do osso sempre foi acompanhado de refrigera-

ção localizada, com escolha cuidadosa da região da amostragem.

A aplicação da carga no ensaio de flexão foi feita por máquina universal de ensaio, utilizando-se de célula de carga de 200 Kgf, centralizada no intervalo de apoio com distancia de 32mm, como descrito por Moro et al (nestes anais). A carga sempre foi aplicada do periósteo para o endósteo (da parte externa para a interna do osso), com mesma velocidade ( $4 \times 10^{-3}$  mm/s), permanecendo a deformação obtida na região elástica. As flechas conseqüentes foram medidas com relógio comparador, marca Mitutoyo, com divisões de 0,01mm.

Para o tipo de ensaio aplicado neste trabalho, empregou-se a relação (1), segundo Timoshenko<sup>2</sup> onde:

E= módulo de elasticidade

M=F.d/2, momento aplicado

F=força aplicada

I= $bh^3/12$  momento de inércia da área da seção transversal utilizada

y= flecha

d= distância entre os pontos de apoio

b e h dimensões da seção transversal

$$E = \frac{Fd^3}{4bh^3y} \quad (1)$$

A relação acima vale dentro do regime linear.

Todos os valores obtidos foram tabulados segundo critério pré-estabelecido, obtendo-se então um mapeamento da variação do valor de E por região do osso cortical.

## Resultados

Utilizando-se a relação (1) para as amostras obtidas em diferentes regiões, conseguiu-se acompanhar a variação do módulo de Young ao longo das tíbias, notando-se um aumento significativo no sentido das epífises para as diáfises. Para as 200

amostras retiradas, o valor médio obtido para o Módulo de Elasticidade de tíbias bovinas foi de  $(19,54 \pm 1,15)$  GPa.

## Discussão e conclusões

Os resultados obtidos permite afirmar que o ensaio de flexão em três pontos é um método confiável e de fácil realização, permitindo a utilização de amostras (corpo de prova) de pequenas dimensões, limitadas apenas aos dispositivos utilizados na aplicação da carga. Com este tipo de ensaio elimina-se uma das grandes dificuldades existentes nos demais ensaios mecânicos que é a fixação do corpo de prova na máquina de ensaio. Os valores obtidos para as amostras utilizadas estão de acordo com o trabalho de Martin & Boardman<sup>3</sup>. As variações encontradas ao longo das tíbias mostra a sensibilidade do ensaio, e estão de acordo com os resultados publicados por Pope & Outwater<sup>4</sup>. Estas variações provavelmente estão relacionadas com a densidade, mineralização, porosidade e orientação das fibras colágenas que dependem de cada região do osso, fato já observado por Currey<sup>5</sup>.

## Referências

<sup>1</sup>MORO, C.A.; PAULIN, J.B.P., SHIMANO, A.C. Dispositivo para simplificação do ensaio de flexão em três pontos. Publicado nestes anais/

<sup>2</sup>S.TIMOSHENKO S.P. & GOODIER, J.N. *theory of elasticity*. Mcgraw-Hill, New York, 1970.

<sup>3</sup>MARTIN, R.B. & BOARDMAN, D.L. The effects of collagen fibers orientation, porosity, density and mineralization on bovine cortical bone bending properties. *J. Biomechanics*, 26:1047-1054, 1993.

<sup>4</sup>POPE, J.D. & OUTWATER, J.O. Mechanical properties of bone as a function of position and orientation. *J. Biomechanics*, 7:61-88, 1974.

<sup>5</sup>CURREY, J.D. The effect of porosity and mineral content on the Young's Modulus of elasticity of compact bone. *J. Biomechanics*, 21:131-139, 1988.

# Dispositivo para determinação do Módulo de Elasticidade de pequenas Amostras

Carlos A. Moro; José B.P.Paulin; Antônio C.Shimano; Luiz H.A.Pereira & Francisco C. Mazzocato

Laboratório de Bioengenharia da FMRP/USP  
Av. Bandeirantes 3900, 14049-900. Ribeirão Preto (SP)

**Resumo-** Foi desenvolvido um dispositivo para determinação do Módulo de Elasticidade através do ensaio de flexão em três pontos utilizando-se de amostras com dimensões reduzidas. O objetivo é facilitar o estudo de materiais de difícil obtenção (materiais biológicos) ou materiais de custo elevado.

**Abstract--** A new device is presented to determine the Young Modulus (E). The three point bending test was used for small sample dimension (10mm). The proposal of this research is to determine the mechanical proprieties of materials such as bone sampling.

## Introdução

O conhecimento das propriedades dos materiais é de fundamental importância para a engenharia. É com base em seus limites que o projeto é dimensionado para atender suas funções com segurança.

Dentre as propriedades mecânicas, destaca-se o Módulo de Elasticidade, ou Módulo de Young (E). Além de ser um parâmetro indispensável aos projetistas, seu conhecimento é fundamental para realização de modelamentos matemáticos (Método dos Elementos Finitos) através de processos computacionais. O teste de tração é o mais utilizado para a determinação deste parâmetro. No caso de materiais biológicos (osso por exemplo) é difícil a execução de corpo de prova (CP) de acordo com as normas, principalmente devido as condições de prise. A dimensão reduzida dos CP requer instrumentos de alta sensibilidade.

Estas dificuldades são amenizadas quando se utilizam o teste de flexão, pois pequenos esforços podem produzir grandes deformações.

O presente trabalho apresenta um dispositivo para determinação do (E) utilizando-se o teste de flexão por três pontos a partir de amostras com dimensões de 10mm de comprimento.

## Metodologia

O dispositivo consiste de três partes:

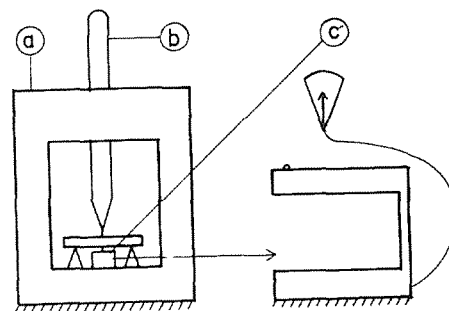


Fig. 1 - Esquema do dispositivo: a) base do CP; b) haste deslizante; c) transdutor da deformação.

1. Suporte para o CP e haste deslizante de aplicação de força, é fixo à Máquina Universal de Teste (MUV);
2. Haste deslizante para aplicação de força. Recebe a força proveniente da MUV e a transfere ao CP. Possui uma extremidade cônica para diminuir o contato com o CP e uma esfera na outra para diminuir o atrito com a MUV e facilitar o alinhamento;
3. Transdutor da deformação. Mede a deflexão do CP. Foi projetado para traba-

lhar em flexão pura e dimensionado de acordo com a Teoria da Resistência dos Materiais, BEER & RUSSEL<sup>1</sup> ( $\sigma=M/W$ , onde  $\sigma$ =Tensão Admissível,  $M$ =momento máximo e  $W$ =módulo flexor). Foi usinado em liga de alumínio e os extensômetros foram colados em forma de ponte de Wheatstone (ponte completa). A sensibilidade é de 0,5 $\mu$ m ganho máximo no amplificador) e a amplitude é 3.000  $\mu$ m.

O conjunto é acoplado à MUV. Os sinais são amplificados e enviados a um registrador XY.

O dispositivo foi calibrado com instrumento Mitutoyo (1 $\mu$ m)

O Módulo de Elasticidade foi determinado a partir da expressão aproximada proveniente da elástica de uma viga bi-apoiada  $f=Fl^3/384EJ$ , onde  $f$ =deflexão,  $F$ =força,  $l$ =vão entre apoios,  $E$ =Módulo de Elasticidade,  $J$ =momento de inércia (secção retangular= $bh^3/12$  sendo  $b$ =largura da amostra e  $h$ =espessura) que simplificando tem-se:

$E=9Ff^3/32bh^3$  sendo  $tg\theta$ =tangente da curva obtida, considerando-se unidades equivalentes.

### Resultados

O dispositivo constituiu-se em importante ferramenta de uso laboratorial. Foi utilizado por BRANDÃO E COLS<sup>2</sup>., neste anais onde os valores do (E) são compatíveis com literatura internacional.

### Discussão

A realização deste projeto foi estimulada pelos obstáculos encontrados quando tentou-se realizar testes em materiais não convencionais (osso) e notou-se que máquinas tradicionais (Instron, MTS) possuem dispositivos específicos para materiais de engenharia.

A opção pelo teste de flexão em três pontos foi importante, pois minimiza

os problemas de atrito no suporte, considerados desprezíveis neste caso. A opção pelo teste de flexão em dois pontos (canto livre) foi descartada para eliminar os problemas provenientes do engastamento.

O dispositivo é de confecção simples, podendo ser reproduzido sem dificuldades. Os resultados para o Módulo de Elasticidade obtidos estão compatíveis com valores descritos na literatura.

Acredita-se que sua utilização será de grande valia na determinação de parâmetros mecânicos de materiais biológicos, bem como materiais de difícil obtenção ou custo elevado que requerem amostras com dimensões reduzidas.

### Referências

<sup>1</sup>BEER, F.P. & RUSSEL J. Jr. *Mechanics of Materials* Second, Edition McGraw-Hill, Inc.

<sup>2</sup>BRANDÃO, JAIRO; PAULIN, J.B.P.; MORO, C.A.; SHIMANO, A.C; MAZZOCATO, F.C. & PEREIRA, L.H.A. Ensaio de flexão na determinação do Modulo de Elasticidade de osso cortical *Nestes anais*.

## Protótipo de Transdutor de Força para Músculos Abdutores da Mão

Luciane F. R. Martinho; Nilton Mazer; Claudio H. Barbieri; Carlos A. Moro; José B. P. Paulin; Marcelo F. Selli.; Antonio C. Shimano; Luís H. Pereira.

Laboratório de Bioengenharia da FMRP-USP  
Av. Bandeirantes 3900- 14049-900 -Ribeirão Preto (SP)

**Resumo:** Visando medir a força de contração dos músculos abdutores do polegar e do quinto dedo foi desenvolvido um transdutor do tipo resistivo ("strain gauge"), fixado a um "splint" e conectado a um microcomputador. Este deverá registrar as forças durante contrações isométricas máximas, permitindo avaliações periódicas de pacientes portadores de lesão nervosa.

**Abstract:** The prototype of a device for measuring the strength of the abductor muscles of both the thumb and fifth finger was developed. Composed of a resistive type transducer (strain gauge) fixed onto a splint and connected to a microcomputer, it will register the strength during maximal isometric contractions, allowing for periodic evaluations of patients with nerve injuries.

### Introdução

O exame físico para determinar a força muscular é essencial, pois fornece informações que não são obtidas através de outros procedimentos. Auxilia na definição do diagnóstico no planejamento da avaliação e na definição da capacidade funcional ao término do programa de reabilitação (FESS, 1986).

O desenvolvimento das provas de força muscular manual (FMM) iniciou-se em 1912, com Lovett, que descreveu pela primeira vez o emprego da força externa. Estes testes foram baseados num sistema de graduação e os movimentos realizados contra a resistência do examinador ou da gravidade (KENDAL, 1987).

Os primeiros métodos armados para avaliar a força muscular foram os dinamômetros de Graham-Desaguliers, em 1798. Desde então, vários aparelhos foram projetados de modo a quantificar e registrar a força de contração máxima produzida através de forças de tração e compressão.

Atualmente os transdutores de força podem ser construídos segundo diferentes princípios operacionais: resistivo, indutivo, capacitivo, piezoelétrico ou mecânico (PEARN, 1971). Neste trabalho foi utilizado um transdutor resistivo.

### Metodologia

Foi confeccionado um "splint" de material termoplástico que serve de base para o transdutor para manter a mão a ser examinada na posição ideal para o teste.

O transdutor foi confeccionado em liga de alumínio, sendo dimensionado para uma sensibilidade de 10Kgf e leitura máxima de 3Kgf, segundo a teoria da flexão pura (BEER & JOHNSTON, 1992). A aferição foi feita com pesos de 1g.

A aquisição de dados será feita em tempo real, por intermédio de uma placa de conversão analógico/digital (KEYTLEY METRABYTE DAS-4®) para microcomputador IBM PC/AT ou compatível. O software de aquisição de dados foi implementado em linguagem C, com interface gráfica.

O protótipo será utilizado inicialmente em indivíduos de ambos os sexos e idades, com ausência de patologia nos membros superiores.

### Resultados

O protótipo tem boa funcionalidade, é de dimensões compatíveis com o local de aplicação de força e apresenta grande facilidade na realização dos testes preliminares.

A calibração do protótipo foi próxima do ideal, pois a regressão mostrou um coeficiente de correlação de 0,98.

### Discussão e Conclusões

O teste de força muscular manual é ainda hoje o mais utilizado como método de avaliação da força muscular (MARINO e cols, 1982). Entretanto é um método de medição semiquantitativo, que dependendo do julgamento subjetivo do examinador (WAKIM e cols, 1950).

Segundo KENDALL(1983), testar músculos individualmente é essencial para o diagnóstico das lesões neuromusculares, que no caso da mão, torna-se crucial obter medidas precisas de determinados músculos, como para facilitar comparações. Com o desenvolvimento do protótipo buscou-se garantir a confiabilidade clínica nas medições das forças e a padronização de um protocolo de força muscular em indivíduos normais que possibilita correlacionar sexo, idade e dominância da mão.



## Referências

- 1.FESS, E. E. The need for reliability and validity in hand instruments. J. Hand Surg. v.IIA, n"5, p.621-23, 1986.
- 2.KENDALL, F. P.; McCRREARY, E.K. Músculos, provas e funções. Ed Manole. p.3-19. 1987.
- 3.MARINO, M. et al. The efficacy of manual assemente of muscle strenght using a new device. Am. J. Sporfs Med.n" 10, p.306-64. 1982.
- 4.PEARN, J. Two early dynamometers: an historial açcount of the earliest measurements to study human muscular strength. J. Neuroxi. n' 37. p. 127-34. 1978.
- 5.WAKIM, K. G. et al. Objective recording of muscle strength. Arch. Phys. Ther. Rev. v.68. n"2. April. p.73-80. 1989.
- 6.BEER, F. P; JONHNSTON JR, Mechanics of Materials- Second Edition McGraw Hill,

# Efeitos de danos por fadiga nos parâmetros mecânicos de tendões humanos

Helio Schechtman<sup>1</sup>; Dan L. Bader<sup>2</sup>

1 - Departamento de Estudos em Ciência e Tecnologia / Centro de Informação Científica e Tecnológica, Fundação Oswaldo Cruz, Rio de Janeiro, Brasil

2 - Interdisciplinary Research Centre in Biomedical Materials / Department of Materials, Queen Mary and Westfield College, University of London, Londres, Reino Unido

**Resumo** - Ensaios de tração, caracterização dinâmica e testes de fadiga de tendões humanos foram realizados com o uso de garras especialmente desenhadas e medição local da área de secção. Caracterização dinâmica de espécimes do tendão Extensor digitorum longus (EDL) do membro inferior foi efetuada anteriormente e posteriormente a teste de fadiga mecânica parcial. Estes espécimes também foram submetidos a ensaio de tração. Os efeitos de dano por fadiga nos parâmetros mecânicos foram investigados através de um índice de dano.

**Abstract** - Quasi-static tensile test, dynamic characterisation and fatigue testing of human tendons were accomplished with the use of specially designed grips and the local measurement of the cross-sectional area. Specimens of Extensor digitorum longus (EDL) tendons of the foot were subjected to dynamic characterisation prior and after partial mechanical fatigue. Specimens were also subjected to quasi-static tensile testing. The effect of fatigue damage on mechanical parameters was investigated by means of a damage ratio.

## Introdução

Indivíduos de vida saudável caminham aproximadamente 1 a 1,5 milhão de passos por ano<sup>1</sup>. Durante a locomoção, o repetitivo carregamento *in vivo* de tendões dos membros inferiores pode causar dano, o qual poderá ser reparado<sup>2</sup>. Atividade física intensa pode ocasionar dano excessivo excedendo a capacidade regenerativa e portanto possibilitando o desenvolvimento de trauma por repetição.

O presente estudo teve como objetivo investigar a influência da fadiga mecânica nos parâmetros mecânicos de tendões humanos. Isto foi alcançado através da caracterização destes parâmetros antes e após carregar ciclicamente os espécimes durante um período arbitrário, i.e. 25 % de sua vida mediana em fadiga.

## Metodologia

Um total de 12 espécimes do tendão Extensor digitorum longus (EDL) do membro inferior de sete cadáveres frescos, na faixa de 48 a 95 anos de idade, foram utilizados nesta investigação. Os espécimes, envoltos em gaze embebida em solução de Ringer tamponada, foram acondicionados em sacos plásticos auto-selantes e conservados congelados à -20 °C.

A área de secção do espécime foi medida através do uso de um micrômetro de área. Garras auto-ajustáveis foram especialmente desenhadas e empregadas na fixação dos espécimes<sup>3</sup>. Os espécimes foram testados numa máquina hidráulica (MTS Systems Co., USA, modelo Elastomer 830).

Caracterização dinâmica para obtenção do módulo dinâmico e seus dois componentes, i.e. módulos elástico e viscoso, conforme descrita em publicação prévia<sup>3</sup>, foi realizada nos níveis de tensão estática média de 10 e 20 % da tensão de ruptura (UTS). Em seguida, o espécime foi tensionado ciclicamente por uma onda quadrada durante um período arbitrário, i.e. 25 % de sua vida mediana em fadiga, conforme estabelecido previamente<sup>2</sup>. A tensão máxima de carregamento foi de 20 % e a mínima de 1 % da UTS. A frequência do carregamento foi de 4 Hz.

Uma segunda caracterização dinâmica foi então realizada. Após esta segunda caracterização, sete espécimes foram aleatoriamente selecionados e submetidos a ensaio de tração a uma taxa de deformação de 1 %s<sup>-1</sup>. Os restantes cinco espécimes foram removidos macroscopicamente intactos da máquina de teste.

Os parâmetros dinâmicos, que são independentes da frequência da carga senoidal<sup>2</sup>, foram agrupados para cada uma das duas tensões estáticas médias, i.e. 10 e 20 % da UTS.

Os espécimes foram mantidos úmidos durante toda a duração do protocolo experimental através do gotejamento contínuo de solução de Ringer tamponada à temperatura ambiente.

Os índices de dano, definidos como a razão entre o valor do parâmetro mecânico antes de sofrer fadiga parcial e o valor correspondente após fadiga parcial. Entretanto no caso dos parâmetros oriundos de ensaio de tração, o índice exprime a razão entre o valor do parâmetro mecânico antes de sofrer fadiga parcial e o valor médio correspondente obtido previamente<sup>2</sup>, i.e. UTS de 99.9 ± 12.2 MPa e módulo da tangente de

1135 ± 222 MPa. Os índices de dano foram estatisticamente comparados através do teste t de Student não pareado bi-caudal. Valores de P < 0.05 foram considerados estatisticamente significantes.

## Resultados

A caracterização dinâmica, à tensão estática média de 10 % da UTS, previamente à fadiga parcial dos 12 espécimes demonstrou módulos elástico e viscoso médios de 1090 ± 169 MPa e 44 ± 8 MPa, respectivamente. Os valores correspondentes à tensão estática média de 20 % da UTS foram 1356 ± 231 MPa e 53 ± 6 MPa. Todos estes valores foram similares àqueles obtidos por Schechtman & Bader<sup>3</sup>.

Os ensaios de tração dos cinco espécimes, produziram curvas similares em forma àquelas obtidas previamente<sup>2,3,4</sup>. Estes espécimes romperam na região central do comprimento livre entre as garras. O comprimento livre entre garras médio dos 12 espécimes foi de 64 mm, com uma área de secção média correspondente de 3,29 mm<sup>2</sup>.

Os valores dos índices de dano para os parâmetros estáticos e dinâmicos dos 12 espécimes, bem como os valores médios e desvios padrão são apresentados na Tabela 1. Os índices de dano do módulo dinâmico foram idênticos aos índices do módulo elástico.

	ÍNDICE DE DANO				UTS	MT
	K'(10)	K''(10)	K'(20)	K''(20)		
1	0.87	0.94	0.91	0.96	---	---
2	0.84	0.90	0.93	0.96	---	---
3	0.48	0.61	0.58	0.76	0.29	0.49
4	0.87	1.23	0.91	1.15	0.59	1.04
5	0.85	1.15	0.89	0.96	---	---
6	0.92	1.02	0.96	1.08	---	---
7	0.93	0.91	0.94	1.02	0.64	1.01
8	0.61	0.71	0.78	0.71	0.39	0.61
9	0.79	0.95	0.90	0.84	---	---
10	0.64	0.79	0.79	0.83	0.39	0.62
11	0.98	1.07	0.98	0.87	0.54	0.92
12	0.97	0.85	0.97	0.86	0.61	1.05
MED	0.81	0.93	0.88	0.92	0.49	0.82
DP	0.16	0.18	0.11	0.13	0.14	0.24

MED e DP são a média e o desvio padrão, respectivamente. K'(10) é o módulo elástico e K''(10) é o módulo viscoso à tensão estática média de 10 % da UTS. K'(20) é o módulo elástico e K''(20) é o módulo viscoso à tensão estática média de 20 % da UTS. UTS e MT são a tensão de ruptura e módulo da tangente, respectivamente. \* p < 0.05.

Tabela 1 - Índices de dano de parâmetros estáticos e dinâmicos.

## Discussão

O presente estudo é o primeiro a relatar o compartimento *in vitro* de dano por fadiga de tendões humanos. O protocolo experimental, que incluí o uso de garras auto-ajustáveis, permitiu o carregamento cíclico dos tendões por longo período de tempo.

Caracterização dinâmica é uma técnica não destrutiva, que permite a estimativa de índices de dano de um espécime individual, em qualquer momento até o rompimento total por fadiga, i.e. em vários graus de dano, tendo como base seu estado inicial. Isto elimina a variabilidade associada com a comparação entre diferentes espécimes.

Os índices de dano da UTS e do módulo da tangente, em contraposição, são derivados de testes destrutivos, refletindo portanto tanto o dano causado pela fadiga mecânica quanto aquele causado pelo próprio ensaio de tração.

Neste estudo, a vida útil em fadiga utilizada corresponde a 25 % do total, portanto seria de se esperar que o índice de dano fosse de cerca de 0.75. De fato, para todos os parâmetros mecânicos, à exceção da UTS, os valores médios dos índices de dano foram próximos deste número, variando entre 0.81 e 0.93. Em contraposição, o valor médio do índice de dano da UTS foi 0.49, sugerindo dano em excesso daquele que seria produzido somente por fadiga.

É interessante mencionar que os índices de dano do módulo viscoso ocasionalmente excederam 1. Isto foi atribuído a pequena magnitude deste parâmetro e, portanto, a alta sensibilidade deste índice a pequenas flutuações no valor estimado.

## Referências

- 1 Weightman, B. Tensile fatigue of human articular cartilage. *J. Biomechanics*, v. 9, p. 193-200, 1976.
- 2 Schechtman, H. *Mechanical characterisation of fatigue failure in human tendons*. Ph.D. Thesis, University of London, London, 1995.
- 3 Schechtman, H.; Bader, D.L. Dynamic characterisation of human tendons. *Eng. in Med.*, v. 208, p. 241-248, 1994.
- 4 Stouffer, D.C.; Butler, D.L.; Hosny, D. The relationship between crimp pattern and mechanical response of human patellar tendon-bone units. *J. Biomech. Eng.*, v. 107, p. 158-165, 1985.

# A Capsula de Teflon Implantada em Tecido Conjuntivo e Ósseo para Avaliação de Biocompatibilidade de Materiais

Homero H. Rodrigues & José Baptista P. Paulin

Laboratório de Bioengenharia da FMRP/USP (SP)  
Av. Bandeirantes 3900 - 14049-900 - Ribeirão Preto

**Resumo** - O teflon é um material considerado biocompatível (FDI)<sup>1</sup>. Sua implantação em tecidos vivos contendo determinados materiais, permite comparar a biocompatibilidade ao nível de sua interface. Esse será o objetivo da presente pesquisa.

**Abstract** - The teflon capsule biocompatibility is world-wide accepted (FDI) *In vivo* implant test of new materials can compare the tissue response at the interface level of a tested material. This is the main goal of this presentation.

## Introdução

Os cimentos de poliacrilato são clinicamente usados para a fixação de próteses ósseas e dentais na área médico-odontológica. Com a inovação tecnológica em tais cimentos o monômero contendo o ácido fosfórico foi substituído pelo ácido poliacrílico. Como o fator irritante principal reside frequentemente no monômero, essa inovação melhorou substancialmente sua biocompatibilidade. Assim, os cimentos PCA, Carbo-Set, Durelon e Intermediate Restorative Material, ganharam maior aceitação como cimentos adesivos em tecidos mineralizados. Sua citotoxicidade em cultura de células *in vitro*<sup>2</sup> foi aceitável em contacto célula-material de até 24 horas. Esse teste preliminar sugeriu sua avaliação em teste secundário como apresentaremos.

## Metodologia

Foram realizados 10 implantes ósseos para cada cimento em osso maxilar de cobaio adulto macho por períodos experimentais de 1, 2, 4, e 12 semanas. Os experimentos controle foram realizados apenas com a cápsula de teflon vazia. Após o rebatimento cirúrgico do tecido subcutâneo e do perióstio, cápsulas de

teflon cilíndricas, medindo 1.2 X 1.8mm, contendo ou não o material testado, foram inseridas em lojas ósseas confeccionadas com brocas cilíndricas, sob constante irrigação com soro fisiológico para evitar o aquecimento. Após o período experimental desejado, foi feita a colheita, fixação, desmineralização e inclusão em parafina. Cortes histológicos seriados de 6 micrômetros, foram submetidos às colorações de H.E., tric. de Masson e col. de Gram para tecidos, para avaliar respectivamente, inflamação e fagocitose, aposição/reabsorção de tecido ósseo, e presença de microorganismos que sugerisse contaminação durante o período experimental.

## Resultados

Nossos resultados histológicos, nas condições experimentais testadas, sugerem claramente que todos os poliacrilatos testados são biocompatíveis. Em níveis aceitáveis, quando os materiais são inseridos ainda na sua forma plástica, apresentam irritabilidade leve a moderada, que diminui nos períodos experimentais mais demorados tendendo a não irritativos. O aspecto mais notável nestes cimentos são a sua intensa fagocitose por macrófagos ao nível da interface,

claramente identificados com iluminação por luz polarizada. A presença de cápsula conjuntiva sugere boa aceitação pelos tecidos adjacentes, quando se compara com a área controle adjacente à capsula de teflon. Nestas áreas ocorre neoformação de tecido ósseo sem evidência de inflamação ou reabsorção de tecido ósseo. Sobre a cápsula de teflon ocorre a presença de tecido ósseo neoformado, e dentro da cápsula o conteúdo aparentemente intacto dos cimentos de poliacarboxilatos sugere estabilidade intratecidual aceitável. A presença de células multinucleadas quando fragmentos maiores estão presentes abaixo da interface tecido-material sugere que o material continua sendo fagocitado, sem entretanto, haver evidências de células indicativas de células inflamatórias do tipo crônico.

### Discussão e Conclusões

Os cimentos de poliacarboxilato, muito utilizados na década de 70, e que a nosso ver deveriam ser reavaliados do ponto de vista de sua utilização clínica, particularmente na área de implantes, são de fácil manipulação, não exibem reação exotérmica, como ocorre com os cimentos de oxifosfato, em cujo monômero o ácido fosfórico é o componente tóxico principal. Os cimentos de poliacarboxilato ligeiramente pegajosos quando recém-manipulados não dificultam o seu emprego em campos cirúrgicos ligeiramente húmidos. Por serem considerados mais biocompatíveis em testes de nível primário e secundário, oferecem boa correlação de resultados em cultura de células *in vitro* e em tecidos *in vivo*. Nossos resultados sugerem portanto sua utilização em testes de uso clínico como cimentos temporários ou permanentes.

### Referências

- <sup>1</sup>F D I Recommended Standard Practices For Biological Evaluation of Dental Materials, Technical Report No.9, *Internat.Dent.J.*, v. 30,p.140, 1980.
- <sup>2</sup>Spängberg,L., Rodrigues H., Langeland L.K., Langeland K.. Biological effects of dental materials. 2. Toxicity of anterior tooth restorative materials on HeLa cells *in vitro*. *O. Surg*, v. 36, p. 713, 1973.

# Estimativa da Sobrecarga Axial na Coluna Vertebral Lombar no Exercício de Agachamento.

FERREIRA, Dorivan Rodrigues e VIEIRA, Marcus Fraga

Faculdade de Educação Física - Universidade Federal de Goiás - Campus Samambaia - Caixa Postal 131 - CEP-74001-970 - Goiânia - Go

**Resumo** - Sendo um exercício bastante praticado em academias, o exercício de agachamento é defendido por uns e vetado por outros. Desta forma, a finalidade deste trabalho é obter uma estimativa da sobrecarga axial na coluna vertebral lombar neste exercício, a fim de, quantitativamente, avaliarmos a conveniência da execução deste exercício nos programas de preparação física.

**Abstract** - Being an exercise quite a lot practiced in academies, the squat is defended for ones and forbidden per others. In this case, the finality of this work is to obtain an estimate of axial efforts at the lumbar column in this exercise, in order to evaluate the convenience of practicing this exercise at fitness program.

## Introdução

As cargas na coluna vertebral são produzidas principalmente pelo peso corporal, tensão dos músculos vertebrais ou que possuem origem/inserção na coluna vertebral e cargas externas<sup>3</sup>, tais como força de reação do solo e barras e anilhas. Cálculos precisos dos efeitos destes esforços nos discos intervertebrais exigem aparelhos sofisticados e, possivelmente, instrumentos invasivos se utilizados "in vivo". Portanto, este trabalho é antes de tudo uma estimativa tendo em vista os recursos utilizados na obtenção dos resultados. Foram feitos registros cinemáticos bidimensionais e cálculos analíticos da sobrecarga axial ao nível da coluna lombar.

Entretanto, a fim de que o trabalho não ficasse meramente especulativo, optamos por fazer uma comparação entre duas técnicas de realização do exercício de agachamento: com a barra livre e com a barra fixa em trilhos verticais, com ou sem calço nos calcanhares. Assim, os resultados tornam-se mais confiáveis, visto que os erros advindos quer dos métodos de medição, quer das aproximações adotadas nos cálculos, provavelmente ocorreram de forma semelhante nas duas situações de execução do exercício.

A musculatura lombar é grandemente exigida durante o exercício de agachamento a fim de compensar o deslocamento para a frente do centro de massa dos segmentos acima do quadril à medida que se flexionam os membros inferiores. Esta musculatura trabalha aproximadamente 5 cm atrás de L3<sup>2</sup>, sendo este valor tomado como constante. Para estimativa da sobrecarga axial na coluna lombar, somou-se o valor calculado para a tensão da musculatura lombar com a componente ao longo do eixo longitudinal da coluna do peso dos segmentos acima do quadril (considerando também a carga levantada pelo executante).

## Método

Para obtenção dos braços de alavanca acima do quadril referente ao peso dos segmentos mais a carga levantada pelo executante, foram feitos registros cinemáticos bidimensionais durante o percurso de realização do exercício.

Na realização deste trabalho foi utilizado um atleta de judô, sexo masculino, 23 anos, de 1,90 m de estatura e pesando 101,3 kg. Quatro tipos de agachamento foram realizados, todos com uma barra de 50 kg: a) agachamento com a barra livre sem calço; b) agachamento com a barra livre com calço; c) agachamento com a barra nos trilhos sem calço; d) agachamento com a barra nos trilhos com calço.

Para a registro cinemático utilizou-se uma câmara de vídeo doméstica focalizando o plano sagital do executante, que teve marcados os seguintes pontos em seu corpo pela utilização de bolinhas de ping-pong presas por elástico e fita adesiva: processo estilóide da ulna; olécrano; tubérculo maior do úmero; trocânter maior do fêmur; côndilo lateral do fêmur; maléolo lateral; arco zigomático<sup>4</sup>.

A câmara foi fixada por meio de um tripé e alinhada com auxílio de um nível de bolhas. Como eixos de referência, foram utilizadas duas régua guias com marcações de 5 em 5 cm para os eixos X e Y, este último tomado como vertical e alinhado com o auxílio de um prumo. O eixo X, uma régua de 1,80 m, foi colocada no solo. O eixo Y, uma régua de 2,00 m, foi colocada atrás do executante. As origens dos dois eixos se interceptaram em um ponto cerca de 0,5 m a frente do executante, para que o mesmo não obstruísse o eixo vertical durante a filmagem.

Para a digitalização das imagens utilizou-se um processo manual. Com a utilização de um vídeo cassete doméstico e uma televisão (que apresentou a tela mais plana possível), anotou-se os

pontos marcados nas articulações do executante durante o percurso total da execução do exercício, num total de onze quadros para cada uma das situações registradas.

Em seguida, cada um destes registros foram transferidos para folhas de papel milimetrado, respeitando sempre o sistema de referência. Os pontos marcados foram interligados de articulação para articulação. Marcou-se o centro de massa de cada segmento segundo tabela de dados antropométricos<sup>1</sup>, e tabelou-se as coordenadas X e Y de cada um destes centros de massa a fim de se calcular o centro de massa do corpo inteiro e aquele dos segmentos acima do quadril. Para tal, estimou-se o peso de cada segmento através de uma tabela de dados antropométricos relativos ao peso total do executante<sup>1</sup>. O centro de massa do corpo inteiro e dos segmentos acima do quadril foram calculados considerando cada segmento rígido e indeformável:

A partir das imagens digitalizadas e transferidas para o papel, tomou-se a medida do braço de alavanca da carga aplicada no centro de massa dos segmentos acima do quadril (peso dos segmentos mais a carga utilizada) em relação a L3, a partir da qual também considerou-se o braço de alavanca dos músculos lombares.

Desta forma estimou-se a força exercida pelos músculos citados equilibrando os torques em cada um dos fotogramas.

A fim de se obter uma estimativa da sobrecarga axial na coluna lombar, à força exercida pelos músculos lombares somou-se a componente da força peso dos segmentos acima do quadril e peso da barra ao longo do eixo da coluna vertebral. Para tal tabelou-se o ângulo entre o tronco e a vertical e calculou-se a referida componente.

## Resultados

A partir do procedimento descrito acima foi possível estimar a sobrecarga axial na coluna lombar, ao nível de L3, durante o exercício de agachamento com a barra livre e com a barra correndo em trilhos verticais, com ou sem calço nos calcanhares (tabela 1)

Tabela 1

	Sobrecarga axial na coluna ao nível de L3
Barra livre com calço	3724 N
Barra livre sem calço	3204 N
Barra no trilho com calço	2017 N
Barra no trilho sem calço	2017 N

## Discussão

Dos resultados obtidos, observa-se uma diferença considerável no valor da sobrecarga axial na coluna entre o exercício realizado com a barra livre com calço e com a barra no trilho com calço (cerca de 84,6%). Isto é devido ao fato do trilho não permitir a flexão do tronco para a frente durante o exercício. Esta flexão do tronco aumenta o braço de alavanca da barra e do peso do tronco, sendo maior, portanto, a solicitação dos músculos extensores da coluna a fim de manter a estabilidade. Desta forma, a sobrecarga axial na coluna tende a aumentar. A utilização do calço com a barra livre aumentou a sobrecarga axial (cerca de 16,2%). Apesar do calço facilitar a flexão do membro inferior pela menor distensão dos músculos da panturrilha, ele provoca um deslocamento do centro de massa do executante adiante do pé, o que aumenta o braço de alavanca da barra e do peso do tronco. A presença do calço no agachamento com a barra correndo nos trilhos foi irrelevante, já que a flexão do tronco foi impedida pelos trilhos.

É preciso lembrar que o executante foi um atleta de proporções avantajadas, elevou uma barra relativamente leve para suas condições físicas e executou apenas uma repetição em cada situação. Em uma situação de treinamento, o executante realiza várias repetições do exercício, com barras bem mais pesadas. Se o agachamento não puder ser substituído por outros exercícios que trabalhem a musculatura extensora dos membros inferiores, este deve, preferencialmente, se executado com a barra correndo em trilhos verticais. Por outro lado, os esforços no joelho, articulação bastante solicitada no agachamento, não foram avaliados, mas devem igualmente ser considerados ao se recomendar este tipo de exercício.

## Referências

- 1 DIFFRIENT et al. *Body segment parameter data*. MIT Human Scale, 1974
- 2 KHOO, B.C.C.; GOH, J.C.H.; BOSE, K. A biomechanical model to determine lumbosacral loads during single stance phase in normal gait. *Medical Engineering & Physics*, v.17, n.1, p.27-35, 1995.
- 3 LINDH, M. Biomechanics of the lumbar spine. In: FRANKEL, V. H.; NORDIN, M. *Basic biomechanics of the skeletal system*. Philadelphia, Lea & Fabiger, 1980.
- 4 LOHMAN, T.G., ROCHE, A.F.; MARTORELL, R., ed. *Anthropometric standardization reference manual*. Champaign, Human Kinetics, 1988.

# Análise da trajetória do centro de massa de uma ginasta na execução do kippe à parada de mãos na barra fixa.

Almeida, Maria Fernanda F.N.; Watanabe, Marcilene; Santos, Eliseu Silva; Silva, Andrea Cíntia; Vieira, Marcus Fraga

Faculdade de Educação Física - Universidade Federal de Goiás - Campus Samambaia - Caixa Postal 131 - CEP-74001-970 - Goiânia - Goiás

**Resumo** -- Sendo um exercício bastante utilizado nas séries competitivas de ginástica artística, o kippe à parada de mãos é um exemplo das estratégias utilizadas no esporte para movimentação do centro de massa corporal. Neste aspecto, é peculiar como o centro de massa pode ser transferido de baixo para cima em relação à barra sem, contudo, ocorrer a flexão das articulações dos membros superiores. Neste trabalho, uma análise cinemática do kippe à parada de mãos é realizada.

**Abstract** -- Being an exercise frequently practiced at competitive routines of artistic gymnastic, the kippe to handstand is an strategical example quite used in sport for the body center of mass movement. In this aspect, it is peculiar how the body center of mass can be transferred from down to up bar, however without the of upper limb articulations. In this work, a kinematic analysis of the kippe to handstand is realized.

## Introdução

Na prática desportiva, é comum a utilização de estratégias para a movimentação do centro de massa corporal em relação a obstáculos. Exemplos notáveis são o salto em altura no atletismo e o kippe à parada de mãos na ginástica artística (fig. 1). Com relação a este último, é peculiar como o centro de massa pode ser transferido de baixo para cima em relação à barra sem, contudo, ocorrer a flexão das articulações dos membros superiores, utilizando-se de estratégias mecânicas que possuem um sólido embasamento teórico. Isto põe em destaque a importância do estudo teórico aprofundado para a compreensão da biomecânica nas estratégias utilizadas nos esportes, bem como em atividades do cotidiano.

## Objetivo

O objetivo deste trabalho é fazer uma análise cinemática do kippe à parada de mãos na barra, e com isto evidenciar as estratégias mecânicas utilizadas para sua correta execução.

## Método

Para a registro cinemático utilizou-se uma câmara de vídeo doméstica focalizando o plano sagital da executante, uma ginasta, 14 anos, 42 kg e 1,46 m de altura, que teve marcados os seguintes pontos em seu corpo pela utilização de bolinhas de ping-pong presas por elástico e fita adesiva: cabeça da ulna; olécrano; tubérculo maior do úmero; trocânter maior do fêmur; côndilo lateral do fêmur; maléolo lateral; arco zigomático<sup>2</sup>.

A câmara foi fixada por meio de um tripé e alinhada com auxílio de um nível de bolhas. Como eixos de referência, foram utilizadas duas régua guias com marcações de 5 em 5 cm para os eixos X e Y, este último tomado como vertical e alinhado com o auxílio de um prumo. O eixo X, uma régua de 1,80 m, foi colocado em um suporte à altura da barra (1,50 m). O eixo Y, uma régua de 2,80 m, foi colocado atrás da régua para o eixo X. As origens dos dois eixos se interceptaram num ponto à altura da barra (1,50 m).



Figura 1 O kippe à parada de mãos.

Um total de dez quadros, que satisfatoriamente descreveram o movimento, foram transferidos para o papel milimetrado, onde realizou-se a marcação dos centros das articulações, que foram utilizados para a representação do corpo



Realizou-se, a seguir, o cálculo do centro de massa do corpo inteiro, para cada um dos quadros.

## Resultados

A partir do procedimento descrito acima, o gráfico da trajetória do centro de massa da ginasta, durante a execução do kippe à parada de mãos, pôde, então, ser traçado, tomando a barra fixa como referência (fig. 2).

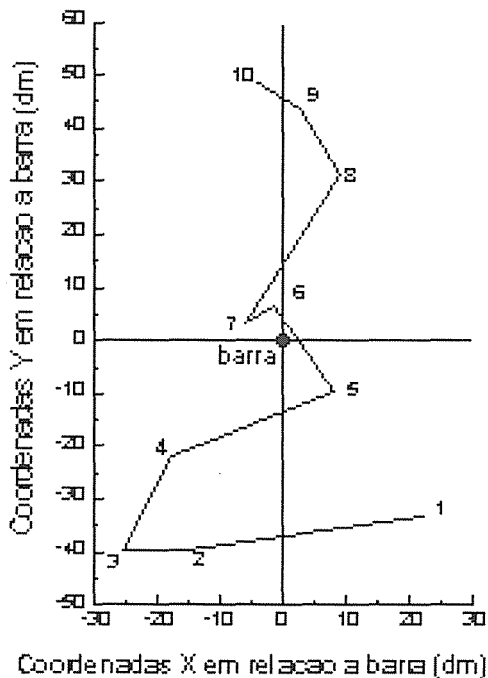


Figura 2 Trajetória do centro de massa da ginasta durante a execução do kippe à parada de mãos.

## Discussão

Observaram-se oscilações peculiares do centro de massa neste exercício. Do instante 5 para o instante 6, o centro de massa da ginasta foi transferido de baixo para cima da barra, sempre com as articulações dos membros superiores tão estendidas quanto possível. Devido à força gerada pelos músculos extensores do ombro ser insuficiente para a realização deste movimento (a partir de uma posição de flexão do ombro), a ginasta utilizou-se de estratégias mecânicas, a transferência do momento angular entre diferentes segmentos corporais (dos membros inferiores para o tronco), a fim de transferir seu centro de massa de baixo para cima da barra. Observa-se também que antes de alcançar a parada de mãos, seu centro de massa chega a ultrapassar a linha vertical. Isto se deve à necessidade de adiantar os ombros (fig. 1) e, conseqüentemente, o centro de massa (instante 7), a fim de obter uma posição ótima para lançar os

membros inferiores verticalmente para cima tanto quanto possível. Os ombros são mantidos à frente da barra até o instante 10 (fig. 1). Ao alcançar a parada de mãos, espera-se que o centro de massa da ginasta incida verticalmente sobre a barra, caso contrário a ginasta irá se desequilibrar. Isto será possível com o "encaixe dos ombros" no final do movimento (ombros em flexão/abdução máxima).

## Referências

- 1 DIFFRIENT et al. Body segment parameter data. MIT Human Scale, 1974
- 2 LOHMAN, T.G., ROCHE, A.F.; MARTORELL, R., ed. *Anthropometric standardization reference manual*. Champaign, Human Kinetics, 1988.

# Fluoretação da Hidroxiapatita: Análise Termodinâmica do Sistema Ca-P-F-H<sub>2</sub>O

Tsuneharu Ogasawara<sup>1</sup>, Mônica Calixto de Andrade<sup>1</sup> e Romeu Ricardo da Silva<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Programa/Depto. de Engenharia Metalúrgica e de Materiais - COPPE/UFRJ/EE  
Caixa Postal 68505 - Ilha do Fundão - 21945-970 - Rio de Janeiro (RJ)

**Resumo** - Foram construídos diagramas de equilíbrio do sistema Ca-P-F-H<sub>2</sub>O que permitem entender melhor a formação da fluorapatita e sua estabilidade.

**Abstract** - Equilibrium diagrams of the Ca-P-F-H<sub>2</sub>O system have been constructed to allow a better understanding of the formation of the fluorapatite in the teeth and its stability.

## Introdução

A aplicação de flúor por via oral, com objetivo de evitar a ocorrência de cáries dentárias, é muito difundida na odontologia. E este mecanismo de proteção é baseado nas mudanças ocorridas devido à substituição da hidroxila pelo fluoreto na hidroxiapatita, que causa uma contração no eixo-a sem alteração no eixo-c, proporcionando um aumento na cristalinidade e no tamanho do cristal, bem como uma maior estabilidade química da estrutura<sup>1</sup>. O presente trabalho teve por objetivo ampliar o conhecimento sobre o assunto.

## Metodologia

Os necessários dados termodinâmicos para a construção dos diagramas de equilíbrio foram encontrados na Base de Dados do HSC Chemistry for Windows 2.0, em sua forma licenciada ao PEMM da COPPE/UFRJ, tendo como fonte original os Manuais NBS<sup>2</sup>.

Usando este Programa Aplicativo foram obtidos diagramas Eh-pH para selecionadas atividades de Ca, P e F na solução aquosa e a seguir construídos os diagramas pa<sub>i</sub>-pH (onde pa<sub>i</sub> = - log<sub>10</sub> a<sub>i</sub>, com i = Ca ou F).

## Resultados

A Figura 1 mostra, a 37°C, que a extensão da faixa de predominância da fluorapatita depende das atividades de Ca, P e F. A Figura 2 revela que o campo de predominância não varia muito de 37°C para 25°C.

As Figuras 3 e 4 mostram que a fluorita predomina em atividades de F muito altas e, na região alcalina, o campo de predominância da fluorapatita cresce com o aumento das atividades de C e P em atividades intermediárias de F e a hidroxiapatita prevalece em baixas atividades de F.

## Discussão e Conclusões

Ocorre uma deposição de fluorapatita na superfície do dente devida a uma aplicação oral de fluor e como a fluorapatita é menos solúvel que a hidroxiapatita, proporciona um retardo na corrosão pela bactéria acidogênica. Também pode ocorrer a formação de uma solução sólida de hidroxiapatita com fluorapatita que é menos solúvel que a hidroxiapatita pura<sup>3</sup>.

O fluoreto também pode acelerar a hidrólise do fosfato octacálcico (que faz parte de uma das camadas do esmalte do dente) para formar apatitas<sup>4</sup>. Como foi mostrado por L. Xie e E.A. Monroe<sup>5</sup>, o fluoreto ajuda na formação de apatitas cristalinas (tanto na formação da fluorapatita, como na da hidroxiapatita).

Os diagramas explicam isto claramente (a fluorapatita prevalece sobre a hidroxiapatita em presença de F).

## Referências

- <sup>1</sup> HENCH, L.L., *Bioceram.*, 1, 139-148.
- <sup>2</sup> WAGMAN, D.D. et al., N.B.S., Washington, D.C., U.S.A., T. N. 270-3, jan.1968, and 270-6, november 1971.
- <sup>3</sup> NARASARAJU, T.S.B; PHEBE, D.E., *J. of Materials Science*, 31, 1-21, (1996).
- <sup>4</sup> IJIMA, M.; TOHDA, H.; MORIWAKI, Y., *Apatite*, 1, 47-52, (1991)
- <sup>5</sup> YAMAMURO, T.; HENCH, L. L., WILSON, J., *Handbook of Bioactive Ceramics*, 2, 29-37, (1990).

## Agradecimentos

Os autores agradecem ao CNPq, à CAPES, à FINEP, ao PADCT e à UFRJ pelo apoio financeiro para a realização deste trabalho.

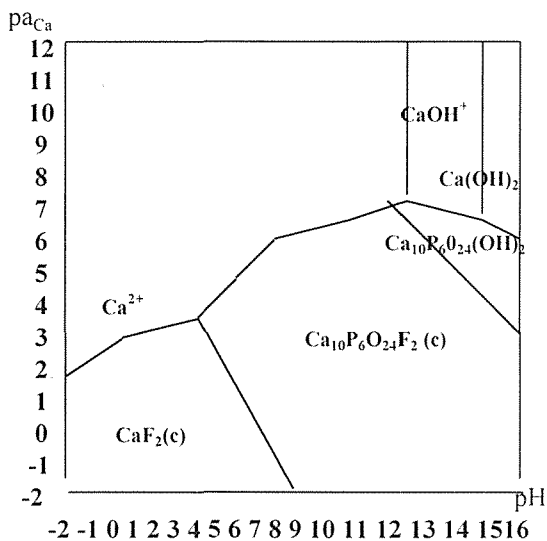


Figura 1- Diagrama  $pa_{Ca}$  -pH do sistema Ca-P-F-H<sub>2</sub>O a 37°C para  $a_P = 0,6 a_{Ca}$  e  $a_F = 0,2 a_{Ca}$ .

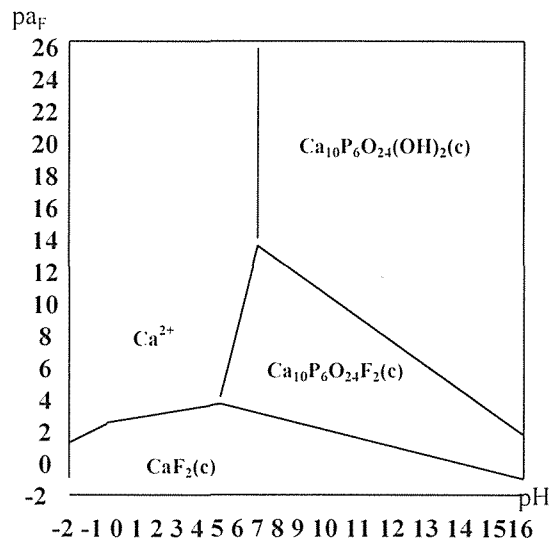


Figura 3- Diagrama  $pa_F$  -pH do sistema Ca-P-F-H<sub>2</sub>O a 37°C para  $a_{Ca} = 10^{-4}$  molal e  $a_P = 0,6 \times 10^{-4}$  molal.

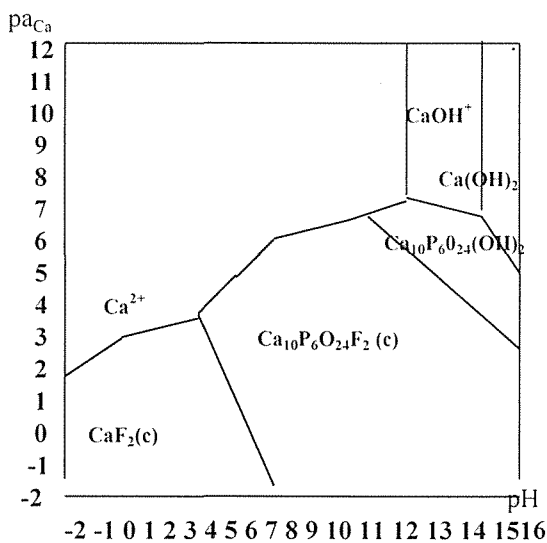


Figura 2 - Diagrama  $pa_{Ca}$  -pH do sistema Ca-P-F-H<sub>2</sub>O a 25°C para  $a_P = 0,6 a_{Ca}$  e  $a_F = 0,2 a_{Ca}$ .

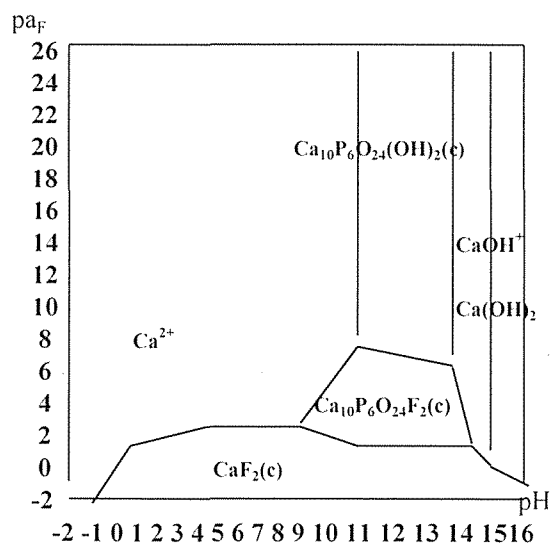


Figura 4 - Diagrama  $pa_F$  -pH do sistema Ca-P-F-H<sub>2</sub>O a 37°C para  $a_{Ca} = 10^{-7}$  molal e  $a_P = 0,6 \times 10^{-7}$  molal.

# Uma Contribuição à Avaliação dos Desgaste Abrasivo de Resinas Compostas

Ana Rita Rodrigues Bianchi\*, Cesar Antunes de Freitas\*,  
Eduardo Carlos Bianchi\*\*, Antonio Carlos Pires Dias\*\*

\* USP - Universidade de São Paulo - Bauru - Departamento de Materiais Dentários

Rua Al. Octávio Pinheiro Brisola, 9-75 - 17043-101 - Bauru - SP

\*\* UNESP - FET - Bauru - Departamento de Engenharia Mecânica

Av. Eng. Luiz Edmundo Carrijo Coube, S/Nº - 17033-360 - Bauru - SP

**Resumo** - Este trabalho tem como objetivo apresentar o projeto e a construção de um banco de ensaios, assistido por microcomputador, que possibilite a avaliação quantitativa e qualitativa de resinas compostas, utilizadas em restaurações dentárias.

**Abstract** - This work intends to show a new method where there is a test stand watched by a computer. It can evaluate the wearing (in a quantity form) of the composite resin used in dentistic restoration.

## Introdução

Atualmente, o desgaste de resinas compostas é determinado clinicamente através da inserção do material na cavidade dentária de pacientes previamente selecionados. Após alguns meses, os pacientes retornam e o desgaste do material é determinado através de uma nova moldagem do dente e da comparação com a moldagem realizada no início do tratamento. Este método, além de ser impreciso, apresenta alguns inconvenientes, pois a frequência de retorno dos pacientes é incerta. Também algumas variáveis relacionadas também as reações químicas, dependendo de cada paciente, como habito alimentar, variação na forma de mastigação, influência do PH da cavidade bucal, dentre outros, dificultam a análise imparcial do tipo da resina composta, em relação ao desgaste por erosão mecânica. Assim, os resultados obtidos pelo método tradicional são de difícil interpretação tornando as conclusões imprecisas.

Este trabalho tem como objetivo o desenvolvimento de uma nova metodologia e um banco de ensaios para a avaliação do desgaste de resinas compostas em laboratório, de forma rápida, precisa e controlada, simulando-se o desgaste por erosão mecânica de restaurações em pacientes.

## Descrição do método utilizado para a determinação do desgaste de resinas compostas

O método proposto para a determinação do desgaste de resinas compostas, é baseado no estudo do comportamento da agressividade da superfície de restaurações dentárias com as resinas. Para a determinação da agressividade, foi reproduzido e adaptado o método do disco retificado desenvolvido por COELHO<sup>1</sup>, conforme é apresentado esquematicamente na figura 1.

Este método consiste em manter um disco fixo, confeccionado de aço ABNT 1020 e revestido com a resina que deseja-se analisar, pressionado contra a superfície de um outro disco metálico (ABNT 1020) também revestido com resina, pressionado com uma força normal constante. Tal revestimento é feito, colocando-se peque-

nos incrementos do material e polimerizando-os em seguida. A superfície da resina, após sua regularização, é pressionada contra a superfície de um outro disco (confeccionado de modo semelhante), sob uma força normal constante, através de uma carga pré-estabelecida. O valor do deslocamento do disco fixo contra o disco dinâmico (também revestido com resina composta) conduz ao deslocamento da balança ( $\delta$ ), que permite o registro ponto a ponto, em função do tempo. Com esses dados é construída uma curva de deslocamento, em função do tempo. Posteriormente, uma outra curva é construída, onde no eixo vertical, são registrados os valores do deslocamento da balança no eixo horizontal, o tempo gasto para a aquisição dos dados elevado a 2/3. Isto é feito para a obtenção de uma reta onde sua tangente representa o coeficiente angular da reta de regressão linear.

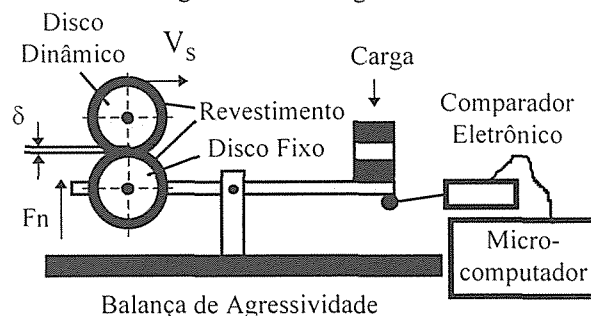


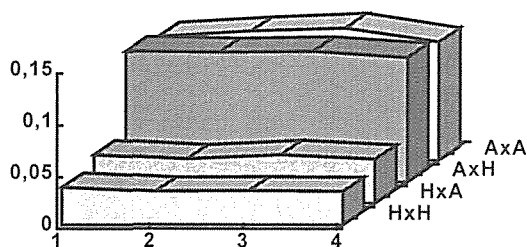
Figura 1: Desenho esquemático da balança de agressividade

## Resultados e discussão

Na figura 02 são apresentados os resultados referentes aos ensaios realizados, interagindo dois tipos de resina, e medidas estatísticas dos resultados obtidos. A resina composta representada pela letra H é a Herculite, e a letra A representa a resina composta APH. O valor da agressividade, obtida em cada ensaio, refere-se ao disco dinâmico (primeira letra) contra o disco fixo (segunda letra). A escolha das resinas foi feita pela diferença de desempenho clínico apresentado, apesar de ambas possuírem uma boa qualidade clínica.

Os dois tipos de resinas ensaiadas são híbridas e possuem composições muito semelhantes. A resina Herculite possui boro, silicato de bário, alumínio e sílica coloidal, e a APH apresenta sílica coloidal e silicato de bário modificado, na suas respectivas constituições. A diferença básica entre elas, é o tipo de vidro cerâmico utilizado e as pequenas partículas híbridas das resinas.

Agressividade  $\text{mm}^3/\text{N.s}$



Número de Ensaios

Figura 02 - Resultados obtidos e análise estatística

Da análise desta, pode-se verificar que quando o valor da agressividade é baixo, o desgaste da resina é menor. Isto ocorre porque a taxa de remoção de material, durante o ensaio, é pequena.

A resina Herculite gerou desgastes menores se comparados aos gerados pela resina APH, que foram mais elevados, independentemente do material com que era confeccionado o disco fixo. Com isto, pode-se afirmar que a resina APH desgastou mais que a Herculite.

Entretanto, pode-se verificar que o método desenvolvido apresenta pequena variabilidade. Isto pode ser verificado através da análise estatística dos resultados, que apresentou valores reduzidos de dispersão. O coeficiente de variação (CV), que fornece um indicativo da dispersão, é calculado através do desvio padrão. Para os casos analisados, os valores de CV obtidos foram: 4,95% para AxH, 1,61% para AxH, 4,65% para HxA e 5,88%. Considerando-se que estes valores de CV são reduzidos, mostrando um indicativo de pequena variabilidade dos elementos do universo, isso possibilita dimensionar uma amostra com quinze casos, como por exemplo, obtendo-se uma margem de erro de no máximo  $0,003 \text{ mm}^3/\text{N.s}$ , com confiança de 95%.

### Conclusões

Os dados existentes sobre desgaste de resina, nos métodos de avaliação clínicos, são puramente experimentais, apesar de existir fatores interferentes e indesejáveis como habito alimentar, variação na forma de mastigação, influência do PH da cavidade bucal, dentre outros. Isto dificulta uma análise imparcial do desgaste da resina composta. Para otimizar e fornecer uma maior credibilidade aos resultados já existentes, e a outros, foi proposto neste trabalho o desenvolvimento de um banco de ensaios e de uma metodologia para a avaliação do desgaste em restaurações dentárias, em laboratório; por-

tanto isenta de ações secundárias como PH, habito alimentar, dentre outros.

Apesar do método do disco retificado já existir, não bastou apenas aplicá-lo. Foram necessárias uma série de adaptações tanto no método, quanto no banco de ensaios para que se conseguisse encontrar as condições necessárias para que o método fosse aceitável e, simultaneamente, melhorar as condições de ensaio.

Por ser um trabalho inédito, foram necessários vários ensaios preliminares para determinar-se os parâmetros necessários para a análise dos materiais a serem ensaiados.

Para uma melhor compreensão do que ocorre durante os ensaios, deve-se observar os resultados como sendo a soma de duas características diferentes de um mesmo material: a resistência ao desgaste e a capacidade de um material em desgastar o outro. O principal responsável pelo desgaste é o disco dinâmico e quem sofre a maior parcela do desgaste é o disco fixo.

Observando-se a figura 04, e comparando-se a coluna HxH e AxH, pode-se verificar que a característica de resistência ao desgaste do disco fixo é a mesma. Assim, a resina A é mais agressiva que a resina H; ou seja, a resina A desgasta-se mais.

A compreensão deste raciocínio é fundamental para se conseguir identificar como este método avalia a resistência ao desgaste de cada resina.

Como aplicação prática, este método possibilita a elaboração de tabelas de desgaste de vários tipos de materiais, com uma ordenação de resistência ao desgaste, das resinas existentes no mercado, para a identificação das resinas. Também pode auxiliar em pesquisas, agilizando a avaliação destas características da resina composta.

Da análise estatística pode-se concluir que o método desenvolvido apresenta valores reduzidos de variabilidade. Portanto, trata-se de um método que possibilita a repetibilidade dos resultados com uma margem de erro de no máximo  $0,003 \text{ mm}^3/\text{N.s}$ .

Esta nova metodologia de ensaios para o estudo do desgaste abrasivo de resinas compostas irá colaborar no desenvolvimento de pesquisas com resinas dentárias.

### Referências

- COELHO, R. T.. "Estudo experimental da propriedade de dressagem de rebolos na retificação de precisão usando método do disco retificado". Dissertação de mestrado apresentada à Escola de Engenharia de São Carlos-USP. 1991.
- TEIXEIRA, S.C.; ARAÚJO, M.A.M.; SILVA, R.C.S.P. Adesivos dentinários e técnica laminada em lesões cervicais. Revista da Associação Paulista de Cirurgiões Dentistas. Vol 50, N.1. p 37-42. Jan/fev de 1996.

# Comparação entre as oscilações do corpo em duas posturas de atiradoras na modalidade desportiva Fogo Central do Tiro Olímpico

Garrido C. R.<sup>1</sup>; Oliveira C. G.<sup>2</sup>

<sup>1</sup> Núcleo do Instituto de Ciências da Atividade Física da Aeronáutica (NuICAF)  
Lab. Biomecânica

Av. Mal. Fontenelle. 1.200 Marechal Hermes CEP: 21.740-000 Rio de Janeiro-R.J.

<sup>2</sup> NuICAF-Lab. de Biomecânica e UFRJ-EEFD-Lab. de Biomecânica

**Resumo** - Quatro variáveis para quantificação de sinais estabilométricos foram analisadas em sete atiradoras de nível médio, na postura normal (PN) e na postura adotada na modalidade desportiva (PT). Observou-se que as oscilações se apresentaram maiores na PT do que na PN ( $p < 0.01$ ). Quando o sinal estabilométrico na PT foi transformado segundo equações matemáticas que consideraram o grau de rotação do corpo em relação ao alvo, duas variáveis se alteraram, mostrando que a oscilação real nesta postura foi menor do que a medida.

**Abstract** - Four variables for stabilometrics signals quantification were analyzed from seven median level shooters in normal posture (PN) and in the posture used by the sport modality (PT). It was observed greater oscillations in PT then in PN ( $p < 0.01$ ). When transforming the PT stabilometric signal by a mathematical relationship that considered the degree of the body rotation related to the target, two variables changed, showing that the real oscillation in that posture was lower than the measured one.

## Introdução

A estabilometria diz respeito à medida das pequenas oscilações do corpo nos eixos látero-lateral (LL) e ântero-posterior (AP) em posturas ortostáticas, onde os testes são realizados com o indivíduo parado. Vários autores tem relatado que a base de sustentação do corpo, promovida pelo posicionamento dos pés, tem íntima relação com a quantidade de oscilação do mesmo<sup>1,3</sup>.

Em uma determinada modalidade desportiva conhecida como Fogo Central do Tiro Olímpico, é recomendado ao atirador que posicione seu corpo na diagonal (cerca de 45°) em relação ao alvo, que mantenha o membro superior com a arma em um plano intermediário entre o sagital e o frontal devidamente alinhado com a cabeça que fica voltada para o alvo. É sugerido também um ligeiro afastamento entre os pés. O objetivo principal é aumentar a base de sustentação e proporcionar maior estabilidade ao atirador no momento do disparo, já que, sua habilidade para controlar as oscilações do corpo é essencial para sua performance<sup>2</sup>. Sendo assim, houve interesse em investigar, através da estabilometria, se a postura recomendada por esta técnica diminui o nível de oscilação corporal do atirador quando comparada à sua postural normal.

## Metodologia

Foram realizados testes de equilíbrio estático com sete atiradoras de nível médio do sexo feminino, com idade entre 29 e 36 anos, peso entre 57 e 65 kg e altura entre 1,57 e 1,68 m.

Para o registro do sinal estabilométrico foi utilizada uma plataforma de força computadorizada<sup>4</sup> capaz de registrar os deslocamentos do corpo no plano horizontal (eixos X e Y).

Os testes se deram no laboratório do NuICAF e seguiram o seguinte protocolo: cada atiradora foi orientada a subir na plataforma e permanecer na posição de pé, com o corpo relaxado, os membros superiores ao longo do tronco e olhando para frente para um ponto fixo imaginário. O posicionamento dos pés ficava a critério da atiradora, sendo que os eixos LL e AP eram orientados segundo os eixos X e Y da plataforma (postura PN). Em seguida, cada atiradora adotava a postura utilizada na técnica da modalidade desportiva, sendo que eram orientadas a que a cabeça e o membro superior com a arma ficassem alinhados com o eixo Y da plataforma (postura PT), o que, pela descrição anterior desta postura, fazia com que o restante do corpo ficasse girado em relação a este eixo. Para cada postura, foram delineados em papel colocado sobre a plataforma os contornos dos pés e marcados os maléolos e as bases do primeiro e do quinto metatarso. A duração de cada teste foi de 30s, e a frequência de amostragem do sinal foi de 50Hz.

As variáveis estabilométricas analisadas foram: comprimento do traço (CT), amplitude total do movimento no eixo X (AX), no eixo Y (AY) e a inclinação da elipse calculada pelo método de componentes principais<sup>5</sup>. Foram avaliados também o nível de afastamento e o ângulo formado entre os dois pés.

O teste na PT mede oscilações em dois eixos que não coincidem com os eixos AP e LL do

indivíduo devido ao corpo estar girado em relação aos eixos da plataforma. Para observar a contribuição nas oscilações da PT devidas a AP e LL, todos os resultados dos testes nesta postura - que correspondem às medidas das oscilações em X e em Y pela plataforma - foram girados de acordo com o ângulo de rotação (R) do corpo, onde R é o ângulo formado entre a bissetriz da angulação entre os pés (AP) e o eixo Y. Para determinação do ângulo AP foram traçadas duas retas, uma que passa pelo ponto médio entre primeiro e o quinto metatarso e pelo ponto médio entre os maléolos externo e interno do pé direito e a outra, traçada da mesma forma para o pé esquerdo. Os pontos Y'(i) e X'(i) foram calculados para cada amostra i segundo as expressões:

$$X'(i) = X(i) \cdot \text{sen}(R) + Y(i) \cdot \text{cos}(R) \text{ e}$$

$$Y'(i) = Y(i) \cdot \text{cos}(R) - X(i) \cdot \text{sen}(R),$$

que deram origem às variáveis AX' e AY'. A estatística aplicada foi o teste t unicaudal.

## Resultados

A tabela abaixo mostra os resultados (em mm) das variáveis CT e AX para as duas posturas, como também os resultados de AX'.

AT	CT PN	CT PT	AX PN	AX PT	AX'
1	218.2	235.1	4.1	9.3	8.7
2	164.5	190.1	3.3	11.3	5.2
3	166.7	209.0	2.3	10.9	5.2
4	188.6	210.4	3.5	7.8	5.3
5	156.9	227.2	3.7	17.4	5.7
6	215.4	229.4	5.8	10.5	6.4
7	233.4	264.0	4.6	9.3	8.7

O resultados mostraram que os valores da variável CT foram maiores na PT do que na PN ( $p = 0.002$ ). Para a variável AX, o valor encontrado na PT foi muito maior que na PN (cerca de 3 vezes,  $p = 0.0007$ ). CT não sofre influência da transformação matemática pois, sendo resultado de uma soma de distâncias, não depende do referencial adotado. Para a variável AY não foi encontrada diferença significativa entre as posturas e nem entre AY e AY' ( $p > 0.05$ ). A razão entre AX na postura normal e AX' foi de 1.6 ( $p = 0.001$ ).

O valor médio da inclinação da elipse, em relação ao eixo X, foi de aproximadamente 93° para o teste na PN e 50° na PT. Para os resultados na PT transformados, a inclinação retornou a um valor próximo ao encontrado na PN, não existindo diferença significativa entre estas ( $p > 0.05$ ). Houve também aumento no grau de abdução, determinado

a partir de AP ( $p = 0.002$ ) e no nível de afastamento entre os pés ( $p = 0.003$ ) na PN.

## Discussão e Conclusões

O aumento do CT, quando o atirador assume a posição do tiro, por si só, leva a supor que a postura proposta não melhora a condição de equilíbrio corporal do atirador, quando comparada a sua postura normal.

Em analisando o fato de AX e AX' na PT terem seus valores relativos a AX na PN diferentes, e, ao se rever as expressões matemáticas de transformação, pode-se admitir que grande parte do aumento observado para AX foi devido, principalmente, ao fato do corpo da atiradora estar girado em relação ao alvo. Sendo assim, conclui-se que as verdadeiras oscilações que ocorreram nos eixos AP e LL não foram preponderantemente responsáveis pelo valor tão maior encontrado para AX na PT.

Uma outra questão a ser respondida é, o motivo pelo qual as oscilações na postura proposta pela técnica, contrariamente ao que era suposto, não diminui, outrossim, os resultados de algumas variáveis mostram que estas oscilações aumentam.

Uma primeira explicação estaria relacionada ao condicionamento do indivíduo à sua postura normal. Outra, seria devido à própria técnica que aumenta o ângulo de abdução entre os pés; estudos propõem que existe uma relação entre este último e a as oscilações corporais<sup>3</sup>. Talvez a postura PT seja mais apropriada para equilibrar o corpo no instante do impacto provocado pelo disparo da arma.

## Referências

- BERGER, W.; DISCHER, M.; TRIPPEL, M.; IBRAHIM, I. K.; DIETZ, V. Developmental aspects of stance regulation, compensation and adaptation. *Experimental Brain Research*, p. 610-619, 1992.
- LARUE, J.; BARED, C.; OTIS, L. et FLEURY, M. Stabilité en tir: Influence de l'expertise en biathlon et en tir à la carabine. *Can. J. Spt. Sci.*, v. 4, p. 38 - 45, 1989.
- MURRAY, M. P.; WOOD, ALI, A.; SEIREG; MILWAUKEE and SUZAN, B.; SEPIC, B. S.; WOOD; WISCONSIN Normal postural stability and steadiness: quantitative assessment. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, p. 510-515, 1990.
- OLIVEIRA, L. F.; SHILINDVINE, F. S.; D'ANGELO, M. D.; OLIVEIRA, C. G. Sistema estabilométrico para avaliação do equilíbrio postural. *I Fórum Nacional de Ciência e Tecnologia em Saúde*, Caxambú-MG, p. 107-110, 1991.
- OLIVEIRA, L. F.; SIMPSON, D. M.; NADAL, J. Calculation of stabilometric signal using principal components analysis. *World Congress on Medical Fisics and Biomedical Eng.*, RJ, 1994.

3.

BIOMAGNETISMO

---

---



THE UNIVERSITY OF CHICAGO  
LIBRARY

# Influência de Campos Magnéticos no Consumo de Glicose em *E. Coli*

Luiz Fernando C. Nascimento<sup>1</sup>; Galdenoro Botura Jr<sup>2</sup>; Rogério P. Mota<sup>3</sup>

<sup>1</sup> UNAMOS, UNESP- Campus de Guaratinguetá

<sup>2</sup> Depto de Eng. Elétrica, UNESP-Campus de Guaratinguetá

<sup>3</sup> Depto de Física e Química, UNESP-Campus de Guaratinguetá  
Av Ariberto P da Cunha, 333 - 12500-000 - Guaratinguetá (SP)

**Resumo:** Foram medidas as taxas de Glicose em 12 amostras de caldo glicosado contendo *E. Coli*, submetidas a Campos Magnéticos de 25 Gauss, mostrando aumento de consumo de glicose nos tubos expostos ao Campo Magnético.

**Abstracts:** Glucose's rate was measured in 12 samples with *E. Coli* when submitted at Magnetic Fields at about 25 G. The samples exposed at the Magnetic Fields, showed an increasing in glucose's rate when compared with control group.

## Introdução:

O uso de Eletricidade tem aumentado consideravelmente nas últimas décadas mas pouco se sabe sobre seus efeitos na saúde humana. Desde há alguns anos, tem se tentado mostrar uma ligação entre Campos Eletro-Magnéticos (CEM) e determinados tipos de cânceres em crianças, como leucemias, linfomas e tumores de sistema nervoso central<sup>(1)</sup>. Perry<sup>(2)</sup> em 1994 faz uma revisão de diversos trabalhos mostrando risco aumentado de cânceres em populações que vivem ou trabalham em condições de exposição a CEM de 1 a 30 mG, risco este até 7 vezes maiores em relação aos não expostos. Nair<sup>(3)</sup> numa revisão também mostra risco aumentado quando da exposição a CEM de frequências muito baixas, isto é, da ordem de 300 Hz ou menos. Trabalhando com *E. Coli*, submetida a Campos Magnéticos gerados por fonte de Tensão de Contínua, estimados em 140 Gauss, encontramos um crescimento aumentado destas bactérias quando comparado a Campos da ordem de 2,5 Gauss<sup>(4)</sup>. A *E. Coli* é uma enterobactéria, que costumeiramente não nos causa dano; porém, algumas de suas cepas, podem causar transtornos de natureza grave; mede cerca de 2 µm de comprimento, não apresenta membrana nuclear e tem 2 cromossomas; é dotada de uma membrana plasmática e uma parede celular rígida de 20 nm de espessura<sup>(5)</sup>. Nas células de uma maneira geral, o transporte de glicose é feito através da membrana por Difusão Facilitada (DF) como também o é para amino-ácidos e algumas vitaminas. Este processo é aquele pelo qual algumas moléculas atravessam a parede a favor de um gradiente, sem gasto energético e com velocidade maior que a Difusão Passiva. Crê-se que a DF se deva à presença de um transportador que se combine com o soluto penetrante; este transportador poderia ser proteína<sup>(6)</sup>.

Descreveremos o comportamento desta bactéria, quanto ao consumo de glicose, que é um indicador do metabolismo, quando é submetida a Campos Magnéticos (CM) estimados em 25 G.

## Metodologia:

Foram semeadas colônias de *E. Coli* O55, em solução de Caldo Glicosado, meio de cultura adequado para seu crescimento, em 12 tubos pareados com outros 12 tubos, sendo chamados "Exposto" e "Controle"; em seguida, os "Exposto" foram colocados em solenóides que foram ligados a fonte de tensão alternada de 60 Hz, fornecedora de corrente de 100 mA, gerando um Campo Magnético estimado em 25 G. Esta estimativa foi obtida através da expressão<sup>(7)</sup>:

$$B = \mu_0 n I$$

A exposição durava de 6 a 8 horas dependendo da turvação do meio, que indicava crescimento bacteriano e a temperatura de exposição tanto do tubo "Exposto" como do "Controle", era a temperatura ambiente. Em seguida os tubos foram examinados para a taxa de glicose que foi medida por meio enzimático-colorimétrico, em fotocolorímetro Spectronic-21.

## Resultados:

Os resultados estão na tabela 1 e são dados em mg % de glicose.

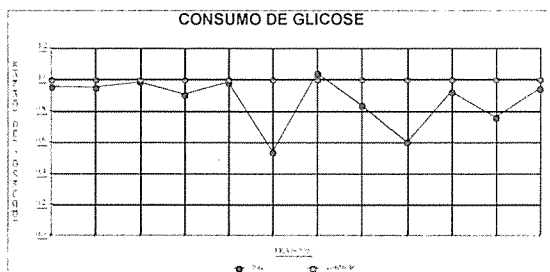
Tabela 1: taxas de glicose nos tubos "Controle" (C) e "Exposto" (E), em mg%

tubos	1	2	3	4	5	6
C	147	117	120	114	117	41
E	141	111	118	103	115	22
tubos	7	8	9	10	11	12

C	104	103	5	114	41	117
E	108	86	3	105	31	110

Dividiram-se os valores dos tubos "Exposto" pelos valores dos tubos "Controle" e normalizamos os tubos "Controle" montando assim o gráfico 1 abaixo:

Gráfico 1 : Consumo de Glicose normalizado



#### Discussão e Conclusões:

O aumento do consumo de glicose por nós encontrado poderia ser explicado pela ativação do transportador anteriormente citado, que também permitiria uma entrada maior de outras moléculas até mesmo antibióticos; por outro lado, o consumo maior de glicose indica uma taxa aumentada do metabolismo bacteriano, quando submetida a CM; a proporção do consumo de glicose pela bactéria exposta, chega até a 1,67 vezes ao da bactéria controle (vide tubo 9); somente em um tubo não houve um consumo maior pela bactéria exposta. No gráfico atribuiu-se o valor 1 para os "Controle" e valores menores que 1 para os "Exposto" pois eram resultados da razão "Exposto"/"Controle"; como continuação deste trabalho estamos investigando a ação de CM de menores intensidades e frequências diferentes, sobre esta bactéria.

#### Referências:

- (1) Olsen J H, Nielsen A, Schulgen G. Residence near high voltage facilities and risk of cancer in children. *BMJ* vol 307, p 891-5, 1993.
- (2) Perry T S. Today's view of magnetic fields. *IEEE Spectrum* dezembro, p 14-23, 1994.
- (3) Nair I, Morgan M G. Eletromagnetic fields: the jury's still out. *IEEE Spectrum* agosto, p. 23-27, 1990.
- (4) Nascimento LFC et al, Ação de Campos Magnéticos gerados por corrente contínua, em *E.Coli*. VII Congresso de Iniciação Científica-UNESP, p.163, 1995.

- (5) Bier, O. *Microbiologia Médica*, Ed. Melhoramentos, 24ª Edição, 1985, pag 79 e 609
- (6) Junqueira L C, Carneiro J. *Biologia Celular e Molecular*, Guanabara-Koogan, 5ª ed, 1991, pag 86
- (7) Alonso, M., Finn, E.J., *Física : um curso universitário, vol II*. Ed Edgar Blücher, 1972, p. 164

# Tomografia de Susceptibilidade Magnética Com Campo Gradiente

E. Parente Ribeiro<sup>1,2,3</sup>, J. P. Wikswo Jr.<sup>3</sup>, P. Costa Ribeiro<sup>2</sup>, E. Costa Monteiro<sup>2</sup>, J. Szczupak<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Dept. Eng. Elétrica/<sup>2</sup>Dept. Física/Puc-Rio; <sup>3</sup>Dept of Physics/Vanderbilt University

**Resumo** - A tomografia de susceptibilidade magnética (MST) é uma técnica recente, ainda em fase de desenvolvimento, que consiste em se obter a distribuição tridimensional de susceptibilidade do interior do corpo a partir de medidas da perturbação no campo magnético imposto detectada por um magnetômetro supercondutor (SQUID). Estudos anteriores mostraram ser possível a reconstrução em baixa resolução com campo uniforme e não uniforme. Neste trabalho investigamos o cenário onde um campo de gradiente uniforme é empregado.

**Abstract** - Magnetic susceptibility tomography (MST) is a recent technique still under development that provides a three dimensional susceptibility distribution of the body's interior based on measurements of the perturbation on the imposed magnetic field detected by a superconducting magnetometer (SQUID). On this work we have investigated the scenario where a uniform gradient field is employed.

## Introdução

O número de tomógrafos disponíveis em quase todo grande hospital ilustra a importância desta ferramenta para o médico. Desde as mais conhecidas formas de tomografia como as de raio-x (CT), ressonância magnética (MRI), emissão de positron (PET) até as menos populares como a tomografia de impedância elétrica (EIT), cada modalidade emprega um método diferente para prover informação a respeito da distribuição tridimensional de alguma propriedade física do corpo [1]. Todas elas porém compartilham do mesmo problema matemático de reconstruir os dados do objeto a partir de medidas externas obtidas em diferentes 'ângulos', também referido como reconstrução a partir de projeções [2].

Medidas de susceptibilidade magnética em seres humanos tem sido realizadas há algum tempo. Encontraram aplicação clínica importante na determinação da sobrecarga de ferro em pacientes portadores de doenças hereditárias, com claras vantagens sobre o método de biópsia normalmente utilizado [3]. Também na área de gastroenterologia, mostraram ser uma ferramenta poderosa na pesquisa onde se procura localizar ou seguir tracers paramagnéticos [4]. Imagens de amostras planares também já foram demonstradas [5] mas a possibilidade de reconstrução tridimensional foi somente recentemente estabelecida [6]. Neste trabalho, foi utilizado um modelo de baixa resolução composto por  $4^3$  elementos de volume ( $4 \times 4 \times 4$  voxels), isto é, a distribuição contínua de susceptibilidade magnética é discretizada, e somente o valor no centro de cada voxel é considerado. Simulações utilizando um campo uniforme e permitindo uma pequena quantidade de ruído na medida magnética mostraram ser possível a reconstrução do modelo a partir do campo magnético calculado. O problema é extremamente mal condicionado e uma geometria adequada bem como o tipo de campo aplicado

precisam ser identificados para possibilitar a convergência em reconstruções com maior resolução e a níveis mais elevados de ruído presentes no sinal magnético em qualquer medida experimental. Recentemente foi mostrado como um campo não uniforme produzido por uma bobina envolvendo o modelo melhora o condicionamento do problema [7]. Porém, embora seja possível projetar esquemas para o cancelamento deste tipo de campo pela unidade detectora, este procedimento não é trivial e não se compara com a simplicidade obtida no caso do campo uniforme que é rejeitado pelo sensor gradiométrico (cancelamento típico da ordem de  $10^5$ ). No caso do campo de gradiente linear pode-se conseguir uma simplicidade semelhante (sem recorrer ao cancelamento eletrônico), usando-se um transformador de fluxo de 2ª ordem.

## Metodologia

Quando um objeto é exposto a um campo magnético de intensidade  $H$  ele desenvolve uma magnetização  $M$ . A susceptibilidade magnética  $\chi$  (uma quantidade adimensional na SI) é  $M/H$ . A densidade de fluxo magnético  $B$ , na presença de um meio material pode ser expressa por  $B = \mu_0(1 + \chi)H$  onde  $\mu_0$  é a permeabilidade do espaço livre. Se a orientação da magnetização é oposta ao campo aplicado o objeto possui susceptibilidade negativa e é dito diamagnético. A água, principal constituinte do corpo humano, tem susceptibilidade  $\chi = -9 \times 10^{-6}$ . Se a magnetização tiver a mesma direção do campo aplicado e for pequena ( $0 < \chi < 10^{-3}$ ) o objeto é paramagnético. Materiais ferromagnéticos possuem alta permeabilidade, na faixa de  $\sim 10^3 < \mu_r < 10^5$ , e podem exibir histerese. Para materiais paramagnéticos e diamagnéticos (que incluem os tecidos biológicos) a aproximação de Born é válida significando que a magnetização de qualquer região é muito fraca para influenciar uma região vizinha. densidade de fluxo magnético em um ponto  $r$  no

espaço devido a um objeto de susceptibilidade  $\chi(\mathbf{r}')$  e volume  $v'$  é dada pela equação de campo do dipolo.

$$\mathbf{B}(\mathbf{r}) = \frac{\mu_0}{4\pi} \int_v \frac{3\chi(\mathbf{r}')\mathbf{H}_a(\mathbf{r}') \cdot (\mathbf{r} - \mathbf{r}')}{|\mathbf{r} - \mathbf{r}'|^5} (\mathbf{r} - \mathbf{r}') - \frac{\chi(\mathbf{r}')\mathbf{H}_a(\mathbf{r}')}{|\mathbf{r} - \mathbf{r}'|^3} dv'$$

Ou na forma matricial, considerando-se medidas do campo magnético realizadas em  $m$  pontos distintos e subdividindo a distribuição de susceptibilidade em  $n$  elementos de volume, a equação se reduz a  $B=GX$ , onde  $B$  é uma matriz ( $m \times 1$ ) que representa o campo medido,  $X$  ( $n \times 1$ ) representa a distribuição de susceptibilidade e  $G$  ( $m \times n$ ) é a função de Green que contém a informação geométrica e do campo aplicado. Usualmente tomando  $m > n$  (sistema superdeterminado), a estimativa da distribuição de menor erro quadrado pode ser obtida por  $X_e = G^\# B$ . A inversa generalizada  $G^\#$  é calculada usando-se decomposição em valor singular (SVD).

### Resultados

Foram realizadas várias simulações considerando a distribuição de susceptibilidade contendo  $n=8^3$  voxels. O número de medidas (equações) foi sempre  $m > 2n$ . Os pontos de medidas foram considerados numa grade igualmente espaçada em cada um dos seis planos no exterior do objeto, à uma distância de 0.1 unidades da superfície do objeto. A tabela abaixo mostra o número de condição da matriz  $G$  (razão entre o maior e o menor valor singular, quanto mais próximo da unidade melhor condicionado o problema) para os três casos: (a) campo uniforme, (b) campo uniforme + campo de uma espira englobando a amostra, (c) campo uniforme + campo gradiente uniforme.

Tabela I - Número de condição da matriz  $G$

(a) uniforme:	$3.36 \times 10^6$
(b) uniforme+espira:	$1.25 \times 10^5$
(c) uniforme+gradiente:	$1.52 \times 10^5$

A figura 1 mostra a reconstrução do modelo a partir da simulação com campo gradiente e ruído (0.1%) adicionado ao sinal magnético. No topo da figura o objeto utilizado na simulação contém valores de susceptibilidade 1 (cubos brancos) e 0 (cubos pretos). Em seguida é mostrada a distribuição bidimensional da susceptibilidade nos planos do objeto original e do objeto reconstruído logo abaixo. O último gráfico mostra os valores da amplitude da susceptibilidade ao longo da linha central em todos os planos para o objeto original (linha pontilhada) e o objeto reconstruído (linha contínua). Ao se computar a inversa generalizada a partir da decomposição ortogonal, apenas os

valores singulares que estão acima do nível de ruído são utilizados para evitar que o ruído no sinal magnético seja demasiadamente amplificado na solução.

Figura 1 - Reconstrução tomográfica.

### Discussão

A utilização do campo de gradiente uniforme (juntamente com o campo uniforme) possibilitou uma melhoria no condicionamento do problema, semelhante a que ocorre quando o campo não uniforme de uma espira é empregado. O campo gradiente, na prática, pode ser facilmente aproximado utilizando-se um par de bobinas conectadas em oposição de fase. Nenhum esquema adicional para o cancelamento do campo aplicado precisa ser empregado tomando esta configuração facilmente implementável do ponto de vista experimental.

Esta técnica de tomografia pode vir a contribuir positivamente em aplicações de susceptometria já estabelecidas como quantificação da sobrecarga de ferro no fígado, e poderá também possibilitar a obtenção de imagens de diferentes tecidos, lançando novas aplicações.

### Referências

- [1] Webb, S. The Physics of Medical Imaging, Bristol, Institute of Physics Publishing, 1988.
- [2] Herman, G.T. Image Reconstruction from Projections, Academic Press, 1980.
- [3] Fischer, R., Heinrich, H.C. Biosusceptometry: Current status of clinical diagnostics and biomagnetic research, In: Hoke et al., Biomagnetism: Clinical Aspects, 1992.
- [4] Miranda, J.R., Baffà, O., Oliveira, R.B., Matsuda, N.M., An AC biosusceptometer to study gastric emptying, Med. Phys. 19(2), 1992.
- [5] Roth, B.J., Sepulveda, N.G., Wiksw, J.P., Jr. Using a magnetometer to image a two-dimensional current distribution, J. Appl. Phys. 65, 361-372, 1989.
- [6] Wiksw, J.P., Jr., Sepulveda, N.G., Thomas, I.M. Three-dimensional biomagnetic imaging with magnetic susceptibility tomography, In: Baumgartner et al., Biomagnetism, 1995.
- [7] Parente Ribeiro, Wiksw Jr., J.P., Costa Ribeiro, P., Szczupak, J., Magnetic susceptibility tomography with nonuniform field, 10<sup>th</sup> intern. conf. on biomagnetism, 1996.

# Estudo Magnético de Propagações Reentrantes em Tecido Cardíaco por Simulações com Autômatos Celulares

E. Costa Monteiro, M.P. Correia, Hall Barbosa, C.R., and P. Costa Ribeiro

Departamento de Física, Pontifícia Universidade Católica, Rio de Janeiro, Brasil

**Resumo** - Através de um programa de simulação bidimensional por autômatos celulares foi calculado o campo magnético produzido por dois diferentes modelos de propagação das ondas giratórias de ativação elétrica no átrio associadas a arritmias cardíacas, geradas em um plano de células atriais simuladas. Resultados foram analisados através do registro do sinal magnético calculado em função do tempo e de mapas de isocampo e de isoamplitude magnética caracterizando os mecanismos subjacentes ao "flutter" atrial.

**Abstract** - Using a two dimensional cellular automata computer program, we calculate the magnetic field produced by two different models for the propagation of rotating waves associated to cardiac arrhythmias, generated in a plane of simulated cardiac atrial cells. Results were analyzed through the plots of the signal as a function of time and the magnetic isofield and isoamplitude maps, characterizing the underlying mechanisms of atrial flutter.

## Introdução

Taquiarritmias periódicas como o "flutter" atrial têm sido em geral associadas a um circuito circular de ativação elétrica do tecido cardíaco. Tem sido considerada a existência de um modelo de ativação circular em torno de um obstáculo anatômico de condução (modelo em "anel"), assim como, a ativação circular sem obstáculo central configurando uma propagação em "espiral". Modelos bidimensionais por elementos finitos têm sido usados para simular o sinal elétrico<sup>1,2</sup> e magnético<sup>3</sup> gerado pela propagação tecidual cardíaca. No presente trabalho, utilizando um modelo bidimensional de autômatos celulares, é calculado o campo magnético produzido por estes dois diferentes possíveis modos de propagação reentrante ao longo de um plano de células simuladas.

## Materiais e métodos

Foi adaptado software de um programa previamente desenvolvido<sup>3</sup>. Consiste de uma grade plana de 50x50 células hexagonais (fig. 1) condutivamente ligadas podendo estar nos estados: excitado (hexágonos brancos), refratário (hexágonos pretos) ou em repouso (hexágonos cinzas). A ativação se propaga das células em estado excitado para as células em repouso. Uma vez excitada, a célula passa ao estado refratário, permanecendo assim até completar o seu período de recuperação, retornando para o estado de repouso. O tempo de recuperação da excitabilidade  $\tau$  é randomicamente descrito de acordo com uma distribuição gaussiana com um período refratário médio  $\bar{\tau}$  e um desvio padrão  $\sigma$ , o que conduz a uma dispersão espacial do período refratário. Para o

cálculo do campo magnético gerado, tanto a despolarização quanto a repolarização são consideradas através dos seus dipolos equivalentes. Um dipolo de despolarização é associado a cada interface entre célula no estado excitado e célula em repouso e em seguida somados vetorialmente e normalizados para obter o dipolo equivalente de despolarização ( $P_d$ ). Um dipolo de repolarização é associado a cada célula no estado refratário durante o seu período de recuperação  $\tau$ . O dipolo equivalente de repolarização é calculado por  $P_r = -P_d / \tau$ .

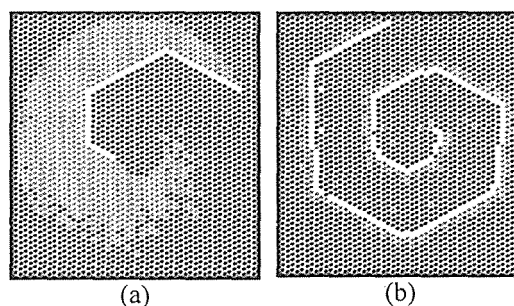


Figura 1: Grade de 50x50 células. As células brancas acabaram de ser ativadas e podem ativar as células quiescentes (em cinza). Após a ativação, as células permanecem refratárias (em preto). (a) Modelo da propagação de ativação em "anel" apresentando um obstáculo inexcitável no centro da grade. (b) Modelo em "espiral".

Nos experimentos sintéticos foram também incluídas heterogeneidades das propriedades fisiológicas simuladas, tais como obstáculos de condução e bloqueios unidirecionais. Para simular um modelo em "anel", ambas as anomalias foram introduzidas (fig.1a). O modelo em "espiral" (fig.1b) foi facilmente induzido com a presença de

um bloqueio unidirecional ao longo de uma linha adequadamente posicionada no plano de células no início do processo. A magnitude de  $\bar{\tau}$  e de  $\sigma$  definiu a estabilidade e persistência da propagação circular. O campo magnético produzido pelas diferentes configurações de propagação foi calculado em função do tempo em vários pontos ao longo de um plano paralelo à grade de células e foram processados mapas de isocampo e isoamplitude magnéticos.

## Resultados

O sinal magnético calculado e registrado em função do tempo mostrou morfologia das oscilações do campo magnético claramente preservada para todos os registros obtidos com o modelo em "anel". Para a propagação "espiral", a morfologia depende dos parâmetros de  $\bar{\tau}$  e de  $\sigma$ . A frequência da onda girante se manteve constante com o modelo do "anel", e é dependente dos parâmetros de  $\bar{\tau}$  e  $\sigma$  para a simulação em "espiral". Quanto menor  $\bar{\tau}$ , maior a frequência de rotação (fig. 2a). Nesta última condição, a incorporação de uma dispersão do período refratário conduz a um registro caótico das oscilações (fig. 2b). As curvas de isocampo magnético calculadas com os dados gerados pelo modelo do "anel", mostram um persistente padrão dipolar cujo momento descreve um circuito circular, independente de  $\bar{\tau}$  e  $\sigma$ . No modelo "espiral", por sua vez, estão presentes configurações multipolares com padrões dipolares raros. Mapas de isoamplitude da componente CA do campo magnético calculado apresentam um ponto de mínimo no centro da onda girante para ambas formas de propagação.

## Discussão

O "flutter" atrial é clinicamente classificado em dois tipos (I e II) com base nas diferenças de frequência. Os dois diferentes possíveis mecanismos subjacentes responsáveis pelo "flutter" atrial foram estudados neste trabalho e correlacionados clinicamente com o flutter tipo I (mais regular e de menor frequência) para o modelo do "anel", assim como o modelo sem obstáculo de condução associado ao flutter clínico tipo II (tipo rápido). Incorporando uma dispersão espacial do período refratário no modelo em "espiral" com período refratário curto, foi obtido registro desorganizado (fig. 2b) que lembra a fibrilação atrial, apesar do mecanismo subjacente de padrão claramente organizado (fig. 1b). Mapas de isocampo mostraram que um dipolo equivalente circulante pode representar bem a ativação em "anel". No modelo em "espiral", no entanto, dado o padrão multipolar frequente observado nas curvas

de isocampo magnético, uma distribuição de corrente mais complexa deve ser considerada para a solução do problema inverso.

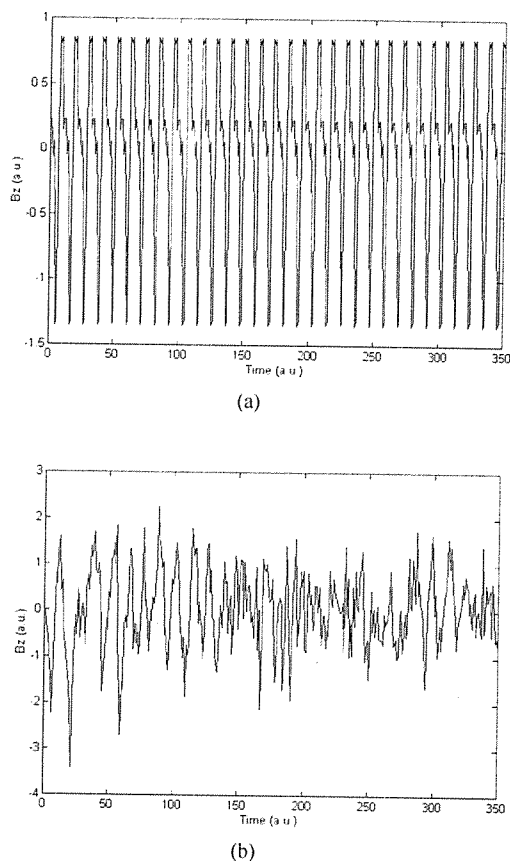


Figura 2: Campo magnético calculado e registrado em função do tempo para o modelo de ativação em "espiral" com  $\bar{\tau} = 10$  e nenhuma dispersão espacial em (a) e com 20 % de dispersão espacial em (b).

## Referências

- <sup>1</sup> MOE, G.K., RHEINBOLT & ABILDSKOV, A computer model of atrial fibrillation, *Am. Heart J.*, 1964, 67, 200-220
- <sup>2</sup> SMITH & COHEN. Simple finite-element model accounts for wide range of cardiac dysrhythmias, *Proc. Natl. Acad. Sci. USA*, 1984, 81: 233-237.
- <sup>3</sup> HALL BARBOSA, C.R.; COSTA RIBEIRO, P.; COSTA MONTEIRO, E.; BRUNO, A. C.; PARENTE RIBEIRO, E. and FONSECA COSTA, A finite-element model to study the magnetic detection of flutter waves, In: Hoke e col. *Biomagnetism: Clinical aspects.*, Els. Sc. publishers B. V., 1992

# Detecção Magnética do Circuito de Ativação de Arritmia Cardíaca Induzida Experimentalmente

Costa Monteiro, E.<sup>1</sup>, Andrade Lima, E.<sup>1</sup>, Ornelas, P.H.<sup>1</sup>, Cruz, R.S.<sup>1</sup>, Kühner G.S.<sup>1</sup>, Kelber, C.<sup>1</sup>, Parente Ribeiro, E.<sup>1</sup>, Bruno, A.C.<sup>1</sup>, Costa Ribeiro, P.<sup>1</sup>, Marchesin, D.<sup>2</sup>, Brio, M.<sup>2,3</sup>, Leite, T.T.<sup>2</sup>

Pontifícia Universidade Católica<sup>1</sup>, Rio de Janeiro, Brazil; Instituto de Matemática Pura e Aplicada<sup>2</sup>, Rio de Janeiro, Brazil; U. Arizona<sup>3</sup>, Tucson, USA

**Resumo** - Com a finalidade de estudar o processo de ativação tecidual durante o "flutter atrial", foi desenvolvido um protocolo experimental para acompanhar de forma controlada a propagação circular da frente de onda de ativação elétrica em tecido isolado de coração de coelho através da técnica não-invasiva de detecção do campo magnético. As medidas foram feitas com blindagem magnética e com os parâmetros de posição do tecido sob controle. Estudos da magnitude e fase dos seis primeiros da série de Fourier foram realizados para melhorar a relação sinal/ruído e através de um processamento por mínimos quadráticos foi localizado o dipolo circular equivalente. A frente de onda de despolarização descreveu um movimento circular, caracterizando o padrão reentrante como mecanismo subjacente à arritmia.

**Abstract** - In order to study the tissue activation process during atrial flutter, an animal experimentation protocol has been developed to allow controlled studies of circular motion of the evolution front in rabbit atrium tissue through the non-invasive magnetic field detection technique. The measurement were performed inside a shielded chamber with the tissue position parameters under control. Noise-free time series were obtained by using the magnitude and phase of the first six harmonics of the Fourier Series and the position of the center of the equivalent circulating dipole were calculated using a least square procedure. The electrical activation of the tissue indeed appeared to move along a circular path, characterizing the rotating pattern of propagation as the underlying mechanism of the arrhythmia.

## Introdução

A possibilidade de se detectar de forma não-invasiva a propagação circular da ativação elétrica no tecido cardíaco durante o *flutter* atrial humano é de grande interesse clínico. Foi desenvolvido protocolo experimental que permite estudos controlados da propagação da frente de onda em tecido isolado de coração de coelho através da técnica não-invasiva de detecção do campo magnético gerado pela ativação elétrica cardíaca. Nas preparações pode-se ter sob acurado controle o tamanho do tecido, suas características anatômicas e a posição do plano da amostra em relação ao plano de medida. Tanto o protocolo experimental quanto o de processamento de sinal foram baseados na estrutura rotacional do modelo do dipolo circular equivalente apresentado anteriormente<sup>1</sup>.

## Materiais e Métodos

A arritmia foi induzida experimentalmente por meio de droga (acetilcolina) e estimulação elétrica. As medidas elétricas foram efetuadas com eletrodos extracelulares de vidro. As medidas magnéticas foram realizadas no interior de uma câmara blindada magneticamente, constituída por dois cilindros concêntricos de  $\mu$ -metal. Foi utilizado um magnetômetro SQUID com um único canal acoplado a um gradiômetro simétrico de segunda ordem com 1.5 cm de diâmetro. Medidas sucessivas em diferentes posições ao longo de uma grade centralizada no tecido isolado foram

realizadas utilizando um posicionador de coordenadas polares. Mapas de amplitude da frequência fundamental da série de Fourier do sinal magnético detectado, assim como o sinal recuperado usando os seis primeiros harmônicos foram estudados para redução do ruído magnético. Em seguida o dipolo circular equivalente foi localizado por meio de mínimos quadráticos.

## Resultados e Discussão

O ruído foi significativamente reduzido com a execução dos experimentos no interior de uma câmara blindada magneticamente. Da mesma forma, o posicionamento planar da amostra experimental simplificou consideravelmente a solução numérica do problema inverso. Reduziu o número de parâmetros da ativação tecidual reentrante a serem recuperados e excluiu a contribuição elétrica ventricular facilitando o processamento do sinal através da transformada de Fourier. As medidas foram efetuadas ao longo de uma linha de pontos, evitando, assim, largas variações de frequência do fenômeno. Um modelo simples de reentrada desenvolvido previamente<sup>1</sup>, onde um dipolo de corrente equivalente descreve uma trajetória circular, gera um padrão específico do mapa de isoamplitude da componente CA do campo magnético apresentando um ponto único de amplitude mínima sobre o centro do circuito circular. Foram processadas as transformadas rápidas de Fourier do sinal magnético detectado



que resultaram em picos de amplitude na frequência fundamental do flutter e seus harmônicos (fig. 1).

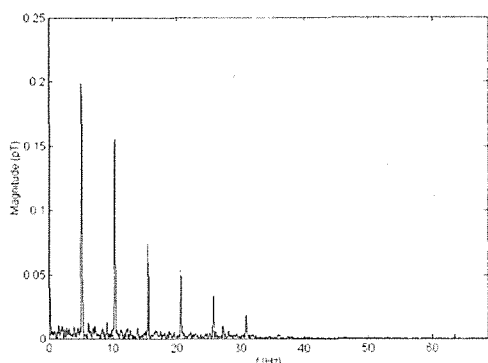
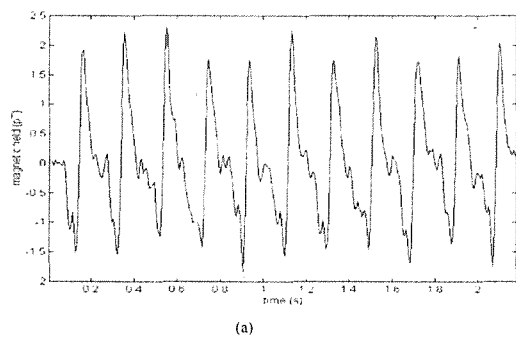
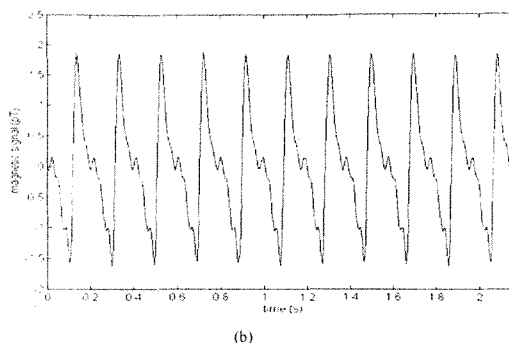


Fig. 1 - Transformada de Fourier da oscilação do campo magnético durante o "flutter".

A amplitude do primeiro harmônico foi usada para identificar o circuito de propagação do dipolo de corrente equivalente durante a taquiarritmia. Comparando-se o sinal magnético detectado durante o episódio de "flutter" induzido experimentalmente (fig 2a) com o registro da reconstrução da oscilação destas ondas de flutter usando o primeiros seis harmônicos dos dados da transformada de Fourier verifica-se uma melhora significativa na relação sinal-ruído (fig. 2 b). O gráfico da amplitude da frequência fundamental do flutter atrial medido para diferentes posições ao longo da linha de medidas efetuadas paralelamente ao plano do tecido mostra a existência de um ponto de mínimo próximo ao centro da amostra de tecido. Efetuando-se o mesmo gráfico porém com os valores pico a pico do sinal reconstruído a partir dos seis primeiros harmônicos da transformada rápida de Fourier do sinal magnético experimental (fig. 2b), verifica-se melhora da relação sinal/ruído mas apresentando similaridades que indicam a predominância do primeiro harmônico no sinal magnético. Algumas das dificuldades para solução do problema inverso foram erros devidos a alterações no padrão da reentrada ocasionados por variações na frequência da taquicardia induzida, a qual chegou a fazer uma variação de 20%.



(a)



(b)

Fig. 2 - a) Campo magnético da onda de oscilação do flutter em função do tempo. b) Campo magnético em função do tempo reconstruído a partir dos seis primeiros harmônicos da fig 2a.

Como resultado obteve-se uma recuperação acurada da distância vertical Z entre o sensor magnético e o circuito circulante ao longo do plano da amostra. Também a posição do circuito ao longo do eixo X foi satisfatória. No entanto, a posição Y e o raio do circuito de ativação não puderam ser bem identificados, talvez devido ao fato de que o diâmetro da bobina sensora (0.75 cm) é maior que o raio do dipolo circulante, estimado em cerca de 0.5 cm nos experimentos. A ativação elétrica do tecido mostrou descrever uma trajetória circular, caracterizando o padrão reentrante como o mecanismo subjacente às arritmias induzidas experimentalmente.

#### Referência

- 2<sup>1</sup> COSTA RIBEIRO, P., BRUNO, A.C., SILVA, P.L.S, BARBOSA, C.R.H., RIBEIRO, E. P, COSTA MONTEIRO, E. and COSTA, A. F. Detection of reentry currents in atrial flutter by magnetocardiography, IEEE Trans. Bio. Eng., 1992, 39-8: 818-824.

# Uma nova proposta para o estudo do trânsito esofágico através das técnicas biomagnéticas e cintilográficas.

Daghasanli, N.A.<sup>1</sup>, Braga, F.J.H.N.<sup>1,2</sup>, Oliveira, R.B.<sup>2</sup> e Baffa, O.<sup>1</sup>

Departamento de Física-FAMB-FFCLRP-USP<sup>1</sup> - Av. Bandeirantes, 3900-14040-901 -  
Ribeirão Preto-SP, Brasil e  
Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto<sup>2</sup> - 14049-900 - Ribeirão Preto-SP, Brasil

**Resumo** - Apresentamos neste trabalho os resultados iniciais de uma nova proposta de aparato para o estudo do tempo de trânsito esofágico em voluntários assintomáticos de um bolus de alimento-teste AT (10 ml de iogurte) marcado com 5g de pó de ferrita (estudo biomagnético, B) e com 350 MBq de <sup>99m</sup>Tc (estudo cintilográfico, C). Para B este novo aparato consiste de uma configuração de espiras em oposição de fase excitada por um sinal senoidal de 10 kHz. O sinal de resposta é obtido quando o AT passa entre os arranjos de bobinas posicionadas sobre as regiões de interesse (ROIs) do esôfago (fúrcula, F, e apêndice xifóide, X) produzindo um sinal de tensão medido por um amplificador lock-in Stanford SR530. Para C marcamos as ROIs com reparos posicionados sobre F e X. Usamos uma câmara de cintilação Orbiter Siemens para as aquisições dinâmicas de deglutição. A análise dos dados foi feita em um microcomputador PC 386. Os resultados foram (4.1±0.7)s para B e (3.7±0.9)s para C (R=0.6, P<0.07).

**Abstract** - This work shows the initial results for a new apparatus to study the esophageal transit time in asymptomatic persons for a yogurt bolus (10 ml) uniformly labeled with 5g of ferrite powder (biomagnetic study, B) or 350MBq of <sup>99m</sup>Tc (scintigraphic study, C). For the B study the detection is made by means two pair of coils in opposite phase excited by a 10 kHz sinusoidal voltage. We obtained the signal response when the bolus traverses the coils placed on the regions-of-interest (ROIs) of the esophagus (furcula, F, and xiphoid process, X) and produces a signal voltage that is measured by a lock-in amplifier Stanford SR530. For C studies an Orbiter Siemens scintillation camera is used linked to a computer. The data analysis shows a (4.1±0.7)s in B studies and (3.7±0.9) s in C studies (R=0.6, P<0.07).

## Introdução

As desordens da motilidade esofágica podem ser causas de dores torácicas e disfagia. A cintilografia é um método bem estabelecido para o estudo do trânsito esofágico em pessoas sadias ou com desordens da motilidade esofágica<sup>1,2</sup>. Estudos têm sido feitos mostrando aspectos em situações patológicas, tais como no mal de Chagas. Entretanto, a cintilografia tem limitações: se utiliza de radiação ionizante, os equipamentos são caros e normalmente possuem grande demanda de uso. Por outro lado, o método biomagnético apresenta algumas vantagens<sup>3,4</sup>, através desse método exames podem ser repetidos sem a sobrecarga das radiações, o equipamento pode ser portátil e mulheres grávidas podem ser avaliadas. Recentemente foi proposto o uso de um método biomagnético simples e de fácil manejo usando um biossusceptômetro em configuração gradiométrica de primeira ordem para o estudo do esvaziamento gástrico e trânsito de um bolus de alimento<sup>5,6,7,8</sup>. Vamos apresentar uma nova configuração para o estudo do tempo de trânsito esofágico torácico (TTE) com a utilização de um sistema de bobinas em configuração diferencial. O objetivo deste trabalho é o estudo da viabilidade técnica desta

nova configuração na medida do tempo de trânsito esofágico TTE torácico (entre a fúrcula, F, e o apêndice xifóide, X) em voluntários assintomáticos.

## Metodologia

Estudos *in vivo* foram iniciados após aprovação de um protocolo experimental pelo Comitê de Ética do Hospital das Clínicas de Ribeirão Preto-USP. Foram utilizados voluntários normais (4 mulheres e 7 homens). Um alimento-teste (AT) semilíquido foi usado em ambos os casos (10 ml iogurte). Para os testes cintilográficos (C) o AT foi uniformemente marcado com 350 MBq de <sup>99m</sup>Tc-fitado. Foram obtidos 100-120 frames (4 frames/s) em uma câmara de cintilação Orbiter Siemens associada a um computador. Duas regiões de interesse (ROIs) foram desenhadas para gerar as curvas tempo/atividade: uma sobre F e outra sobre X. Para os testes biomagnéticos (B) o AT foi uniformemente marcado com 5g de pó de ferrita (MnFe<sub>2</sub>O<sub>4</sub>). A passagem do AT por F e X é monitorada por um par de bobinas (S<sub>1</sub> e S<sub>2</sub>) em configuração diferencial associadas a um amplificador lock-in SR530 da Stanford Research Systems (figura 1) posicionadas sobre as mesmas ROIs analisadas no estudo cintilográfico (figura 2).

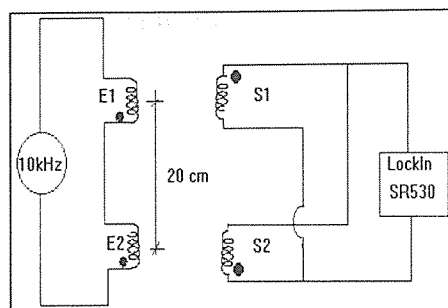


Figura 1: diagrama de blocos do sistema de bobinas para a medida de TTE biomagnético.

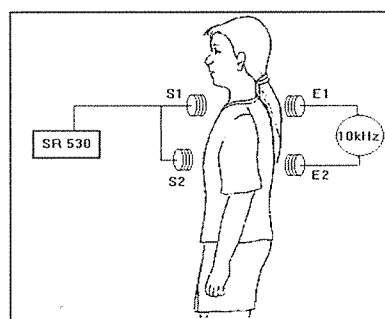


Figura 2: arranjo geométrico das bobinas posicionadas sobre F e X.

## Resultados

A figura 3 apresenta um resultado típico de TTE cintilográfico e biomagnético. A contagem radioativa nas duas ROIs mostra claramente dois picos positivos definidos (fig. 3A). O primeiro máximo é devido à passagem do AT por F e o segundo por X. O intervalo de tempo entre os dois máximos é considerado o TTE cintilográfico. O sinal de tensão elétrica é produzido pelas bobinas excitadoras (E<sub>1</sub> e E<sub>2</sub>) nas bobinas sensoras (S<sub>1</sub> e S<sub>2</sub> na figura 1) devido à passagem do AT nestas ROIs. Na fig. 3B é visto o sinal contínuo de tensão com dois picos: um para baixo, devido à passagem do AT por F, e outro para cima, devido à passagem do AT por X. É mostrado também a primeira derivada temporal do sinal. As médias foram (4.1±0.7)s para B e (3.7±0.9)s para C.

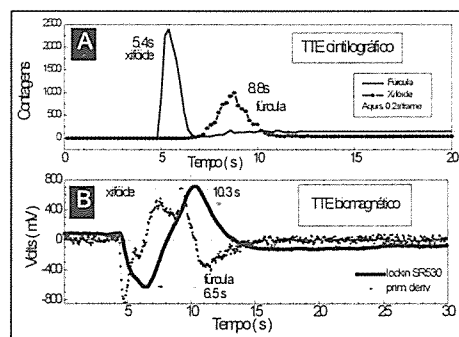


Figura 3: A) sinal de TTE cintilográfico mostrando as curvas de tempo/atividade devido à passagem do AT pelas ROIs e B) sinais de tensão devido à passagem do AT pelas ROIs. Mostra também a primeira derivada do sinal (linha pontilhada).

## Discussão e Conclusão

As medidas de trânsito biomagnéticas foram iniciadas com um sistema gradiométrico<sup>5,6,7</sup> para a medida de tempo de trânsito orocaecal e adaptadas para o estudo de TTE<sup>8</sup>. A configuração gradiométrica apresentou bons resultados mas por outro lado não possuía boa estabilidade térmica devido à gradientes de temperatura entre o corpo e o sensor. Esta nova configuração apresenta-se mais estável pois as bobinas não estão em contato direto com a pele e assim apresenta um sinal basal com poucos artefatos introduzidos pelos sujeitos. Além disso os pontos de 'inflexão' do sinal temporal podem ser avaliados através da derivada primeira do sinal, evitando-se assim a determinação subjetiva desses pontos. O TTE pôde então ser avaliado pelos dois métodos, C e B com boa concordância.

## Referências

- Oliveira, R.B., Rezende, J., Dantas, R.O., Iazigi, N. The Spectrum of esophageal Motor Disorders in Chagas' Diseases. Am. J. Gastroenterology, 1995, 90: 1119-24.
- Russel C.O.H., Hill, L.D., Holmes, E.R. III, et al. Radionuclide Transit: A sensitive screening test for Esophageal dysfunction. Gastroenterology, 1981, 80:887-92.
- Baffa, O. A brief account of biomagnetic research in gastroenterology, Physics in Medicine and Biology, 1994, 39a: 50.
- Basile, M., Neri, M., Carriero, A., Casciardi, S., Comani, S., Del Gratta, C., Donato, L. G., Di Luzio, S., Macri, M.A., Pasquarelli, A., Pizzella, V. and Romani, G.L. Measurement of segmental transit time in the gut in man. Digestive Diseases Sciences. 1992, 37 (10):1537-1543.
- Miranda J.R.A., Baffa O., Oliveira R.B. and Matsuda N. M. An AC biosusceptometer to study gastric emptying. Med. Phys., 1992, 19(2): 445-449.
- Baffa O., Oliveira R. B., Arruda Miranda J. R. and Troncon L.E.A. Analysis and development of AC biosusceptometer for orocaecal transit time measurements, Medical & Biological Eng. & Computing, 1995, 33:353-357.
- Miranda, J.R.A. Baffa, O.; Oliveira, R.B., Braga, F.J.H.N., and Sousa, P.L. Detection of Stomach Contraction Using a Biosusceptometer, 10th Int. Conf. on Biomagn.: Biomagn'96. Santa Fe-USA, p. 178.
- Daghastanli, N.A., Braga, F.J.N., Oliveira, R.B., Baffa, O. Esophageal Transit Time evaluated by means Biomagnetic and Scintigraphic Methods. 10th Int. Conf. on Biomagn.: Biomagn'96. Santa Fe-USA. p. 176.

## Estudos em Magnetogastrografia

Moraes, Eder R.<sup>1</sup>, Miranda, J.R.A.<sup>2</sup>, Baffa, O.<sup>1</sup> e Oliveira, R.B.<sup>3</sup>

<sup>1</sup>Departamento de Física e Matemática, FFCLRP-USP, 14040-901, Ribeirão Preto-SP.

<sup>2</sup>Departamento de Física e Biofísica, IB-UNESP-Rubião Júnior, 18618-000, Botucatu-SP.

<sup>3</sup>Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto, 14049-900, Ribeirão Preto-SP.

E-mail: eder@biomag.ffclrp.usp.br

**Resumo** - O registro da atividade elétrica do estômago, através da detecção do campo magnético associado foi detectado. A comparação desta atividade através do registro simultâneo do sinal elétrico e magnético foi feita através da função de correlação, análise de Fourier e testes estatísticos. A medida desta atividade pode auxiliar no diagnóstico de patologias do trato gastrointestinal. O método magnético apresenta a vantagem de ser completamente não invasivo.

**Abstract** - This work shows the study of the stomach electrical activity by the measurement of the magnetic field produced by the electrical currents generated at the stomach. A comparison between the electric and magnetic measurements was performed by the correlation function, Fourier analysis and statistical tests. These measurements can help on diagnostic of gastric-intestinal pathologies. This method has the advantage of the being non invasive.

### Introdução

O estômago apresenta constantemente uma atividade elétrica básica (AEB), com período de 20s ou 3 ciclos/minuto que é gerada em sua região mediana por células marcapasso<sup>[5]</sup>. Junto com o surgimento da atividade mecânica de contração do estômago existe em fase uma atividade elétrica de resposta (AER)<sup>[2]</sup>. Estes sinais podem ser obtidos através de dois métodos: 1) *elétrico*-utilizando eletrodos na superfície abdominal, chamado de eletrogastrograma<sup>[1,3]</sup> (EGG). 2) *magnético*- utilizando um detector de campos magnéticos supercondutor (SQUID), posicionado sobre a região abdominal, conhecido como magnetogastrograma (MGG)<sup>[4]</sup>. O MGG pode ser realizado sem nenhum contato físico com o paciente e os campos magnéticos são imunes à efeitos da condutividade elétrica que separa a fonte desses sinais da superfície de medida. O

aperfeiçoamento desta metodologia poderá possibilitar no futuro medidas mais sensíveis que permitam a determinação da localização das fontes de corrente.

### Metodologia

O campo magnético (MGG) foi medido com um biogradiômetro SQUID d.c. acoplado a um gradiômetro de segunda ordem, de 2,5 cm de diâmetro e 7 cm de linha de base. Além do biogradiômetro faziam parte do sistema de medida filtros notch's e passa baixa, placa A/D e software de aquisição. Os arquivos gerados foram posteriormente processados e analisados no ambiente MatLab.

Foram realizadas medidas simultâneas do sinal elétrico e magnético em 5 indivíduos assintomáticos. O EGG foi medido com um amplificador Universal Siemens 854 em uma configuração bipolar. Eletrodos de cobre foram fixados com gel condutor na superfície do abdômen após

uma leve abrasão. Os sinais elétricos e magnéticos foram analisados através da função de correlação, transformada de Fourier e testes estatísticos.

## Resultados

A figura 1 ilustra um MGG e EGG obtidos em uma mesma sessão de medidas. O MGG apresentado possui uma amplitude da ordem de 10 picoTesla e mostra a frequência típica de 3 ciclos/minuto. A transformada de Fourier é mostrada na figura 2, vê-se um pico em 49 mHz, corroborando este achado. Em alguns casos os sinais elétricos e magnéticos foram comparados entre si mostrando também essa mesma frequência de oscilação. Testes estatísticos de coincidência para a frequência de oscilação indicam que o MGG mede este parâmetro tão bem quanto o EGG.

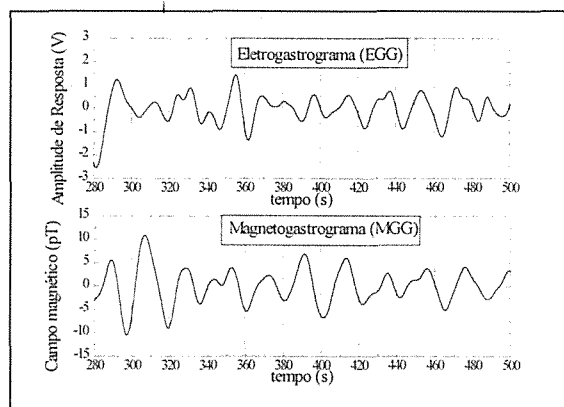


fig1- trechos de traçados de um EGG e um MGG realizados simultâneos. Pode-se observar em ambos um sinal periódico da ordem de 20 s.

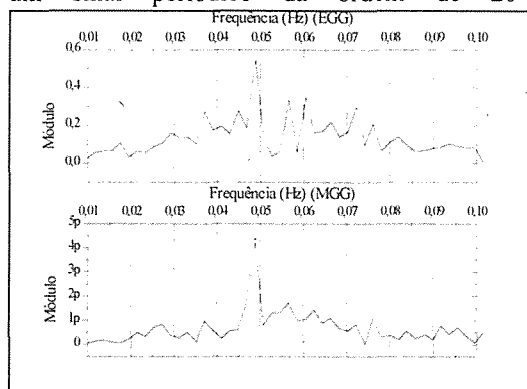


fig2- transformada de Fourier do sinal elétrico e magnético mostrados na fig 1. Podemos observar em ambos um pico em 49mHz.

## Discussão e Conclusões

Medidas de MGG estão sendo desenvolvidas em um ambiente não blindado em nosso laboratório. Sinais magnéticos da ordem de picoTesla foram obtidos utilizando filtros adequados e processamento de sinais. Os nossos resultados preliminares e aqueles obtidos por outros grupos permitem antecipar que esta medida é factível e poderá trazer novas informações sobre os processos eletrofisiológicos associados ao estômago. O método magnético oferece a vantagem de ser não invasivo e ainda oferecer a possibilidade de estudos localizados.

## Agradecimentos

Ao pessoal técnico do departamento de Física e Matemática e à FAPESP, CNPq e CAPES, pelo apoio financeiro.

## Referências

- 1- Alvarez, W.C.; The electrogastrogram and what it shows. JAMA. 1922, 78, 1116-1118.
- 2- CHEN, J.Z; McCALLUM, R.W., 1991, 29:351-357.
- 3-CHEN, J.Z; McCALLUM, R.W., Electrographography: Principles and Applications, Raven Press, New York, 1994.
- 4-COMANI, S.;ERNÉ, S.N.; ROMANI, G.L.; Biomagnetism: Clinical aspects, Proceedings of the 8th International Conference on Biomagnetism, 1991, 639-642.
- 5-MEYER, J.H., Physiology of the Gastrointestinal Tract, 2<sup>a</sup> ed., edited by Leonard R. Johnson, Raven Press, New York, 1987.

## Estudo da Atividade de Contração Gástrica por Susceptometria AC

Oswaldo Baffa Filho<sup>1</sup>; Ulisses J. Santana<sup>1</sup>; Rogério de Moraes<sup>2</sup>; Ricardo B. Oliveira<sup>2</sup>; José R. A. Miranda<sup>3</sup>

<sup>1</sup> Faculdade de Ciências e Letras de Ribeirão Preto - FFCLRP/USP

Av. Bandeirantes, 3900 - 14040-901 - Rib. Preto (SP)

<sup>2</sup> Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto - HC - USP

Av. Bandeirantes, 3900 - 14040-901 - Rib. Preto (SP)

<sup>3</sup> Instituto de Biociências de Botucatu - IBB/UNESP

Rubião Jr. S/N - 18618-000 - Botucatu (SP)

**Resumo** - A medida da atividade de contração gástrica é um importante parâmetro para análise clínica de diversas anomalias do trato gastrointestinal e pode fornecer importantes informações sobre a fisiologia deste órgão. Esta atividade foi medida com ótima performance através da técnica de susceptometria AC.

**Abstract** - The gastric contraction activity measurements is an important parameter for clinical analysis of many gastrointestinal tract abnormalities and is able to give important informations about this organ physiology. This activity was measured with a high performance though AC susceptometer technique.

### Introdução

A medida da atividade de contração gástrica (ACG) é um dos principais parâmetros para a análise de anomalias do trato gastrointestinal<sup>1</sup>, fornecendo informações sobre a motilidade gástrica. Esta medida foi realizada utilizando um susceptômetro AC, cujo princípio de funcionamento é baseado em um transformador de fluxo magnético. O susceptômetro é constituído por um par de bobinas para a excitação e outro par de bobinas, arranjadas na configuração gradiométrica de segunda ordem, para a detecção<sup>2</sup>. Este sistema compõem-se de um conjunto de dois transformadores, sendo um empregado como referência e o outro, mais próximo dos traçadores magnéticos (TM), utilizado como detector.

Estudos *in vivo* em humanos foram realizados depois da aprovação do protocolo experimental pelo conselho de ética médica do Hospital das Clínicas de Ribeirão Preto.

Um alimento teste padrão contendo traçadores magnéticos é ingerido dos TM é coletado com o auxílio de um amplificador sensível a fase do tipo *lock-in* e então filtrado, coletado por uma placa A/D com um microcomputador PC.

### Resultados

A figura 1 ilustra o sinal da ACG obtido por susceptometria AC, onde pode-se observar claramente a frequência característica desta atividade (50 mHz) e da atividade respiratória.

Os sinais obtidos por esta técnica apresentam uma boa performance quanto a razão sinal/ruído e também quanto a reprodutibilidade e qualidade do registro.

O valor médio das frequências características obtidas dos voluntários é  $0.0537 \pm 0.0036$  (Hz).

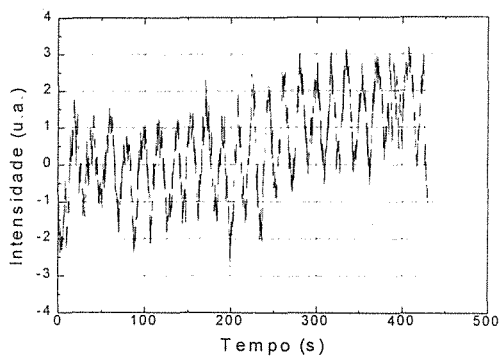


Figura 1: Sinal magnético da ACG.

A figura 2 ilustra a comparação entre o sinal susceptométrico e a EGG.

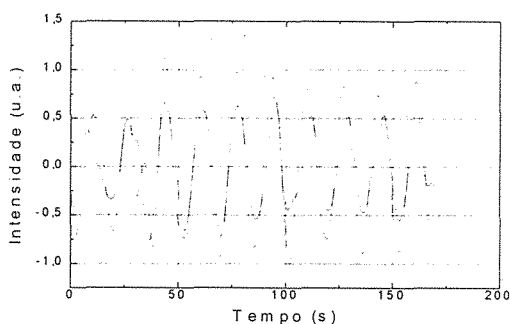


Figura 2: Comparação entre sinal magnético (preto) e elétrico (verm.) pelo voluntário e com o susceptômetro posicionado sobre a região gástrica (estômago distal), o sinal proveniente dos TM é monitorado no tempo.

Simultaneamente ao procedimento biomagnético, foram realizadas medidas da atividade elétrica gástrica pela técnica de eletrogastrografia (EGG), com o intuito de correlacionar e validar esta nova abordagem biomagnética.

### Metodologia

Estudos *in vivo* foram realizados em 20 diferentes voluntários, de ambos os sexos, com idade variando entre 20 até 45 anos, perfazendo um total de 32 sessões de medida com 132 arquivos coletados de 3 a 5 minutos de duração.

O alimento teste padrão é constituído de 3 g de ferrita em pó misturado a 100 ml de iogurte. As medidas foram sempre realizadas após a ingestão do alimento teste com o

voluntário na posição ortostática, e o susceptômetro fixado sobre a região distal gástrica.

O sinal de excitação é realizado com frequência de 10 KHz e o sinal de resposta

A figura 3 ilustra a dispersão dos dados susceptométricos frente aos obtidos por EGG, na qual é plotada a diferença entre os valores obtidos por ambos os métodos contra a média das frequências.

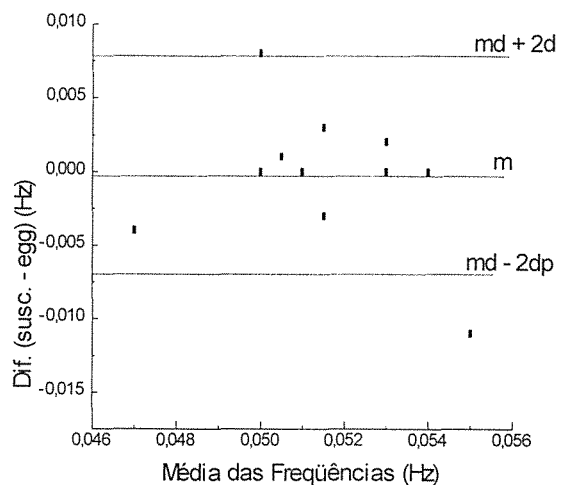


Figura 3: Estatística entre susceptômetro e EGG.

### Discussão e Conclusões

Os resultados obtidos pelo método susceptométrico indicam ser esta nova técnica uma boa alternativa não invasiva e de baixo custo para análise da ACG.

A comparação desta técnica com o método padrão de EGG mostra uma alta correlação entre estes métodos, confirmando que a técnica biomagnética apresenta uma grande performance para a detecção da ACG.

### Referências

- Abell, T. L.; Malagelada, J. R. Eletrogastrography, current assesment and future perspectives. *Dig.Dis. Sci.*, v.33,n.8,1988.
  - Baffa, O.; Oliveira, R.B.; Miranda, J.R.A.; Troncon, L.E.A. Analysis and development of AC biosusceptometer for oroacaecal transit time measurement. *Med. Biom. Eng. Comp.*, v.33, p.353-357, 1995.
- Apoio: CNPq, CAPES, FAPESP.

# Estudo da Função de Mistura do Alimento no Estômago Avaliado por Técnica Biomagnética

José Ricardo de A. Miranda<sup>1</sup>; Antônio Adilton O. Carneiro<sup>2</sup>; Ricardo B. Oliveira<sup>3</sup> Oswaldo Baffa Filho<sup>2</sup>

<sup>1</sup> Instituto de Biociências de Botucatu - IBB/UNESP  
Rubião Jr. S/N - 18618-000 - Botucatu (SP)

<sup>2</sup> Faculdade de Ciências e Letras de Ribeirão Preto - FFCLRP/USP  
Av. Bandeirantes, 3900 - 14040-901 - Rib. Preto (SP)

<sup>3</sup> Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto - HC - USP  
Av. Bandeirantes, 3900 - 14040-901 - Rib. Preto (SP)

**Resumo** - Traçadores magnéticos podem ser monitorados dentro de órgãos humanos para fornecer informações não apenas quanto à quantidade e localização, mas também informações funcionais. Traçadores magnéticos foram monitorados no interior do estômago com a finalidade de estudar o grau de desordem e randomização destas partículas após serem previamente magnetizadas. Estes resultados fornecem informações sobre o tempo de mistura do alimento no estômago e apresenta uma nova alternativa da medida da atividade de contração gástrica.

**Abstract** - Magnetic tracer can be monitored within human organs, giving information not only related to their quantity and location, but also functions informations. Magnetic tracer was monitored within of stomach to study their degree of order and randomization. Results supply informations about the mixing time of the food in the stomach and present a new alternative measure of the gastric activity contraction.

## Introdução

O estudo de traçadores e/ou marcadores magnéticos no interior de determinados órgãos humanos fornecem informações não apenas sobre a localização e sua quantidade, mas também sobre o caráter funcional destes órgãos<sup>1,2</sup>

No caso particular do estômago, são conhecidas três funções principais: a mistura do alimento com o suco gástrico, o armazenamento do alimento e o controle do fluxo do bolo alimentar em proporções adequadas para uma boa absorção intestinal. Destas três funções, apenas a primeira ainda não havia sido abordada por meio de técnicas biomagnéticas ou outros métodos.

Traçadores magnéticos (TM) foram monitorados após ingestão conjunta com o alimento teste padrão em humanos.

O monitoramento do campo magnético remanente foi realizado com o auxílio de um detector de fluxo saturado 3 g de magnetita em pó com diâmetro menor que 125 µm misturada em 100 ml de iogurte.

As medidas foram realizadas com o sujeito em decúbito dorsal e o campo magnético externo foi sempre aplicado na direção perpendicular ao dorso.

O campo magnético remanente foi medido com um detector tipo "Fluxgate" nessa direção e sobre a região gástrica do voluntário, sempre depois da aplicação do pulso de campo magnético. O tempo de duração de cada medida foi de 5 minutos e durante um período máximo de 1 hora e 30 minutos após a ingestão do alimento teste.

Estas medidas foram realizadas em ambiente de laboratório sem blindagem magnética e os sinais foram filtrados e processados em um microcomputador PC.



## Resultados

Teste “in vitro” com diferentes TM indicam ser a magnetita ( $\text{Fe}_3\text{O}_4$ ) o melhor traçador para esta finalidade pois apresenta o maior campo remanente frente ao campo magnetizante.

Os campos remanentes obtidos pelas curvas de relaxação fornecem informações quanto ao tempo de “mix”, dando valores de  $0.030 \pm 0.015 \text{ (s}^{-1}\text{)}$  para a constante de relaxação.

Os valores da frequência característica obtidos a partir de cada curva de relaxação, como ilustrado na figura 1, foi de  $0.050 \pm 0.002 \text{ (Hz)}$ .

Os valores do tempo de relaxação fornecem uma estimativa da energia de agitação gástrica dispendida durante este processo, dando valores da ordem de  $10^{-15} \text{ J}$ .

## Discussão e Conclusões

Os resultados mostram que a magnetita é o melhor TM para esta finalidade, fornecendo uma boa razão sinal/ruído para campo remanente.

As curvas de relaxação mostram a (“Fluxgate”) após a aplicação de um pulso homogêneo de campo magnético (600 G) sobre a região gástrica.

Após a magnetização dos TM no estômago, o campo remanente das pequenas partículas é acompanhado no tempo, e a randomização desse campo magnético em torno da direção do campo magnetizante fornece informações quanto ao processo de mistura do alimento nesse órgão.

## Metodologia

Estudos “in vivo” foram desenvolvidos baseado em um protocolo experimental aprovado pelo conselho de ética médica do Hospital das Clínicas de Ribeirão Preto (USP). Foram realizados

11 sessões de medidas em 8 diferentes voluntários, perfazendo um total de 57 medidas de “mix” em voluntários na faixa etária de 23 até 40 anos.

O alimento teste padrão utilizado foi

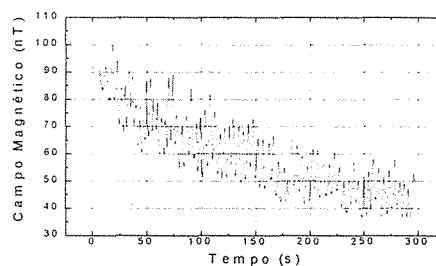


Figura 1: Exemplo de curva de relaxação.

presença da atividade de contração gástrica e do processo respiratório, o que é confirmado pelos valores obtidos para a frequência característica das “ondas lentas” através da análise por FFT.

A boa performance deste sistema quanto a razão sinal/ruído faz deste método uma nova fonte de estudo da atividade de mistura do alimento no estômago como também da atividade de contração gástrica através da observação direta das “ondas lentas”.

A utilização deste método no estudo envolvendo alguns tipos de drogas pode fornecer importantes informações a respeito dos efeitos e possíveis conseqüências destes agentes sobre a motilidade gástrica.

## Referências

- <sup>1</sup> Forsman, M. Application of magnetic tracers in the human lung and gastrointestinal tract. *Technical Report*, n.268, Chalmers University of Technology - Göteborg, Sweden, 1995.
  - <sup>2</sup> Cohen, D. Measurements of the magnetic particles in the lungs, heart and brain. *IEEE Trans. Biom. Eng.*, v.BME-31, n.3, 1984.
  - <sup>3</sup> Nemoto, I. A model of magnetization and relaxation of ferrimagnetic particles in the lung. *IENE Trans. Biom. Eng.*, v.BME-29, n.12, 1982.
- Apoio: CNPq, CAPES, FAPESP, FUNDUNESP.

# Tempo de Trânsito Faringeano Medido através dos Métodos Cintilográfico e Biomagnético

Miquelin, C. A.<sup>1</sup>, Braga, F.J.H.N.<sup>1,2</sup>, Dantas, R. O.<sup>2</sup>,  
Oliveira, R. B.<sup>2</sup>, Baffa, O.<sup>1</sup>

Depto. de Física FFCLRP, USP<sup>1</sup>, 14040-901, Ribeirão Preto-SP, Brasil  
Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto<sup>2</sup>, 14049-900, Ribeirão Preto-SP, Brasil  
E-mail: Charlie@biomag.ffclrp.usp.br

**Resumo** - Apesar do método Cintilográfico se mostrar o melhor estabelecido para o estudo do trânsito digestivo, recentemente o método Biomagnético vem sendo utilizado, possuindo algumas vantagens em relação ao Cintilográfico. O objetivo deste estudo é comparar ambos os métodos para a medida de tempo de trânsito faringeano. Foram estudados 3 voluntários, obtendo-se valores consideravelmente diferentes do método Cintilográfico, possivelmente devido a resolução do detector biomagnético.

**Abstract** - The Scintigraphic method is well established to study the digestive tract motility. Nevertheless, the Biomagnetic method has recently been employed and it does have some advantages over the Scintigraphic one. The aim of this study is to compare pharyngeal transit time measured by both methods. Our preliminary results indicate that there is a difference between the values obtained with each method, probably due to the Biomagnetic detector resolution.

## Introdução

No estudo do trânsito digestivo a Cintilografia é amplamente utilizada por ser um método bem definido. No entanto, o método Biomagnético apresenta vantagens tais como o procedimento em gestantes, eliminação dos gastos com proteção radiológica e apresenta baixo custo. Sua simplicidade é evidente pelo uso bem sucedido em estudos de Tempo de Esvaziamento Gástrico<sup>1</sup>, Tempo de trânsito Orocecal<sup>2</sup> e Tempo de Trânsito Esofageano<sup>3</sup>. Aqui descrevemos um método biomagnético para medida de Tempo de Trânsito Faringeano (TTF) empregando a técnica susceptométrica, analisando os resultados iniciais da sua utilização e comparando com o já estabelecido método Cintilográfico.

## Metodologia

Nesta fase inicial estudamos o TTF de 3 voluntários normais ( 3 homens, idade entre 23-25 anos). Para ambos casos foi usado um alimento teste semi-líquido (10 ml de iogurte). Para as medidas Cintilográficas o alimento foi marcado 37 MBq de <sup>99m</sup>Tc-fitato e um total de 100 frames foram adquiridos (0.05 s/frame) em uma câmara Siemens-Orbiter conectada a um microcomputador. Uma região de interesse (ROI) foi desenhada envolvendo a faringe, a fim de se obter uma curva de tempo/atividade (um marcador externo foi utilizado), donde se extrai o TTF. Para as medidas Biomagnéticas o alimento teste foi marcado com 5g de ferrita e a deglutição

monitorada por um gradiômetro, colocado próximo a faringe (mesma região onde a ROI foi desenhada). O gradiômetro estava acoplado a um biosusceptômetro A/C. A aquisição do sinal biomagnético foi feita através de uma placa A/D de 12 bits e a uma frequência de 10 Hz. A análise dos dados e a visualização foram feitas em um microcomputador PC. O sinal foi filtrado utilizando o software "Origin". Em ambos os experimentos os voluntários encontravam-se em pé.

## Resultados

Realizaram-se medidas de TTF primariamente com 3 voluntários normais :

Tabela 01

Voluntário	Cint (s)*	Biom (s)**
01	0.42	0.81
02	0.40	1.06
03	0.44	0.84

\* TTF Cintilográfico \*\* TTF Biomagnético

A Fig. 01 mostra típicas curvas obtidas pelos métodos Biomagnético e Cintilográfico das medidas de TTF.

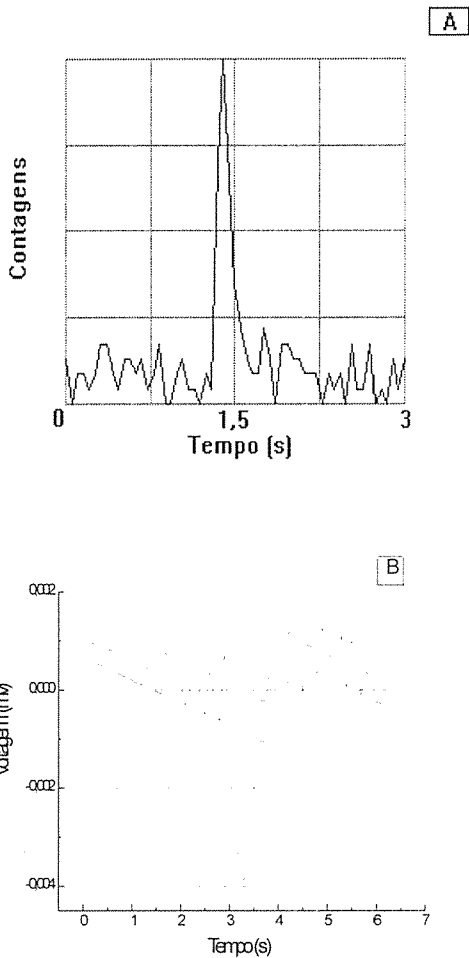


Fig. 01 Curvas típicas de [A] - TTF Cintilográfico e [B] - TTF Biomagnético

### Discussão e Conclusões

Após a realização das medidas, observou-se claramente a diferença das medidas do TTF entre os métodos (tabela 01), justificável, possivelmente, pela menor resolução espacial do detetor biomagnético. É possível, ainda, que como em alguns casos de comparação das medidas de um mesmo fenômeno por dois métodos diferentes, haja faixas de normalidade diversas para cada abordagem (por exemplo, a fração de ejeção normal do ventrículo esquerdo medida pelo ultrassom é maior que a medida pela Cintilografia).

### Referências

- [1] Miranda J.R.A, Baffa O, Oliveira R.B. and Matsuda N.M. An AC biosusceptometer to study gastric emptying, *Medical Physics*, 1992, 19(2): 445-449.
- [2] Baffa O, Oliveira R.B, Arruda M.J.R. and Troncon L.E.A., Analysis and development of AC biosusceptometer for oro-caecal transit time measurements, *Medical e Biological Engineering & Computing*, 1995, 33:353-357.
- [3] Daghasanli N.A, Braga F.J.H.N, Oliveira R.B. and Baffa O, Esophageal transit time evaluated by means of the Biomagnetic and Scintigraphic methods, 10th International Conference on Biomagnetism; *Biomag'96*. Santa Fé - USA, Feb/16-21/96.

# Metodologia para Avaliação da Interferência Eletromagnética Conduzida em Equipamentos Eletrônicos Utilizados em Procedimentos Cirúrgicos

Alexandre H. Hermini

Centro de Engenharia Biomédica - UNICAMP  
Caixa Postal 6040 - Campinas - SP - CEP 13.083-970  
E-mail: hermini@ceb.unicamp.br

**Resumo** - O relato de intercorrências associadas à utilização de equipamentos eletro-médicos em procedimentos cirúrgicos, tem levado ao desenvolvimento de metodologias para avaliação destas intercorrências, as quais podem originar-se devido as interferências eletromagnéticas conduzidas. Este trabalho propõe uma metodologia de avaliação para este tipo de interferência.

**Abstract** - The Electrosurgical-related injuries have started up the development of methodologies that allow to investigate them. Electromagnetic interference has been appointed as one of the causes of these injuries. This work describes one methodology to evaluate this kind of interference.

## Introdução

O grande número de equipamentos eletromédicos (EEM) utilizados em apoio a procedimentos cirúrgicos, tem levado tanto a melhoria da qualidade destes procedimentos quanto a ocorrência de acidentes envolvendo pessoas (pacientes, médicos e enfermeiras) e equipamentos (Januncio & Graziano<sup>1</sup>). Dentre as diversas conseqüências causadas pôr estes acidentes, podemos salientar as queimaduras e indução de erros de funcionamento nos EEM de terapia e monitorização.

Como um dos causadores destas ocorrências, podemos citar os efeitos da interferência eletromagnética (IEM) presente nestes ambientes, classificadas em conduzidas e irradiadas (Martins<sup>2</sup>).

Existem referências bibliográficas (Dwyer et alli<sup>3</sup>, Joyner et alli<sup>4</sup> e Segal et alli<sup>5</sup>) nas quais encontram-se parametrizados os efeitos das IEM irradiadas que interferem no desempenho e segurança dos EEM. No caso das publicações que abordam as IEM conduzidas, estas o fazem de maneira

subjetiva, limitando-se a descrever a ocorrência e seus efeitos (ECRI<sup>6</sup>).

Neste trabalho é apresentada uma metodologia que permite quantificar os parâmetros envolvidos em algumas destas interferências, a partir de um modelo elétrico do corpo humano e um sistema de monitorização das correntes elétricas associadas a estas interferências.

## Metodologia

O equivalente elétrico do corpo humano proposto neste trabalho segue o modelo e os valores normalizados pelo Comitê Eletrotécnico Internacional - IEC, sob o número de referência de norma IEC 479<sup>7</sup> e esta representado na figura 1

Para quantificação das correntes de fuga de RF, foi colocada uma ponta de prova de corrente de alta frequência no ponto em que se desejava avaliar a circulação de correntes indesejáveis (ponto M, fig. 1), no caso em estudo, o cabo de eletrodo de ECG. Os valores obtidos são apresentados na tabela 1 .

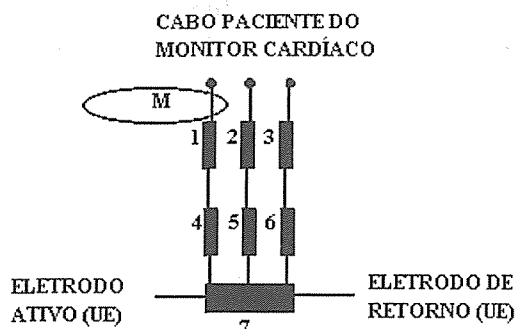


Figura 1 - Modelo desenvolvido.

Onde:

1,2 e 3 - Impedância equivalente dos eletrodos de ECG.

4,5 e 6 - Impedância equivalente do braço direito, esquerdo e perna direita, respectivamente.

7 - Impedância equivalente do abdome.

## Resultados

O modelo foi testado em centro cirúrgico utilizando-se duas UE, uma referenciada à terra e outra com saída isolada. Foram simuladas duas situações, na primeira o caminho de retorno de corrente estava intacto (denominado *intacto*) e no segundo foi simulada uma interrupção do caminho de retorno (denominado *interrompido*), e medidas as corrente de RF no cabo do monitor cardíaco referente a conexão RL, cujos valores encontram-se na tabela 1:

	UE isolada	UE aterrada
intacto	40	68
interrompido	80	220

Tab. 1: Corrente de fuga em mA<sub>rms</sub>

## Conclusões e Discussões

As normas pertinentes a UE como a IEC 601-2-2<sup>8</sup> e AAMI HF-18<sup>9</sup> limitam as correntes de fuga de RF em 150 mA<sub>rms</sub>, assim, caso o sistema sob avaliação apresente valores de corrente de fuga de RF superiores a estes valores, caracteriza-se um risco no procedimento realizado com este sistema.

Esta avaliação se originou devido à ocorrência de queimadura em paciente na região dos eletrodos de ECG, onde foi constatada a interrupção no caminho de corrente de retorno para a UE. Se observarmos os valores obtido e compará-los com os limite de normas, pode-se concluir que esta interrupção nas UE com saída aterrada, excedem os limite de segurança (220 mA<sub>rms</sub>), trazendo riscos de queimaduras, uma vez que ultrapassam os 150 mA<sub>rms</sub> estabelecido pôr norma. Nesta condição foi constatada queimadura na região do eletrodo de ECG do paciente. Outro aspecto avaliado porém ainda não parametrizado, é a interferência causada pelas correntes das UE na monitorização do ECG, o qual encontra-se em estudos realizados pelo autor com base nesta metodologia.

## Referências

- JANUNCIO, I.M.; GRAZIANO, K.U. - Bisturi elétrico: Perigo potencial para paciente e equipe. Recomendações práticas para seu manuseio seguro. Anais do II Congresso Brasileiro de Enfermagem em Centro Cirúrgico. pp. 111, 120. julho/1995,
- MARTINS, M.C.V. - Apostila de curso "Introdução à Interferência Eletromagnética". MM Editora. maio 1995.
- DWYER, M.; ENGLUND, A.M.; FLOOD, M.; LOYNER, K. & RAIZ, D. - EMI/EMC, mobile phones and medical equipment the continuing story. Engineering and Physics in Medicine - Queenstown, New Zealand. pp. 74 . november, 1995.
- JOYNER, K.H.; ANDERSON, V.; ROWLEY, J.T. & WOOD, M.P. - Mobile phones - Interference and dosimetry issues. Engineering and Physics in Medicine - Queenstown, New Zealand. pp. 75 . november, 1995.
- SEGAL, B.; RETFALVIS.; PAVLASEK, T. - "Silent" malfunction of a critical-care device caused by electromagnetic interference - Biomedical Instrumentation & Technology. pp 350-354. July/August 1995.
- ECRI - Operating room risk management. Equipment 14. pp. 1-4. march 1986
- IEC 479 - Effects of current on human beings and livestock. Internacional Electrotechnical Commission. 1994
- IEC 601-2-2<sup>8</sup> - Internacional Electrotechnical Commission. 1991
- AAMI HF-18 - American National Standart for Electrosurgical Devices. pp. 187-227. 1986.

---

4.  
SISTEMAS E  
MECANISMOAS  
CARDIOVASCULARES

---

---



# Visualização de Fluxo em um Coração Artificial Eletro-Mecânico Comparando Diferentes Velocidades dp Motor

Aron J. P. Andrade, Yukio Ohashi, Yukihiko Nosé

Baylor College of Medicine, Dept. of Surgery, Houston, Texas, USA

**Resumo:** Um coração artificial totalmente implantável (TAH) está sendo desenvolvido e testado em nossos laboratórios. Este TAH utiliza um motor de corrente contínua, sem escovas, e um atuador mecânico (parafuso de esferas) para movimentar dois diafragmas (direito e esquerdo). O presente estudo foi realizado para obtenção de informações sobre o comportamento do fluxo dentro da câmara esquerda, usando três diferentes velocidades do motor. Um circuito com tubos e reservatórios foi usado com água e glicerina (37%) a 25°C, conectado ao coração artificial, para simular as condições de funcionamento do ventrículo esquerdo. Partículas (Amberlite, 80 mesh) foram iluminadas por um feixe plano e estroboscópico de luz laser hélio-neon.

Os resultados mostram que, embora ocorram aumentos nas velocidades das partículas com a elevação da velocidade do motor, não existe nenhuma alteração desfavorável no comportamento do fluxo, nas áreas da saída e entrada da câmara esquerda do TAH.

**Abstract:** A total artificial heart (TAH) has been developed and tested in our laboratory. It uses a brushless DC motor and a mechanical actuator (roller screw) to move two diaphragms (left and right). The present study was conducted to obtain information about the flow behavior inside the left chamber, using three different motor speeds.

A mock circuit was used with water and glycerin (37%) at 25°C, simulating the left ventricle conditions. Plastic particles (Amberlite, 80 mesh) were illuminated by a stroboscopic planar helium-neon laser light.

The results show that, although the particle velocities increase when the motor speed was increased, there is no unfavorable change in the flow behavior, in the outlet and inlet area of the TAH left chamber.

**Introdução:** O coração artificial eletro-mecânico é uma bomba pulsátil de sangue composta de duas câmaras de bombeamento, esquerda e direita. O diâmetro externo do coração é de 97 mm e espessura de 78 mm, com peso total de 620 gramas. O corpo central do coração eletro-mecânico é constituído de um disco metálico (alumínio) onde é acondicionado um motor de corrente contínua tipo sem escovas. O movimento de rotação do motor é transformado em deslocamento axial através de um atuador mecânico denominado parafuso de esferas. Este eixo roscado é impulsionado em direção à câmara esquerda com o motor girando no sentido horário, e para a direita quando no sentido anti-horário. Na extremidade esquerda deste eixo roscado é afixada uma placa suporte com três eixos guia. Estes guias evitam que o eixo roscado e a placa suporte girem juntamente com o motor. Nas buchas guias do corpo central existem dois sensores magnéticos que detectam a posição do eixo roscado.

Com o deslocamento do eixo roscado para a esquerda, ocorre a fase de ejeção da câmara esquerda e enchimento passivo da câmara direita, e com o movimento do eixo roscado para a direita ocorre a fase de ejeção direita e enchimento passivo esquerdo. Esta forma de bombeamento é denominada ejeção alternada.

A Figura 1 mostra o esquema de montagem das partes que formam o coração artificial eletro-mecânico.

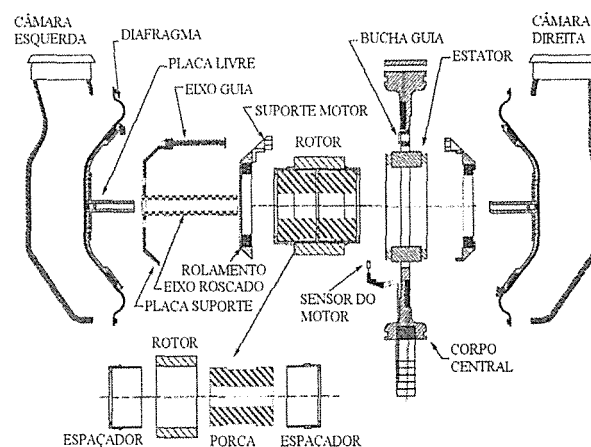


Figura 1. Esquema de montagem do coração eletro-mecânico.

As placas livres são discos cônicos fixados nos diafragmas esquerdo e direito. Estas placas possuem um retorno passivo durante o enchimento dos ventrículos.

O presente estudo foi realizado para analisar e obter informações sobre o



comportamento do fluxo dentro da câmara esquerda, usando três diferentes velocidades do motor.

**Metodologia:** O coração artificial foi conectado a um circuito de tubos e reservatórios, contendo solução água-glicerina (37%) a 25°C, para simular as condições de funcionamento do ventrículo esquerdo. Foram adicionadas à solução, partículas poliméricas absorventes e não iônicas (Amberlite, 80 mesh), com densidade 1,07 g/cm<sup>3</sup>, semelhante à da solução. Estas partículas não alteram de forma significativa o comportamento do fluxo<sup>1</sup>.

Um feixe estroboscópico e plano de luz laser (hélio-neon, 7 mW), com espessura de 1 mm, foi utilizado para iluminar as partículas plásticas, nas regiões da entrada e saída da câmara ventricular esquerda, durante o funcionamento do TAH<sup>2</sup>.

A pré-carga foi fixada em 10 mm Hg e a pós-carga em 100 mm Hg. Foi utilizada uma frequência de batimento de 90 bpm, obtendo um fluxo médio de 5 L/min. Duas próteses valvares de pericárdio bovino, com diâmetros de 27 e 23 mm, foram posicionadas na entrada e saída do ventrículo esquerdo do coração artificial. A velocidade do motor foi ajustada para obter um tempo de retorno do eixo roscado de 150, 200 e 250 ms, após a ejeção do ventrículo esquerdo.

As imagens obtidas durante o estudo de visualização do fluxo foram registradas em papel fotográfico. O comportamento do fluxo foi estudado utilizando uma micro câmera e as imagens foram impressas em uma impressora de vídeo Mavigraph, modelo UP-7000 (Sony, Japão). A posição do diafragma esquerdo, a pressão do ventrículo esquerdo e a pós-carga esquerda foram monitoradas e registradas em papel com utilização de um polígrafo (Gould Brush, EUA).

**Resultados:** As velocidades das partículas foram calculadas através do comprimento das trajetórias das partículas iluminadas, multiplicado pelo intervalo de tempo do pulso de luz laser. Os resultados são mostrados na Tabela 1. Os dados monitorados e registrados em polígrafo são mostrados na Figura 2. As setas mostram os instantes de início e fim do retorno do eixo roscado.

**Discussão e Conclusões:** Com os estudos de visualização de fluxo, não foram observadas alterações desfavoráveis no comportamento do fluxo no interior da câmara esquerda, como por exemplo: surgimento de regiões de fluxo turbulento, áreas de estagnação ou recirculação de fluxo. Não ocorreram alterações significativas nas pressões após a válvula aórtica (pós-cargas), mostrando que as três velocidades do motor podem

ser empregadas sem importantes alterações no funcionamento do TAH. Foram observadas, pequenas elevações nas velocidades das partículas plásticas e nas velocidades médias de compressão no interior do ventrículo (veja ângulos: A > B > C) e uma maior oscilação das pressões ventriculares. Estima-se que estes fatores não causem alterações significativas na hemólise causada pelo equipamento, quando utilizadas as diferentes velocidades do motor.

Novos testes "In Vitro", com sangue bovino, estão sendo realizados para comparação dos Índices de Hemólise, com as três velocidades do motor.

tempo de retorno (ms)	velocidade na entrada da câmara (mm/s)	velocidade na saída da câmara (mm/s)
150	v = 451 ± 91	v = 632 ± 112
200	v = 410 ± 82	v = 561 ± 91
250	v = 398 ± 61	v = 408 ± 82

Tabela 1. Velocidade das partículas, na entrada e saída da câmara esquerda do TAH, para diferentes velocidades do motor.

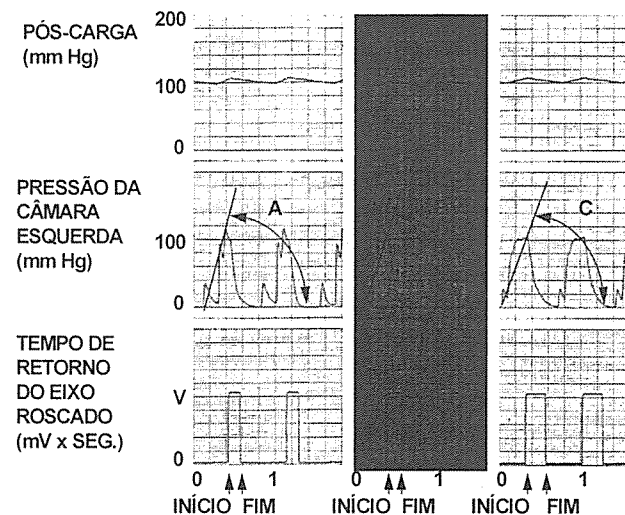


Figura 2. Dados monitorados durante a visualização do fluxo na câmara esquerda do TAH. A, B e C são os ângulos formados pelas diferentes velocidades do motor durante a ejeção.

**Referências:**

1. Merzkirch W. *Flow Visualization*. Academic Press, Inc., 1974, New York, EUA.
2. Orime Y, Takatani S, Tasai K, Ohara Y, Naito K, Mizuguchi K, Makinouchi K, Rosenow S, Glueck J, Noon G, DeBakey M, Nosé Y. *Flow Visualization in the Baylor Total Artificial Heart. Art Organs* 1994; 18(1):73-9

# Marcapasso Cardíaco Temporário de Demanda e Baixo Consumo: I - Implementação e Ensaios em Bancada

Flavio A. Menegola<sup>1</sup>; Milton S. Oshiro<sup>2</sup>; José Carlos T. de Barros Moraes<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Laboratório de Engenharia Biomédica - EPUSP

<sup>2</sup> Divisão de Bioengenharia / INCOR - HC-FMUSP

**Resumo** - O presente trabalho destinou-se à pesquisa, ao desenvolvimento e à avaliação de um marcapasso cardíaco temporário, de demanda, usando microcontrolador e componentes de baixo consumo. O estudo preocupou-se com a segurança, o baixo consumo e a otimização do *hardware*, mantendo a ampla faixa de programação dos parâmetros e sinalização dos eventos. A verificação da funcionalidade do dispositivo proposto foi realizada em ensaios de bancada.

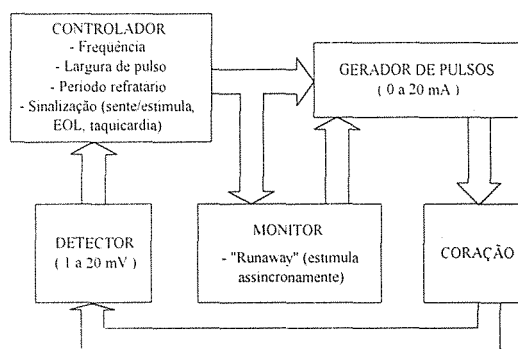
**Abstract** - The aims of this study were the development and evaluation of a temporary demand cardiac pacemaker that was built with a microcontroller and low power components. This study was designed for security, low power consumption and hardware optimization, including large range of parameter programming and signaling of events. The validation of the proposed device's functionality was done by testing procedure in laboratory.

## Introdução

O trabalho de pesquisa teve como meta o projeto, a implementação e a avaliação em bancada de um marcapasso cardíaco temporário, ou provisório, de demanda usando microcontrolador e componentes discretos em SMD de baixo consumo. O objetivo principal foi obter níveis de consumo da ordem de algumas dezenas de microampères. Para tanto foram tomados alguns cuidados especiais (polarizações, *clock*, quantidade e tipos de componentes) na confecção do *hardware* e no desenvolvimento de um algoritmo de controle eficaz e minimizado. Inicialmente idealizou-se os estágios básicos (entrada, controle e saída) e implementou-se um protótipo para a avaliação. Pretendeu-se dessa forma utilizar uma tecnologia capaz de proporcionar a estrutura básica necessária para seguir uma linha de pesquisa atualizada em estimulação cardíaca artificial<sup>1,2,3,4,6</sup>. Resultados experimentais com cães serão apresentados em um artigo complementar.

## Metodologia

O diagrama de blocos do marcapasso está representado na Figura 1. O estágio de detecção faz a captura do sinal natural, filtra, amplifica e identifica por amplitude e taxa de inclinação (0,2 V/s). O controlador<sup>5</sup> determina a temporização do período refratário, a frequência de estimulação e a largura de pulso, liberando os sinais de disparo para o estágio gerador de pulsos bem como verificando e sinalizando o fim de vida da bateria, a ocorrência de taquicardias e os eventos sentidos e estimulados. O estágio de monitoração é independente dos demais, detecta disparos inadequados da frequência por alguma falha no controlador e propicia neste caso estímulos na frequência nominal (70 bpm).



Fig

ura 1

Para realização dos ensaios em bancada foram utilizados um osciloscópio (*Storage Oscilloscope Tektronix*, modelo 5111), um gerador de sinais (*Pulse Generator HP*, modelo 8005B), um frequencímetro (*Electronic Counter HP*, modelo 5248M), uma fonte de alimentação (*DC Power Supply HP*, modelo 6111A) e um conjunto com cargas de 100  $\Omega$  a 1 K $\Omega$ . A montagem do sistema de medição está apresentada na Figura 2. Tanto a frequência da estimulação básica, incluindo frequências altas para reverter taquicardia, como a amplitude e a largura do pulso foram registrados diretamente no osciloscópio digital que, uma vez programado, forneceu os valores diretamente na tela. Para verificar a mudança para o modo assíncrono em frequências superiores a 180 bpm, elevou-se a frequência do gerador de sinais, que representava o coração, para além de 180 bpm. Dessa forma, a frequência a partir da qual a sensibilidade era perdida, indicava a mudança no modo de estimulação. Na medida de sensibilidade foi mantida a frequência do gerador de sinais acima da frequência de estimulação. Assim, o marcapasso permaneceu sempre sensibilizado. Em seguida

reduziu-se a amplitude do gerador de sinais até a perda da sensibilidade. A sensibilidade máxima foi obtida com o ganho do estágio de entrada no valor máximo. O intervalo refratário foi medido aumentando-se gradativamente a frequência do gerador de sinais até a perda da sensibilidade do sinal, medindo-se o valor imediatamente posterior ao sinal ainda sentido. Nesse caso, o intervalo entre pulsos do gerador foi considerado o intervalo refratário. A detecção do disparo da frequência ou, *runaway*, só é feita dentro das frequências básicas de estimulação. Verificou-se o desempenho do detector de *runaway* gerando uma frequência superior a 200 bpm via *software*. O consumo médio de energia elétrica foi medido de forma indireta. Devido a indisponibilidade de instrumentos sensíveis a correntes da ordem de microampères, foi então medida a tensão elétrica sobre uma resistência elétrica conhecida, em série com a bateria. Cabe ressaltar ainda que todos os ensaios foram realizados com a tensão de alimentação da bateria dentro da faixa de tensão tolerável, ou seja, entre 2,5 e 3,0 Volts.

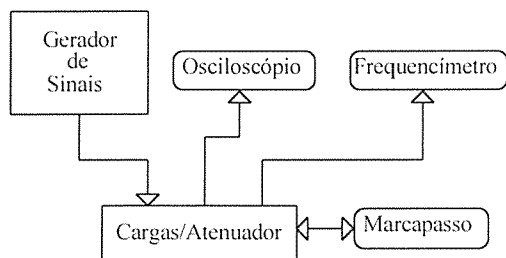


Figura 2

## Resultados

Abaixo estão listadas as medidas dos parâmetros de controle e monitoração, resultantes dos ensaios em bancada com o marcapasso alimentado com uma tensão dentro da faixa de variação estabelecida (entre 2,7 e 3 volts):

Modos de estimulação: VVI, VOO.

Frequências básicas<sup>6</sup> [bpm]: 30 - 180

Amplitudes de pulso<sup>1,2</sup> (à 50% da largura do pulso) [mA]: 0 - 20

Largura de pulso<sup>6</sup> [ms]: 1,47

Energia de saída<sup>2</sup> [uJ]: 0 - 300

Sensibilidade máxima<sup>1,4</sup> [mV]: 0,8

Período refratário<sup>6</sup> [ms]: 300

Frequência de runaway<sup>6</sup> [bpm]: 200

Consumo médio<sup>2,5</sup> [uA]: 40

Bateria: Lítio CR2032 - 180 mAh - 3 V

Tensão de fim de vida [V]: 2,7

Vida útil<sup>2,5</sup> [horas]: 4500

Dimensões [mm]: 100x62x25

Massa [g]: 140

<sup>1</sup>operando de forma contínua

<sup>2</sup>com carga padrão de 500 Ω

<sup>3</sup>operando automaticamente no modo assíncrono (VOO)

<sup>4</sup>onda triangular com 25 ms de largura

<sup>5</sup>para frequência de 70 bpm, amplitude de 10 mA e modo VOO

<sup>6</sup>tolerância de ±1,5 %

## Conclusões

I - As especificações construtivas e operacionais básicas do marcapasso implementado demonstraram a viabilidade técnica de sua concepção.

II - O baixo consumo de energia, peso e tamanho reduzidos do dispositivo desenvolvido podem representar aumento significativo da vida útil do marcapasso, fácil manuseio e mais conforto ao seu portador.

## Referências

<sup>1</sup>ANDRIES, E.; BRUGADA, P.; STROOBANDT, R. **How to face "the faces" of cardiac pacing**. Londres, Kluwer Academic, 1992.

<sup>2</sup>FURMAN, S.; HAYNES, D.L.; HOLMES, D.R. **A practice of cardiac pacing**. New York, Futura, 1986.

<sup>3</sup>GARCÍA, J.R. et al. Informe sobre el estado actual y nuevas tendencias en la electroestimulación cardíaca. **Revista Española de Cardiología**, v.48, n.1, p.16-23, 1995.

<sup>4</sup>GEDDES, L.A. Historical highlights in cardiac pacing. **IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine**, v.9, n.2, p.12-8, June 1990.

<sup>5</sup>MICROCHIP. **PIC 16/17 Microcontroller data book**. Chandler, 1995/96.

<sup>6</sup>SCHALDACH, M. **Electrotherapy of the heart**. New York, Color Press, 1992.

# Marcapasso Cardíaco Temporário de Demanda e Baixo Consumo: II - Ensaios com Cães

Flavio A. Menegola<sup>1</sup>; Milton S. Oshiro<sup>2</sup>; José Carlos T. de Barros Moraes<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Laboratório de Engenharia Biomédica - EPUSP

<sup>2</sup> Divisão de Bioengenharia / INCOR - HC-FMUSP

**Resumo** - O presente trabalho destinou-se à avaliação experimental com cães de um marcapasso cardíaco temporário, de demanda, usando microcontrolador e componentes de baixo consumo. A avaliação clínica e a verificação da funcionalidade do dispositivo proposto foram realizadas com 5 cães.

**Abstract** - The aim of this study was the evaluation with dogs of a temporary demand cardiac pacemaker that was built with a microcontroller and low power components. The validation of the proposed device functionality and the clinical evaluation have been performed by way of testing procedure in trials on 5 dogs.

## Introdução

O trabalho teve como meta a avaliação clínica de um marcapasso cardíaco temporário, ou provisório, de demanda usando microcontrolador e componentes discretos em SMD de baixo consumo usando 5 cães. O objetivo principal foi verificar a funcionalidade e alguns aspectos básicos de segurança do protótipo do marcapasso desenvolvido.

## Metodologia

No procedimento experimental realizado com cães foram utilizados um amplificador, um osciloscópio, um polígrafo e um sistema de aquisição de sinais para o registro do ECG, do eletrograma ventricular e da pressão arterial, conforme esquema da Figura 1. Foram usados também um desfibrilador, um bisturi eletrônico e um respirador.

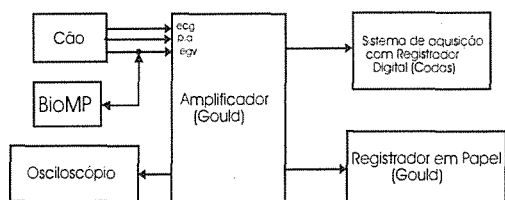


Figura 1

Utilizou-se cães mestiços, machos, com peso conforme Tabela 1 e anestesiados com pentobarbital sódico. Foram mantidos em decúbito dorsal horizontal sob

respiração controlada com um volume corrente de 25 ml/Kg e uma frequência respiratória de 12 ciclos/min.

Ao término do experimento os animais foram sacrificados com a ministração de cloreto de potássio. Os ensaios foram realizados de acordo com o seguinte Protocolo: a) Registrar o ECG e o eletrograma ventricular para todos os ensaios definidos a seguir.

b) Iniciando o procedimento com o marcapasso no modo VOO (modo assíncrono), fazer posteriormente a varredura da sensibilidade desde 20 até 1 mV no modo VVI (Registro 1). Com o marcapasso na sensibilidade máxima (1mV) do modo VVI (modo de demanda), variar a sensibilidade até a perda de captura do sinal natural (Registro 2). Anotar o valor do **limiar de sensibilidade** (Tabela 1).

c) Aumentar a frequência de estimulação pelo menos 10 bpm acima da frequência própria. Determinar o **limiar de estimulação** com o marcapasso no modo assíncrono até a perda do comando sobre o coração (Registro 3). Anotar o valor da amplitude do pulso de estimulação (Tabela 1). d) Verificar os mecanismos de proteção e recuperação do marcapasso frente a procedimentos de desfibrilador com

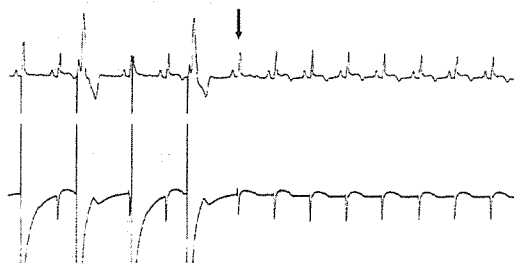
energia de 50 J diretamente aplicada sobre o coração do cão (Registro 4).

## Resultados

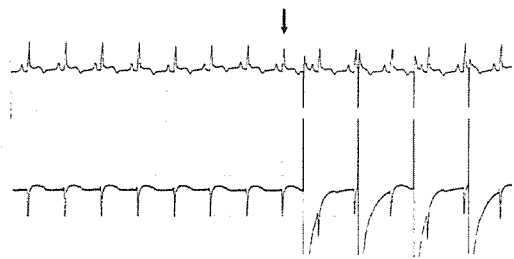
Parte dos resultados obtidos é apresentada na Tabela 1. Valores do limiar de sensibilidade foram obtidos dos Registros 1 e 2 do Protocolo experimental com cães. O limiar de estimulação foi determinado através do Registro 3. Finalmente, o Registro 4 é resultado do procedimento para o estudo dos efeitos decorrentes da desfibrilação.

TABELA 1

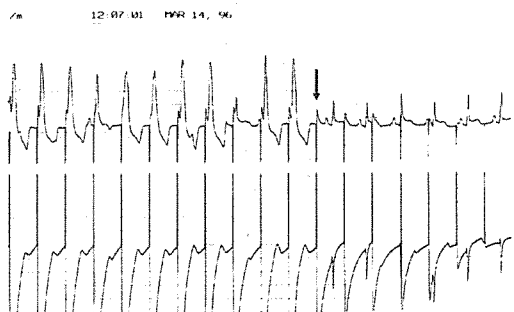
Parâmetros	Cão A	Cão B	Cão C	Cão D	Cão E
Eletrodos	bipolar	bipolar	bipolar	unipolar	unipolar
Massa [kg]	13,8	14	14,7	13,5	14,7
Limiar de sensibilidade [mV]	15	20	20	20	20
Limiar de estimulação [mA]	1,5	1	1	3	2



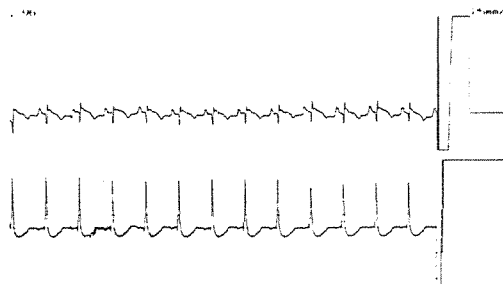
Registro 1



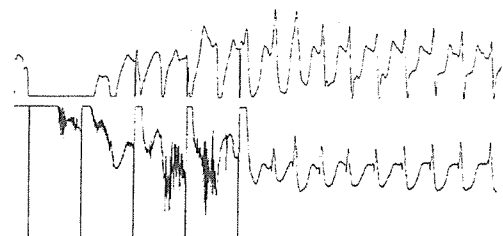
Registro 2



Registro 3



Registro 4a



Registro 4b (continuação)

## Conclusões

Os valores favoráveis de limiar de sensibilidade (Registros 1 e 2), e os valores do limiar de estimulação (Registro 3), apresentaram valores semelhantes àqueles descritos<sup>1</sup> na literatura durante a fase aguda de implante do sistema cabo-eletrodos em cães. Em todos os processos de desfibrilação (Registros 4) houve retorno à operação do marcapasso. Os resultados terapêuticos durante esses procedimentos demonstraram que não ocorreram danos funcionais ao sistema desenvolvido. Os ensaios experimentais com cães permitiram uma avaliação *in vivo*, obtendo-se resultados satisfatórios e demonstrando também a efetiva garantia da operação no modo de demanda em ambiente ruidoso e a proteção contra descargas ou “choques” de desfibriladores.

## Referências

<sup>1</sup> BAROLD, S. S., MUGICA, J. **The third decade of cardiac pacing.** New York, Futura, 1982.

# Quantificação do Ruído de Imagem de um Sub-sistema de Cineangiocoronariografia

José Augusto de Mattos; José Carlos Teixeira de Barros Moraes

Laboratório de Engenharia Biomédica (LEB) - Depto. de Engenharia Elétrica - EPUSP  
Av. Prof. Luciano Gualberto, 158, travessa 3, bloco D 05508-900 São Paulo (SP)

**Resumo** - Este trabalho refere-se à avaliação dos ruídos estático, dinâmico e total (espectro de Wiener) de um sub-sistema utilizado em Sistemas de cineangiocoronariografia e constituído por uma câmera de TV, uma central de TV e um monitor de 100 Hz.

**Abstract** - This work refers to the evaluation of static, dynamic and total noise (Wiener Spectrum) of a sub-system incorporating TV camera, TV central and a 100 Hz monitor, usually included in a cineangiocoronariographic system.

## Introdução

A quantificação de ruído de imagem em Sistemas de cineangiocoronariografia é uma das necessidades mais importantes na avaliação da qualidade da imagem. Normalmente essa quantificação é realizada através de medidas subjetivas utilizando fantasmas (*phantoms test objects*), não possibilitando uma medida precisa. O ruído pode ser definido como a caracterização de flutuações temporais e/ou espaciais no brilho da imagem. A combinação dessas duas parcelas constitui o chamado ruído total. Se o ruído é caracterizado somente pelas flutuações espaciais podemos defini-lo como estático (*structure noise*), tipicamente aparecendo na saída do intensificador de imagem, entrada da válvula de captação de imagem (*plumbicon*) e tela do monitor de televisão em sistemas de cineangiocoronariografia. A flutuação temporal aparece na forma de ruído eletrônico produzido em cada estágio do sistema, mais preponderantemente no pré-amplificador de vídeo, na câmera de TV (*shot noise*), no estágio de amostragem do sinal de vídeo (*aliasing noise*), e no conversor A/D (*quantization noise*) em caso de sistemas digitais<sup>1</sup>.

Este trabalho teve como objetivo quantificar os ruídos estático, dinâmico e total de um sub-sistema constituído por uma câmera de TV, uma central de TV e um monitor de 100 Hz na frequência vertical. O ensaio foi realizado em um conjunto contendo um monitor de 100 Hz pois este modelo será lançado em futuro próximo na área de cardiologia, objetivando a melhoria da qualidade de imagem. O resultado final corresponde ao Espectro de Wiener.

## Metodologia

Para executar as medições foi utilizada a montagem experimental indicada na Figura 1, constituída por osciloscópio digital *Tectronix*

2430A, Light box control *Intralux 5000*, central de televisão e câmera com *plumbicon XQ2182 XTV11-S*, monitor de TV com frequência de 100 Hz, PC 486 e o programa *LabView versão 3.01*.

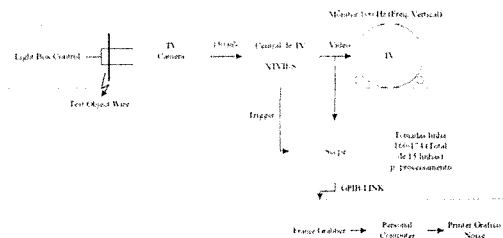


Fig. 1 Montagem para medição de ruído

Uma quantidade de luz foi selecionada para incidir sobre o fio de amostra (*wire*) com espessura de 150  $\mu\text{m}$ , pela unidade *Light box control*, suficiente para formar uma imagem de teste (*wire*) para o *plumbicon converter* na faixa de 150-200 mV, sinal esse suficiente para termos uma boa relação sinal ruído. A central de televisão gera o sinal de vídeo composto em alta resolução, 1049 linhas com uma amplitude de 400 mV para o monitor. As linhas horizontais são capturadas pela placa de aquisição (*frame grabber*) via barramento *GPIB*, sendo posteriormente processadas pelo micro-computador PC. Para a avaliação do ruído são adquiridas 15 linhas que são escolhidas no osciloscópio (160-174) e depois processadas pelo programa *LabView*.

As componentes do ruído são obtidas segundo a seguinte metodologia:

- ruído total (estático e dinâmico): Cada linha é amostrada e a *FFT* é avaliada imediatamente. A transformação é repetida para as linhas sequenciais e uma média dessas linhas sequências é obtida, resultando na avaliação do ruído total.

- ruído estático: Para cada linha é feita uma média repetindo a aquisição várias vezes (em nosso estudo, 128) antes da transformada ser realizada, objetivando eliminar o ruído dinâmico. Após a

média temporal é calculada a Transformação de Fourier. O procedimento se repete para linhas sequenciais. O resultado final corresponde ao ruído estático. Este método elimina o ruído elétrico presente.

- ruído dinâmico: Após a amostragem o sinal sofre interferências devido a artefatos de imagem, tais como as manchas (*stain* e *vignetting*) estas últimas produzidas pelas lentes óticas. Devido a esses artefatos um grande pico poderá ocorrer em baixas frequências, causando imprecisão no processo e dificuldade em obter as conclusões. Para determinar essa tendência ou inclinação (*trend*), uma linha é passada através de um filtro passa baixas. Esta inclinação (*trend*) é corrigida e o sinal resultante é transformado (*FFT*). Após o cálculo da transformação, é avaliada a média para essa mesma linha. O resultado se aplica somente a imagens em tempo real para figurar o ruído dinâmico.

### Resultados

Os resultados obtidos para as componentes do ruído e do ruído total são apresentados nas Figuras 2, 3, e 4, através dos respectivos Espectros de Wiener.

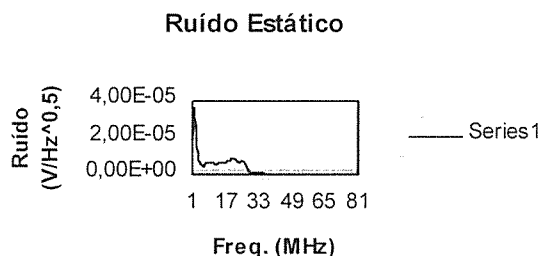


Fig. 2 Espectro do ruído estático

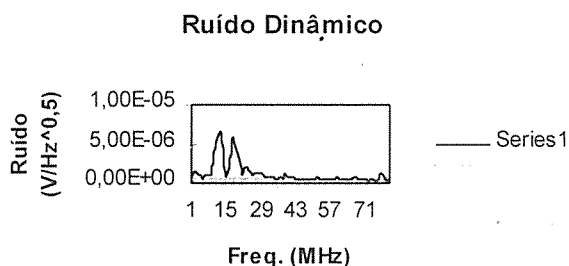


Fig. 3 Espectro do ruído dinâmico

### Ruído Total (Dinâmico + Estático)

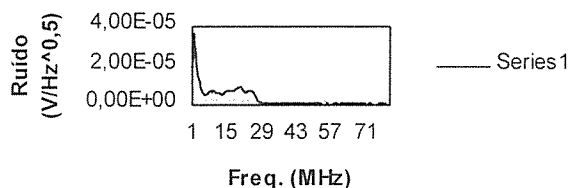


Fig. 4 Espectro do ruído total

### Conclusões

Com a implementação do medidor de ruído, pode-se avaliar o ruído do sistema e concluir com melhor precisão a qualidade do equipamento, inclusive em trabalhos de campo.

### Agradecimento

Os autores agradecem o inestimável auxílio da Philips Medical Systems Inc.

### Referências

- 1 ROWLANDS, J.A.; DECRESCENZO, G. Wiener noise power spectra of radiological television systems using a digital oscilloscope. **Medical Physics**, v.17, n.1, p.58-138, Jan./Feb. 1990.

# Simulação da Função de Transferência de modulação (MTF- Modulation Transfer Function)

## de um Sistema de Cineangiocoronariografia

José Augusto de Mattos; José Carlos Teixeira de Barros Moraes

Laboratório de Engenharia Biomédica (LEB) - Depto. de Engenharia Eletrônica- EPUSP  
Av. Prof. Luciano Gualberto. Nº. 158. Travessa 3. sala D2-05. CEP: 05508-900 . São Paulo (SP)

**Resumo** - Este trabalho refere-se à estimativa da Função de Transferência de Modulação (*MTF*) de um sistema simulado de cineangiocoronariografia para dois tipos de Intensificadores de Imagem.

**Abstract** - This work refers to an estimation of the Modulation Transfer Function (*MTF*) of a cineangiocoronariografia simulated system for two models of Image Intensifiers.

### Introdução

O desempenho físico de um sistema de imagem pode ser caracterizado pela Função de Transferência de Modulação (*MTF*), que caracteriza a transferência de contraste e resolução ao longo do sistema<sup>1</sup>. Quanto melhor a qualidade do sistema maior é a resolução (menor nebulosidade) e a transferência de contraste<sup>2,3</sup>. O objetivo deste trabalho é simular um sistema de cineangiocoronariografia, que produz uma diferença de 10 a 15% em relação ao sistema real, para determinar a sua *MTF*.

### Metodologia

Foi utilizado um programa em *Excel 5.0* desenvolvido pela Philips Medical Systems para a simulação do sistema, podendo-se escolher o tipo de fonte de raio X, o formato do intensificador de imagem (II), o sistema de lentes, o modelo da central de televisão, e o sistema digital de aquisição de imagem. O programa calcula a curva de *MTF* da contribuição individual de cada componente e a *MTF* total do sistema.

Duas configurações do sistema foram simuladas, para Intensificadores de Imagem (II) de 23 cm e 14 cm. Para essas simulações considerou-se os outros parâmetros conforme a configuração:

- fonte de raio X: 0.6 mm retangular;
- distância entre fonte - intensificador de imagem: 1.0 m;
- seleção do formato do intensificador de imagem: 23 cm e 14 cm;
- modelo da central de TV e lentes óticas: XTV11/11mm;
- *plumbicon*: XQ2182/03X
- sistema de digitalização: 1024 X 1024 de resolução espacial, e
- monitor de TV: luminância da tela 67 cd/m<sup>2</sup>.

### Resultados

A Tabela I abaixo apresenta os parâmetros e os resultados dos cálculos para uma das configurações do sistema ( 23 cm ).

Tabela I

MODULATION TRANSFER FUNCTION				FINAL SYSTEM LEVEL RESULTS:			
SET UP:	Spat. freq. sep:	0,08	lp/mm (0.4/0)	Spatial resolution (< 4/0 ?)	1,36	lp/mm	
	Spatial resolution at ?	4	%	Modulation 1 lp/mm:	17,535	%	
					2		
	VARIABLES:	Value:	Unit:	Order:	INTERMEDIATE RESULTS:	Unit:	
SIGNAL:	Selection:	0	[0.3]	{0=off}	Signal type:	Point source	
	Signal width:	0,5	mm	(0.15)	Wire thickness at II:	0,5005	mm
GEOMETRY:	Focus selection:	1	[0.3]	{0=off}	Focus type:	Rectangle	
	Focus size IEC:	0,6	mm	(0.6)	Actual size:	0,9	mm
	Focus-II distance:	1000	mm	(1000)			
	Detail-II distance:	1	mm	{0=off}	Geometric enlargement:	1,001	x
MOTION:	Speed:	0	mm/s	(50)			
	Exposure time:	5	ms	(5, 20)	Intra-displacement:	0	mm detail
	Exp. frequency:	30	inv/s	(15)	Inter-displacement:	0	mm detail
	Time constant:	40	ms	(40)	Phase constant:	0	mm detail
	Power select:	0	{1}	{0=off}			
II-TV/CCD:	II selection:	9	[0.12]	{0=off}	II type(mode):	23 of 23 cm	
	OPTICS selection:	11	[0.15]	{0=off}	Optics type:	23cm/XTV11/11mm	
	TV selection:	2	[0.2]	{0=off}	TV-chain type:	XTV-11/XQ2182/03X	
	Scan size:	36	us	(36)	Detail > Video:	0,1653	us/mm
					II-to-TV enlargement:	0,0743	x
	CCD Resolution:	0,00	pixels	{0=off}	Pixel per mm detail:	0	pix/mm detail
					Nyquist frequency:	0	lp/mm
DIGITAL:	Resolution:	1024	pixels	{0=off}			
	Overframing:	0	%		Detail > Pixel conversion:	4,7019	pix/mm detail
	1st order LP:	5	MHz	{0=off}	Sampling frequency:	28,444	MHz
	Filter order:	2		{0=off}	Nyquist frequency:	2,3509	lp/mm detail
		1	lp/pix	{0=off}	Cut-off frequency (-3 dB):	0,4792	lp/pix
MONITOR:	Selection:	2	[0.3]	{0=off}	Monitor luminance:	67	cd/m <sup>2</sup>
	Video size:	36	us	(37)	Detail > Video conversion:	0,1653	us/mm detail
					DAC frequency:	28,444	MHz

As Funções de Transferência de Modulação dos componentes do Sistema e de todo o Sistema são apresentadas nas Figuras 1 e 2 para os Intensificadores de Imagem de 14 e 23 cm, respectivamente, utilizando-se o seguinte código de cores:



amarelo: Circuito digital;  
 rosa: Monitor;  
 linha cheia: *MTF* de todo o sistema;  
 marrom: sinal de modulação, pulso retangular, e  
 branco: sinal transferido.

Observe-se que o espectro do sinal transferido é dada pelo produto da *MTF* do sistema pelo espectro do sinal de modulação aplicado na entrada.

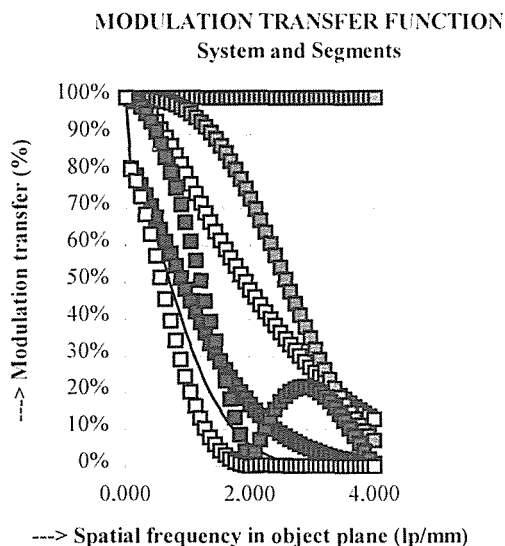


Fig. 1 *MTF* com II de 14 cm

### Conclusão

Fazendo a simulação do sistema para os formatos do intensificador de imagem/TV de 23 e 14 cm, verificamos que a transferência de contraste é maior no sistema para o campo menor, ou seja, 36,88% para uma resolução de 1.0 lp/mm e formato de 14 cm e 17,54% para o formato de 23 cm.

Observe-se que o ideal seria que tivéssemos 100% para toda a faixa de frequência, o que na prática não é possível, conforme pode ser verificado pelos gráficos. As curvas obtidas pela simulação se aproximam das curvas reais, podendo-se utilizá-las em projetos de sistemas de cineangiografia

Este programa de simulação pode ser muito útil no desenvolvimento de equipamentos para cateterismo cardíaco, permitindo uma estimativa da *MTF* para controle de qualidade de imagem em qualquer sistema.

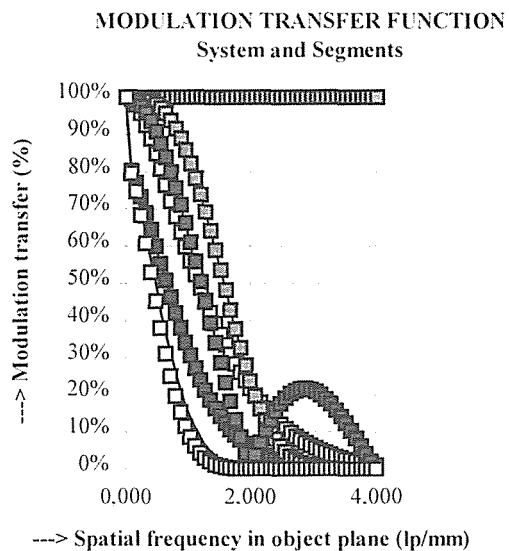


Fig. 2 *MTF* com II de 23 cm

### Agradecimento

Os autores agradecem o inestimável auxílio da Philips Medical Systems Inc.

### Referências

- <sup>1</sup>GAGNE, R.M., WEST, C.N., WAGNER, R.F.; QUINN, P.W. Laboratory measurements of sensitometry, *MTF*, veiling glare, Wiener spectrum and DQE for image intensifier tubes. *Physics of medical Imaging*, SPIE, v.1896, p. 248-58, 1993.
- <sup>2</sup>KROON, J.N. System image quality model. PMSN-XDB 048-0068, Philips Medical Systems Inc., Fev. 1992.
- <sup>3</sup>DAINTY, J.C.; SHAW, R. *Image Science*. Ed. Academic Press, 1974.

# Controle Adaptativo da Pressão Arterial com Restrições

André Laurindo Maitelli ; Cláudio Henrique Souza da Silva

Depto. de Engenharia Elétrica - CT - UFRN  
Av. Senador Salgado Filho S/N - Campus Universitário - Lagoa Nova - 59072-970 - Natal/RN  
e-mail: maitelli@leca.ufrn.br

**Resumo** - Este trabalho apresenta um método para o controle da pressão arterial usando vasodilatadores como o nitroprussiato de sódio (NPS). Para este propósito, um controlador adaptativo baseado em uma lei de controle de mínima variância é utilizado. O controlador é projetado para otimizar o desempenho do sistema em malha fechada levando em conta restrições clínicas impostas na taxa de infusão de NPS e na taxa de variação da pressão arterial. Simulações mostram o bom desempenho do controlador proposto na presença de ruído.

**Abstract** - This paper presents an approach for adaptive control of blood pressure using vasodilators as sodium nitroprusside. For this purpose, an adaptive controller based upon a minimum variance law is used. The controller is proposed in order to optimize the performance of the closed loop system while meeting clinical constraints imposed on infusion rate and on rate of change of the patient's blood pressure. Computer simulations show the good performance of the proposed controller in the presence of noise.

## Introdução

A fim de que se possa reduzir ao máximo o risco de complicações pós-operatórias em pacientes cardíacos, é necessário um controle rápido e eficaz da pressão sanguínea. Uma forma de se atingir este objetivo é utilizar uma infusão contínua de fármacos vasodilatadores como o nitroprussiato de sódio. Uma dose excessiva de nitroprussiato, entretanto, pode ocasionar efeitos colaterais graves e indesejáveis, Pajunen et al<sup>1</sup>.

Na prática, cada paciente costuma ter uma sensibilidade diferente em relação ao NPS e esta sensibilidade, em geral, varia com o tempo, Slate<sup>2</sup>. Assim, se faz necessário um cuidadoso controle da taxa de infusão do medicamento para manter a pressão arterial em torno de um valor desejado. O controle manual da pressão arterial é laborioso e requer um acompanhamento contínuo. Experimentos clínicos, utilizando sistemas automáticos de controle realimentado, têm sido relatados na literatura como procedimentos seguros e com qualidade superior ao controle manual.

O controlador adaptativo estocástico baseado no controle de mínima variância e estimação de parâmetros pelo método dos mínimos quadrados tem sido aplicado para o problema da pressão arterial por Stern et al<sup>3</sup>, Walker et al<sup>4</sup> e Arnsparger et al<sup>5</sup>. Estes controladores usam o princípio da equivalência à certeza, isto é, o sinal de controle é calculado como se as estimativas dos parâmetros do paciente fossem as verdadeiras. O controlador adaptativo proposto, por outro lado, tenta melhorar o desempenho do sistema levando em conta as incertezas existentes sobre estes parâmetros, se preocupando em reduzi-las, enquanto efetua o controle sobre a pressão do paciente.

## Metodologia

O modelo da Pressão Arterial Média (PAM) desenvolvido por Slate<sup>2</sup> é dado por

$$PAM_k = P_0 - \Delta P_k + P_{d_k} + v_k \quad (1)$$

onde  $P_0$  é a pressão inicial,  $\Delta P$  é a variação na pressão devido a taxa de infusão de NPS e  $P_d$  é a variação da pressão devido à ação de reflexo do organismo. Um modelo determinístico descrevendo a relação entre a alteração na pressão sanguínea e taxa de infusão de NPS é o seguinte

$$\Delta P(s) = \frac{Ke^{-T_i s} (1 + \alpha e^{-T_c s})}{(1 + \tau s)} I(s) \quad (2)$$

onde  $I$  é a taxa de infusão,  $K$  é a sensibilidade ao fármaco,  $\alpha$  é a constante de recirculação,  $T_i$  é o atraso de transporte inicial,  $T_c$  é o atraso devido ao tempo de recirculação e  $\tau$  é a constante de tempo do sistema.

Desprezando a variação da pressão devido à ação de reflexo  $P_d$  na equação (1) e usando a versão discreta da equação (2), podemos escrever que

$$P_k = \frac{q^{-d}(b_1 + b_{m+1}q^{-m})I_k + e_k}{1 + a_1q^{-1}} \quad (3)$$

onde  $P_k = P_0 - PAM_k$  é a variação negativa da pressão arterial e será considerada a saída do sistema. A taxa de infusão  $I_k$  é a entrada do sistema. O ruído  $e_k$  é branco, gaussiano com média zero e variância máxima de 4 mmHg<sup>2</sup> conforme Slate<sup>2</sup>. O período de amostragem utilizado é de 15 s. Os parâmetros  $b_0, b_m, a_1, d, m$  são obtidos da versão discreta da equação (2).

As seguintes restrições físicas e fisiológicas são introduzidas no sistema:

- Na entrada:  $0 \leq I_k \leq 180 \text{ ml/h}$
- Na saída:

$$|\Delta PAM_k| = |PAM_{k-1} - PAM_k| \leq 15 \text{ mmHg}$$

O propósito do controle é manter a variação da pressão arterial,  $P$ , tão próxima quanto possível de um valor de referência,  $P^{ref}$ , em um horizonte de controle  $N$ . A performance do controlador é medida pelo seguinte funcional

$$V_N = E \left\{ \frac{1}{N} \sum_{i=d}^N (P_{k+i} - P_{k+i}^{ref})^2 \right\} \quad (4)$$

Porém, a obtenção dos sinais de controle  $I_k, \dots, I_{k+N-d}$  envolve a solução de uma equação de programação dinâmica, que é um problema intratável em situações práticas. A idéia para a simplificação da solução, é minimizar o desvio da pressão da referência um passo adiante, ou seja,

$$V_1 = E \left\{ (P_{k+d} - P_{k+d}^{ref})^2 \right\} + \alpha \frac{\Gamma_{k+d}^{1,1}}{\Gamma_{k+d-1}^{1,1}} \quad (5)$$

onde  $\Gamma$  é a matriz de covariância. Esta matriz e os valores estimados dos parâmetros são obtidos através do método recursivo dos mínimos quadrados, Åström e Wittenmark<sup>6</sup>.

O sinal de controle  $I_k$ , obtido com a utilização de preditores para as saídas futuras e algumas simplificações é dado por

$$I_k = (a + b)/c \quad (6)$$

$$a = \hat{b}_1 P_{k+d}^{ref} - \left[ \hat{b}_1 \hat{b}_{m+1} + \Gamma_{k+d-1}^{1,2} \beta \right] I_{k-m}$$

$$b = - \left[ \hat{b}_1 \hat{a}_1 + \Gamma_{k+d-1}^{1,3} \beta \right] \hat{P}_{k+d-1} ; c = \hat{b}_1^2 + \Gamma_{k+d-1}^{1,1} \beta$$

$$\beta = 1 - \alpha \Gamma_{k+d-1}^{1,1} / \Gamma_{k+d-2}^{1,1}$$

## Resultados

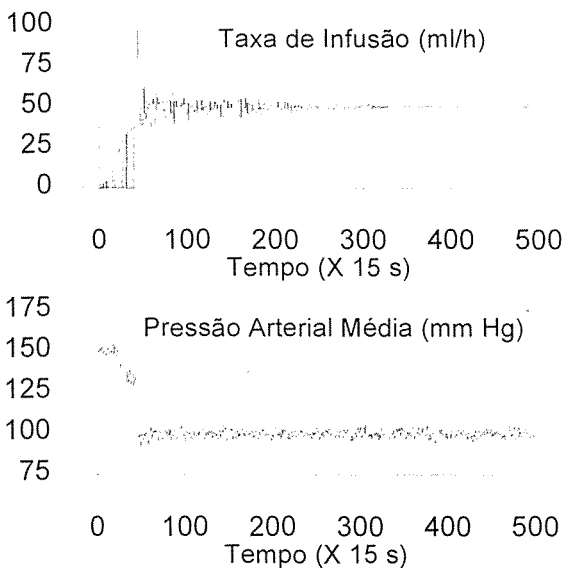


Figura 1- Taxa de infusão e pressão arterial obtidas em uma simulação.

A figura 1 mostra o resultado da simulação de um paciente com parâmetros:

$$a_1 = 0.741; b_1 = 0.187; b_{m+1} = 0.075; d = 3; m = 3$$

e com o sinal de controle  $I_k$  dado por (6). A pressão inicial considerada é de 150 mmHg e deseja-se baixá-la para 100 mmHg e mantê-la.

Nos primeiros 40 passos a taxa de infusão é da forma Randômica Binária, com amplitude crescente de acordo com a reação do paciente à aplicação do NPS. Este período de malha aberta serve para que seja feita a estimativa dos atrasos  $\underline{d}$  e  $\underline{m}$ , e dos parâmetros do paciente.

## Conclusões

O controlador proposto apresenta um bom desempenho quando comparado a controladores que utilizam o princípio de equivalência à certeza, que possuem um transitório de grande amplitude, o que é indesejável para esta aplicação.

Uma característica importante do controlador desenvolvido é levar em conta as restrições na taxa de infusão e na variação da pressão entre dois passos, que é garantida fazendo-se uma previsão da pressão que resultará da aplicação da infusão atual.

## Referências Bibliográficas

- <sup>1</sup> Payunen, G. A., Steinmetz, M. & Shankar, R. Model reference adaptive control with constraints for postoperative blood pressure management. IEEE Trans on Biom Eng, v. 37, n° 7, p. 679-687, 1990.
- <sup>2</sup> Slate, J. B. Model-based design of a controller for infusing nitro-prusside during postsurgical hypertension. PhD thesis, Univ. Wisconsin-Madison, n° 8028208, Univ. Microfilms, Ann Arbor, MI, 1980.
- <sup>3</sup> Stern, K. S., Walker, B. K. & Katona, P. G. Automated blood pressure control using a self-turning regulator. Proc. IEEE 1981 Frontiers of Eng. Health Care Conf., Houston, T. X., p. 255-258., 1981.
- <sup>4</sup> Walker, B. K., Chia, T. L., Stern, K. S. and Katona, P. G. Parameter identification and adaptive control for blood pressure. Proc. IFAC Ident Syst. Param Estimation. Washington, D. C., p. 1413-1418, 1982.
- <sup>5</sup> Arnspanger, J. M., McInnis, B. C., Glover, J. R. and Normann, N. A. Adaptive control of blood pressure. IEEE Trans. Biom. Eng, v. BME-30, p. 168-176, 1983.
- <sup>6</sup> Åström, K. J. & Wittenmark, B. Adaptive Control. Addison-Wesley Publishing Company, 1989.

## Sistema para avaliação “in vitro” da hemólise em Bomba Centrífuga

Maria de Lourdes L. Silva, Sergio A. Hayashida, Idágene A. Cestari, Adolfo A. Leirner

Divisão de Bioengenharia - InCor/HCFMUSP  
Av. Dr. Enéas de C. Aguiar, 44, Cerqueira Cesar - 05403-000, SP

**Resumo** - Esta trabalho apresenta um sistema para avaliação *in vitro* da hemólise produzida por uma bomba de fluxo contínuo do tipo centrífuga utilizada para assistência circulatória temporária. O sistema desenvolvido é composto por reservatório, trocador de calor, console para acoplamento e motor para acionamento da bomba, fluxômetro eletromagnético e transdutor de pressão. Para a validação do sistema utilizou-se bomba comercial (Biopump®) rotineiramente utilizada em assistência. Os experimentos foram realizados com sangue bovino fresco heparinizado (volume: 1000 ml, 37 °C). A variação de hemoglobina livre plasmática foi medida ao longo de 4 horas, mantendo-se vazão 3,5 l/min contra uma pressão de 120 mmHg ( $\mathfrak{R}=1902$ ).

**Abstract** - This paper presents a system developed for *in vitro* evaluation of hemolysis caused by a centrifugal type pump utilized for cardiac assistance. It consists of a blood reservoir, a heat exchanger, pump actuator, electromagnetic flowmeter and pressure transducer. Experimental evaluation was performed utilizing a commercial centrifugal pump (Biopump®) running with fresh bovine blood (volume: 1000 ml, 37 °C). Plasma free hemoglobin was measured during 4 Hs, at 3,5 l/min flow and 120 mmHg pressure gradient ( $\mathfrak{R}=1902$ ).

### Introdução

Dentre as bombas de sangue utilizadas rotineiramente para assistência circulatória temporária destacam-se as bombas de deslocamento positivo, que atuam deslocando o sangue da abertura de sucção para a via de saída e as bombas cinéticas, que atuam fornecendo energia cinética ao sangue por rotação de um elemento propulsor (cones, pás, etc.). Todas as bombas, em maior ou menor grau, causam traumas mecânicos ao sangue<sup>1</sup>. O objetivo desse trabalho foi desenvolver um sistema para permitir a quantificação da hemólise causada por bombas do tipo centrífuga (BC).

### Materiais e Métodos

O sistema construído é composto por unidade de acionamento (rotação: máximo 4000 rpm), reservatório de sangue, sistema aquecedor e circulador d'água

interligados por tubulação de PVC. Contém também um transdutor de pressão (Fisics Biofísica Aplicada S.A.) e fluxômetro eletromagnético (Stathan SP 2201, Oxnard, CA, USA) para das condições de teste. O comprimento da tubulação e a altura do reservatório foram ajustados para simular condições normais típicas de operação (gradiente de pressão: de 120 mmHg).

A figura 1 apresenta o sistema de testes construído.

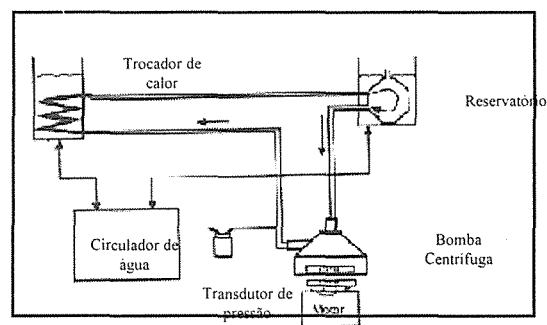


Fig 1. Ilustração esquemática do sistema de testes.

O sistema foi validado experimentalmente utilizando-se bomba normalmente empregada em pacientes (Biopump®). Nesse tipo de bomba, o elemento propulsor tem forma cônica e gira por acoplamento magnético com o motor de acionamento.

Os testes foram realizados com fluxo constante de 3,5 l/min (rotação de 1800 rpm) e sangue bovino fresco (1000 ml) heparinizado, à temperatura constante de 37 °C com hematócrito de  $40 \pm 4 \%$  e hemoglobina total de  $13,5 \pm 1,5$  g/dL. As amostras de sangue foram avaliadas nos intervalos de 0, 1, 2, 3 e 4 horas após o início do teste

Adotou-se a variação da hemoglobina livre no plasma (HbL, medida pelo método espectrofotométrico) como parâmetro de avaliação correspondente à hemólise do sistema.

## Resultados

Os resultados obtidos nos testes experimentais (n=6) são apresentados na Figura 2.

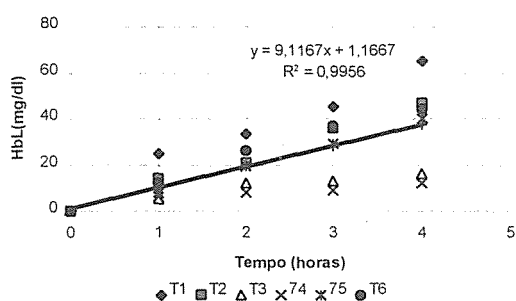


Fig. 2. Variação da HbL no tempo

Após 4 hs, a hemólise medida foi de  $36,9 \pm 18,3$  mg/dl..

## Discussão e Conclusões

A tensão de cisalhamento ( $3,03 \text{ N/m}^2$ ) e o padrão de fluxo laminar ( $Re = 1902$ ) permitem considerar que a hemólise resultante da tubulação é desprezível <sup>2</sup>.

O sistema mostrou-se apropriado para a avaliação da hemólise de bombas do tipo centrífugas. Os valores encontrados para a variação da HbL são compatíveis com os dados encontrados na literatura <sup>3</sup>, quando da utilização de bombas similares.

## Referências

- MÜLLER, M.R.; WOPHLJAHART, A.; SCHIMA, H. Testing of blood pumps - Data and analysis of two different principles. *Proceedings of International Workshop on Rotary Blood Pumps*, Obertauern, Austria, p. 82-87, 1988.
- REUL, H. Blood pumps - General design consideration in *Adv. Cardiovasc. Phys.*, v. 5, (Part 4), p. 55-71 (Karger, Basel), 1983.
- ENGELHARDT, H.; VOGELSANG, B.; REUL, H.; RAU, G. Hydrodynamical and hemodynamical evaluation of rotary blood pumps. Obertauern, Austria, p. 76-81, 1988.

## Agradecimentos

Este projeto teve apoio financeiro do PADCT, FINEP e Fund. E. J. Zerbini.

# Relação Temporal entre Atividade Neurogênica dos Pressoreceptores e Atividade Simpática Periférica e Labilidade da Pressão Arterial.

I A Cestari<sup>2</sup>, F Ida<sup>2</sup>, E D Moreira<sup>2</sup>, MD Pires<sup>2</sup>, M C Irigoyen<sup>3</sup> e E M Krieger<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Divisão de Bioengenharia, <sup>2</sup>Unidade de Hipertensão InCor HC-FMUSP e <sup>3</sup>Dept. Fisiologia, UFRGS.  
Av. Dr. Enéas de Carvalho Aguiar, 44 - CEP 05403 000 São Paulo  
e-mail: cestari@incor.usp.br

**Resumo** - O objetivo desse estudo foi avaliar a atividade neurogênica dos pressoreceptores ( $A_{PR}$ , registrada no nervo aórtico) e a atividade simpática periférica ( $A_{SR}$ , registrada no nervo simpático renal), considerando-se a ocorrência e distribuição nos ciclos cardíacos e nas fases sistólica e diastólica. Foram estudados ratos normais anestesiados e ratos acordados submetidos à desnervação sino-aórtica (DSA) nas fases aguda e crônica após a desnervação. Os resultados obtidos sugerem que a falta de sincronismo entre a atividade simpática e os ciclos da pressão arterial contribuem para as alterações encontradas na pressão sanguínea na ausência dos pressoreceptores.

**Abstract** - The aim of this study was to analyze the neurogenic activity of baroreceptors (recorded on the aortic nerve,  $A_{PR}$ ) and peripheral sympathetic activity (recorded on the renal nerve,  $A_{SR}$ ) with regard to its occurrence and distribution in relation to the cardiac cycle and the systolic and diastolic phases of it. Normal anesthetized rats and awakened sino aortic denervated (SAD) rats were studied. The analysis showed that the existing synchronism between sympathetic activity and arterial pressure pulses found in normal rats was absent in SAD rats. These results suggest that the lack of synchronism between sympathetic activity and cardiac cycles may contribute to the alterations in blood pressure observed in the absence of baroreceptors.

## Introdução

O nível de pressão arterial (PA) atingido após a desnervação sino-aórtica depende da eliminação das influências excitatórias dos quimiorreceptores e influências inibitórias dos baroreceptores<sup>1,2</sup>. Após a DSA, a hipertensão observada nos primeiros dias é seguida de normalização da pressão na fase crônica. A principal característica dos animais DSA na fase crônica é a labilidade da PA<sup>3</sup>. Neste trabalho a atividade simpática periférica (nervo simpático renal) e a atividade neurogênica pressoreceptora (nervo aórtico) foram medidas em ratos com o objetivo de se analisar a ocorrência e distribuição das descargas em relação aos ciclos cardíacos.

## Materiais e Métodos

Foram implantadas cânulas na aorta e veia jugular, sob anestesia (eter) para registro da PA e administração de drogas (24 hs antes da sessão de registros). A  $A_{PR}$  e  $A_{SR}$  foram registradas por eletrodo bipolar de platina implantado sob anestesia (pentobarbital sódico: 40 mg/Kg, iv, 6 hs antes da sessão de registro). Os sinais de  $A_{PR}$  e  $A_{SR}$  foram registrados na forma original e após pré-processamento analógico e integração ( $A_{PRi}$  e  $A_{SRi}$  respectivamente). Em cada ciclo cardíaco, a atividade neurogênica correspondente às fases sistólica e diastólica foram determinadas. Os sinais de PA foram registrados batimento a batimento (200 ciclos) após condicionamento apropriado. Foram estudados 3 grupos: controle (anestesiados) com registros simultâneos

de PA,  $A_{PR}$  e  $A_{SR}$ , e grupo DSA (acordados) com registros de PA e  $A_{SR}$  na fase aguda ( $DSA_a$ , 6 h. após desnervação) e crônica ( $DSA_c$ , 20 dias após desnervação).

## Resultados

A Figura 1 apresenta segmento de aproximadamente 0.5 s contendo os sinais originais de AP,  $A_{PR}$  e  $A_{SR}$ .

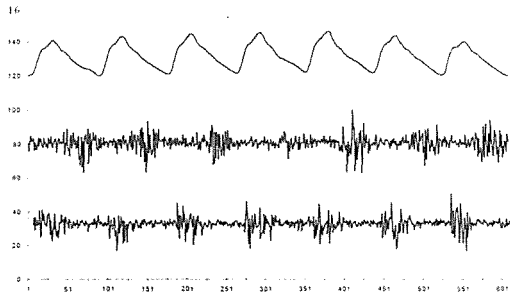


Fig.1. PA,  $A_{PR}$  e  $A_{SR}$  (controle).

A figura 2 apresenta um ciclo de pressão e  $A_{PRi}$  e  $A_{SRi}$  correspondentes. No grupo controle anestesiado ( $n=4$ ), os resultados obtidos (média $\pm$ DP) foram:  $PA=127\pm 13$  mmHg,  $A_{SRsístole} = 31\pm 20\%$ ,  $A_{SRdiástole} = 70\pm 20\%$ . Nesse grupo foram também medidos os intervalos entre os picos da PA e o valor máximo de  $A_{SRi}$  ( $t_{renal}=60\pm 5$  ms) e  $A_{PRi}$  ( $t_{presso} = 12\pm 6$  ms). O grupo controle acordado ( $n=6$ ) apresentou:  $PA = 114\pm 3$  mmHg. A labilidade da PA foi de  $6\pm 3$  nos controles e  $13\pm 2$  e  $15\pm 2$  nos  $DSA_a$  e  $DSA_c$ , respectivamente. A atividade simpática renal aumentou 100% em relação ao grupo controle no  $DSA_a$  com valores semelhantes aos do grupo controle no  $DSA_c$  estando igualmente distribuída no ciclo cardíaco (52 e 48%, 48 e 52% no  $DSA_a$  e  $DSA_c$ , nas fases sistólica e diastólica, respectivamente).

O histograma de distribuição mostrou que no  $DSA_c$ , 37% dos ciclos não apresentaram atividade sincronizada (definida como atividade maior que 30% da atividade neurogênica máxima<sup>4</sup>) em contraste com 10% nos controles e inexistente nos  $DSA_a$

e também nos controles, tanto acordados como anestesiados.

## Conclusão

A PA e  $A_{SR}$  aumentadas na fase aguda da DSA retornaram aos valores controle na

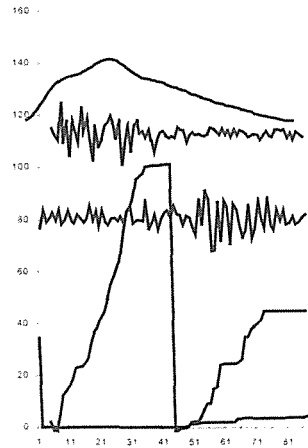


Figura 2. Sinais de PA,  $A_{PR}$  e  $A_{SR}$  e respectivas atividades integradas nas fases sistólica e diastólica do ciclo cardíaco obtidos no animal controle.

fase crônica. Os resultados obtidos sugerem que a alteração do sincronismo entre os ciclos de PA e  $A_{SR}$  observados após a DSA, pode estar relacionados com a labilidade da PA observada nos animais com desnervação sino-aórtica.

## Referências

- <sup>1</sup>EM Krieger Circ Research 15:511, 1964.
  - <sup>2</sup>Irigoyen MC, Moreira ED, Cestari IA, Krieger EM. Renal sympathetic nerve activity and arterial pressure relationship after selective denervation of baroreceptor and chemoreceptor. Braz J Med Biol Res. 1991; 24:219-222.
  - <sup>3</sup>Irigoyen MC, Moreira ED, Ida F, Pires M, Cestari IA. Changes of Renal Sympathetic Activity in Acute and Chronic Conscious Sinoaortic Denervated Rats. Hypertension 1995;26(part2):1111-1116.
- Apoio financeiro: FINEP, FAPESP e Fund. E J Zerbini.

# Sistema para Análise do desempenho de uma Bomba Axial para Assistência Circulatória Temporária

Mário Drummond<sup>1</sup>; Eugênio Spano Rosa<sup>2</sup>; Adolfo A. Leiner<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Divisão de Bioengenharia - InCor - HCFMUSP

<sup>2</sup>Departamento de Energia - FEM - UNICAMP

E-mail: bio\_mario@incor.usp.br

**Resumo** - As Bombas de fluxo axial com localização intraventricular representam um método promissor para a assistência cardíaca temporária pela eficiência e praticidade. Este trabalho apresenta um sistema para utilização na análise do desempenho durante o desenvolvimento de bombas axiais. No trabalho foram utilizadas técnicas e metodologias da análise dimensional para o estudo do comportamento da bomba em modelo ampliado.

**Abstract** - The Axial Pump for intraventricular location represents a promising device for temporary cardiac assistance in terms of efficiency and easy of handling. This paper presents a system for evaluating the performance of Axial Pumps for temporary assistance using technics of dimensional analysis and flow visualization.

## Introdução

A Bomba Axial para uso em assistência circulatória foi introduzida há pouco mais de 8 anos. O princípio de funcionamento deste tipo de bomba é transformar o movimento de rotação de um rotor em um movimento unidirecional não pulsátil na direção axial. Seu desempenho se situa entre o balão intraórtico e as bombas de sangue extracorpóreas, tornando-a uma opção de custo mais baixo, menor, dimensão reduzida, controle relativamente fácil.

Os problemas inicialmente encontrados de transmissão da rotação e rendimento, foram analisados com estudos de visualização de fluxo<sup>1</sup> (fig.1) em modelo ampliado<sup>2</sup>. Estes estudos permitiram localizar pontos de estagnação de fluxo a serem eliminados para aumentar a eficiência da bomba

O objetivo deste trabalho foi desenvolver um sistema para análise de desempenho e do fluxo interno da bomba axial.

## Material e Métodos

Foram construídas duas bombas cada uma com elemento propulsor constituído por uma hélice contínua com duas entradas e ângulo de 90°, a altura de uma delas foi reduzida em 50%. O elemento propulsor é apoiado nas suas extremidades por microrolamentos.

Foram realizados testes nas duas bombas utilizando um sistema de transmissão acoplado diretamente no eixo da bomba. Os testes hidrodinâmicos foram realizados no setup mostrado na figura 2, com uma pressão de pós-carga constante de 100 mmHg e alterando-se a rotação (0 à 22000 rpm).

## Resultados

O resultados obtidos demonstraram que a altura menor da hélice aumentou o rendimento da bomba, mostrado no gráfico da figura 3 onde compara-se a rotação utilizada no modelo anterior de altura da hélice sem modificação.



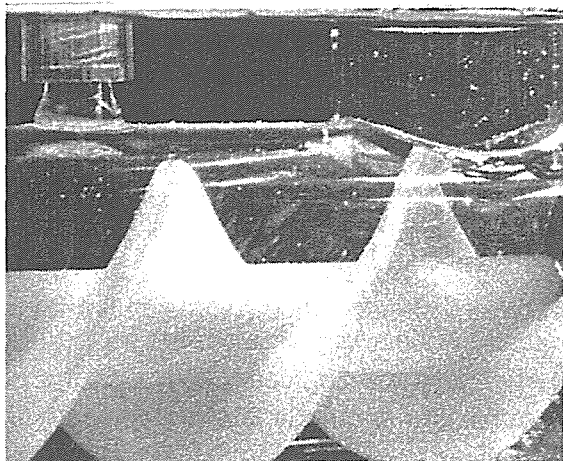


Fig.1 Sistema para análise do escoamento

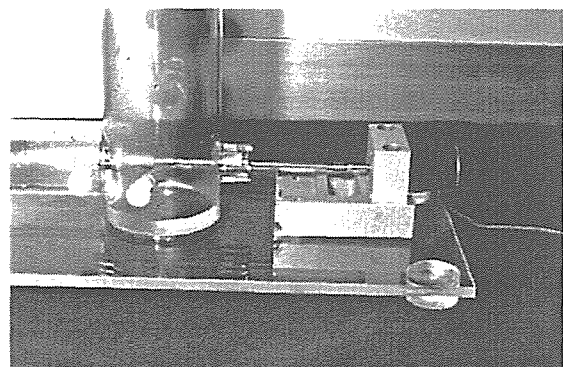


Fig. 2. Setup teste Hidrodinâmico

## Discussão e Conclusão

A redução na rotação sem alteração de vazão e pressão, possibilitaria uma menor tensão no sistema como um todo, melhorando também o nível da rotação específica  $(Ns)^2$  propiciando um menor índice hemolítico<sup>4</sup>.

Dentro da aplicabilidade do sistema para caracterização hidrodinâmica da bomba outras modificações serão necessárias para otimizar seu desempenho.

## Referências Bibliográficas

<sup>1</sup>Drummond, M. ; Rosa, E.S.; Leirner, A.A.: Flow visualization in an intraortic axial pump. World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering, v.1, p. 31, 1994.

<sup>2</sup>White F.M: Fluid Mechanics, Second Edition, McGraw Hill, 1974.

<sup>3</sup>Reul H.: Blood Pumps: Geral Design Considerations, Adv. Cardiovascular Phys., v.5, 1993.

<sup>4</sup>H.Anai,T.Nakatani: Approach to Decrease of Hemolysis in Axial Flow Blood Pump; ASAIO Journal, v. 41:1, p.43.

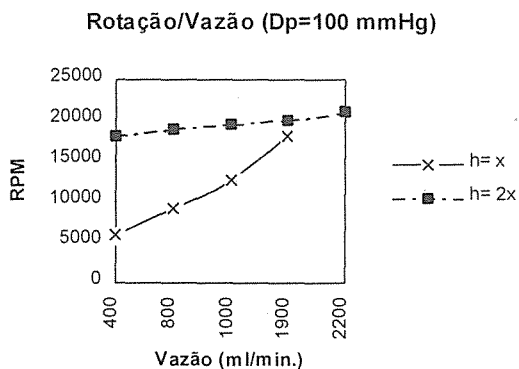


Fig. 3 Gráfico comparativo rotação x vazão

## **Desenvolvimento de uma Prótese de Ventrículo Artificial Implantável**

Marina J.S. Maizato<sup>1</sup>; Milton S. Oshiro<sup>1</sup>; Sérgio A. Hayashida<sup>1</sup>; Maria L. Lopes<sup>1</sup>; Euclydes F. Marques<sup>1</sup>; Gina H. Hamamoto<sup>1</sup>; Cecília A.C. Zavaglia<sup>2</sup>; Adolfo A. Leirner<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Divisão de Bioengenharia do INCOR - HC FMUSP  
Av. Dr. Enéas de Carvalho Aguiar, 44 - CEP 05436-000 - São Paulo (SP)

<sup>2</sup>Departamento de Engenharia Biomédica - UNICAMP

**Resumo** - O objetivo deste trabalho foi o desenvolvimento de uma prótese de ventrículo artificial tipo implantável (VAI), para utilização em pacientes com insuficiência cardíaca profunda que necessitam de assistência circulatória mecânica, como ponte para transplante de coração. Foi utilizado um programa CAD (Microstation) para o projeto mecânico do VAI. O dispositivo apresenta uma membrana livre fixada entre duas carcaças de titânio, seu acionamento é do tipo pneumático. O dispositivo foi projetado para ser implantado na cavidade abdominal e conectado ao coração nativo via ápice do ventrículo esquerdo e aorta, por meio de cânulas confeccionados em silicone, acopladas a válvulas biológicas de pericárdio bovino.

**Abstract** - This paper describes the design of an implantable artificial ventricular assist device to support the heart as a bridge to heart transplantation, in patients with profound cardiac failure. The artificial ventricle presented has a free floating membrane, dividing two titanium carcass. The driving unit is pneumatic. Two silicone cannulae are used to connect the device to the patient's heart (left ventricle apex and aorta). Each cannula is equipped with one bovine pericardium valve. A computer program (Microstation) was utilized to provide volumetric calculus, bidimensional and tridimensional visualization to optimize the design.

### **Introdução**

O auxílio a pacientes com insuficiência cardíaca profunda, pode ser feito através de assistência circulatória mecânica, assistência biomecânica e transplante cardíaco.

O objetivo deste trabalho foi a confecção de um ventrículo artificial implantável de membrana livre, com acionamento tipo pneumático, para utilização em pacientes com insuficiência cardíaca e que necessitam de assistência circulatória mecânica como ponte para transplante.

O dispositivo de assistência ventricular implantável (DAV) foi confeccionado em titânio (Ti), com revestimento interno da câmara sangüínea e membrana propulsora em poliuretano. Utiliza duas cânulas com o corpo em

silicone e válvulas biológicas de pericárdio bovino.

### **Metodologia**

#### **A) Estudo anatômico:**

O DAV será implantado na posição intra abdominal no espaço extraperitonal, devendo ser conectado ao coração natural via ápice do ventrículo esquerdo e aorta.

Foi confeccionado um modelo em arame do dispositivo a ser implantado. Esse modelo foi acoplado a um modelo tridimensional de tronco moldado em arame, em tamanho real, construído através de cortes tomográficos. Após os devidos acertos do modelo no tronco de arame, ele foi testado em cadáver.

#### **B) Confecção do DAV:**

O projeto mecânico do DAV foi realizado utilizando-se um programa CAD (Microstation da Bentley System, Inc.).

As calotas superior e inferior do DAV foram obtidas por estampagem de chapa de Ti puro de 0,5 mm de espessura.

Em uma capela de fluxo laminar (classe 100 com sistema de exaustão de gases) foram feitos o revestimento da carcaça superior e a confecção da membrana propulsora por rotomoldagem com poliéter poliuretana segmentada<sup>1</sup>. A membrana propulsora foi colada à carcaça superior, formando a câmara de sangue e a câmara propulsora foi obtida com a fixação da carcaça inferior à câmara de sangue, por sistema de cravação (Fig. 1). O volume sistólico do DAV implantável é de 65 ml.

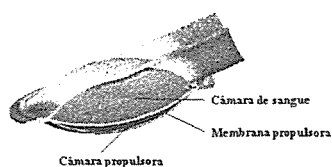


Fig. 1 - Esquema do DAV em corte.

As cânulas que interligam o DAV ao coração nativo, foram confeccionadas por “dipping”, em silicone líquido RTV.

As válvulas utilizadas são de pericárdio bovino tamanho 23, com o anel adaptado para permitir sua fixação às cânulas.

## Resultados

A Figura 2 mostra o DAV confeccionado pelo processo descrito.

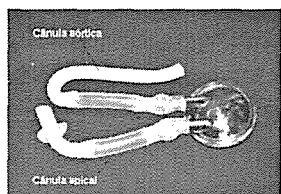


Fig. 2 - DAV implantável com as respectivas cânulas.

O desempenho hidrodinâmico foi avaliado através de sistema especialmente desenvolvido para este propósito. O resultado está ilustrado na Figura 3.

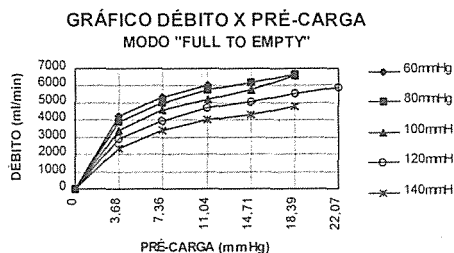


Fig. 3 - Curvas de desempenho hidrodinâmico.

## Discussão e Conclusões

O acabamento interno do DAV confeccionado pelo processo descrito, foi inspecionado através de fibras óticas. Não foi detectado aderências de partículas estranhas na superfície interna da câmara de sangue, comprovando a eficiência do processamento dentro de capelas de fluxo laminar com sistema de exaustão.

Os testes “in vitro” do desempenho hidrodinâmico do DAV para as diversas pré-cargas e pós-cargas, demonstram a viabilidade do seu funcionamento dentro das faixas fisiológicas, podendo manter um débito em torno de 5 l/min para uma pré-carga fisiológica de 10 mmHg e pós cargas de 100 a 80 mmHg. Os resultados destes testes, quando comparada com o desempenho do DAV-INCOR paracor-póreo<sup>2</sup>, atualmente disponível para utilização clínica, demonstraram desempenho semelhante e portanto indicam a possibilidade de sua utilização clínica após os testes de hemólise e experimentos em animais de grande porte.

## Referências Bibliográficas

- GIBBONS, D.F. Cardiac Assist Devices. In Garth W. Hastind (Ed): *Cardiovascular Biomaterials*, p.185-194, 1992.
- OSHIRO, M.S., HAYASHIDA, S.A., MAIZATO, M.J.S., MARQUES, E.F., STOLF, N.A.G., JATENE, A.D., LEIRNER, A.A. Design, Manufacturing, and Testing of a Paracorporeal Pulsatile Ventricular Assist Device: São Paulo Heart Institute VAD. *Artificial Organs*, 19(3), p.274-279, 1995.

## Agradecimentos

Este projeto recebeu auxílio financeiro do FINEP / PADCT / MCT e Fundação E. J. Zerbin.

# Desenvolvimento de um Fluxômetro Eletromagnético para Linha de Perfusão

Marcelo Mazzetto<sup>1</sup>; Milton S. Oshiro<sup>1</sup>; Adolfo A. Leirner<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Divisão de Bioengenharia do INCOR - HC FMUSP  
Av. Dr. Enéas de Carvalho Aguiar, 44 - CEP 05436-000 - São Paulo (SP)

**Resumo** - Este trabalho apresenta um fluxômetro eletromagnético desenvolvido para medida do fluxo sanguíneo na tubulação da bomba centrífuga utilizada em circulação assistida. O sistema consiste de um circuito condicionador de sinal, geração dos sinais de controle, excitação da bobina e tratamento de sinal e um sensor. O sistema apresentou resposta linear e repetibilidade em testes "in vitro" (solução fisiológica, com variação de fluxo de 0 à 8 L/min).

**Abstract** - This paper presents an electromagnetic flowmeter for blood flow measurements during assisted circulation provided by centrifugal pump. The system consists of a signal conditioner circuit, control signals generator, exciting coil, signal treatment and sensor. The system had a linear response and repeatability during "in vitro" tests using saline solution, with a flow range of 0 to 8 L/min.

## Introdução

A assistência circulatória mecânica temporária é utilizada nos casos de insuficiência cardíaca. Situações que demandam o uso prolongado desse tipo de assistência utilizam rotineiramente a bomba centrífuga, devido à baixa hemólise do sangue. Para medir-se o volume de sangue bombeado faz-se necessário utilizar transdutores de fluxo eletromagnéticos ou ultrasônicos.

O objetivo deste trabalho foi o desenvolvimento de um transdutor eletromagnético para monitoração de fluxo sanguíneo em circulação assistida utilizando-se bomba centrífuga.

## Metodologia

O fluxômetro eletromagnético é constituído de dois módulos. O primeiro módulo, ilustrado na Figura 1, é o condicionador de sinais, que consiste de um, circuito de proteção contra descarga de desfibrilador, amplificador de instrumentação, filtro passa-baixa ( $f_c=3$  KHz), e um amplificador isolador, com

tensão de ruptura em 8 KV, equipado com um conversor DC - DC interno.

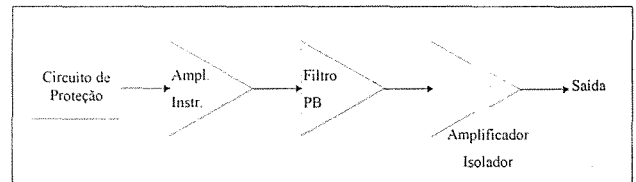


Figura 1 - Condicionador de sinais

O segundo módulo, ilustrado na Figura 2, pode ser dividido em três partes: circuito de potência,  $\mu$ controlador e circuito de tratamento de sinal. O primeiro módulo contém um amplificador de potência para a excitação da bobina e geração do campo magnético. O  $\mu$ controlador gera o sinal de excitação de bobina, um pulso bifásico (400 Hz), que passa por um conversor digital/analogico (D/A) e os sinais de controle de amostragem. No terceiro módulo, o sinal capturado pelo circuito condicionador de sinais é amplificado ( $G=10$ ), amostrado, diferenciado, filtrado (passa-baixa,  $f_c=1$  Hz), após o que faz-se o ajuste da linha de base e nova amplificação (ganho variável).

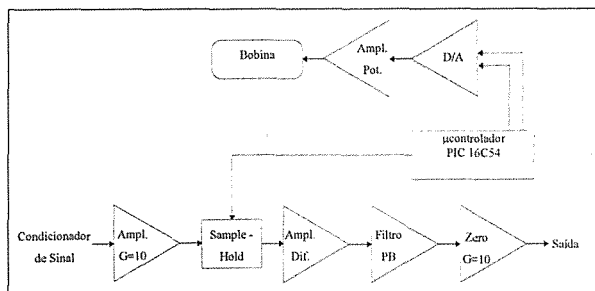


Figura 2 - Circuito de controle

Para realização da medida foi desenvolvido um conector hidráulico (*probe*) com 6 eletrodos confeccionados em aço inox 316L (não-magnético), que captam a variação de potencial causada pelo fluxo de sangue.

## Resultados

A Figura 3 mostra o transdutor de fluxo, constituído de um núcleo de ferrite em "C", no qual é enrolada a bobina e uma placa de conexão entre o *probe* e o cabo de transmissão do sinal.

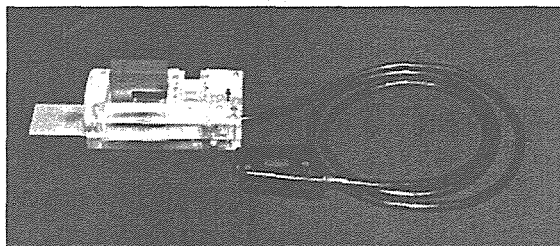


Figura 3 - Transdutor de fluxo

Para realizar os testes de funcionamento e calibração do fluxômetro, foi construído um sistema composto por um reservatório (2L, solução fisiológica), uma bomba centrífuga e um rotâmetro para

líquidos, escala de 0 à 10 L/min. (Fischer & Porter Co.).

Foram realizados ensaios de ruptura no circuito condicionador de sinais e verificou-se não haver alterações nas suas características operacionais. A taxa de rejeição de modo comum (CMRR) do amplificador de instrumentação é maior que 90dB em 60 Hz.

Após alguns testes para a calibração do circuito de controle, foram realizados ensaios simulando-se a operação normal do sistema, apresentando respostas lineares e repetibilidade nos mesmos.

## Discussão e Conclusões

O circuito condicionador de sinais, acoplado ao transdutor adequado, pode ter outras aplicações, tais como a captação de ECG, pressão, temperatura, e outras medidas de biopotenciais.

A avaliação clínica do sistema prevê experimentos "in vivo".

## Referências Bibliográficas

- R. S. COBBOLD - Transducers for Biomedical Measurements: Principles and Applications, pages 245-275, 1974.  
 J. G. WEBSTER, Editor - Medical Instrumentation - Application and Design, 2<sup>nd</sup> Edition, pages 415-422, 1992.

## Agradecimentos

Este projeto recebeu auxílio financeiro do FINEP / PADCT / MCT e Fundação E. J. Zerbini.

## Comparação *IN VITRO* entre Bioprotésis de Pericárdio Bovino e Porcinas

Domingo M. Braile<sup>1</sup>; Moacir F. Godoy<sup>1</sup>; Dorotéia R.S. Souza<sup>1</sup>; Ana Paula M.L. Oliveira<sup>1</sup>; Marcos Pinotti<sup>2</sup>; Renato B. Araújo<sup>1</sup>; Gilberto Goissis<sup>3</sup>

<sup>1</sup>Braile Biomédica Ind. Com e Rep. S.A., São José do Rio Preto SP

<sup>2</sup>Dept. Energia, Faculdade de Engenharia Mecânica - UNICAMP, Campinas SP

<sup>3</sup>Dept. Química e Física Molecular - Instituto de Química de São Carlos - USP, São Carlos SP

**Resumo** - No presente estudo foi avaliada a performance hidrodinâmica de biopróteses de pericárdio bovino comparativamente às válvulas porcinas, ambas produzidas no Brasil. Os testes hidrodinâmicos foram realizados em próteses de diâmetros variando de 19 a 35 mm em um sistema duplicador de pulso. O gradiente pressórico médio das próteses de pericárdio bovino foi significativamente menor que o de próteses porcinas ( $p < 0,01$ ) para todos os diâmetros estudados.

**Abstract** - In the present study hydrodynamic performance of bioprostheses of bovine pericardium and porcine valve were evaluated. The hydrodynamic test were performed in a pulse duplicator system using valves of different diameters from 19 to 35 mm. Pressure gradients measured in bovine pericardium prostheses were significantly ( $p < 0.01$ ) lower than those of porcine valves for all studied valve diameter.

### Introdução

O perfeito desempenho das valvas cardíacas naturais depende da correta interação funcional entre parede atrial, cordoalhas tendinosas, músculos papilares e parede ventricular. Doenças congênitas, reumáticas, infecciosas e isquêmicas podem prejudicar essa interação levando à necessidade de reparo valvar, ou eventualmente sua substituição por prótese biológica ou mecânica. A melhora na qualidade de vida depende diretamente da performance hidrodinâmica do dispositivo empregado, que deveria apresentar baixa resistência ao fluxo sanguíneo e refluxo mínimo ou ausente durante seu fechamento. Desde os trabalhos pioneiros de Ionescu et al.<sup>1</sup>, diferentes tipos de próteses biológicas têm sido propostos. No Brasil, a maioria dos implantes valvulares cardíacos é representada pelas válvulas de pericárdio bovino, seguidas por próteses porcinas. O presente trabalho visa comparar a performance hidrodinâmica de

próteses de pericárdio bovino e porcinas em termos do gradiente médio transvalvular.

### Material e Método

Este estudo foi realizado no Laboratório de Testes Hidrodinâmicos da Divisão de Pesquisas e Publicações da Braile Biomédica Ind. Com. e Rep. S.A. de São José do Rio Preto, São Paulo, com biopróteses de pericárdio bovino (BIOPRO-PB) e porcina (BIOPRO-PP) por ela produzidas. Foram utilizadas válvulas com diâmetros externos de 19, 21, 23, 25, 27, 29, 31, 33 e 35 mm, submetidas a testes na posição mitral, em sistema duplicador de pulsos da Shelhigh Inc. (New Jersey, USA). Esse sistema gera fluxo fisiológico nas seções de testes pelo movimento controlado de um pistão e uma placa de aquisição de dados, instalada em um computador PC AT286, recebe os sinais de um medidor de vazão eletromagnético e de um transdutor de

pressão diferencial que os utiliza para o processamento do teste. Avaliou-se como parâmetro hidrodinâmico o gradiente pressórico médio transvalvular em milímetros de mercúrio, empregando-se volume de ejeção fixo (90 ml) e freqüências de pulso de 60, 70, 80, 90 e 100 batimentos por minuto. Isto possibilitou fluxos entre 5 e 9 litros por minuto, correspondente a 8 a 18 litros por minuto na fase de ejeção. As próteses foram submetidas a 5 testes por freqüência de pulso com 25 testes para cada diâmetro, totalizando 450 testes para cada tipo de válvula. O estudo estatístico compreendeu testes de análise de variância com nível de significância de 1 %.

### Resultados e Discussão

Os valores encontrados do gradiente pressórico para as válvulas de pericárdio bovino foram hemodinamicamente mais favoráveis que os obtidos para as porcinas em fluxos equivalentes. A diferença entre os gradientes médios das biopróteses de pericárdio bovino e porcinas foi estatisticamente significativa ( $p < 0,01$ ) para todos os diâmetros externos estudados. Houve aumento progressivo do gradiente pressórico em relação direta com o aumento do fluxo transvalvular. Os gradientes transvalvulares nas biopróteses de pericárdio bovino agruparam-se em 4 faixas bem definidas (válvulas de 19, 21, 23 e de 25 a 35 mm). As Figuras 1 e 2 mostram o gradiente pressórico médio em função da vazão média equivalente ao teste de fluxo contínuo para válvulas de pericárdio bovino e porcinas, respectivamente. Os resultados obtidos confirmam os relatos da literatura<sup>2</sup> sobre a vantagem das biopróteses de pericárdio bovino sobre as porcinas, em relação ao gradiente pressórico. Esta característica era esperada, pois para válvulas de mesmo diâmetro, a prótese de pericárdio bovino apresenta maior área disponível para o

fluxo. Este trabalho, portanto, mostra que a prótese de pericárdio bovino BIOPRO-PB oferece uma relação entre diâmetro externo (utilizado na especificação do tamanho a ser utilizado no implante) e área efetiva de fluxo (ligada à resistência ao fluxo de sangue) mais favorável em relação à válvula porcina BIOPRO-PP.

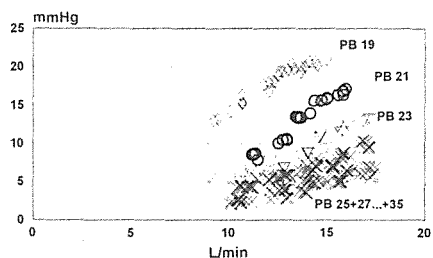


Figura 1: Gradientes transvalvulares médios de biopróteses de pericárdio bovino com diâmetros 19,21,23,25,27,29,31,33 e 35mm, de acordo com o fluxo. Nota-se tendência de agrupamento em 4 faixas definidas.

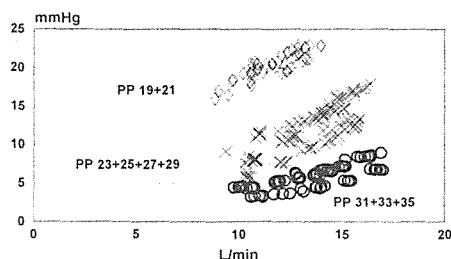


Figura 2: Gradientes transvalvulares médios de biopróteses porcinas com diâmetros de 19,21,23,25,27,29,31,33 e 35mm de acordo com o fluxo. Nota-se tendência de agrupamento em 3 faixas definidas.

### Referências

- <sup>1</sup> IONESCU, M.I.; PAKRASHI, B.C.; MARY, D.A.S.; BARTEK, I.T.; WOOLER, G.H. Long-term evaluation of tissue valves. *J. Thorac. Cardiovasc. Surg.* v.68, p. 361-379, 1974.
- <sup>2</sup> GABBAY, S.; McQUEEN, D.M.; YELLIN, E.L.; FRATER, R.W.M. In vitro hydrodynamic comparison of mitral valve prostheses at high flow rates. *J. Thorac. Cardiovasc. Surg.* v.76, p. 771-787, 1978.

# Sistema de Estimulação Cardíaca Transtorácica não Invasiva

Carlos E. Formigoni<sup>1</sup>, Carlos A. Pelá<sup>1</sup> e Antônio V. M. Júnior<sup>2</sup>

<sup>1</sup> Departamento de Física e Matemática - FFCLRP/ USP - Ribeirão Preto.

<sup>2</sup> Hospital da Clínicas - Setor de Cardiologia - FMRP/USP - Ribeirão Preto.

E-mail : formigon@biomag.ffclrp.usp.br

**Resumo** : Neste trabalho desenvolvemos a instrumentação que permite a realização da estimulação cardíaca transtorácica. O método baseia-se na aplicação de pulsos elétricos, de intensidade e duração controlados, através de eletrodos colocados na parede torácica.

**Abstract** : In this work we have developed an instrument for application of noninvasive temporary pacing (NTP). This method applies external electric pulses of controlled intensity and duration by an electrode positioned on the chest.

## Introdução

Os primeiros testes com técnicas de estimulação torácica não invasiva foram feitos por Paul M. Zool *et col* em 1952 cujo método é clinicamente útil em situações de bradiarritmias e assistolias ventriculares.

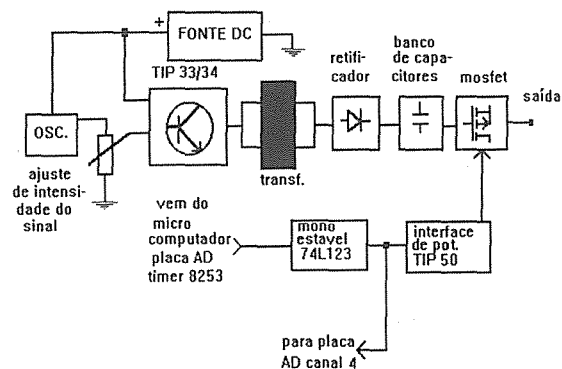
O interesse nos métodos não invasivos ressurgiu principalmente devido a incidência de complicações em até 34 % dos pacientes submetidos à técnica invasiva, da necessidade de profissionais habilitados para sua realização e do tempo gasto no método endocárdico<sup>1</sup>. O equipamento desenvolvido neste trabalho incorpora a função de detecção (ou *sensing*) do sinal cardíaco permitindo assim aplicar os pulsos elétricos com segurança.

## Metodologia

O sistema construído para a estimulação é formado por uma unidade de potência que fornece a corrente que é entregue através dos eletrodos, um microcomputador 386<sup>2</sup> e um monitor para ECG modificado. Um conjunto de rotinas de software foi desenvolvido para programar e controlar todo o sistema, realizar o tratamento de ruídos do sinal de

ECG e analisar o sinal cardíaco que é recebido do monitor e digitalizado através de uma placa análogo/digital (A/D). O sistema de detecção se baseia no ECG de superfície com registro da derivação MC5. O sinal de ECG é digitalizado através da placa A/D e o software de aquisição registra o sinal, gravando para a análise posterior. O sinal pode depois ser processado digitalmente. A fonte de energia desenvolvida para o protótipo tem corrente máxima de saída da ordem de 130 mA para uma impedância de 4000 ohms. O tempo de estimulação pode ser ajustado no painel da fonte através de uma chave em 20 ou 40 ms fixos ou ser programado através de um software com a possibilidade de inclusão de extra-estímulos acoplados ao sinal de ECG ou sequenciais. Os eletrodos que foram usados têm área de 100 cm<sup>2</sup>. O diagrama de blocos da fonte de estimulação pode ser visto na Figura 1.





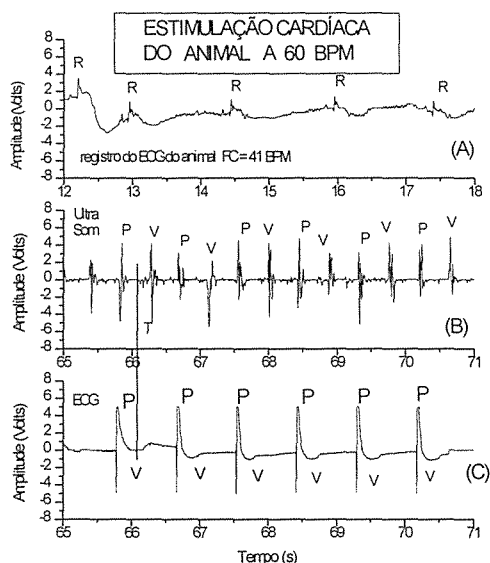
**Figura 1 - Diagrama de blocos do circuito eletrônico da unidade de estimulação.**

Podemos observar na Figura 1 o sistema retificador, o banco de capacitores e a interface de potência com o MOSFET.

Para os testes foram usados cachorros, com peso médio de 7 Kg, tricotomizados no tórax em uma área de aproximadamente 100 cm<sup>2</sup>, compatível com as dimensões dos eletrodos. Para a anestesia foi usado o NENBUTAL, endovenosa, 30 mg/Kg. Um monitor de ultra som doppler foi ligado à placa A/D e a sonda foi posicionada na artéria femoral do animal para monitoração.

### Resultados e Conclusão

Testes simulados foram feitos para verificar o funcionamento do sistema e levantamento de parâmetros. Nos testes com os animais obteve-se registros como mostrado na Figura 2. No gráfico [A] vemos o registro espontâneo do animal (FC=41BPM). Em [B] o registro do ultra som, onde V marca o instante do controle ventricular. Decorrido um tempo T o transdutor do ultra som posicionado na artéria femoral registra a passagem do fluxo sanguíneo. Este intervalo está sincronizado com a aplicação dos pulsos P e foi estimado em 280 ms, compatível com as dimensões físicas do animal sob teste (a distância da aorta até o transdutor do ultra som foi estimada em 0,40 m). Em [C] o sinal de ECG da estimulação (V) evidenciando o controle ventricular.



**Figura 2 - Registro do sinal do modelo animal mostrando em [A] o ECG espontâneo (onda R marcada). No gráfico [B] (V estimulação) vemos o registro do ultra som feito na artéria femoral do animal. O tempo (T) marcado entre os gráficos [B] e [C] mostram uma diferença de 280 ms devido ao trajeto do sangue do coração até a posição do transdutor de ultra som**

Os testes realizados com a fonte do estimulador mostraram que este equipamento é capaz de realizar a estimulação transtorácica não invasiva. A aplicabilidade em humanos somente depende da implementação de circuitos adicionais de proteção.

### Referências

- 1 Trigano A.Jacques, et al. Noninvasive transcutaneous cardiac pacing:Modern Instrumentation and new perspectives. PACE 1992, Vol.15 : 1937-1943.
- 2 Greenhut E. Saul et al . Separation of ventricular tachycardia from sinus rythm using a practical,real-time template matching computer system.PACE 1992 vol 15 : 2146-2153.

# Implementação de um modelo do sistema circulatório para simulação de controle da pressão arterial média

Almoraci da Silva Algarve<sup>1</sup>, Jorge Muniz Barreto<sup>2</sup>, Walter Celso de Lima<sup>3</sup>

<sup>1</sup>Univ. Federal de Santa Maria - Santa Maria - RS - (Presentemente em <sup>2</sup>) - E-mail [algarve@gpeb.ufsc.br](mailto:algarve@gpeb.ufsc.br)  
<sup>2</sup>Grupo de Pesquisas em Eng. Biomédica (GPEB) - UFSC Florianópolis - SC - E-mail [barreto@gpeb.ufsc.br](mailto:barreto@gpeb.ufsc.br)  
<sup>3</sup>Fisioterapia - UDESC - Florianópolis - SC - E-mail [d2wcl@npd.udesc.br](mailto:d2wcl@npd.udesc.br)

**Resumo** - Este trabalho mostra os resultados preliminares da implementação e testes de um modelo do sistema circulatório derivado do modelo de Windkessel, capaz de simular condições fisiológicas de controle da pressão arterial sistêmica no ser humano, sem controle do Sistema Nervoso Autônomo. Os resultados reforçam a importância da modelagem dos controles locais.

**Abstract** - This work presents preliminary tests and implementation results of a circulatory system model derived from Windkessel model, able to simulate physiological conditions of arterial pressure control in man, without autonomous nervous system control. Results show a stronger importance of local controls on arterial pressure.

## Introdução

A complexidade de modelagem dos sistemas biológicos, e, entre eles, o sistema circulatório (SC) humano, exige muitas simplificações e uma escolha apropriada das variáveis de entrada, saída, perturbação e estado para melhorar a tratabilidade e permitir a interpretação dos resultados.

Nos seres unicelulares a transferência de nutrientes e metabólitos entre organelas se faz, com velocidade suficiente, por simples difusão. Nos seres pluricelulares, o maior volume dificulta a transferência de substâncias entre órgãos. Nos animais superiores e no homem, há um SC encarregado deste transporte, cujo comportamento é o objeto de inúmeras pesquisas atuais. Sobre ele atuam complexos mecanismos de controle e de adaptação, resultando em um complexo sistema, razoavelmente estável e muito influenciado por condições fisiológicas e patológicas. Este trabalho apresenta um modelo de valores médios de um SC simplificado, com representação da bomba muscular. Trata-se da primeira série de testes de um modelo sobre o qual possam ser aplicados os controles neurológicos e humorais

## Metodologia

Nos modelos do SC tem-se usado como entrada o débito cardíaco (DC) e como saída a pressão arterial sistêmica (PAS). Neste trabalho, a PAS e o DC são variáveis de saída, sendo as de entrada o nível de atividade muscular e a pressão intratorácica. Seguindo prática corrente, não se incluiu a circulação pulmonar e o coração direito, sendo o SC dividido em segmentos, em série-paralelo. Estes são fenômenos a ser introduzidos em versões mais completas do modelo.

Foi modelado um corpo com apenas dois órgãos musculares em paralelo. O coração foi representado por uma bomba de fluxo, controlada pela diferença entre a pressão venosa e a pressão (negativa) da caixa torácica e pela velocidade de enchimento atrial<sup>1</sup>, para aproximar as leis de Starling generalizadas. Os capilares e metarteríolas foram representados com resistência variável com a atividade muscular.

Os segmentos arteriais (SA) e venosos (SV) receberam valores de complacência e de volumes deduzidos a partir de curvas apresentadas por Guyton<sup>1</sup>, e os modelos tipo windkessel<sup>2</sup>. A inércia do sangue foi desprezada, pois pouco influi nos valores médios de fluxo e de pressão. Num SA, as entradas são a pressão a montante e o fluxo a jusante e as saídas a pressão a jusante e o fluxo a montante. Num SV, as entradas são a pressão a jusante e o fluxo a montante e as saídas a pressão a montante e o fluxo a jusante. Assim, os capilares tem como entrada as pressões a montante e a jusante e o grau de atividade muscular e como saídas os fluxos a montante e a jusante. Com os segmentos colocados em cascata, as entradas ficam sendo a pressão intratorácica  $P_i$  e a atividade muscular  $M$ .

A resistência vascular em repouso é obtida das pressões e do fluxo de repouso, e varia com o quadrado do volume. A equação de pressão nos vasos é  $P = A \cdot (V - V_0)$ . Cada segmento vascular tem sua equação diferencial de volume.

Os testes do modelo consistiram em 3 simulações, partindo de um modelo simples ao qual foram gradualmente introduzidas modificações. Em cada caso foi estabelecido um degrau de consumo de energia em um dos órgãos, que resultou em redução da resistência do mesmo e foram observados o fluxo sanguíneo total, o fluxo em cada órgão e a pressão aórtica. O modelo básico,

usado na primeira simulação, consistiu de um sistema passivo simples, munido apenas de controle local de fluxo pelos órgãos, com o coração respondendo apenas à diferença entre a pressão na veia cava e a pressão torácica. Na segunda simulação, foi adicionada complacência decrescente ao longo do sistema venoso, e fluxo cardíaco dependente da velocidade de enchimento atrial, representada no modelo pelo volume de sangue no átrio. Na última foi introduzido o efeito da bomba muscular, simulada por um aumento do tono venoso, proporcional ao esforço muscular.

## Resultados

Na primeira simulação, conforme esperado, houve queda da PAS (curvas a,e,g,i da figura 2), com retardo na resposta do fluxo à solicitação tecidual, revelando uma limitada capacidade de autocontrole. O segundo modelo apresentou pequena melhora na resposta, tanto da pressão quanto do fluxo, comprovando que o modelo simula bem a resposta dos átrios à velocidade de enchimento atrial. O comportamento do terceiro modelo, (curvas b,d,f,h da figura 2) no entanto, ficou muito diferente, com uma queda quase insignificante da pressão e com significativo aumento da velocidade de resposta do fluxo, tanto por órgão quanto total.

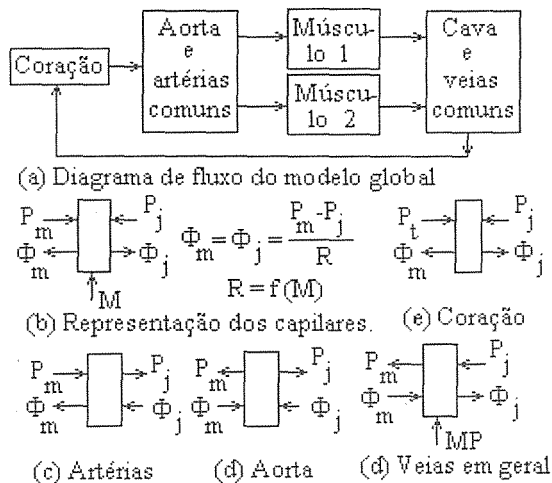


Fig. 1. Representação dos esquemas de variáveis de entrada e de saída de cada segmento. m=montante, j=jusante, t=tórax, BM=bomba muscular. Outros símbolos seguem a notação usada no texto.

## Conclusões

Embora bastante simplificado, o modelo empregado se mostrou útil na representação do comportamento da PAS sem controle externo, em animais dos quais foram eliminados o reflexo barorreceptor e os comandos do Sistema Nervoso

Autônomo. Alguns resultados adicionais se devem à utilização de um esquema diferente de entradas e saídas, e pela introdução da bomba muscular. Para pequenas variações do consumo em um órgão do modelo, a pressão cai mas o fluxo aumenta, mostrando uma estabilidade relativa na manutenção do fluxo<sup>3</sup>. A bomba muscular, geralmente desprezada, pode ter um papel de importância primordial no controle da PAS durante o exercício<sup>4</sup> e um tono venoso eficiente é também responsável por uma boa regulação da pressão arterial<sup>5</sup>. A continuação da pesquisa com representação global da circulação sanguínea dará subsídios a mais interpretações sobre a importância relativa dos controles locais e centrais.

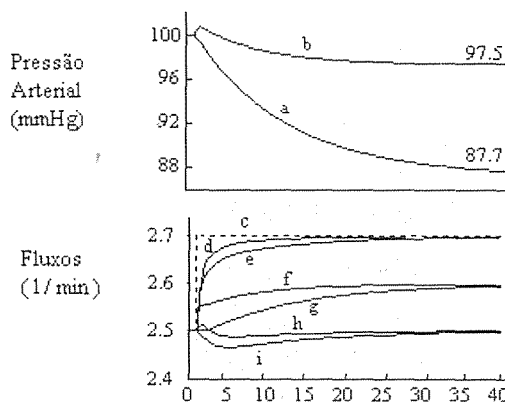


Fig. 2. Curvas resultantes da simulação, para um degrau (c) na atividade muscular. Pressão com (a) e sem (b) bomba muscular. Fluxos sem bomba muscular no músculo ativo (e), inativo (i) e total (g). Fluxos com bomba muscular correspondentes em (d), (h) e (f). O fluxo total está dividido por 2, para caber no mesmo gráfico.

## Bibliografia

- Guyton, A. C. "Textbook of Medical Physiology". W. B. Saunders Company. Philadelphia. 1996.
- Milnor, W. "Hemodynamics". Williams Wilkins. 1982
- Ferrari, A.U., C. Franzelli, A. Daffonchio, S. Perlini, M. Dirienzo. "Sympatho-vagal interplay in the control of overall blood pressure variability in unanesthetized normotensive and hypertensive rats". Am. J. Physiology (accepted on 13 Nov 1995).
- Janssen, Ben J.A., J. Oosting, D.W. Slaaf, P.B. Persson, H.A.J. Struijker-Boudier. "Hemodynamic basis of oscillations in systemic arterial pressure in conscious rats" Am. J. Physiology (accepted on 3 Feb 1995).
- Martin, D.S., C. Appelt, M.C. Rodrigo, M.E. Eglund, "Acute stress increasing venomotor tone in conscious rats" Am. J. Physiology (accepted on 24 Jan 1996).

# Avaliação técnica de um simulador mecânico pulmonar

Carlos Frederico M. Vasconcelos<sup>†</sup>, Antonio Giannella-Neto

Laboratório de Engenharia Pulmonar (LEP) - Programa de Engenharia Biomédica - COPPE/UFRJ

Centro de Tecnologia - Bloco H - Sala 327 - Caixa Postal 68510 - 21945-970 - Rio de Janeiro, RJ

E-mail: FRED@serv.peb.ufrj.br . AGN@serv.peb.ufrj.br

<sup>†</sup>Bolsista RHAETIB/MCT

**Resumo** - Simuladores Mecânicos Pulmonares (SMP) são equipamentos necessários para verificar o funcionamento de ventiladores pulmonares. Este trabalho descreve a avaliação técnica de um SMP fabricado pela empresa Medishield, UK. Foram realizadas aferições dos valores das complacências e resistências pneumáticas do simulador além de ensaios de leitura do manômetro e do mostrador de volume. Os resultados mostram que este simulador não é adequado para ensaios segundo normas técnicas, porém pode ser utilizado com cautela para realizar procedimentos de manutenção preventiva de ventiladores.

**Abstract** - Mechanical Lung Simulators (MLS) are necessary to verify the operation of pulmonary ventilators. This work describes the technical evaluation of a MLS manufactured by Medishield, UK. The pneumatic resistances and compliances supplied with the equipment were checked, in addition to reading tests for the manometer and the volume display. The results showed that this simulator is not adequate for tests according to technical standards but it can be used with caution to perform preventive maintenance procedures in pulmonary ventilators.

## Introdução

A realização de procedimentos preventivos em equipamentos médico-hospitalares é indispensável para minimizar a possibilidade de acidentes em sua utilização. A avaliação de desempenho em ventiladores pulmonares é feita com simuladores para as características de resistência e complacência tanto em condições normais como para casos patológicos<sup>1</sup>.

A resistência (K) à vazão gasosa é definida como a razão entre a queda de pressão e a vazão<sup>2</sup>:

$$\Delta P = K \dot{V} \quad (1)$$

Quando a resistência é gerada por um orifício, espera-se que ela tenha um perfil parabólico<sup>2</sup>, isto é, que a queda de pressão ( $\Delta P$ ) através da resistência seja proporcional à vazão ( $\dot{V}$ ) ao quadrado, através de uma constante  $K_p$ :

$$\Delta P = K_p \dot{V}^2 \quad (2)$$

Usando a Equação (2) em (1), obtém-se:

$$K = K_p \dot{V} \quad (3)$$

Conseqüentemente, a resistência K aumenta linearmente com a vazão, para resistores de orifício.

A resistência das vias aéreas também pode ser representada pela Equação de Rohrer<sup>2</sup>, com uma componente linear  $K_1$ , relacionada com o fluxo laminar e uma componente parabólica  $K_2$ , relacionada com o fluxo turbulento:

$$\Delta P = K_1 \dot{V} + K_2 \dot{V}^2 \quad (4)$$

A complacência de uma câmara é definida como a relação entre a variação de volume  $\Delta V$  e a variação da pressão interna  $\Delta P^2$ :

$$C = \Delta V / \Delta P \quad (5)$$

## Materiais e métodos

O Simulador Mecânico Pulmonar (SMP) Medishield (Figura 1) é composto por um manômetro analógico (escala de -20 a 100 cmH<sub>2</sub>O,  $\pm 2,5$  cmH<sub>2</sub>O), conjunto de 3 molas (M1, M2, M3) que fornecem complacências de 50 (M1), 20 (M1+M2) e 10 (M1+M2+M3) mL/cmH<sub>2</sub>O, módulo de resistências (K) com valores de 0, 5, 20, 50 e 200 cmH<sub>2</sub>O/L/s; um fole de borracha e um mostrador de volume (de 0,10 a 1,00 L,  $\pm 0,05$  L) com escala calibrada para cada complacência. Existe também uma saída para alívio de pressão.

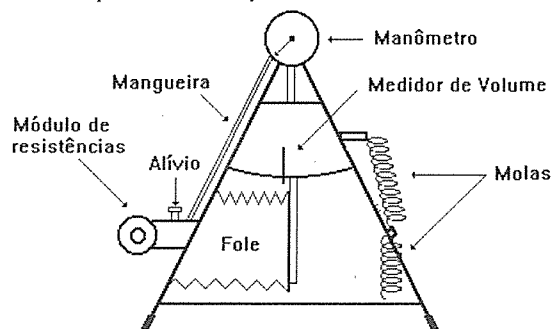


Figura 1 - Diagrama simplificado do Simulador Pulmonar

Ao ser injetado na entrada do simulador, o fluxo de ar encontra a resistência causada por um orifício situado no interior do módulo de resistências. Em seguida, o fluxo de ar passa para uma câmara interna (fole) cuja complacência (ou elasticidade) é determinada pela combinação em paralelo das 3 molas. A pressão na entrada do fole é transmitida ao manômetro por uma mangueira. O deslocamento do fole move uma haste sobre o mostrador indicando o volume injetado no simulador.

Como os resistores de orifício do SMP são marcados com um valor esperado K, mas possuem resistência variável com a vazão (perfil parabólico), torna-se necessário determinar para qual vazão estes valores foram calibrados. Inicialmente, foi gerado o gráfico "Pressão X Vazão" para cada resistor e realizadas as regressões não lineares através das Equações (2) e (4), para estimar os coeficientes K<sub>p</sub> e K<sub>2</sub>, responsáveis pelo perfil parabólico. Em seguida, através da Equação (3), os valores esperados de K para cada resistor foram relacionados com os coeficientes estimados K<sub>p</sub> e K<sub>2</sub>, a fim de identificar a vazão de calibração dos resistores.

A complacência estática do fole foi calculada pelo Método de Oclusão<sup>2</sup>, com uma seringa fornecendo volume de 500mL e medindo a pressão interna após 10s de estabilização. Os valores de complacência dinâmica também foram estimados através do módulo para extração de parâmetros de mecânica respiratória do programa VENTILA 8.0, desenvolvido no LEP, que utiliza o método de Mínimos Quadrados<sup>3</sup>. Neste caso, o Simulador foi ligado a um ventilador Bennett MA-1B para geração de pressão e fluxo, medidos através de um sistema de aquisição de dados.

O medidor de volume foi avaliado com uma seringa de calibração. Os testes com o manômetro foram realizados com uma seringa para geração das pressões e um calibrador modelo RT-200 para a medição. O erro percentual entre o valor medido ou estimado (V<sub>m</sub>) e o valor esperado (V<sub>e</sub>) foi calculado pela seguinte equação:

$$\text{Erro}(\%) = [(V_m/V_e) - 1] \times 100 \quad (6)$$

## Resultados

Utilizando a Equação (3) para relacionar os valores esperados de K para cada resistência com os coeficientes K<sub>p</sub> e K<sub>2</sub>, concluiu-se que a vazão de calibração situava-se em torno de 0,5 L/s. Assim, considerando este valor de vazão e os coeficientes K<sub>p</sub> e K<sub>2</sub>, a Equação (3) foi utilizada novamente a fim de calcular os valores estimados de K para cada resistor. Estes valores são mostrados na Tabela 1, juntamente com o erro percentual de cada resistor. Pode-se observar que as estimativas da resistência K utilizando os coeficientes das Equações (2) e (4) apresentaram resultados semelhantes.

Na Tabela 2, são mostrados os valores das complacências (C) estimados pelos métodos de oclusão (C<sub>estática</sub>) e mínimos quadrados (C<sub>dinâmica</sub>), a partir das

molas M1, M2 e M3, juntamente com os erros percentuais. Observa-se que as estimativas da complacência pelos métodos de oclusão e de mínimos quadrados também apresentaram resultados semelhantes.

Tabela 1 - Valores estimados das resistências (K)

K	Regressão não-linear	
	Equação (2) (erro%)	Equação (4) (erro%)
0	0,48 (-)	0,48 (-)
5	5,21 (4,2%)	5,38 (7,6%)
20	19,59 (-2,1%)	19,29 (-3,6%)
50	51,15 (2,3%)	50,47 (0,9%)
200	233,20 (16,6%)	231,81 (15,9%)

Nota: Como a resistência 0 (zero) não apresentou valor nulo devido à geometria dos tubos, seu erro percentual não foi calculado.

Tabela 2 - Valores estimados das complacências (C)

C	Método de oclusão	Mínimos quadrados
	C <sub>estática</sub> (erro%)	C <sub>dinâmica</sub> (erro%)
50	44,31 (-11,4 %)	42,10 (-15,8 %)
20	27,96 (39,8 %)	26,74 (33,7 %)
10	13,71 (37,1 %)	13,34 (33,4 %)

O manômetro apresentou um erro percentual de leitura menor que 4% em toda sua escala de pressão. O medidor de volume possui incerteza de 50 mL em toda sua escala e dificuldade de leitura, não sendo adequado aos requisitos da Norma<sup>1</sup>.

## Discussão e Conclusões

Segundo a norma ISO 5369<sup>1</sup>, os equipamentos para teste de ventiladores devem possuir complacências com erro menor que 5% e resistências com erro menor que 20%. Além disso, o SMP deve possuir exatidão suficiente para verificar se o erro de leitura do manômetro do ventilador é menor ou igual a  $\pm 2\%$  da escala total +4% da leitura e, para todos os outros controles calibrados, o erro deve ser menor que 10% da escala total da leitura.

Em virtude dos erros de medição apresentados para complacências e da dificuldade de leitura no medidor de volume, o SMP Medishield mostrou-se inadequado para a realização de ensaios e calibrações de ventiladores pulmonares<sup>1</sup>. Entretanto, devido ao baixo custo, facilidade de operação e larga faixa de variação das resistências e complacências, o SMP pode ser utilizado para procedimentos de manutenção preventiva, porém os seus resultados devem ser analisados com cautela.

## Referências

- <sup>1</sup>ISO 5369 *Breathing machines for medical use - Lung ventilators*. 1987.
- <sup>2</sup>GONÇALVES, J.L. *Ventilação Artificial*. Editora Lovise. 1<sup>a</sup> edição. 1991.
- <sup>3</sup>UHL, R. R. e LEWIS, F. J. Digital computer calculation of human pulmonary mechanics using a least squares fit technique. *Computers and Biomedical Research*, n. 7. p. 485-495, 1974.

---

5.

ELETROCARDIOLOGIA

---

---



## Metodologia para indução de arritmia cardíaca *in vitro*

Carlos Marcelo G. de Godoy<sup>1</sup>, Rosana A. Bassani<sup>1</sup> & José Wilson M. Bassani<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Departamento de Engenharia Biomédica/FEEC e CEB - UNICAMP  
Caixa Postal 6040, CEP 13.083-970, Campinas -SP.

**Resumo** - Em muitos casos, o estudo e o diagnóstico das arritmias cardíacas se baseiam na avaliação de arritmias induzidas artificialmente (*in vivo*) por meio de estimulação elétrica. Neste trabalho, apresentamos uma metodologia para indução de arritmia *in vitro* com a qual é possível estudar arritmias em uma condição experimental controlada. Os resultados mostraram que a metodologia desenvolvida permite, de maneira reprodutível, a geração de arritmias em tecido cardíaco isolado.

**Abstract** - In many cases, the study and diagnosis of cardiac arrhythmia are based on the evaluation of artificially induced arrhythmias (*in vivo*) using cardiac electrical stimulation. In this work we present a methodology for *in vitro* cardiac arrhythmia induction which makes it possible to study arrhythmias in a controlled experimental condition. The results show that the developed methodology allows reproducible cardiac arrhythmia induction in isolated cardiac tissue.

### Introdução

A indução *in vivo* de arritmias, por meio de estímulos elétricos, tem sido utilizada como método de diagnóstico e na terapia das arritmias cardíacas (Frazier & Stanton, 1995). Além dos riscos intrínsecos da experimentação *in vivo*, em especial em seres humanos, a grande dificuldade de controle rigoroso do procedimento experimental e a impossibilidade de manutenção da arritmia por períodos prolongados prejudicam o estudo detalhado do problema. Neste trabalho apresentamos um método reprodutível para indução de arritmia cardíaca *in vitro* (em tecido cardíaco isolado de rato) que permite o estudo de arritmias cardíacas em condições experimentais mais facilmente controláveis.

### Metodologia

Utilizamos preparações de átrio direito isolado de rato (Wistar machos, 330-430g; solução de Krebs-Henseleit, 36,5°C; pH 7.4). Eletrodos tetrapolares de platina foram utilizados para obtenção de eletrogramas atriais e para aplicação de estimulação elétrica (Godoy et al, 1991). A força de contração isométrica desenvolvida pelo tecido foi também monitorada para inspecionar a viabilidade do músculo cardíaco em estudo. Um período de estabilização de 40 minutos foi aguardado após a montagem da preparação. Induções de arritmias foram efetuadas três vezes a intervalos de 40 minutos. Cada indução foi obtida por um número variável de tentativas. Cada tentativa de indução de arritmia consistiu da aplicação de um trem de pulsos de 250

pulsos bipolares de corrente (intensidade de 2 vezes o limiar, duração de 5 ms, intervalo de 15 ms).

### Resultados

Após o período de estabilização, a preparação exibiu frequência natural de aproximadamente 5 Hz. Todas as arritmias induzidas foram tipicamente taquiarritmias ( $17,4 \pm 3,5$  Hz; média  $\pm$  erro padrão;  $n = 7$ ), persistindo por períodos variáveis (mínimo de 3 segundos). Taquiarritmias induzidas com duração superior a 5 minutos foram bloqueadas com trem de pulsos semelhante ao utilizado para a indução. A figura 1 ilustra a indução e o bloqueio de arritmia em um átrio que exibiu taquiarritmia (17 Hz) por mais de 5 min. e a indução de arritmia em um átrio que exibiu taquiarritmia (17 Hz) por aproximadamente 20 segundos e retornou espontaneamente ao ritmo normal. No conjunto dos átrios estudados ( $n = 7$ ), o número de tentativas necessário para indução de arritmia variou de 1 a 4 na primeira vez, de 1 a 5 na segunda e de 1 a 6 na terceira.

### Conclusão e discussão

Concluimos ser possível induzir, de modo reprodutível, taquiarritmias em átrio direito isolado de rato por meio de estimulação elétrica. A metodologia empregada parece fornecer um bom modelo para se estudar, em uma condição experimental controlada (*in vitro*), os possíveis mecanismos geradores das taquiarritmias exibidas nesta preparação do átrio direito de rato. Em estudos futuros iremos investigar a influência de agentes pro- e anti-



arrítmicos sobre a indução de arritmia neste modelo experimental.

### Referências

-Frazier, D.W. & Stanton, M.S. (1995). "Resetting and transient entrainment of ventricular arrhythmia". PACE, 18(10):1919-1946.

-Godoy, C.M.G.; Bassani, J.W.M.; Ferreira, H.M. & Silva, M.L.M. (1991), "A microcomputer based system for programmed electrical stimulation". Proceedings of the IV International Symposium on Biomedical Engineering. Peñíscola, Spain. 102-103.

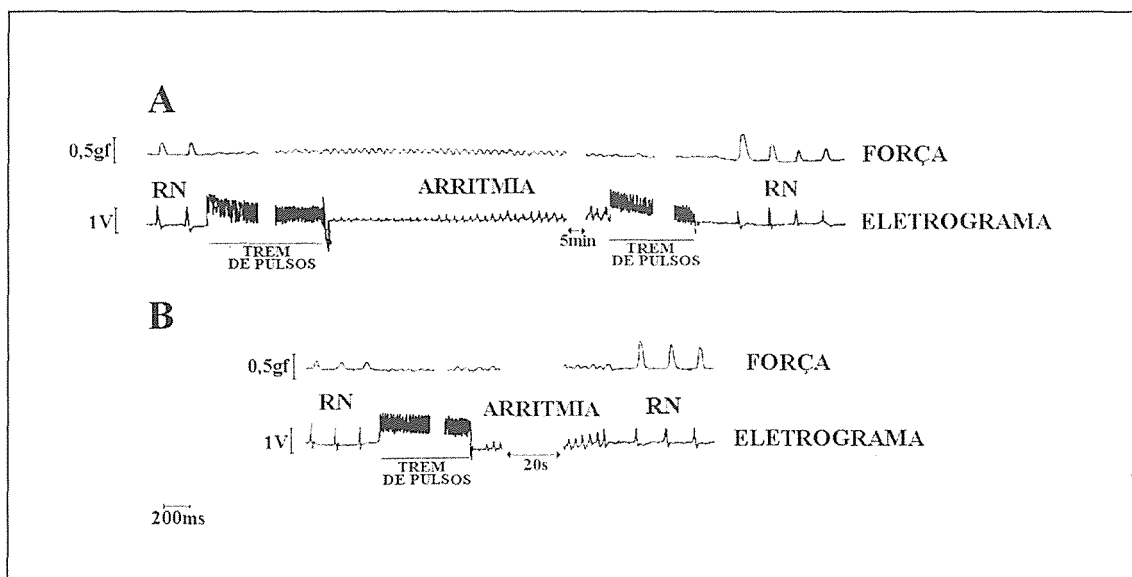


FIGURA 1. Força contrátil e eletrograma (ganho do amplificador =  $10^4$ ) em átrio direito isolado de rato. A: taquiarritmia induzida e bloqueada por meio de estimulação elétrica. B: Taquiarritmia induzida (outro átrio) persistindo por 20 s e retornando espontaneamente ao ritmo normal (RN).

# Demodulação em amplitude do ECG para obtenção do sinal respiratório: análise comparativa entre as derivações DI, DII, DIII, V1, V2 e V6

Mardson F. Amorim<sup>1</sup>; Gilbert Farges<sup>2</sup>; Kleide M. Ferreira<sup>1</sup>

<sup>1</sup>CEFET-PR - Departamento de Informática. Tel. (041) 322 45 44 ramal 180. Fax: 224 51 70  
E-mail: mardson@dainf.cefetpr.br

<sup>2</sup>Pole GBM-Périnatalité - UTC - BP 529 - 60205 Compiègne - France. Tel. (33) 44 23 44 58  
Fax: (33) 44 20 48 13. E-mail: gfarges@mx.univ-compiegne.fr

**Resumo** - Baseado na demodulação em amplitude do ECG para obtenção do sinal respiratório, este trabalho apresenta um estudo comparativo para identificar qual, dentre algumas derivações do ECG, a mais sensível aos movimentos respiratórios. A análise é feita no domínio do tempo e da frequência, sendo esta última a que apresenta melhores resultados. Entre as derivações comparadas, a que oferece maior taxa de modulação é a derivação DI.

**Abstract** - On the basis of amplitude demodulation of ECG to obtain the respiratory signal, this work presents a comparative study to identify which ECG lead presents the best breath movement sensibility. The analysis is done in temporal and frequency domain. The best results are obtained in the frequency domain. Among the signals compared, the most representative of respiratory movements is DI.

## Introdução

As técnicas mais utilizadas para a monitorização do sinal respiratório são a termistância nasal, cintura torácica e/ou abdominal e a medida de variação de impedância torácica. Esta última é largamente empregada, pois, permite a monitorização cardíaca e respiratória a partir dos mesmos eletrodos<sup>1</sup>. Entretanto, o sinal respiratório obtido é afetado também pelos movimentos corporais e não respiratórios<sup>2</sup>. A demodulação em amplitude do ECG para obtenção do sinal respiratório mostrou-se eficaz<sup>3,4</sup>. A técnica é fundamentada na modificação da posição do coração em consequência dos movimentos respiratórios<sup>5,6</sup>. Esta modificação faz com que a projeção do vetor elétrico seja modificada nas derivações que são recolhidas na superfície corpórea<sup>7,8</sup>. A figura 1 mostra a derivação DI do ECG de um adulto em respiração normal. A figura 2 apresenta o sinal obtido pela demodulação do sinal da figura 1. A taxa de intercorrelação calculada entre o sinal obtido através da demodulação do ECG e um sinal de referência (pneumotacógrafo) é superior à taxa calculada entre o sinal proveniente da medida da variação de impedância e a mesma referência<sup>3</sup>. No presente trabalho testes comparativos são feitos para identificar qual é a derivação mais sensível à modulação respiratória.

## Metodologia

A aquisição do ECG é feita simultaneamente nas seguintes derivações: DI, DII,

DIII, V1, V2 e V6. A análise apresentada é feita em "off line". Em cada derivação é efetuada a demodu-

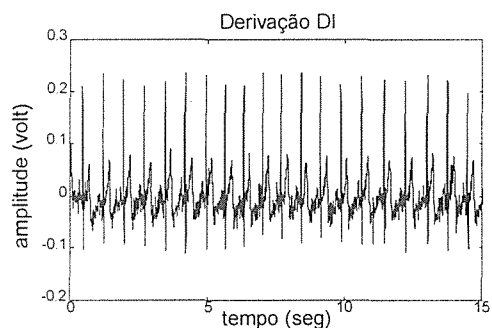


Figura 1. ECG de um adulto em respiração normal: derivação DI.

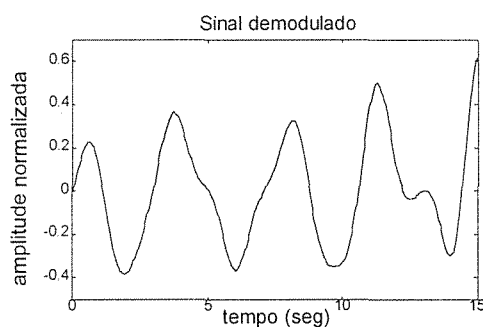


Figura 2. Demodulação em amplitude do ECG da figura 1.

lação em amplitude para obtenção do sinal respiratório. O sinal de referência é o volume ventilado, calculado pela integração do sinal gerado pelo pneumotacógrafo. Os sinais são digitalizados através de um sistema de aquisição Biopac de 16 bits conectado a um computador Macintosh II vx e com o software de aquisição AcqKnowledge. A

freqüência de amostragem é de 250 Hz. 85 aquisições foram feitas com 7 voluntários adultos normais, sentados e em repouso. Estas aquisições estão divididas em 3 grupos: 28 em apnéia central, 27 em apnéia obstrutiva e 30 em respiração normal. Cada aquisição, contendo as 6 derivações citadas e o sinal de referência, teve duração de 60 segundos. Em cada derivação de cada aquisição foram calculadas as taxas de intercorrelação, tomando como referência o sinal respiratório, em 23 janelas de 15 segundos, deslocadas a cada 2 segundos. Após estes cálculos, que foram efetuados no domínio do tempo e da freqüência, a média e o desvio padrão de cada derivação foram estimados. Os resultados estão apresentados nas tabelas I e II.

Tabela I. Média e desvio padrão da taxa de intercorrelação no domínio do tempo.

	D1	D2	D3	V1	V2	V6
Méd.	78,1	64,6	62,0	66,6	63,2	57,8
$\sigma$	9,3	10,6	10,9	10,2	11,4	12,8

Tabela II. Média e desvio padrão da taxa de intercorrelação no domínio da freqüência.

	D1	D2	D3	V1	V2	V6
Méd.	85,8	75,6	70,9	77,1	73,5	69,2
$\sigma$	10,7	14,6	14,5	13,7	14,8	16,5

## Resultados

Numa primeira análise, os resultados mostram que os valores obtidos no domínio da freqüência são superiores aos alcançados no domínio do tempo (Student 0,5%). Esta diferença poderia ser explicada pela presença de pequenos movimentos corporais induzindo modificações nos sinais que são menos visíveis na forma (análise no domínio do tempo) e mais definido no espectro (análise no domínio da freqüência).

Os resultados revelam também que a demodulação em amplitude do ECG na derivação D1 apresenta maiores taxas de intercorrelação quando comparadas às derivações DII, DIII, V1, V2 e V6 (Student 0,5%). Estas diferenças independem se a análise é feita no domínio do tempo ou no domínio da freqüência. Isto poderia ser explicado pela posição anatômica do coração que favorece uma maior taxa de modulação do ECG sobre a derivação D1.

## Discussão

Os resultados apresentados aqui foram obtidos através de análise do ECG em "off line". O objetivo é identificar, entre algumas derivações do ECG, a mais sensível à modulação em amplitude. Nas 85 aquisições, apenas 7 adultos participaram

na origem dos sinais. Uma amostragem maior em voluntários diferentes é necessária para confirmar as constatações apresentadas neste trabalho.

## Referências

- <sup>1</sup> GEDDES, L. A. ; BAKER, L. E. Principles of Applied Biomedical Instrumentation. New York, Wiley, 1989. Chap. 2. Resistive transducers, pp. 11-59.
- <sup>2</sup> BOU KHALED, Z.; FARGES, G. Frist approach for respiratory monitoring by amplitude demodulation of the electrocardiogram. Proceedings of the 14th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, 1992, 6, pp. 2535-2536.
- <sup>3</sup> AMORIM, M. F. Contribution à la conception et au développement d'un nouvel incubateur: système de contrôle d'humidité et monitoring cardiorespiratoire. Thèse Docteur de l'UTC: Génie Biologique Médical. Université de Technologie de Compiègne, 1994. Chap 2, pp. 30 - 112, Le système de contrôle d'humidité.
- <sup>4</sup> AMORIM, M. F.; FARGES, G. A comparative analysis of the respiratory monitoring technics: results of the Cardio-Modulo-respirography. World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering, part 2, p. 895, Rio de Janeiro, august 1994.
- <sup>5</sup> PALLAS-ARENY, R.; COLOMINAS-BALAGUÉ, J.; ROSELL, F. J. The effect of respiration-induced heart movements on the ECG. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 1989, 36 (6), pp. 585-589.
- <sup>6</sup> PINCIROLI, F.; ROSSI, R.; VERGANI, L.; CARNEVALI, P.; MANTERO, S.; PARIGI, O. Remarks and experiments on the construction of respiratory waveforms from electrocardiographic tracings. Computers and Biomedical Research, 1986, 19, pp. 391-409.
- <sup>7</sup> ARTHUR, R. M.; GESELOWITZ, D. B. Effect of inhomogeneities on the apparent location and magnitude of a cardiac current dipole source. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 1970, 17 (2), pp. 141-146.
- <sup>8</sup> FLAHERTY, J. T.; BLUMENSCHNEIN, S. D.; ALEXANDER, A. W.; GENTZLER, R. D.; GALLIE, T. M.; BOINEAU, J. P.; SPACH, M. S. Influence of respiration on recording cardiac potentials. The Journal of Cardiology, 1967, 20, pp. 21-28.

# Integração de Detector e Classificador de Complexos QRS

Adriana T. Kauati e Jurandir Nadal

Programa de Engenharia Biomédica - COPPE/UFRJ, Caixa Postal: 68510  
21945-970 - Rio de Janeiro - RJ, E-mail: kauati@serv.peb.ufrj.br

**Resumo** - Este trabalho apresenta a integração e a avaliação conjunta de um detector e um classificador de complexos QRS, desenvolvidos separadamente. O detector foi avaliado com sinais de 47 pacientes, obtendo-se 0,20% de falsos positivos e 0,26% de falsos negativos. O algoritmo de classificação foi desenvolvido com 32 destes sinais, sendo avaliado com os 15 restantes, obtendo-se um índice de 97,84% de classificação correta.

**Abstract** - This work presents the integration and evaluation of a detector and a classifier of QRS complexes, developed separately. The detector was evaluated using data from 47 patients, giving 0,20% false positives and 0,26% false negatives. The classifier was developed using 32 signals and evaluated with the remaining 15, giving 97,84% correct classification.

## Introdução

A maioria das avaliações de classificadores de complexos QRS considera somente eventos isolados, extraídos de um banco de dados de referência, sem abranger os reais problemas desencadeados por erros de detecção e de alinhamento destes complexos. A proposta deste trabalho é descrever a integração e avaliação conjunta dos algoritmos de detecção e de classificação de QRS, para utilização em tempo-real em monitores automáticos de arritmias, onde os problemas citados estão presentes.

## Materiais e Métodos

No desenvolvimento e avaliação deste trabalho utilizou-se o MIT-BIH Arrhythmia Database, com sinais ECG de 48 pacientes, com 30 minutos cada, em dois canais, classificados por cardiologistas, com anotações em cada complexo QRS. Considerou-se apenas o primeiro canal, digitalizado à 240 Hz, com 10 bits de resolução. Um dos pacientes não foi avaliado, por ser o único a apresentar ondas de flutter e escapes ventriculares, não permitindo, assim, uma avaliação do algoritmo com dados independentes. Para desenvolver a integração detector-classificador foram utilizados 32 pacientes, sendo 15 reservados para avaliação.

O algoritmo de detecção utiliza a derivada do ECG para análise, com limiares adaptativos e busca retroativa. Na avaliação, considera-se um evento detectado como sendo QRS, caso ocorra a um intervalo de até 100 ms da marcação original; caso contrário este será um falso positivo (FP). Os complexos não detectados constituem falsos negativos (FN).

O classificador identifica 5 classes distintas: normal (N), supraventricular prematuro (S), aberrante (A), extra-sístole ventricular (V) e fusão

(F), baseando-se em intervalos RR e nos dois primeiros coeficientes da Análise de Componentes Principais (ACP)<sup>3</sup>. No processo original de classificação, removeu-se de cada variável o respectivo valor médio, calculado para os batimentos normais precedentes, conforme a classificação do *database*<sup>3</sup>. Neste trabalho, passou-se a considerar os complexos N, segundo o classificador.

Na integração dos algoritmos, constatou-se que a ACP é sensível a desalinhamentos dos complexos, sendo necessário aperfeiçoar o algoritmo de identificação da onda de referência (R). Após a detecção do complexo QRS, identifica-se o seu ponto de máxima derivada, em valor absoluto |MD|. Se MD for positivo, procura-se a derivada mínima (MD1), no trecho de 30 amostras que precede MD. Se MD for negativo, MD1 será a derivada máxima neste trecho. Caso  $|MD1| > 0,3 |MD|$ , faz-se  $MD = MD1$ . A seguir, toma-se o primeiro ponto em que o sinal derivada absoluto atinge 70% de |MD|. Se o sinal derivada original for positivo neste ponto, a onda R corresponde ao máximo do complexo QRS; caso contrário toma-se o mínimo.

## Resultados

O detector foi avaliado com os 47 sinais, apresentando 0,20% FP e 0,26% FN. Para os batimentos ectópicos V e S, apresentou 0,53% e 0,68% de falsos negativos, respectivamente.

O desempenho do classificador foi avaliado em termos de sensibilidade (Vse) e valor preditivo positivo (Vpp) para a classe V (Tabela 1). A avaliação foi realizada com complexos QRS detectados, incluindo os FPs. Como os índices do grupo de avaliação foram melhores que os de desenvolvimento, é válido apresentar os resultados obtidos para todos os sinais do *database* (Tabela 2).

Tabela 1. Vse e Vpp dos grupos de desenvolvimento e avaliação e todos os pacientes.

	Desenvolv.	Avaliação	Todos
Vse %	82,7	93,1	86,0
Vpp%	91,0	93,2	91,2
Acertos	97,1	97,8	97,4

Tabela 2. Resultados obtidos com 47 pacientes do banco de dados.

	CLASSIFICAÇÃO REALIZADA					
		N	A	V	F	S
M						
I	N	95465	2	260	92	203
T	A	11	53	39	-	1
B	V	573	25	6015	147	231
I	F	216	-	36	447	1
H	S	690	9	118	-	1688
	FP	42	29	86	-	20

### Discussão e Conclusão

A tabela 3 compara os resultados obtidos com os do classificador original (Nadal) e do trabalho de Schluter<sup>4</sup>. A integração detector-classificador implicou em queda de desempenho, que reflete o efeito dos erros de detecção de complexos e da realimentação da saída do classificador (classe N) para o cálculo das médias das variáveis. Mesmo assim, o resultado é compatível com os disponíveis na literatura, os quais não deixam claro se a avaliação considera ou não erros de detecção. Um autor que seguramente considerou tais erros foi Schluter<sup>4</sup>. Embora seu sistema apresente um Vpp melhor, este é menos sensível, em particular na detecção de batimentos atriais prematuros (S).

Com a obtenção de um detector-classificador integrado, conclui-se uma importante etapa no desenvolvimento de um monitor automático de arritmias cardíacas.

Tabela 3. Vse e Vpp e Sse e Spp (percentuais) obtidos neste trabalho, por Nadal<sup>3</sup> e Schluter<sup>4</sup>

Autor	Vse	Vpp	Sse	Spp
Nadal	97,1	93,2	77,5	91,4
Este Trabalho	86,0	91,8	67,4	78,8
Schluter	84,1	95,4	19,1	45,7

### Agradecimentos

Este trabalho foi apoiado pelo CNPq.

### Referências

- <sup>1</sup> MIT-BIH ARRHYTHMIA DATABASE. *Tape Directory and Format Specification*. Tech. Report N.10. MIT Biom. Eng. Center for Clinical Instrum.. Cambridge, MA, 1982
- <sup>2</sup> ABRANTES, A. C. S. e NADAL, J. "Algoritmo para detecção de complexos QRS em microcomputadores PC-AT". *1 Fórum Nac. de Ciência e Tecn. em Saúde '92*, p. 228-231, 1992
- <sup>3</sup> NADAL, J. *Classificação de Arritmias Cardíacas Baseada em Análise de Componentes Principais e Árvores de Decisão*. Tese de D.Sc., Programa de Engenharia Biomédica, COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, 1991
- <sup>4</sup> SCHLUTER, P. S. *The Design and Evaluation of a Bedside Cardiac Arrhythmia Monitor*, Ph. D. Dissertation, Depart. of Electrical Eng., MIT, Cambridge, MA, 1991

# Detecção Automática da Onda P em Uma Derivação do ECG

Viviana R. Zurro<sup>1</sup>, Álvaro L. Stelle<sup>2</sup> e Jurandir Nadal<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Programa de Engenharia Biomédica, COPPE/UFRJ, Caixa Postal 68510, 21945-970 - Rio de Janeiro - RJ.

<sup>2</sup>Mestrado em Engenharia Biomédica, CPGEI/CEFET-PR, Av. 7 de Setembro 3165, 80230-901 - Curitiba - PR, E-mail: B.STELLE@cefetpr.anpr.br

**Resumo** - Este artigo descreve um algoritmo que detecta ondas P com resposta ventricular, em uma derivação do ECG, analisando um segmento de sinal na região que precede cada complexo QRS, utilizando filtragem digital derivativa. O desempenho do algoritmo é avaliado com sinais de 16 pacientes do MIT-BIH Arrhythmia Database, obtendo-se uma sensibilidade de 93,2% e um valor preditivo positivo de 99,98%.

**Abstract** - This paper describes an algorithm which detects the presence of P-waves with ventricular response in single-lead ECG, by analyzing data segments from a region before the QRS complex, through digital comb filtering. Analyzing data from 16 signals of the MIT-BIH Arrhythmia Database, the method shows 93.2% sensitivity and 99.98% positive predictivity.

## Introdução

A detecção automática da onda P no ECG de superfície constitui uma tarefa difícil devido à sua baixa amplitude, o que torna os métodos sensíveis ao ruído. No entanto, esta detecção pode ser muito útil para a discriminação de arritmias cardíacas atriais persistentes, tais como flutter e fibrilação atrial.

O presente artigo propõe um algoritmo específico para a detecção de ondas P normais (de origem sinusal), com resposta ventricular (ritmo normal).

## Materiais e Métodos

Foram utilizados sinais de 16 pacientes do MIT-BIH Arrhythmia Database<sup>1</sup> (30 minutos cada, derivação II modificada, amostrados a 240 Hz, com resolução de 10 bits), sendo cinco para desenvolvimento do método e 11 para avaliação independente.

Uma vez extraído o complexo QRS, com filtragem derivativa e limiar fixo<sup>3</sup>, analisa-se uma janela de 291 ms (70 amostras), localizada a partir de 350 ms antes de cada onda R, onde deve estar a onda P sinusal, conforme estudo prospectivo efetuado nos próprios sinais. A este intervalo, aplica-se um filtro pente derivativo<sup>2</sup>, determinado pela análise espectral prévia de ondas P normais<sup>3</sup>, dado por  $y(n) = x(n) - x(n-8)$ , onde  $x(n)$  é a  $n$ -ésima amostra de entrada e  $y(n)$  a respectiva saída. A seguir, determina-se os pontos máximo (**a**) e mínimo (**b**), e os intervalos entre estes e a correspondente onda R, comparando-se estes valores às médias ( $\mu$ ) calculadas para os cinco batimentos precedentes. Se os valores medidos estão no intervalo  $[\mu-\sigma, \mu+\sigma]$ , onde  $\sigma$  é o desvio padrão, considera-se a onda P detectada<sup>3</sup>.

## Resultados

Exemplos de detecção são mostrados na figura 2, onde nota-se que não há detecção para batimentos ectópicos. Na avaliação com o grupo de desenvolvimento, obteve-se sensibilidade (**Se**) de 98.8% e valor preditivo positivo (**P+**) de 99,97%. Com o grupo de teste obteve-se **Se = 90,16%** e **P+ = 99,99%**, e com todos os 16 sinais, **Se = 93,2%** e **P+ = 99,98%**. Em sinais com fibrilação atrial, obteve-se cerca de 10% de falsos positivos. As principais causas de erro relacionam-se à qualidade do sinal (relação sinal-ruído) e a ondas muito atenuadas, em alguns pacientes.

## Discussão e Conclusão

O algoritmo foi aplicado sinais de 16 pacientes, com mais de 25.000 ondas P, mostrando resultados compatíveis com os alcançados com o emprego de eletrodo esofágico (analisando 3.059 ondas P)<sup>4</sup>, e outros métodos, desenvolvidos com trechos reduzidos de sinal<sup>5,6</sup>. Conclui-se que o método é adequado para a detecção de ondas P com respostas ventriculares, desde que estas tenham morfologia estável. Embora sensível ao ruído, por basear-se em filtro derivativo e considerar apenas uma derivação do ECG, o algoritmo é adequado para utilização em tempo-real, constituindo ferramenta útil à detecção de arritmias atriais, tais como flutter e fibrilação atrial.

## Referências

<sup>1</sup> MIT-BIH ARRHYTHMIA DATABASE. *Tape directory and format specification*. Tech. Report N. 10, Biom. Eng. Center for Clinical Instrum.,

Cambridge, MA: Massachusetts Institute of Technology, 1982

<sup>2</sup> PROAKIS, J.; MANOLAKIS, D. *Introduction to Digital Signal Processing*, New York: MacMillan, 1988.

<sup>3</sup> ZURRO, V.R., *Detecção automática de ritmos cardíacos atriais persistentes no eletrocardiograma*, Tese de Mestrado, Programa de Engenharia Biomédica, Rio de Janeiro: COPPE/UFRJ, 1996.

<sup>4</sup> JENKINS, J.M.; WU, D.; ARZBAECHER, R.C. Computer diagnosis of supraventricular and ventricular arrhythmias. *Circulation*, v. 60, n. 5, p. 977-985, 1979.

<sup>5</sup> FREEMAN, K.; SINGH, A. P wave detection of ambulatory ECG, *Computers in Cardiology*, p.647-650, IEEE Computer Soc., 1991

<sup>6</sup> FOKAPU, O.; GIRARD, J.P. A new approach for P wave detection using analytic signal. *Proc. 15th. Annual Internat. Conf. IEEE Eng. Med. Biol. Soc.*, p. 400-401, San Diego, 1993

#### Agradecimentos

Ao CNPq, pelo apoio financeiro ao projeto e bolsas de estudo e pesquisa

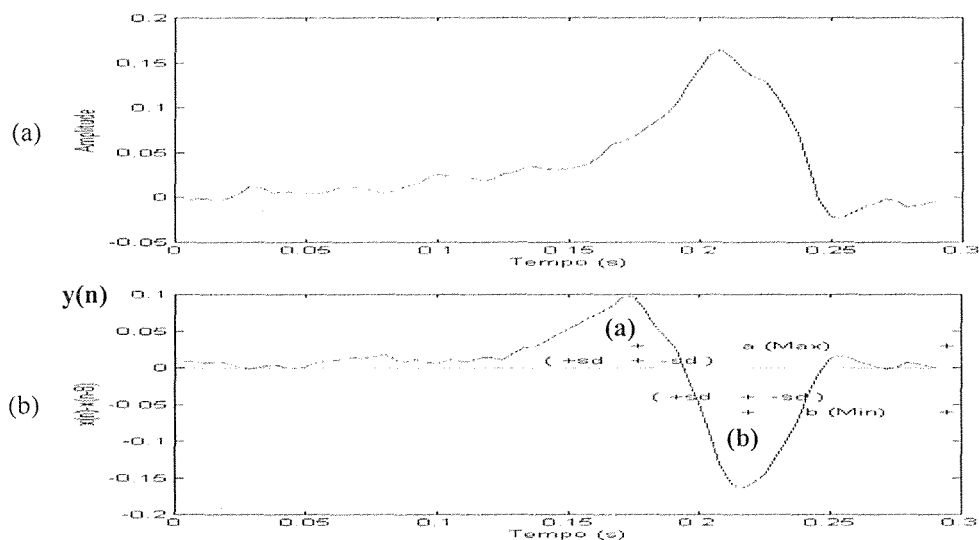


Figura 1. (a) Onda P típica e (b) filtragem derivativa da mesma com a localização dos pontos máximo e mínimo. A defasagem da derivada em relação ao sinal é devida ao filtro empregado:  $y(n) = x(n) - x(n-8)$ .

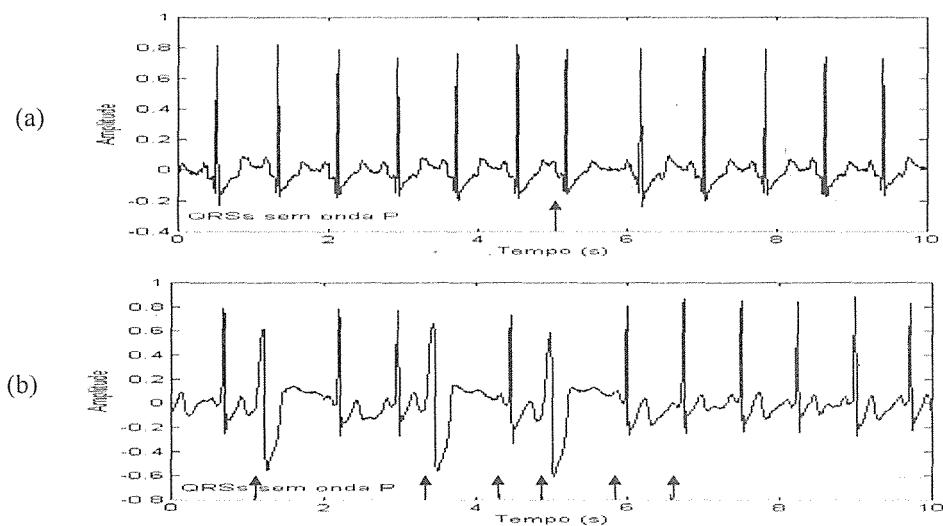


Figura 2. Resultados do detector para: (a) trecho de ECG com batimento atrial prematuro, cuja onda P não é detectada, e (b) trecho com extra-sístoles e ondas P não detectadas. Neste último trecho, note-se que o algoritmo falha em alguns dos batimentos normais que sucedem as extra-sístoles.

# Sistema Computadorizado para Monitorização Cardio-Respiratória

A.C.S. Abrantes, M.F. Vidal-Melo, A. Giannella-Neto and J. Nadal

Programa de Engenharia Biomedica - COPPE/UFRJ, Caixa Postal 68510  
21945-970 - Rio de Janeiro - RJ, E-mail: JN@serv.peb.ufrj.br

**Resumo** - Um sistema baseado em computador pessoal é usado para a monitorização cardio-respiratória de pacientes, em tempo-real, integrando sinais obtidos de diferentes equipamentos: monitor fisiológico (ECG), espectrômetro de massa respiratório (EMR: frações gasosas) e pneumotacógrafo (fluxo ventilatório). O sistema detecta complexos QRS e ciclos respiratórios, e calcula frequência cardíaca e vários parâmetros respiratórios. O desempenho dos algoritmos é avaliado com sinais simulados, o MIT-BIH Arrhythmia Database e experimentos *in-vivo*. O sistema é empregado em pesquisa da fisiologia do exercício.

**Abstract**- A modular system based on a personal computer is used to perform real-time cardio-respiratory monitoring of patients, integrating data from different equipments: a bed side monitor (ECG), a respiratory mass spectrometer (RMS: gas fractions) and a pneumothacograph (respiratory flow). The system includes an automatic detection of the QRS complexes and the respiratory cycles and it calculates heart rate and several respiratory parameters. The performance of the algorithms is estimated with simulated data, the MIT-BIH Arrhythmia Database and *in vivo* experiments. This system is being used for research in exercise physiology.

## Introdução

A monitorização computadorizada constitui um núcleo que integra diferentes equipamentos usados no acompanhamento de pacientes<sup>1</sup>. O uso de um computador para processar e integrar dados de diferentes equipamentos não somente possibilita o uso de alarmes inteligentes, mas também o armazenamento permanente de sinais de pacientes para uso clínico ou em pesquisa.

Este trabalho apresenta uma plataforma de baixo custo, desenvolvida em ambiente MS-DOS, que requer um computador pessoal com 1 Mb de memória RAM e uma placa de aquisição de dados. A aquisição de sinais é realizada via conversor A/D, interface paralela ou interface serial, com taxas de amostragem distintas para cada canal.

## Metodologia

**Hardware.** O sistema foi desenvolvido em um computador pessoal (INTEL i386, 33 MHz, adaptador VGA, co-processador 387, 120 Mbytes HD). O ambiente inclui um monitor fisiológico de beira-de-leito SDM2000 (Dixtal) para aquisição de ECG, com saída analógica; uma placa de conversão A/D (IBM-DACA) de 4 canais, 12 bits; um espectrômetro de massa respiratório (EMR; AIRSPEC MGA2000) para análise de frações gasosas e aquisição do sinal de fluxo ventilatório; uma interface paralela, conectada ao EMR; um *dispenser* de gases e misturas padrão para calibração do EMR; um pneumotacógrafo Fleisch No. 3, com amplificador e transdutor de pressão modelo 163PC01D36 (Micro-switch); e uma seringa de calibração de dois litros. O EMR é

remotamente controlado pelo sistema, através da interface serial do microcomputador.

**Software.** O sistema inclui vários módulos escritos em Microsoft C, Fortran e Assembly. Um gerenciador baseado em *menus* permite a inicialização do sistema e a monitorização de diferentes tarefas. Um arquivo de configuração é utilizado para definir o sinal a ser adquirido em cada um dos seis canais de entrada, seus respectivos coeficientes de calibração, taxas de amostragem, e a procedência do sinal (porta serial, paralela ou placa AD). Este arquivo também informa quais dos sinais serão mostrados na tela, em tempo-real, até o limite máximo de quatro sinais simultâneos. Toda a aquisição de dados é feita por interrupções, permitindo o uso de teclado ou *mouse* e seleção de *menus* durante o experimento. Nesta aplicação, o ECG é amostrado com 240 amostras/s e os sinais respiratórios com 60 amostras/s.

**Análise do ECG.** O algoritmo que realiza a detecção de complexos QRS para determinação da frequência cardíaca consiste de um filtro digital derivativo, média móvel com coeficientes inteiros, frequência central 16 Hz e ganho zero em 60 Hz<sup>2</sup>. O valor absoluto do filtro é comparado a um limiar, adaptativo à amplitude instantânea do sinal de ECG e ao nível de ruído<sup>2</sup>. O algoritmo rejeita artefatos e realiza busca retroativa de batimentos em caso de pausas prolongadas<sup>2</sup>. A frequência cardíaca é calculada pela média dos últimos oito intervalos RR. Tanto o sinal de ECG quanto a série de intervalos RR podem ser armazenados em arquivos para uso futuro, sem comprometer a monitorização.



**Análise dos sinais respiratórios.** Esta análise compreende calibração, sincronização, identificação do ciclo respiratório e cálculo de parâmetros<sup>3</sup>. O sinal de fluxo ventilatório utiliza função de calibração polinomial de terceira ordem. Os sinais de fração gasosa provenientes do EMR são calibrados linearmente.

A sincronização entre os sinais de fração gasosa e o fluxo é necessária, pois a amostra de gás é atrasada ao percorrer o capilar que conecta o ponto de medida ao EMR. Adicionalmente o sistema EMR/capilar apresenta como resposta ao degrau uma função aproximadamente exponencial de primeira ordem. Para estimar a concentração real  $x(n)$  no ponto de medida, a partir do valor  $y(n)$  medido pelo EMR, usa-se a relação<sup>3</sup>:

$$x(n-atp) = (y(n+1) - y(n)) \frac{ctemr}{T} + y(n) \quad (1)$$

onde  $ctemr$  é a constante de primeira ordem da resposta dinâmica do sistema EMR/capilar,  $T$  é o intervalo de tempo entre duas amostras consecutivas e  $atp$  é o atraso entre os sinais de frações respiratórias e o de fluxo ventilatório. O valor de  $atp$  é atualizado em tempo-real, com base na viscosidade média  $\mu$  da mistura, pela equação:

$$atp = 60 * (K_1 * \mu + K_2) \quad (2)$$

onde  $K_1$  e  $K_2$  são constantes obtidas experimentalmente.

Os semi-ciclos respiratórios (fase inspiratória ou expiratória) são obtidos aplicando-se um detector de cruzamento pelo zero ao sinal de fluxo ventilatório. Um semi-ciclo é considerado existente se durar pelo menos oito amostras (133 ms) e possuir um volume superior a 10% do respectivo semi-ciclo anterior. Tais limiares são definidos no arquivo de configuração. Cada semi-ciclo é integrado para se obter o volume corrente. Medidas de volume são corrigidas em função da viscosidade instantânea estimada da mistura analisada<sup>3</sup>. Dados inspiratórios são convertidos de ATP (*Ambient Temperature and pressure*) em STPD (*Standard Temperature and Pressure Dry*) enquanto dados expiratórios de BTSPS (*Body Temperature and Pressure Saturated*) em STPD. As diferenças nos volumes STPD expirados e inspirados são calculadas para obtenção do consumo de  $O_2$  ( $\dot{V} O_2$ ) e produção de  $CO_2$  ( $\dot{V} CO_2$ ). Tais valores são corrigidos considerando o efeito da variação da capacidade residual funcional, determinada através do uso da concentração *end tidal* de um gás inerte, o Nitrogênio<sup>3</sup>.

## Resultados e Discussão

O detector de complexos QRS foi avaliado com uso de 10 sinais do *MIT-BIH Arrhythmia Database*<sup>4</sup>, de 30 mim cada. Os resultados mostraram 99,05% de acerto e 0,95% de falsos positivos.

A avaliação do cálculo de volumes respiratórios foi realizada com a seringa de calibração. Uma série de 30 injeções regulares de média intensidade (2000 ml/s) mostrou medidas de volume com erros inferiores a 2%. O uso de sinais simulados, reproduzindo condições encontradas em indivíduos normais em repouso, forneceu erros inferiores a 1% para volumes e inferiores a 2% para  $\dot{V} O_2$  e  $\dot{V} CO_2$ . Testes feitos com indivíduos normais em repouso mostraram resultados compatíveis com a condição fisiológica.

O sistema está atualmente em uso em pesquisa de fisiologia do exercício. Tendo sido concebido de maneira modular, torna-se fácil sua expansão ou adaptação para outras aplicações, tais como monitorização de arritmias cardíacas e da pressão arterial, com a inclusão de novos módulos de análise.

## Agradecimentos

Os autores agradecem a A. P. Brandão e a J. Queiroz, pela versão preliminar do *software* de análise respiratória, à F. P. Oliveira e R. C. F. Rosa pelo apoio aos experimentos no Hospital Universitário Clementino Fraga Filho (UFRJ), e ao CNPq, pelo financiamento parcial deste trabalho.

## Referências

- 1 PRAKASH, O., GOVINDARAJAN, N., MEIYAPPAN, S., SUNDAR, K.S. "Workstations for the operating room and clinical care". *Proceedings of the 13th Annual Int. Conf. of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, p. 1226-1227, 1991
- 2 ABRANTES, A. C. S. e NADAL, J. "Algoritmo para detecção de complexos QRS em microcomputadores PC-AT", *1 Fórum Nac. de Ciência e Tecn. em Saúde '92*, p. 228-231, 1992
- 3 ABREU, M. G. *Avaliação da técnica de medição do débito cardíaco por reinalação parcial de CO2 em ventilação espontânea e orientada*, Tese de Mestrado, Programa de Engenharia Biomédica, COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, 1991.
- 4 MIT-BIH ARRHYTHMIA DATABASE, *Tape directory and format specification*, Technical Report N. 10, Biom. Eng. Center for Clinical Instrum., Cambridge, MA: Massachusetts Institute of Technology, 1982

# Análise de Potenciais Tardios Ventriculares Baseada em Intervalos RR Modais

Paulo R. B. Barbosa<sup>1,2</sup>, Wagner C. A. Pereira<sup>2</sup>, Jurandir Nadal<sup>2</sup>

<sup>1</sup> Médico HC Aristarcho Pessoa, HU Pedro Ernesto, UERJ. <sup>2</sup> Prog. Engenharia Biomédica/COPPE/UFRJ  
Caixa Postal 68510, 21945-970, Rio de Janeiro, RJ. E-Mail: paulo@serv.peb.ufrj.br

**Resumo** - A análise de potenciais tardios da ativação ventricular (PTAV) constitui uma ferramenta importante para a estratificação do risco de morte súbita em doentes não coronarianos e coronarianos. Este artigo propõe uma técnica de análise do ECG bipolar ortogonal de três derivações, baseada no histograma de frequências de intervalos RR e promediação através da classe modal e pré-modal. Os resultados da análise de seis pacientes portadores de Doença de Chagas indicam que este procedimento apresenta resultados compatíveis aos obtidos com um sistema comercial, com a vantagem de necessitar um número menor de batimentos cardíacos.

**Abstract** - The analysis of late potentials of ventricular activation has been considered a valuable diagnostic tool for stratification of coronary and non-coronary patients at risk of sudden cardiac death. This paper proposes a technique for averaging and analysis of conventional orthogonal bipolar-three lead surface ECG, based on the construction of a frequency histogram of RR intervals and coherent averaging of modal and pre-modal classes. The results of the ECG of six patients bearing Chagas' Disease are similar to those obtained by commercial system with the advantage of requiring a reduced number of signals to achieve the results.

## Introdução

A análise de potenciais tardios da ativação ventricular (PTAV), amplamente empregada na estratificação do risco de morte súbita em pacientes não coronarianos e coronarianos, tem sido baseada na promediação de sinais de ECG consecutivos, cujas características morfológicas se adaptam a um batimento modelo, escolhido na fase inicial do processo<sup>1</sup>. Os sinais promediados são analisados exclusivamente a partir de sua adaptação ao modelo, geralmente através do processo de correlação linear cruzada.

Implicações da variação na frequência cardíaca sobre os PTAV, não têm sido relatadas na literatura ou consideradas na implementação de sistemas comerciais. Entretanto, manobras farmacológicas sobre o sistema nervoso autônomo provocam alterações nos resultados da análise dos PTAV no domínio do tempo e da frequência<sup>2,3</sup>, tanto em pacientes normais quanto em portadores de doença coronariana. Tais fatos impõem a necessidade de se cotejar a análise dos PTAV através de um processo que considere batimentos nos quais a frequência cardíaca encontra-se dentro de uma faixa estreita de variação.

Este trabalho propõe uma técnica para a promediação dos sinais de ECG baseada na avaliação do histograma de intervalos RR normais e utilização de classes modais, para a análise dos PTAV.

## Material e Métodos

O sinal de ECG de seis pacientes portadores de Doença de Chagas, com média de idade de

50 ± 7,1 anos, todos do sexo feminino, foi coletado nas derivações bipolares ortogonais XYZ de Frank, durante 20 minutos, utilizando um eletrocardiografo diferencial de três canais (Lynx Tecnologia), com banda de frequência de 1 a 300 Hz. O sinal foi amostrado em uma placa A/D de 14 bits, conectada a um microcomputador IBM-PC 486, a uma frequência de 1 KHz. Todos os pacientes estavam em ritmo sinusal durante a aquisição dos sinais, que foram adquiridos com eletrodos de Ag/AgCl afixados à pele, ligeiramente escarificada com gaze e álcool, possibilitando melhor contato.

Os mesmos pacientes tiveram seus sinais de ECG analisados, imediatamente antes da coleta, através do equipamento Predictor IIc SAECG System (Corazonix), possibilitando comparação dos procedimentos. Os sinais foram captados em exames de rotina no Setor de Arritmias Cardíacas do Hospital Universitário Pedro Ernesto-UERJ.

Os sinais armazenados em disco foram analisados através da derivação X e artefatos e batimentos extrassistólicos (ventriculares e supra-ventriculares) foram excluídos da análise, bem como os batimentos seguintes aos extrassistólicos. Com os intervalos RR dos batimentos normais, foi construído um histograma de frequências dividido em 10 classes. Identificada a classe modal e a imediatamente inferior (pré-modal), os batimentos destas classes foram separados em trechos de 512 ms, incluindo o segmento ST, e promediados.

Na promediação, os sinais foram ponderados de acordo com o conteúdo de energia na faixa de 40 a 250 Hz do espectro de potência, de tal forma que sinais com energia 1,2 vezes maior do que a da média dos batimentos prévios foram rejeitados, pois o aumento de energia nesta faixa pode ser

causado por ruído. Desta forma, ruídos espúrios, provenientes de movimentos musculares e outras fontes, podem ser rejeitados, sem a necessidade da escolha de uma região do sinal no tempo para a análise do ruído, como é feito usualmente.

Cada sinal foi submetido a filtragem passa-banda de 1 a 40 Hz, e sincronizado aos demais através de correlação linear cruzada.

O resultado da promediação de cada uma das três derivações bipolares, de cada paciente, foi processado por um filtro Butterworth bidirecional de quatro pólos, na faixa de 40 a 250 Hz, e convertido em magnitude vetorial (MV)<sup>1</sup>. O início e o final da ativação ventricular da MV foram detectados através do protocolo sugerido pelo ACC/AHA<sup>1</sup> e confirmados visualmente.

As MVs de cada paciente foram analisadas quanto à duração total da ativação ventricular (DUR), à duração dos potenciais com amplitude abaixo de 40  $\mu$ V (LAS40) e à amplitude RMS dos 40 ms (RMS40) na região terminal da ativação ventricular.

Na análise com o sistema comercial de referência, os sinais foram captados com os mesmos eletrodos e amostrados a 2 KHz e promediados até atingir um nível de ruído de 0,3  $\mu$ V, calculado na região de 50 ms terminal da janela de promediação. Os resultados foram analisados na MV, utilizando os parâmetros acima.

Os valores foram expressos em média  $\pm$  desvio-padrão e os resultados analisados através do teste "t" de Student pareado e da análise de variância para a correlação linear. Foram considerados significativos valores de  $p < 0,05$ .

## Resultados

Ambos os métodos forneceram resultados coincidentes, sendo detectados PTAV em cinco dos seis pacientes analisados. As médias dos parâmetros analisados na MV de todos os pacientes através do método proposto e no Predictor IIc foram, respectivamente,  $19,8 \pm 10,1 \mu$ V e  $19,9 \pm 9,8 \mu$ V para o RMS40,  $37,0 \pm 7,1$  ms e  $39,1 \pm 9,7$  ms para o LAS40 e  $116,7 \pm 23,2$  ms e  $117,0 \pm 23,1$  ms. O teste "t" de Student pareado mostrou não haver diferenças significativas para os três parâmetros. Para a promediação, foram necessários, em média, 332 batimentos cardíacos pelo método proposto e 635 no sistema comercial, possibilitando alcançar, respectivamente, um ruído médio final de 0,2  $\mu$ V e 0,3  $\mu$ V. O coeficiente de correlação linear entre ambos os procedimentos, para RMS40, LAS40 e DUR mostrou os valores de 0,995, 0,909 e 0,999 ( $p < 0,05$  para todos), respectivamente.

## Conclusão

O emprego de batimentos de classe modais do histograma de intervalos RR e a seleção de batimentos através do espectro de energia conferem aos resultados valores compatíveis aos obtidos no sistema comercial usado como referência, com a vantagem de que necessita um menor número de batimentos e alcança um ruído final mais baixo. Novos estudos, empregando outras classes de intervalos RR, necessitam ser avaliados, visando determinar se, de fato, a variação da frequência cardíaca está correlacionada ao aparecimento de PTAV.

## Bibliografia

- <sup>1</sup> BREITHARDT, G.; CAIN, M. E.; EL-SHERIF, N. e cols., Standards for Analysis of Ventricular Late Potentials Using High Resolution of Signal-Averaged Electrocardiography, JACC, 17(5):999-1006, 1991.
- <sup>2</sup> GOLDBERGER, J. J.; AHMED, M. W.; PARKER, M. A.; KADISH, A. H., Assesment of Effects of Autonomic Blockade on the Signal Averaged Electrocardiogram, Circulation, 89(4):1656-1664, 1994.
- <sup>3</sup> SCHWARTZMAN, D.; DEMOPOULOS, L.; SCHREM, S. e cols., Autonomic Manipulation Influences Both Temporal and Frequency Analysis of Late Potentials, PACE, 15(II):2200-2205, 1992.

## Agradecimentos

Aos Profs. Eduardo Corrêa Barbosa, Paulo Ginefra, Plínio José da Rocha Filho e José Barbosa Filho, da UERJ, pelo estímulo e apoio na aquisição dos dados, e ao CNPq, pelo suporte financeiro ao projeto.

## Software para o processamento do de 12 derivações

Marcio Luiz Varani<sup>1</sup>, Luis Carlos Carvalho<sup>1</sup>, Gustavo Henrique Matos Bezerra Motta<sup>2</sup>

<sup>1</sup>NETEB/CMEB/UFPB -Caixa Postal 5066 CEP 58.051-970 - João Pessoa - PB

<sup>2</sup>DEPARTAMENTO DE INFORMÁTICA - CCEN/UFPB

Fone: (083) 216-7067 - Fax: (083) 216-7369 - E-mail: varani@terra.npd.ufpb.br

**Resumo** - Este trabalho descreve o desenvolvimento de um programa para o processamento automático e apresentação gráfica do eletrocardiograma de 12 derivações. Os sinais são convertidos para o formato digital através de um conversor analógico digital de 12 bits e 16 canais, utilizando microcomputadores compatíveis com IBM-PC. Para cada conjunto de 3 derivações 10 segundos de sinal são armazenados em disco. Os dados são processados "off-line". O hardware utilizado é descrito em outras publicações, incluindo Varani<sup>1</sup>.

**Abstract** - This paper describes the development of a 12 lead ECG automatic processing and graphical presentation system. ECG signals are converted to the digital format using a 12 bits/16 channels A/D converter, using a PC compatible microcomputer. Three channels are converted each time, followed by the switching of the other leads. For each three lead group, ten seconds of signal is recorded in a hard disk. The data is processed off line.

### Introdução

Neste trabalho mostramos o desenvolvimento do software para processamento e apresentação gráfica do ECG de 12 derivações. O objetivo do projeto foi desenvolver um sistema baseado em microcomputadores compatíveis com IBM PC, que possibilitasse a obtenção do traçado do ECG de 12 derivações convencional. Os programas foram desenvolvidos utilizando-se orientação a objetos, e a poderosa interface gráfica Windows, apresentando uma grande versatilidade, fácil utilização, mesmo para pessoas que não são habituadas a utilizar computadores.

### Metodologia

O software foi desenvolvido seguindo uma filosofia de interface amigável homem máquina. O desenvolvimento empregou técnicas avançadas de Engenharia de Software (Especificação Formal e Orientação a Objetos). A linguagem usada para descrição formal, documentação e projeto do software foi **MooZ** de acordo com Meira<sup>2</sup>. O software está dividido nos seguintes módulos: Cadastro de pacientes, permite inserir dados pessoais de um paciente ou atualizar dados quando o paciente já estiver cadastrado. Cadastro de Exame, são cadastrados os dados específicos do exame corrente, tais como: peso, altura, antecedentes, fatores de risco, medicação em uso, etc. Aquisição dos Sinais, faz a aquisição de nove derivações (I, II e III; V1, V2 e V3; V4, V5 e V6) três de cada vez. As demais (aVR, aVL e aVF) são calculadas por software, a partir das derivações (I, II, III). Durante a aquisição pode-se fazer o controle de qualidade do sinal, mediante a visualização contínua, em tempo real, dos sinais convertidos. Processamento, a partir de

um registro do sinal de ECG com duração de 10 segundos utiliza-se rotinas cujos objetivos são: a) detecção dos complexos QRS, b) estabelecimento de um intervalo RR mediano que determina a duração de um ciclo cardíaco mediano, c) determinação de um complexo PQRST de tendência central, baseado em um algoritmo de mediana, d) filtragem da mediana para eliminação do ruído residual de 60 Hz, e) ajuste da linha de base, f) determinação das marcas fiduciais no complexo mediano, g) classificação das ondas do complexo, h) cálculos dos parâmetros de interesse. Geração de Relatórios, pode-se visualizar os sinais processados, antes de ser emitido o relatório final. O médico analisa o exame, onde aparecem as medianas das 12 derivações do ECG com as suas marcas fiduciais. Estas marcas podem ser redefinidas manualmente, caso o médico não concorde com o posicionamento detectado automaticamente pelo sistema. Após feita a análise do exame pode-se escrever as conclusões finais, baseadas em um banco de frases e usar um editor de textos, acoplado ao sistema, para digitar dados adicionais. O relatório impresso pelo sistema consta de: **a)** dados cadastrais do paciente e dados clínicos relativos ao mesmo, medidas calculadas automaticamente pelo sistema, à partir das ondas medianas, além das conclusões finais sobre o exame, digitadas pelo médico, **b)** os traçados gráficos das 12 derivações em folha de tamanho A4 (obedecendo o padrão HP) com um trecho de 10 segundos de sinal para a análise de ritmo, **c)** traçados gráficos das medianas de cada derivação.

### Resultados

A avaliação do sistema e sua validação consistiu em um teste comparativo com os traçados obtidos em um eletrocardiógrafo comercial de seis

canais MEDCOR, modelo ER671. O objetivo desta comparação foi o de aferir a confiabilidade do sistema. Os testes foram realizados no Serviço de Cardiologia do Hospital Universitário Lauro Wanderley da UFPb. Foram feitas as aquisições dos eletrocardiogramas de 15 voluntários normais, com o sistema desenvolvido, e com o eletrocardiografo comercial usando a mesma aplicação de eletrodos. Medidas comparativas entre os valores de parâmetros medidos pelos sistema desenvolvido e o equipamento comercial foram feitas. Uma regressão linear, baseada no método dos mínimos quadrados de acordo com Miller<sup>3</sup>, foi utilizada para a comparação dos resultados obtidos pelos dois sistemas.

## **Discussão e Conclusões**

A análise dos resultados obtidos na regressão linear demonstrou altos coeficientes de correlação na comparação entre os dois sistemas. Isto foi observado para as medidas efetuadas nos traçados com o formato HP, traçados das medianas e valores calculados automaticamente pelo sistema, para os seguintes parâmetros: amplitude pico à pico do QRS, amplitude de pico da onda R, em todas as derivações. Estes resultados mostram que o sistema apresentou uma excelente performance. Podemos concluir que o sistema desenvolvido neste trabalho atende adequadamente aos objetivos propostos, sobretudo no que diz respeito a obtenção de traçado clássico do ECG de 12 derivações (formato HP). Ficou patente que o processamento automático do sinal necessita de aprimoramentos, principalmente nas técnicas de detecção das marcas fiduciais e classificação das diversas ondas dos complexos PQRST medianos.

## **Referências**

- <sup>1</sup>VARANI, M.L., "Sistema de Aquisição, Processamento e apresentação Gráfica do Eletrocardiograma de 12 derivações", Tese de Mestrado, UFPb, Brasil, 1994.
- <sup>2</sup>MEIRA, S. L., CAVALCANTI, A. L. C., "Modular Object Oriented Z Specifications", Z Uses Meeting, Workshop on Computing Science, Springer-Verlag, Oxford, UK, December, 1990.
- <sup>3</sup>MILLER, A. R., "Turbo Pascal Programs for Scientists & Engineers", Sybex, San Francisco, 1987.

# Sistema de aquisição do ECG de 12 derivações usando microcomputadores

Marcio Luiz Varani<sup>1</sup>, Luis Carlos Carvalho<sup>1</sup>, Gustavo Henrique Matos Bezerra Motta<sup>1</sup>

<sup>1</sup>NETEB/CMEB/UFPb -Caixa Postal 5066 CEP 58.051-970 - João Pessoa - PB

<sup>2</sup>DEPARTAMENTO DE INFORMÁTICA - CCEN/UFPb

Fone: (083) 216-7067 - Fax: (083) 216-7369 - E-mail: varani@terra.npd.ufpb.br

**Resumo** - Este trabalho descreve o desenvolvimento de um sistema para aquisição do eletrocardiograma de 12 derivações. O sistema capta os sinais com o uso de um amplificador de três canais isolados, com chaveamento de três derivações de cada vez, feito através de uma placa de entrada/saída acoplada ao barramento de microcomputador compatível com IBM PC. O chaveamento das derivações do ECG, ajuste da linha de base e ganho são controlados pelo *software* de aquisição. Os sinais são convertidos para o formato digital através de um conversor analógico/digital de 12 bits e 16 canais, a uma frequência de amostragem de 500 amostras/segundo.

**Abstract** - This paper describes the hardware developed for a 12 lead ECG acquisition system. The system acquires the signals that are obtained using a three channel isolated amplifier, with three leads switched at a time. Lead switching is accomplished through the use of an I/O board connected to the bus of an IBM PC compatible microcomputer. Lead switching, baseline adjustment and gain are totally controlled by the acquisition software. ECG signals are converted to the digital format using a 12 bits, 16 channels analog-to-digital converter at a 500 samples/second sampling rate..

## Introdução

O objetivo principal deste trabalho é mostrar o desenvolvimento de um sistema para a obtenção do traçado convencional do ECG de 12 derivações, usando microcomputadores compatíveis com IBM PC. Os propósitos específicos foram: desenvolvimento de uma interface de controle de entrada/saída digital, acoplada ao barramento de um microcomputador, para controle das funções do amplificador; desenvolvimento de um amplificador de três canais, totalmente isolado, com chaveamento das derivações do ECG, controle de linha de base e ganho, controlados pela interface. O *software* para a aquisição e processamento dos sinais de ECG e geração de relatórios são discutidos em outras publicações, incluindo Varani<sup>4</sup>.

## Metodologia

A instrumentação utilizada compreende: um microcomputador compatível com IBM-PC AT-386, uma placa conversora analógica/digital, previamente desenvolvida de acordo com Carvalho<sup>1,2</sup>, Motta<sup>3</sup>, Varani<sup>4</sup>, e uma fonte de alimentação dupla simétrica, que possui uma saída não isolada e outra isolada para alimentar os módulos eletrônicos. O projeto desenvolvido compreende: a) Interface de controle de entrada e saída digital, acoplada ao barramento do microcomputador, cuja finalidade é substituir o chaveamento mecânico do eletrocardiógrafo

para troca das derivações, controlar a linha de base e ajustar o ganho do amplificador biológico; b) Amplificador biológico de 3 canais, cujo projeto foi dividido em duas partes: o amplificador isolado e o amplificador não isolado (amplificador final), acoplados através de isoladores ópticos;. c) Software de aquisição: o sistema faz a aquisição de nove derivações (I, II e III; V1, V2 e V3; V4, V5 e V6) em grupos de três. São registrados simultaneamente 10 segundos de sinal para cada uma das três derivações. Sabe-se que apenas oito derivações são independentes. As demais são calculadas por software, a partir das derivações bipolares (I, II, III) Zywiets<sup>5</sup>. Durante a fase de aquisição pode-se fazer o controle de qualidade do sinal, mediante a visualização contínua, em tempo real, dos sinais convertidos, no monitor de vídeo. Assim, se um ruído excessivo estiver presente no sinal, o operador pode tomar as medidas para corrigir o problema e repetir a aquisição.

## Resultados

Testes realizados com o amplificador de 3 canais demonstraram um ótimo desempenho, e suas características estão descritas na tabela abaixo.

Ruído referido à entrada	2,5 $\mu$ Vpp *
CMRR	88 dB (60 Hz)*
Frequência de corte PB	0,05 Hz

Frequência de corte PA	100 Hz
------------------------	--------

\* Média dos valores obtidos nos três canais

## Discussão e Conclusões

Neste trabalho mostramos o desenvolvimento do *hardware* para aquisição do ECG de 12 derivações. O objetivo principal foi desenvolver um sistema baseado em microcomputadores compatíveis com IBM PC que possibilitasse a obtenção do traçado do ECG de 12 derivações convencional. A avaliação e validação do sistema foi feita mediante a comparação das medidas efetuadas nos traçados obtidos em um eletrocardiógrafo comercial (MEDCOR modelo ER671) e as medidas feitas nos traçados obtidos no sistema desenvolvido, através do método da regressão linear, comparando-se as amplitudes medidas pelos dois sistemas (coeficiente de correlação médio 0,96). Podemos concluir que o sistema desenvolvido neste trabalho atende adequadamente aos objetivos propostos, sobretudo no que diz respeito a obtenção de traçado clássico do ECG de 12 derivações (formato HP). Recomenda-se para a continuação do desenvolvimento do sistema ECG de 12 derivações: transformar toda a instrumentação em uma interface para o barramento de microcomputadores compatíveis com IBM PC e desenvolver um amplificador com oito canais para obtenção simultânea de todas as derivações

## Referências

<sup>1</sup>CARVALHO, L.C., MOTTA, G.H.M.B., MACHADO, P.D., FERREIRA, L.L.M., MONTEIRO, T.A., "Biblioteca de Software de Alto Desempenho para Aquisição e Processamento de Sinais Biológicos", Nota Técnica NeT1, Lab. de Processamento de Sinais Biológicos e Instrumentação Biomédica, NETEB/UFPb, 1992.

<sup>2</sup>CARVALHO, L.C., BARROS, R.V., LIMA, A.P., MOTTA, G.H.M.B., "Sistema para Aquisição e Processamento de Sinais Hemodinâmicos Usando Micro Compatível com IBM PC" RBE, v6, no. 2, pp 38-45,89

<sup>3</sup>MOTTA, G.H.M., "Especificações Formais Orientadas a Objetos: Aplicação no Desenvolvimento de um Sistema para Processamento do Eletrocardiograma de Esforço", Tese de Mestrado, UFPE, Brasil, 1992.

<sup>4</sup>VARANI, M.L., "Sistema de Aquisição, Processamento e apresentação Gráfica do Eletrocardiograma de 12 derivações", Tese de Mestrado, UFPb, Brasil, 1994.

<sup>5</sup>CHR, ZYWIETZ, BOROVCKY, D., GOTSCH G., JOSEPH G., "Methodology of ECG Interpretation in Hannover Program. Methods of Information in Medicine, vol 29, n 4, 1990.

# Cálculo Automático de Parâmetros para Avaliação da Função Ventricular Esquerda

Guilherme Vilar<sup>\*</sup>, Ana Lucia Quirino<sup>\*\*</sup>, Ana Emília Machado de Arruda<sup>\*\*</sup>

<sup>\*</sup> NETEB/CCS/UFPB - Caixa Postal 5066 CEP 58.051-970 - João Pessoa - PB

<sup>\*\*</sup> Mestrado em Engenharia Elétrica/CCT/UFPB - E-mail: anaquirino@globalnet.com.br

**Resumo.** A análise das imagens de ventrículo esquerdo, provenientes de exames de cateterismo cardíaco, tem grande importância na avaliação da função ventricular esquerda. Neste trabalho é proposta uma metodologia automática para cálculo de alguns parâmetros que permitem ao médico hemodinamicista avaliar a função ventricular esquerda.

**Abstract.** Analysis of the left ventricle images, which comes from cardiac catheterization procedures, is quite important to evaluate its function. This work proposes a methodology that automatically calculate some parameters which permits the hemodynamicist to evaluate the left ventricle function.

## Introdução

A ventriculografia esquerda fornece informações importantes sobre a função ventricular esquerda.

As medidas diretas das dimensões do ventrículo, como a área e a espessura da parede, permitem o cálculo de parâmetros como volumes, massa e fração de ejeção ventriculares. Esses parâmetros podem ser calculados através de métodos angiográficos bidimensionais ou unidimensionais, sendo os primeiros superiores, mas podendo-se obter uma estimativa aceitável com os unidimensionais em pacientes sem graves miocardiopatias. Os unidimensionais aproximam o ventrículo esquerdo a um elipsóide de revolução.

Neste trabalho, foi utilizado o método de área-comprimento desenvolvido por Dodge para cálculo do volume do ventrículo esquerdo.

## Metodologia

As imagens de ventrículo esquerdo obtidas nos exames de cateterismo cardíaco foram digitalizadas e armazenadas em microcomputador. Em seguida, foram aplicadas técnicas de processamento digital com o objetivo de uniformizar e melhorar a qualidade visual da imagem. O isolamento do ventrículo foi conseguido através da técnica de processamento conhecida por segmentação.

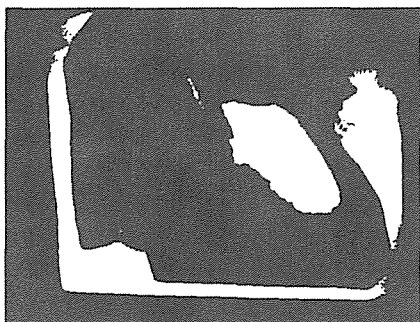


Figura 1: imagem de ventrículo esquerdo segmentada.

Com o ventrículo esquerdo isolado do restante da imagem, puderam ser obtidas as medidas diretas automaticamente através do *software* para processamento de imagens GLOBAL LAB Image [2].

A equivalência entre a unidade de medida de uma imagem digital, o *pixel*<sup>1</sup>, e uma unidade de medida real, foi feita marcando-se os limites do cateter na imagem e informado-se o seu valor em centímetros.

O método de área-comprimento desenvolvido por Dodge estabelece que o volume do ventrículo é dado por:

$$V = \frac{8A^2}{3\pi L}$$

onde,  $V$  é o volume ventricular,  $A$  é a área da câmara ventricular e  $L$  é o maior eixo da câmara ventricular.

O volume corrigido foi obtido através da a equação de regressão de Kennedy *et al* [1].

$$V_c = 0,8V + 1,9$$

A fração de ejeção do ventrículo esquerdo representa a razão entre o volume sistólico ( $VS$ ) e o volume diastólico final ( $VDF$ ) [BRAU91]:

$$FE = \frac{(VDF - VSF)}{VDF} = \frac{VS}{VDF}$$

onde  $VSF$  é o volume sistólico final.

A massa ventricular esquerda também pode ser avaliada através de métodos angiográficos. Considerando imagens unidimensionais, o volume total da câmara e da parede ( $V_{c+p}$ ) é dado por:

<sup>1</sup>Do inglês, *Picture Element*



$$V_{C+p} = \frac{\pi}{6}(L + 2h)\left(\frac{4A}{\pi L} + 2h\right)^2$$

onde  $h$  é a espessura da parede.

A massa do ventrículo esquerdo é calculada por:

$$MVE = 1.050(V_{C+p} - VDFC)$$

onde  $VDFC$  é o volume diastólico final corrigido.

Para cálculo da massa ventricular esquerda, foi considerada a espessura média, que é de  $10,9 \pm 2,0$  mm [3], devido à não visualização exata da parede ventricular nas imagens obtidas.

## Resultados

Foram calculados os volumes do ventrículo esquerdo para 20 imagens, sendo 10 em diástole e 10 em sístole. Com os volumes em diástole e em sístole, pode-se também calcular a massa e fração de ejeção (Tabela 1). Na Tabela 2, encontram-se valores normais e alguns valores esperados em situações de patologias cardíacas específicas para os volumes, massa e fração de ejeção do ventrículo esquerdo. Esses valores foram determinados em relação à superfície corpórea e, por não se ter peso e altura dos pacientes, considerou-se uma superfície corpórea média de  $1,70 \text{ m}^2$  [4].

Grupo de Pacientes	VDF (ml/m <sup>2</sup> )	VS (ml/m <sup>2</sup> )	FE	MVE (g/m <sup>2</sup> )
normal	70 ± 20.0	45 ± 13.0	0.67 ± 0.08	92 ± 16.0
estenose aórtica	84 ± 22.9	44 ± 10.1	0.56 ± 0.17	172 ± 32.7
insuficiência aórtica	193 ± 55.4	92 ± 30.9	0.56 ± 0.13	223 ± 73.0
estenose e insuficiência aórticas	138 ± 36.5	75 ± 19.1	0.53 ± 0.10	231 ± 56.9
estenose mitral	83 ± 21.2	43 ± 11.9	0.57 ± 0.14	98 ± 24.1
insuficiência mitral	160 ± 53.1	87 ± 21.3	0.47 ± 0.10	166 ± 49.9
estenose e insuficiência mitrales	106 ± 34.4	58 ± 14.7	0.57 ± 0.12	119 ± 27.8
miocardiopatia	199 ± 75.7	44 ± 14.5	0.25 ± 0.09	145 ± 27.6

Tabela 1: Valores referenciais de volumes, massa e fração de ejeção do ventrículo esquerdo.

	VDFC (ml/m <sup>2</sup> )	VSFC (ml/m <sup>2</sup> )	VS (ml/m <sup>2</sup> )	FE	V <sub>C+p</sub> (ml/m <sup>2</sup> )	MVE (g/m <sup>2</sup> )
Imagem1	148.70	54.03	94.67	0.64	297.9475	92.18
Imagem2	70.80	41.42	29.37	0.41	171.5370	62.22
Imagem3	153.00	69.73	83.26	0.54	303.4164	92.91
Imagem4	125.95	51.77	74.18	0.59	262.4075	84.28
Imagem5	97.78	36.68	61.09	0.62	216.1126	73.09
Imagem6	104.80	47.69	57.11	0.54	226.5129	75.18
Imagem7	80.82	65.61	15.20	0.19	185.9864	64.96
Imagem8	153.31	50.12	103.19	0.67	305.2437	93.84

Imagem9	109.70	18.65	91.05	0.83	233.8659	76.69
Imagem10	192.04	91.67	100.37	0.52	365.3993	107.08

Tabela 2: Valores calculados de volumes, massa e fração de ejeção do ventrículo esquerdo.

## Conclusões

A determinação automática dos volumes, fração de ejeção e massa ventriculares resultou em maior eficiência, rapidez e confiabilidade em relação às medições realizadas manualmente.

## Referências

- [1] GROSSMAN, William. *Cardiac catheterization and angiography*. Filadélfia, Lea & Febiger, 1986.
- [2] DATA TRANSLATION. *Global Lab Image - Image Processing and Analysis Software for Microsoft Windows*. 5. ed. EUA, 1994.
- [3] BRAUNWALD, William *et al.* *Tratado de medicina cardiovascular*. 3. ed. São Paulo, Roca, 1991. v. 2.
- [4] GUYTON, Arthur C. *Tratado de fisiologia médica*. 6. ed. Rio de Janeiro, Guanabara, 1988.

---

---

6.

ENGENHARIA  
CLÍNICA

---

---



# Atividades Insalubres, Perigosas e Penosas: Direitos, Privilégios e Incoerências

José Carlos Borges

Departamento de Engenharia Nuclear - EE/COPPE/UFRJ  
C.P. 68.509 - Fax.: (55-21) 290-6626 - CEP: 21945-970 - Rio de Janeiro (RJ)  
E mail: borges@lmn.con.ufrj.br

**Resumo** - O reconhecimento e a legalização de atividades insalubres, perigosas e/ou penosas, constituíram, sem sombra de dúvida, um avanço social nas relações trabalhistas. Não obstante, no Brasil, o desejo de detalhar a regulamentação dessas atividades, acabou gerando privilégios e incoerências que este texto tenta analisar.

**Abstract** - There is no doubt that labors relations experienced a social advance when certain activities received technical and legal recognition as hazardous to health. Nevertheless, inadequate detailing of the corresponding legislation led the brazilian context to an incoherent mixing of rights and privileges, here analyzed.

## Introdução

A evolução das Segurança e Higiene do Trabalho se, por um lado, trouxe maior proteção aos trabalhadores envolvidos em atividades perigosas, insalubres e/ou penosas, por outro, produziu uma legislação que, sob uma aparência de direito social, tem estabelecidos privilégios injustificados para determinadas categorias profissionais, além de criar incoerências entre atividades semelhantes [1].

A Consolidação da Legislação Trabalhista brasileira (CLT), vem sofrendo contínuas modificações que, associadas à jurisprudência, consolidou uma filosofia de proteção legal bem distante das reais condições de trabalho - em algumas atividades, na prática, não se dispõe da proteção mínima estipulada; em outras, o risco ou o dano efetivo ao trabalhador não atinge o mínimo que justificaria uma classificação especial privilegiada.

## Metodologia

Embora a CLT defina de forma satisfatória sob que condições uma atividade seria prejudicial à saúde, real ou potencialmente, os critérios estipulados para classificação das atividades acabou gerando um detalhismo tal de parâmetros que, o que deveria ser anormal, acaba sendo a maioria: é muito fácil "interpretar" qualquer atividade como "envolvendo" algum tipo de risco ou dano à saúde.

A grande questão que se deve colocar, portanto, é a validade social de se estabelecer, como direitos sociais, privilégios trabalhistas por riscos ou danos profissionais muitas vezes bem menores que riscos ou danos da vida não profissional.

Esses direitos são, essencialmente:

1. adicionais de salário;
2. jornadas de trabalho reduzidas;
3. férias maiores;
4. aposentadorias especiais (precoce);

mas tanto a prolixidade como a omissão da legislação acabaram gerando, na prática, privilégios e incoerências.

Como privilégios, pode-se considerar o direito legal a TODOS os itens acima (de 1 a 4) para um mesmo risco ou dano.

Como incoerência, deve-se criticar a desigualdade com que esses itens são aplicados a servidores públicos e a trabalhadores celetistas, apesar de exercerem atividades de mesmo risco ou dano [2]. Repete-se, assim, a política constitucionalmente fixada mas socialmente equivocada de diferenciar todo servidor público de qualquer outro trabalhador.

De uma análise macroscópica da situação nacional acima resumida, procurou-se apontar as origens dos problemas gerados pela legislação pertinente às atividades aqui consideradas, para, em seguida, propor-se alterações de princípio e de normas que minimizem os problemas detetados. Procurou-se, sobretudo, considerar a questão delicada do valor da vida humana, tema, atualmente, de debate delicado mas de aplicação generalizada [3].

## Discussão

No tocante aos adicionais/ gratificações salariais, sua origem está nos princípios constitucionais de isonomia e de irredutibilidade de salário. Como é bastante difícil, de uma forma dinâmica, sobretudo no serviço público, pagar-se alguém pela efetiva atividade desempenhada, acabou-se criando verdadeiras "camisas de força" que são os adicionais/gratificações.

No tocante à proteção ao trabalhador, a discrepância entre a realidade de um país subdesenvolvido e a utopia legalista de direitos sociais de primeiro mundo, gera um panorama de "faz de conta", que burla, rotineiramente, as normas de proteção.

Agravam os dois casos acima, debilidades da estrutura de fiscalização, incompetências periciais e morosidade do arcabouço judicial.

### Conclusões

Como solução ou pelo menos otimização dos problemas levantados, sugere-se:

1. revisão de princípios constitucionais que são mais dógmas do que realidade desejável;
2. revisão dos critérios de classificação das atividades insalubres (penosas) perigosas;
3. especialização, para maior competência, da estrutura de perícia;
4. agilidade nas pendências judiciais;
5. isonomia de direitos para atividades equivalentes, independentemente da natureza jurídica do vínculo empregatício;
6. re-quantificação desses direitos, dentro da realidade sócio-econômica brasileira.

O reconhecimento de que uma determinada atividade seja ou possa ser prejudicial à saúde mental do trabalhador é, ainda hoje, um

tabu, principalmente pela facilidade de fraudes mas, este tema deverá, sem dúvida, merecer destaque nas segurança e higiene do trabalho do próximo século.

Se, por um lado, a ciência tem permitido um melhor conhecimento dos reais efeitos de muitos elementos patogênicos, por outro, a avaliação de riscos continua sendo uma técnica apoiada em parâmetros de quantificação bastante questionável pelas relatividade e, sobretudo, subjetividade das compreensão e aceitação do risco. As radiações ionizantes são um belo exemplo desta dicotomia.

### Referências Bibliográficas

1. BORGES, J.C.: **Incoherences of Brazilian Labor Laws Face to Present Radioprotection Concepts**, anais do 9<sup>o</sup> Congresso da Associação Internacional de Proteção Radiológica (IRPA-9), Viena, vol. 4, p. 778, 1996.
2. SANTOS, J.C.A. DOS: **Insalubridade e Periculosidade para "Celetistas" e "Estatutários" (adicionais diferentes?)**, Revista da Associação Brasileira de Ensino de Engenharia (ABENGE), n<sup>o</sup> 13, p. 20-22, 1995.
3. SAUVY, A.: **Coût et Valeur de la Vie Humaine**, Ed. Herman, Paris, 1977.

# Estudo para dimensionamento de centros regionais de engenharia clínica em Santa Catarina

Wilson Henrique Veneziano<sup>1</sup> ; Renato Garcia<sup>2</sup>

<sup>1</sup> Mestrando em Engenharia Elétrica, Universidade Federal de Santa Catarina (UFSC). wilson@gpeb.ufsc.br

<sup>2</sup> Professor Dr., Grupo de Pesquisas em Engenharia Biomédica (GPEB), UFSC. renato@gpeb.ufsc.br  
Núcleo de Engenharia Clínica/Hospital Universitário Cx. P. 5199 - Florianópolis-SC 88040-970

**Resumo** - A cada ano tem aumentado o número e a sofisticação dos equipamentos biomédicos que servem de apoio à área da saúde. Isto torna indispensável o gerenciamento das atividades associadas com estes equipamentos (manutenção, treinamento de pessoal, análise de segurança e avaliação de custos) por estruturas especializadas de Engenharia Clínica. Neste estudo realizou-se um levantamento por amostragem da situação dos equipamentos hospitalares em SC através de publicações oficiais e visitas *in loco*. Foram analisados a estrutura e o funcionamento de núcleos de Engenharia Clínica já em operação em hospitais de outros Estados. Desta forma foram detectados inúmeros problemas de operação, segurança e sucateamento dos equipamentos, analisados os mais urgentes e propostas algumas soluções e a infra-estrutura necessária para implementá-las, na forma de núcleos regionais de Engenharia Clínica, cobrindo todo o Estado de SC. A proposta é pioneira no Brasil e pode trazer uma contribuição efetiva para a melhoria dos equipamentos hospitalares da rede pública e, portanto, do sistema de saúde.

**Abstract** - Each year have been increasing the number and the sophistication of biomedical equipment serving to healthcare area. Then it makes essential the management of the activities related to this equipment (maintenance, training of the users, analysis of safety and evaluation of cost) by specialized structures of Clinical Engineering. In this study was realized a survey by sample of the situation of hospital equipments at SC Brazilian state through official publications and visiting hospitals. The structure and the functioning of in-house groups of Clinical Engineering in other Brazilian states were examined. By this way were detected several problems in operation, safety and a significative decrease of the useful life of the equipments. Then the most urgentes were analysed and proposed some solutions and the structure necessary to implement them, in the form of regional nucleus of Clinical Engineering covering whole SC state. This proposal is pioneer in Brazil and can do an effective contribution to improvement of hospital equipments of the public services and, therefore, to the healthcare system.

## Introdução

Após a II Guerra Mundial, houve uma introdução crescente da tecnologia nos serviços de saúde, com grande alteração da prática médica. O número de equipamentos biomédicos e a sua sofisticação têm aumentado a cada ano. As atividades relacionadas com o gerenciamento destes equipamentos representam uma parcela significativa dos custos do setor de saúde. Dados do Ministério da Saúde<sup>1</sup> mostram que "na rede pública do país 30 a 40% dos equipamentos são subutilizados ou estão inoperantes por falta de cuidados técnicos". Segundo Sprague<sup>2</sup>, para manter um equipamento em operação gastam-se por ano de 5 a 10% do seu valor de aquisição. Torna-se, portanto, essencial um eficiente gerenciamento das atividades afins, como especificação para aquisição, manutenções preventiva e corretiva, aferição, treinamento dos usuários e análise de segurança e custos. A Engenharia Clínica é um ramo da Engenharia Biomédica que se dedica ao estudo desta problemática. É ainda incipiente no

Brasil, mas bastante difundida nos países desenvolvidos.

## Metodologia

Com base em conceitos da Engenharia Clínica, Webster<sup>3</sup>, Bronzino<sup>4</sup> e Johnston<sup>5</sup>, foram estudadas formas de implementação de centros deste tipo de serviço em Santa Catarina. Chegou-se à proposta de implementar um sistema integrando todo o Estado através de centros regionais atendendo a diversas cidades, em vez de núcleos isolados e internos a hospitais. Para a determinação da quantidade de centros e da região abrangida por cada um, foram analisados dados oficiais sobre a quantidade de hospitais e leitos, os tipos de equipamentos presentes, a economia da região e a presença de recursos educacionais como escolas técnicas e de nível superior. Foi realizada uma pesquisa por amostragem sobre o gerenciamento dos equipamentos biomédicos nos hospitais públicos do Estado.

Numa segunda etapa foram determinados quais os parâmetros relevantes para o dimensionamento de cada centro regional, quanto a infra-estrutura predial, os equipamentos, o pessoal e as atividades a serem desenvolvidas. Serviram de base também, a experiência acumulada de núcleos de Engenharia Clínica de hospitais de outros estados brasileiros e a do Hospital Universitário de Florianópolis, cujo núcleo é coordenado pelo grupo de pesquisas que os autores integram.

## Resultados

O estado de Santa Catarina tem uma população de cerca de 4,4 milhões de habitantes, 224 unidades hospitalares, sendo 50 pertencentes à rede pública e 174 à rede privada, segundo a Secretaria de Estado da Saúde (1994). O levantamento realizado nos hospitais públicos revelou uma séria deficiência no gerenciamento dos equipamentos biomédicos e um dispendioso sucateamento. Estudos de Veneziano e Garcia<sup>6</sup> mostraram que seria interessante a implementação de um sistema integrado, com um Centro Estadual de Engenharia Clínica na capital, coordenando as atividades de todo o Estado e cinco Centros Regionais no interior. Destes, dois seriam localizados na região norte e um nas regiões oeste, sul e central. Cada centro regional tem uma região de abrangência bem definida. As áreas prioritárias de atendimento são diagnóstico por imagem, hemodiálise, monitorização, laboratório bioquímico e eletromecânica (ventiladores e anestesia).

Tem-se como atividades básicas de cada centro regional:

- assessoria na licitação para aquisição de equipamentos biomédicos;
- treinamento dos usuários dos equipamentos;
- negociação com fornecedores;
- manutenções preventiva e corretiva;
- análise de aspectos de segurança;
- gerenciamento dos serviços terceirizados de manutenção;
- apoio aos Núcleos Locais de Engenharia Clínica nos hospitais.

Como parte integrante do sistema seriam implantados pequenos Núcleos Locais em cada hospital. No caso da rede privada, ficaria a cargo de cada instituição de saúde avaliar suas possibilidades.

## Discussão e Conclusões

A proposta de um sistema de engenharia clínica integrando todo um Estado é pioneira no Brasil, pois os serviços do gênero existentes são internos a alguns poucos hospitais e apenas um único centro regional está-se tentando implementar no interior do estado de São Paulo. A proposta dos

autores é de que seja criada uma fundação pública para implementar e gerir a estrutura, prestando serviço a todos os hospitais da rede pública, com opção também para os da rede privada que o desejarem. A implantação de estruturas de engenharia clínica tem sido incentivada pelo Ministério da Saúde. A Secretaria de Estado da Saúde de Santa Catarina, em conjunto com o GPEB-UFSC, está tentando viabilizar o projeto do Centro Estadual na Capital.

Com base nos bons resultados obtidos com a implementação do Núcleo de Engenharia Clínica do Hospital Universitário de Florianópolis, acredita-se que, se eficientemente administrados, os Centros Regionais de Engenharia Clínica melhorariam em muito a condição dos equipamentos biomédicos do Estado, com diminuição dos custos e maior eficiência na aplicação das verbas destinadas ao serviço hospitalar público. Outro benefício social seria a melhoria do atendimento nos hospitais do interior do Estado, evitando boa parte dos deslocamentos de pacientes para a capital.

## Referências

- <sup>1</sup>MINISTÉRIO DA SAÚDE, *Saúde & Tecnologia*, Número 2, 8 páginas, 1994.
- <sup>2</sup>SPRAGUE, G. R., "Managing technology assessment and acquisition", *Healthcare Executive*, Volume 6, pages 26-29, 1991.
- <sup>3</sup>WEBSTER, J. G., "Technology Assessment", *Clinical engineering - Principles and Practices*. Prentice-Hall, 1979.
- <sup>4</sup>BRONZINO, J. D., "Technology Management", *Management of Medical Technology*. Butterworth, Stoneham, 1992.
- <sup>5</sup>JOHNSTON, G. I., "A Basic Clinical Engineering Model for Developing Nations", *Journal of Clinical Engineering*, Number 1, pages 41-46, 1993.
- <sup>6</sup>VENEZIANO, W. H.; GARCIA, R., "Dimensionamento de Centros Regionais de Engenharia Clínica em SC", Relatório Técnico, GPEB/UFSC, 62 páginas, 1996.

## Agradecimentos

Ao CNPq pelo apoio financeiro e aos funcionários do Núcleo de Engenharia Clínica do Hospital Universitário de Florianópolis pelas informações fornecidas.

# Processo de criação e capacitação de laboratórios de ensaio de equipamentos eletromédicos: Estudo de caso

Wayne Brod Beskow<sup>1</sup>; Renato Garcia<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Grupo de Pesquisas em Engenharia Biomédica/UFSC  
Caixa Postal 5199 - Hospital Universitário - Florianópolis - SC - Brasil  
E-mail: beskow@gpeb.ufsc.br

**Resumo** - Apresenta-se uma análise do contexto da qualificação de equipamentos eletromédicos em nível nacional e o processo necessário para a implementação de laboratórios de ensaio de equipamentos eletromédicos. Apresentam-se as ações, até então realizadas, pelo Grupo de Pesquisas em Engenharia Biomédica (GPEB) da Universidade Federal de Santa Catarina (UFSC) na busca da criação, da qualificação e do credenciamento de um laboratório de ensaio de equipamentos eletromédicos. Discutem-se alguns desafios envolvidos nesta experiência e as soluções implementadas.

**Abstract** - This paper presents a national context of electromedical equipment analysis and the procedure necessary to implementation test laboratories. It presents the actions realized, until now, by the Grupo de Pesquisas em Engenharia Biomédica (GPEB) from Universidade Federal de Santa Catarina (UFSC), searching electromedical equipment tests laboratory formation, qualification and accreditation. It discusses some involved challenges in this experience and implemented solutions.

## Introdução

Os avanços realizados para a criação de um abrangente programa de qualificação de equipamentos eletromédicos (EEM) no Brasil, conforme descrito por Moraes<sup>1</sup>, motivam estudos para a capacitação de diversos laboratórios de ensaio interessados na verificação e certificação da segurança e da qualidade destes equipamentos.

As ações desenvolvidas pela Secretaria Nacional de Assistência à Saúde, do Ministério da Saúde (MS), em conjunto com o Instituto Nacional de Metrologia e Qualidade Industrial (INMETRO), demonstram a importância da expansão da Rede Brasileira de Laboratórios de Ensaio (RBLE), através do credenciamento de laboratórios capacitados para a realização de ensaios de certificação de EEM em caráter oficial. O credenciamento de laboratórios de ensaio faz parte do Programa de Ensaios de Conformidade em Equipamentos para a Saúde (PECES)<sup>2</sup>, também desenvolvido pela Secretaria Nacional de Assistência à Saúde do MS.

Prioritariamente, os ensaios de certificação voltam-se às prescrições gerais contidas na norma NBR IEC 601-1 e nas normas particulares, que complementam a série. Tais prescrições visam garantir a segurança da relação do EEM com o paciente, com o operador e com o ambiente circunvizinho. Este é um dos aspectos que compõem a situação de segurança total, complementada pela segurança da instalação e da aplicação<sup>3</sup>.

Este estudo mostra o esforço que vem sendo feito pelo GPEB para a criação e capacitação de um laboratório de ensaio voltado para os ensaios de certificação de EEM.

## Metodologia

Para a criação do laboratório de ensaio de EEM, um representante do GPEB passou a participar das reuniões mensais das Comissões de Estudo (CE's 62.1 e 62.4) do Comitê Brasileiro de Eletricidade, contribuindo na discussão das Normas Brasileiras que definem as prescrições particulares para a segurança de diversos EEM.

Visando sistematizar o processo de criação e capacitação de laboratórios de ensaio de EEM, buscou-se:

- conhecer os aspectos relacionados à qualificação e à certificação de instrumentos de medição, sistematizados por Spalding<sup>4</sup> e por CERTI/LABMETRO<sup>5</sup>, e as estratégias para implementação dos requisitos gerais para a capacitação de laboratórios de calibração e de ensaio apresentados por profissionais do Instituto de Credenciamento Britânico (UKAS)<sup>6</sup>, baseadas no NBR ISO/IEC Guia 25;
- motivar o estudo de aspectos normativos, principalmente os relacionados à norma brasileira<sup>7</sup> que prescreve as condições gerais para a segurança de EEM;
- promover seminários e discussões que envolvessem os conhecimentos referidos anteriormente;



- identificar, através de dados históricos e das potencialidades do GPB, quais EEM poderiam ser ensaiados;
- reunir informações técnicas relacionadas aos EEM selecionados;
- especificar e orçar, com base nas informações disponíveis, os equipamentos de ensaio necessários;
- definir e estruturar um cronograma com metas técnicas a atingir;
- encaminhar ao MS o Formulário Único de Apresentação de Propostas contendo as informações necessárias para a obtenção de recursos para a compra de equipamentos de ensaio;

## Resultados

Com base nos estudos realizados identificou-se a possibilidade de realização de ensaios nos seguintes EEM:

- equipamento para ventilação pulmonar em utilização médica;
- bombas e controladores de infusão;
- equipamento cirúrgico de alta-frequência;
- desfibriladores cardíacos e monitores-desfibriladores cardíacos;
- equipamento de monitoração do eletrocardiograma;
- equipamento para estimulação neuro-muscular.

O estudo para criação e capacitação de um laboratório de ensaios de EEM, em condições de submeter-se ao credenciamento, trouxe uma série de desafios ao GPB. Destacam-se os desafios relacionados à formação de recursos humanos comprovadamente capacitados, ao conhecimento das características funcionais dos EEM a serem ensaiados, à especificação e investimento em equipamentos de ensaio adequados, à definição dos procedimentos operacionais a serem adotados e aos aspectos organizacionais e gerenciais da estrutura.

As metas técnicas estipuladas para o desenvolvimento inicial deste estudo compreendem:

- especificação das necessidades de espaço físico;
- adaptação do espaço físico em relação às condições necessárias;
- elaboração de procedimentos de ensaio;
- documentação dos procedimentos de ensaio;
- verificação prática dos procedimentos adotados.

O estudo tem mostrado a viabilidade e a necessidade da criação de um instrumento de divulgação destas informações, que auxilie no processo de criação e capacitação de novos laboratórios de ensaio de EEM contribuindo para torná-los aptos a compor a RBLE.

## Discussão e Conclusões

O laboratório, embora ainda não atenda a todos os requisitos necessários ao credenciamento, possibilita a realização de ensaios de EEM em caráter experimental. Nesta condição, viabiliza a

elaboração dos procedimentos operacionais necessários para a realização dos ensaios elétricos e de inspeção visual. Tal elaboração é parte fundamental do processo de capacitação do laboratório e destaca-se por exigir elevada condição técnica por parte da equipe responsável, caracterizando-se como um processo interativo onde leva-se em consideração, fundamentalmente:

- as prescrições contidas em norma;
- as informações técnicas disponíveis de cada EEM;
- o nível de detalhamento exigido por cada ensaio.

Com esta possibilidade dinamiza-se a etapa de treinamento de recursos humanos envolvidos nas atividades do laboratório.

Estão programadas comparações interlaboratoriais para que sejam conhecidas algumas características metrológicas envolvidas nos ensaios realizados.

Com o cumprimento das metas iniciais, dar-se-á andamento ao processo de credenciamento junto ao INMETRO.

A realização de ensaios e a conseqüente certificação de EEM apresentam-se como interessantes opções de mercado na atualidade. O laboratório interessado deverá atingir um nível de capacitação suficiente para obter o credenciamento.

## Referências

- <sup>1</sup>MORAES, J. C. T. B., Normalização, Qualidade e Certificação de Equipamentos Médicos no Brasil. Anais I SEMETRO, Curitiba, 1994.
- <sup>2</sup>MINISTÉRIO DA SAÚDE, PECES - Programa de Ensaios de Conformidade em Equipamentos para a Saúde, Brasília, 1991.
- <sup>3</sup>INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION, Basic aspects of the safety philosophy of electrical equipment used in medical practice, IEC 513, Suíça, 1976.
- <sup>4</sup>SPALDING, L. E. S. Sistema integrado de instrumentos e procedimentos para a realização da calibração de esfigmomanômetros. (Mestrado em Engenharia Biomédica), Pós-Graduação em Engenharia Elétrica, Universidade Federal de Santa Catarina.
- <sup>5</sup>CERTI/LABMETRO, Curso de Tecnologia Aplicada: "Qualificação e Certificação de Instrumentos de Medição", Florianópolis, SC, mar., 40 h.
- <sup>6</sup>UKAS/INMETRO/CERTI, Curso de Tecnologia Aplicada: "Estratégias para implementação da ISO/IEC Guide 25 em Laboratórios", Florianópolis, SC, abr., 24 h.
- <sup>7</sup>ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS, Equipamento eletromédico - Parte 1 - Prescrições gerais para a segurança, NBR IEC 601-1, Rio de Janeiro, 1994.

## Agradecimentos

À Capes e ao HU/UFSC, pelo apoio financeiro e à Fundação CERTI por propiciar a participação em alguns de seus cursos.

# Segurança em equipamentos de monitoração em sala cirúrgica e UTI - oxímetro, capnógrafo, monitor de ECG e monitor de pressão

Mario Augusto Silva da Paz<sup>1</sup> e Renato Garcia<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Grupo de Pesquisa em Engenharia Biomédica - GPEB/UFSC  
Campus Universitário - Caixa Postal 5199 - 88040-970 - Florianópolis (SC)  
E-mail: da-paz@gpeb.ufsc.br

**Resumo** - Na área de equipamentos eletromédicos é indispensável a utilização de procedimentos de uso, manipulação, instalação e segurança, principalmente na sala cirúrgica e na UTI onde estão os pacientes com maior potencial de risco. Além de debilitados, estão normalmente ligados simultaneamente a diversos equipamentos. Um estudo da norma NBR IEC 601-1, e um levantamento do histórico de manutenção dos equipamentos no Núcleo de Engenharia Clínica (NEC) do HU/UFSC, mostrou alguns problemas relativos à manipulação e algumas propostas foram elaboradas para a normatização desses procedimentos.

**Abstract** - The utilization, handling, installation, and security procedures are essential in electromedical equipment using, mainly in where the more critical patients stay. They are very debilitated and connected simultaneously to many equipments. A study of brazilian NBR IEC 601-1 standard and an equipment maintenance history investigation of Clinical Engineering Group (NEC) of HU/UFSC showed problems relative to handling and procedure standardization were suggested.

## Introdução

Nas últimas duas décadas houve uma grande proliferação de equipamentos eletromédicos, tanto em quantidade como em complexidade. Segundo Monte<sup>1</sup>, muitos destes equipamentos são do tipo invasivo, onde parte tem contato direto com partes internas do corpo do paciente, fazendo com que as barreiras naturais (pele e tecido) sejam diminuídas ou mesmo eliminadas. Nestas condições, correntes elétricas de baixa intensidade (microamperes) podem ser fatais ao circularem pelo corpo humano.

De acordo com Webster<sup>2</sup>, em 1970, Carl W. Walter, cirurgião do Peter Bent Brigham Hospital de Boston, através de informações obtidas de um atuário de uma companhia de seguros e Ralph Nader em 1971, também cirurgião do mesmo hospital, baseados em contatos com médicos e técnicos, divulgaram respectivamente, os alarmantes números de 1200 e 5000 mortes anuais por eletrocução durante diagnósticos de rotina e procedimentos médicos. Estes valores não foram e nem puderam ser documentados, porque dificilmente há evidências patológicas e também, porque a morte é atribuída a outras causas, pois o paciente está com a saúde debilitada. Em geral a morte é atribuída a parada cardíaca.

Estes relatos serviram para que várias organizações iniciassem um trabalho de pesquisa, analisando as prescrições de segurança, de modo a minimizar os riscos provocados por equipamentos eletromédicos, o que resultou em publicações de caráter normativo como a IEC 601-1. A ABNT através do COBEI está estudando as normas IEC e

adequando à realidade brasileira, nascendo assim as normas brasileiras.

## Metodologia

O estudo está baseado na Norma NBR IEC 601-1<sup>3</sup>, a qual contém as prescrições gerais para a segurança aplicáveis a equipamentos eletromédicos, que neste estudo são adequadas e verificadas ao oxímetro, capnógrafo, monitor cardíaco e monitor de pressão.

As principais prescrições a serem observadas são:

- proteção contra riscos de choque elétrico;
- proteção contra riscos mecânicos;
- proteção contra radiação indesejada ou excessiva;
- proteção contra ignição de misturas anestésicas inflamáveis;
- proteção contra temperaturas excessivas.

Complementando este estudo é realizada uma análise do histórico de manutenção de cada equipamento junto ao GPEB/UFSC, que apresenta a realidade atual da manipulação destes equipamentos.

## Resultados

O levantamento do histórico de manutenção, no período de 14/06/1993 a 31/03/1996, nos revela os seguintes percentuais médios de manutenções devido a falhas de manipulação: monitor de pressão não-invasivo-34%, monitor de ecg-51%, oxímetro de pulso-46% e capnógrafo-40%.

A realidade nos mostra que é essencial a criação de procedimentos operacionais.

A oficialização das normas técnicas para equipamentos eletromédicos torna fundamental a atualização de critérios para uso da tecnologia médica.

A observação destes critérios e procedimentos melhoram muito a confiabilidade no equipamento e são de suma importância para a segurança de pacientes e usuários.

## Discussão e Conclusão

Foram observados problemas relacionados com a manipulação dos equipamentos pelo usuário, como quedas e rompimento dos cabos do monitor cardíaco.

A criação de procedimentos de operação e manipulação, observação das normas de segurança e observação das recomendações dos fabricantes, traz uma redução substancial dos riscos ao paciente e também reduz acidentes com os equipamentos, como quedas e erros de manipulação, que são as principais causas de manutenção.

É fundamental um treinamento adequado dos usuários, diminuindo assim os erros de manipulação e conseqüentemente a incidência de manutenção corretiva.

Outro fator preponderante, é a confiabilidade no suprimento de energia elétrica, o que na sala cirúrgica e UTI é de grande importância. No que diz respeito ao equipamento em si, devem ser realizadas manutenções periódicas, para evitar possíveis falhas.

## Referências

<sup>1</sup>MONTE, A. A. M. , *Segurança em equipamentos elétricos hospitalares*. Monografia (Especialização em Engenharia de Segurança do Trabalho), Pós-Graduação em Engenharia, Universidade Federal de Santa Catarina, 1993.

<sup>2</sup>WEBSTER, J. G. , "Electrical Safety", *Medical Instrumentation - Application and Design*, Houghton Mifflin, 1992.

<sup>3</sup>BRASIL/ABNT(1994), *Equipamento eletromédico - Parte 1 - Prescrições gerais para segurança*, NBR IEC 601-1, Associação Brasileira de Normas Técnicas, Brasil, Novembro, 149 páginas.

# Treinamento em segurança e operação de unidades eletro-cirúrgicas de alta-freqüência

Ana Claudia Rubi Castro<sup>1</sup> e Renato Garcia<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Grupo de Pesquisas em Engenharia Biomédica (GPEB), UFSC.  
E-mail: ana@gpeb.ufsc.br

**Resumo** - Apesar de ter se passado quase um século desde o primeiro uso de uma unidade eletrocirúrgica, permanecem as dúvidas quanto às suas características, segurança e operação, sendo portanto uma tecnologia que apresenta um dos maiores índices de periculosidade presentes hoje em centros cirúrgicos. Visando a proteção de pacientes e operadores, este artigo aborda alguns aspectos de segurança e traz uma proposta de treinamento de usuários, necessária para uma maior segurança de operação. Esta proposta está baseada na realidade e necessidades do Hospital Universitário de Santa Catarina, localizado em Florianópolis.

**Abstract** - After almost a century of first electrosurgical unit utilization, there are yet, many doubts about its characteristics, safety and operation, being a technology that presents one of the highest index of hazardous present today in operating rooms. In view of protecting patients and operators, this article deals some aspects of safety and proposes a trainee program in order to improve the safety of operation. The real needs of the Hospital Universitário de Santa Catarina in Florianópolis, motivated this proposition.

## Introdução

Com o uso da energia elétrica na medicina terapêutica<sup>1</sup>, a segurança hospitalar passou a ter uma nova aliada, bem como uma nova preocupação: a eletricidade. Os benefícios da utilização da energia elétrica têm sido muito mais difundidos que os seus riscos, tendo-se neste ponto, portanto, o fato que mais contribui com os acidentes: a desinformação.

Segundo Bronzino<sup>2</sup>, desde 1920 unidades eletrocirúrgicas (UEC's), também denominadas de bisturis elétricos, são utilizadas em cirurgias. Pelas suas características, o potencial de danos presente na sua utilização é considerável, o que tem levado a uma preocupação maior dos setores de engenharia clínica e fabricantes a alertarem os usuários sobre a necessidade de uma operação mais segura e eficiente. Apesar de todos os esforços tecnológicos empreendidos, ainda não se conseguiu garantir uma total segurança sob todos os aspectos, visto que as falhas não podem ser atribuídas apenas à máquina esquecendo-se do fator humano envolvido na utilização.

No HU não há estatísticas oficiais sobre acidentes<sup>3</sup> envolvendo a utilização de UEC's. Em todo Brasil a realidade não é diferente, pois somente alguns casos são identificados, visto que por desconhecimento, esse tipo de ocorrência ao paciente dentro de um hospital acaba sendo atribuído a outras causas, ou considerado como rotina, como no caso de queimaduras no paciente e nos usuários.

Esse artigo aborda alguns dos principais conceitos de segurança com relação a utilização de

UEC's, os riscos envolvidos e é proposto um programa de treinamento de usuários com a finalidade de transmitir conceitos claros e despertar uma consciência voltada à segurança.

Basicamente uma UEC é uma fonte de corrente que utiliza Rádio-Freqüência (300 a 3000 kHz) para cortar tecidos e/ou coagular vasos<sup>4</sup>.

A utilização de alta-freqüência é justificada uma vez que esta não provoca a contração muscular nem a fibrilação ventricular, que podem ser causadas por freqüências mais baixas<sup>5</sup>. Em contra-partida gera inúmeros problemas que podem ser evitados.

Segundo Uylings & Van Himbergen<sup>5</sup>, pequenas densidades de corrente ( $3\text{mA}/\text{mm}^2$ ) aplicadas por poucos segundos podem causar queimaduras no corpo humano. As queimaduras ocasionadas por UEC's em aplicações unipolares, estão, na maioria das vezes, associadas ao eletrodo passivo (ou de retorno). Este eletrodo em formato de placa, dispersa a densidade de corrente de alta freqüência proveniente do eletrodo ativo (eletrodo que realiza o corte ou coagulação, e tem, em geral, o formato de caneta), evitando concentrações de corrente, que levariam a queimaduras, e proporcionando o caminho correto para a corrente. Portanto o eletrodo passivo deve atender às especificações quanto às suas dimensões, colocação e localização no paciente, para uma utilização segura. A sua forma de utilização ainda gera dúvidas e procedimentos inadequados. Com isso, usuários e pacientes estão sujeitos a riscos.

## Metodologia

O trabalho foi desenvolvido a partir da realidade existente no Hospital Universitário (HU) de Santa Catarina, em Florianópolis. Num trabalho conjunto com o setor de manutenção do Núcleo de Engenharia Clínica (NEC) do Hospital Universitário, conseguiu-se detectar as principais deficiências. Os conhecimentos adquiridos sobre esta problemática foram voltados para um programa de treinamento de pessoal, visando a melhoria da segurança na operação de UEC's.

Para a obtenção de um treinamento eficiente buscou-se uma abrangência de turnos, visando uma uniformidade de conhecimentos entre usuários com jornadas de trabalho em horários diferentes. Pensando na rotatividade de pessoal nos setores que utilizam unidades eletrocirúrgicas, adotou-se um treinamento dinâmico. O passo seguinte foi a concepção de um currículo mínimo do curso, necessário para suprir as deficiências principais, e finalmente analisou-se o intervalo e o período de treinamento, procurando-se otimizar o tempo disponível de treinadores e treinandos.

## Resultados

A partir da análise das características básicas de UEC's conseguiu-se definir os principais riscos<sup>5</sup> oriundos da sua utilização, como queimaduras, interferências elétricas com músculos cardíacos, interferências elétricas com marcapassos e outros equipamentos eletromédicos e perigo de explosões causadas pelo faiscamento. Pode-se dizer que os riscos enumerados acima, decorrem de três causas principais: a falta de domínio do equipamento por parte dos usuários, procedimentos de utilização incorretos e defeitos no equipamento.

Através do estudo realizado, observou-se que não existe uma educação formal nesta área, pois o treinamento em eletrocirurgia é adquirido quase sempre na prática ou baseado em guias impressos, vídeos ou catálogos de fabricantes, direcionados ao produto.

Um programa de treinamento periódico equivale a uma manutenção preventiva, onde a médio e longo prazo consegue-se resultados surpreendentes. Um programa mínimo de treinamento deveria ter 2 fases:

- *Treinamento Emergencial*, realizado quando da integração de um novo funcionário ou da chegada de novo equipamento e

- *Treinamento Programado*, visando a reciclagem de pessoal e realizado periodicamente.

Este treinamento aplica-se a médicos, enfermeiros, auxiliares e técnicos de enfermagem do setor. O treinamento deverá ter uma validade de

2 anos. Após essa data um novo treinamento deverá ser realizado.

O currículo mínimo deverá conter tópicos como:

- noções gerais de eletricidade;
- características das UEC's;
- riscos envolvidos;
- procedimentos de operação e manuseio;
- noções de segurança;
- noções de diagnósticos de possíveis problemas;
- novos procedimentos e avanços tecnológicos;
- armazenamento, esterilização e acessórios.

São previstas aulas teóricas (60% do curso), aulas práticas (30%) e aulas complementares através de vídeos específicos e *software* didático.

## Discussão e conclusão

Em 1983, com a ativação do centro cirúrgico no HU-UFSC, foi realizado treinamento em UEC's para a equipe formada pelo setor. Treinamentos posteriores ocorreram apenas quando da chegada de novos equipamentos, não existindo uma periodicidade, nem programação.

Deficiências no currículo do curso de Medicina, que não prevê uma disciplina sobre equipamentos eletromédicos, e noções gerais de eletricidade, bem como a superficialidade de conhecimentos nessa área apresentados no curso de Enfermagem, vêm salientar a importância de um treinamento eficaz. Este trabalho pretende despertar a atenção necessária e devida para os problemas oriundos da utilização de unidades eletrocirúrgicas, tornando imprescindíveis medidas de segurança e treinamento adequados, em benefício e com o objetivo de melhorar o atendimento ao paciente no ambiente hospitalar.

## Referências

- <sup>1</sup>GERHARD, G. C., *Surgical Electrotechnology: Quo Vadis?* Transactions on Biomedical Engineering, Vol. BME-31, No. 12, December 1984.
- <sup>2</sup>BRONZINO, J. D., *HandBook of Biomedical Engineering*. Butterworth, Stoneham, 1992.
- <sup>3</sup>BRASIL. Ministério da Saúde, *Segurança no Ambiente Hospitalar*. Departamento de Normas Técnicas, Brasília, 1995.
- <sup>4</sup>CARR, J. J. ; BROWN, J. M., *Introduction to Biomedical Equipment Technology*, John Wiley & Sons Ed., 1991.
- <sup>5</sup>UYLINGS, J. H. M.; VAN HIMBERGEN, A. *Safety Precautions in Electrosurgery*. Medicamundi, vol. 23, no. 2, 1978.

# Estudo de metodologias para gerenciamento de Ventiladores Pulmonares

Carlos Gontarski Esperança<sup>1</sup>; Renato Garcia<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Grupo de Pesquisas em Engenharia Biomédica / UFSC  
Caixa Postal 5199 - Hospital Universitário - Florianópolis - SC - Brasil  
E-mail: caco@gpeb.ufsc.br

**Resumo** - São apresentados procedimentos para auxiliar no gerenciamento de ventiladores pulmonares, equipamentos médicos de grande utilização e de alto-risco, por uma estrutura de engenharia clínica. Realiza-se análises de etapas como aquisição, manutenção e testes de ventiladores. Mostra-se a importância da documentação técnica e avaliação financeira, que permite demonstrar diversos benefícios gerados por uma estrutura de engenharia clínica em um hospital.

**Abstract** - Lung ventilators are heavily used and are high risk medical equipment. This paper analyses clinical engineering approaches to lung ventilators management, and of programs like acquisition, maintenance and testing to show the importance of a clinical engineering structure in the hospital to realize technical documentation and financial analysis.

## Introdução

Ventiladores pulmonares são equipamentos capazes de auxiliar ou substituir o ato fisiológico da ventilação do sistema respiratório humano e são utilizados em operação contínua, principalmente nas unidades de terapia intensiva (UTIs) dos hospitais. Os ventiladores são equipamentos classificados como de alto-risco, pois atuam no suporte de vida e suas falhas podem provocar sérios riscos ao paciente. Adicionalmente, seu funcionamento envolve mecanismos eletrônicos e mecânicos, necessitando de uma complexa manutenção<sup>1</sup>.

O objetivo deste trabalho é sugerir formas de minimizar os principais problemas ligados ao gerenciamento de ventiladores, como fatores de segurança, tempo e custo da manutenção, erros de manipulação, custo de aquisição, instalações inapropriadas e confiabilidade.

## Metodologia

Dividiu-se o estudo em duas partes. Dentro da primeira foi realizada uma análise do equipamento e a sua interação com o sistema respiratório humano, através da fisiologia humana<sup>8</sup> e do funcionamento básico de ventiladores<sup>2,3</sup>. Na segunda parte, analisou-se o gerenciamento de equipamentos biomédicos estruturado em etapas de aquisição e instalação, manutenção corretiva e preventiva, testes funcionais e de segurança e treinamento<sup>1</sup>. Foram consultados estudos de procedimentos de engenharia clínica, manuais de equipamentos e normas técnicas internacionais de operação e de segurança de ventiladores<sup>4,5,6</sup>. Também foram realizadas rotinas de manutenção e de testes, através de um analisador de desempenho

de ventiladores<sup>7</sup>, com equipamentos pertencentes à UTI do Hospital Universitário da Universidade Federal de Santa Catarina.

## Resultados

Através da primeira etapa, definiu-se um currículo mínimo necessário para o estudo e manipulação dos ventiladores que abrange uma introdução à fisiologia respiratória humana e os princípios de funcionamento de ventiladores pulmonares. Abordam-se tópicos como ventilação pulmonar, transporte de gases, principais distúrbios respiratórios, tipos de ventiladores e seus mecanismos de funcionamento e modos de ventilação mecânica.

Um procedimento padrão para condução de processos de aquisição e instalação de ventiladores é recomendado, com suas principais etapas envolvendo a iniciativa médica/técnica, a definição de requisitos clínicos, a avaliação de condições ambientais, a observação de normas técnicas aplicáveis, o estudo do mercado, a análise deste estudo, a escolha, o recebimento, a aceitação e a instalação do equipamento.

Em relação à manutenção corretiva, define-se um procedimento de detecção e localização de falhas/defeitos (pré-reparo), e a realização de testes funcionais e de segurança, no final do conserto. Para os procedimentos de gerenciamento da manutenção preventiva em ventiladores, são propostas metodologias de pesquisa de peças e filtros desgastáveis, um estudo do tempo de deteriorização, uma definição do calendário de troca, uma previsão de compra e uma estimativa de custos e economia gerados. Em relação à gerência dos testes funcionais e de segurança consideram-se o estudo das normas

técnicas de operação e segurança, a definição dos parâmetros críticos particulares, a análise da realização dos testes, a estimativa das características dos equipamentos e instrumentos necessários, a definição da periodicidade dos testes e o estudo e definição dos passos específicos para cada ventilador.

### Conclusões

Verificou-se que todos os serviços realizados por um estrutura de engenharia clínica devem ser documentados como justificativas de suas ações, e que uma análise financeira de todos os parâmetros envolvidos é de sua competência, ainda que essa avaliação seja bastante complexa. Um dos compromissos da estrutura de engenharia clínica é a otimização de custos, na qual ela deve se autoavaliar constantemente.

A interação do corpo médico e da estrutura de engenharia clínica pode ser inicialmente problemática, mas torna-se recompensadora nos grandes benefícios gerados, principalmente no momento da compra dos equipamentos. Nesta etapa a estrutura pode auxiliar muito na análise de detalhes técnicos, impedindo que erros graves ocorram. O estudo das condições ambientais e a observância das normas técnicas se mostram fundamentais para garantir uma aquisição de qualidade, assim como a avaliação dos equipamentos, verificando fatores técnicos, clínicos e financeiros. Outra conclusão interessante é a possibilidade da utilização de análises quantitativas para escolha do equipamento a ser adquirido.

Um dos grandes aliados do engenheiro clínico em relação à manutenção preventiva é a organização e a documentação, na qual ele pode se basear, por exemplo, para compra de peças em quantidades programadas, causando queda geral nos custos e no tempo de atendimento.

Através do estudo realizado foi possível constatar a importância que representa um acompanhamento técnico especializado em equipamentos de ventilação pulmonar por uma estrutura de engenharia clínica. Com a utilização de procedimentos padrões no momento da compra do equipamento, na sua manutenção e na realização de testes e treinamento, pode-se assegurar a qualidade e a segurança do serviço médico-hospitalar, no que se refere ao prestado através desses equipamentos.

### Referências

<sup>1</sup>BRONZINO, J.D. Technology Management. In: ----. Management of Medical Technology. Stoneham, MA: 1992. p. 67-109.

<sup>2</sup>McPHERSON, S.P. Introduction to Ventilators. In: ----. Respiratory Care Equipment. St. Louis, MI: Mosby. 1995. p. 155-190.

<sup>3</sup>CHATBURN, R.L. A New System for Understanding Mechanical Ventilators. *Respiratory care.*, v.36, n.10, p. 1123 - 1155, 1991.

<sup>4</sup>AMERICAN NATIONAL STANDART INSTITUTE (ANSI). *American National Standard for Breathing Machines for Medical Use.* ANSI Z79.7-1976; New York, NW:1976.

<sup>5</sup>AMERICAN SOCIETY FOR TESTING AND MATERIALS (ASTM). *Standard Specification for Ventilators Intended for Use in Critical Care.* F 1100-90; Philadelphia, Pa:1990.

<sup>6</sup>INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION (IEC). *Medical Electrical Equipment. Part 2: Particular Requirements for the Safety of Lung Ventilators for Medical Use.* IEC 601 - 2 - 12. Genebre, SW. 1988.

<sup>7</sup>BIO-TEK INSTRUMENTS, INC. *Ventilator Testers Models VT-1B & VT-2 Operator's Manual.* Winooski, VT:1989.

<sup>8</sup>GUYTON, A. C. *Textbook of Medical Physiology.* Philadelphia, PA:W.B. Saunders Company.1976.

### Agradecimentos

Os autores agradecem à CAPES e ao Hospital Universitário da UFSC pelos apoios técnico e financeiro à realização deste trabalho.

# Aspectos da segurança elétrica em Hospitais

Marcelo Hein; Sérgio Santos Mühlen

Centro de Engenharia Biomédica, Departamento de Engenharia Biomédica - FEEC / UNICAMP

Caixa Postal 6040 - 13081-970 - Campinas, SP

E-mail: marceloh@deb.fee.unicamp.br; smuhlen@deb.fee.unicamp.br

**Resumo** - O ambiente hospitalar oferece muitas situações de risco a pacientes e usuários. Para quantificar os riscos de natureza elétrica foi realizado um estudo em um hospital. A Análise dos resultados mostrou problemas que podem ser evitados por instalações elétricas adequadas, manutenção correta dos equipamentos eletromédicos e treinamento aos usuários.

**Abstract** - Electrical injuries in hospitals and other hazards to patients shall be prevented by a thoroughly study on hospital facilities and equipments to reach a safe environment. This study in a hospital unveiled problems that could be averted by a few procedures compliance and training operators.

## Introdução

O ambiente hospitalar expõe seus ocupantes a muitas situações de risco. Além da realização de procedimentos invasivos, os pacientes estão debilitados e muitas vezes inconscientes e sem condição de reagir a estímulos ou perturbações. Das inúmeras situações de risco existentes, os profissionais do hospital, tanto o corpo clínico como engenheiros, preocupam-se demais com a falta de segurança elétrica. Acidentes devidos à eletricidade têm grande potencial de dano e freqüentemente sua ocorrência não é perceptível ou facilmente evitada, sendo possível que sérios danos ao paciente devidos a causas elétricas sejam atribuídos a fatores naturais ou ao acaso.

A literatura vem dedicando particular atenção a situações de risco provocadas por bisturis elétricos (Geddes[1]). É comum aparecerem publicações e artigos alertando sobre os princípios de funcionamento destes bisturis, avaliação dos modelos existentes e como se obter segurança em sua operação. Muitos seminários são organizados para conscientizar o corpo clínico dos perigos existentes pelo uso incorreto

do bisturi e a necessidade de sua manutenção adequada. É um item de grande impacto e que traz grande publicidade: queimaduras causadas por bisturis já deram origem a processos jurídicos por erro médico, além do trauma sofrido pelo paciente.

Entretanto, o conceito de segurança elétrica não deve ficar restrito aos casos mais espetaculares. A preocupação dos responsáveis pelas instalações elétricas e pelos equipamentos eletromédicos (EEMs) do hospital deve ser a criação de um ambiente efetivamente seguro.

## Metodologia

Foi realizado estudo durante três meses num hospital de médio porte em Campinas (100 leitos), e com instalações elétricas precárias, em desacordo às normas brasileiras. Seu objetivo foi identificar e quantificar problemas de natureza elétrica durante cirurgias. Embora outros procedimentos pudessem ser investigados, deu-se preferência a cirurgias pela maior vulnerabilidade do paciente, pelo uso de maior número de EEMs e pela alta tecnologia envolvida. Foram distribuídos questionários aos médicos anesthesiologistas, por serem eles os responsáveis pelo acompanhamento do paciente e dos EEMs a ele conectados. O profissional era convidado a assinalar numa planilha, após a cirurgia, se o paciente sofreu algum choque elétrico ou queimadura, se houve interferências entre EEMs, como monitor cardíaco, oxímetro ou foco cirúrgico, falta de energia, falhas diversas em equipamentos ou ainda se não aconteceu qualquer anormalidade. Procedimentos perigosos, como a ligação entre o terra de segurança do monitor e a placa do bisturi para redução de interferência entre eles foram constatados e corrigidos.

## Resultados

Num total de 122 respostas, os problemas mais apontados foram interferências eletromagnéticas entre equipamentos, 47%, e choque no paciente, 16%. Cirurgias sem anormalidades representaram 32% das respostas. Surpreendentemente não houve menção a queimaduras causadas por bisturis, mesmo com instalações elétricas inadequadas e com três bisturis (50% do total) valvulados e referenciados à terra. Por instalação inadequada entende-se principalmente falta de aterramento. A norma NBR 13534 [2] descreve detalhadamente os esquemas de



aterramento aceitáveis a estabelecimentos de saúde: TT, TN-S e IT. O hospital tinha, em seu centro cirúrgico, somente algumas tomadas aterradas e ligadas a hastas de cobre externas, sem qualquer controle da resistência de aterramento. Foram medidas tensões nulas entre condutor de proteção e fio neutro, indicando curto ou terra inexistente. Só em um caso mediu-se tensão próxima a 10 V. A resistência entre estes condutores não foi medida pela necessidade de prévio seccionamento do circuito, mas valores aceitáveis ficariam pouco abaixo de  $1 \Omega$ , se fosse adotado o esquema TN-S.

## Discussão e Conclusões

Tanto as interferências entre equipamentos (bisturis, monitores cardíacos e oxímetros de pulso) como os choques a pacientes, podem ser atribuídos basicamente à falta de aterramento, com casos isolados de interferências por colocação errada de eletrodos do monitor cardíaco. Também não se pode afastar a hipótese de queimaduras nos pacientes terem sido notadas mas não relatadas.

Em outro hospital bem construído, com esquema de aterramento IT em seu centro cirúrgico, um estudo preliminar evidenciou como problemas mais comuns: operação insegura de EEMs, pelo grande número de usuários e sua alta rotatividade, e interferência entre EEMs.

A segurança elétrica no ambiente hospitalar deve ser conseguida por:

- 1) adequação das instalações às normas;
- 2) treinamento no uso correto de EEMs;
- 3) manutenção preventiva dos EEMs;
- 4) desativação dos EEMs obsoletos ou inadequados, como bisturis valvulados e referenciados à terra e também monitores cardíacos com baixa impedância de entrada em altas frequências, ou com terra de segurança separado do terra funcional.
- 5) acompanhamento constante pelo engenheiro responsável pelo hospital;

Estes procedimentos não permitem resultados imediatos e sua implementação pode ser recebida com relutância, mas esta é certamente a única maneira de reduzir os acidentes, relatados ou não, dos hospitais.

## Referências

<sup>1</sup>GEDDES, L. Electrical Hazards and Accidents, CRC Press, Inc., 1995.

<sup>2</sup>ABNT NBR 13534, Requisitos de segurança para instalações elétricas em estabelecimentos assistenciais de saúde, 1995.

# O Custeio por atividades no departamento de Engenharia Clínica

<sup>1</sup>Ferreira Filho, <sup>2</sup>J. A.; Calil, <sup>3</sup>S.J & Lima, P.C

<sup>1</sup>Departamento de Eletrônica (DON) - EFEI

<sup>2</sup>Centro de Eng. Biomédica(CEB) & Dept. Eng. Biomédica (DEB/FEEC)-UNICAMP

<sup>3</sup>Dept. Eng. Fabricação (DEF/FEM)-UNICAMP

<sup>2</sup>Caixa Postal 6040. 13083-970 - Campinas - SP

**Resumo** - Este artigo descreve a aplicação do Custeio Baseado em Atividades no Departamento de Engenharia Clínica. Demonstra-se como esta técnica é capaz de fornecer informações para o processo de gerenciamento das atividades e tomada de decisões. Nos sistemas de custo convencionais os recursos são consumidos pelos produtos/serviços. No Custeio Baseado em Atividades, os recursos são consumidos pelas atividades e estas pelos produtos/serviços. A metodologia é aplicada em um exemplo simples de modo a ilustrar seu potencial.

**Abstract** - This paper describes the application of the Activity-based Costing in a clinical engineering department. It shows how this technique is able to give information to the activities management process and to the decision making process. In the conventional cost systems the resources are used by the products/services. In the Activity-based Costing the resources are used by the activities and these by the products/services. This methodology is applied on a single example to show its potentiality.

## Introdução

Os custos dos serviços prestados pelo Departamento de Engenharia Clínica (DEC) precisam ser conhecidos para comparação com outros serviços ou como um indicador [3]. Se o DEC existe para atender a "clientes" no hospital, o cálculo dos custos também deve ser voltado para estes clientes. O problema é que os sistemas convencionais de custeio não reportam quais os serviços que são efetivos em custo e fornecem poucas informações sobre como obter melhorias [1]. Estes sistemas podem levá-lo a estabelecer prioridades erradas e focar em problemas errados. Neste estudo é apresentado um sistema de custeio para o DEC que forneça informações precisas sobre as atividades e custo do departamento. Esta metodologia é conhecida como Custeio Baseado em Atividades ou ABC (Activity-based Costing).

## Metodologia

Nos métodos tradicionais de custeio são os produtos ou serviços que consomem os recursos necessários para produzi-los. No custeio baseado em atividades os recursos são consumidos pelas atividades e estas são consumidas pelos produtos/serviços, como mostra a Fig. 1.

Os recursos são materiais ou mão de obra consumidos na execução de uma atividade. A atividade pode ser definida como um conjunto de ações que tem como objetivo a produção dos produtos/serviços. O direcionador de recursos informa o volume de recursos consumidos por uma atividade e permite custear a atividade. O direcionador de atividades mede a frequência e a

intensidade do uso de uma atividade por um produto/serviço. Este direcionador transfere o custo da atividade para o produto/serviço.

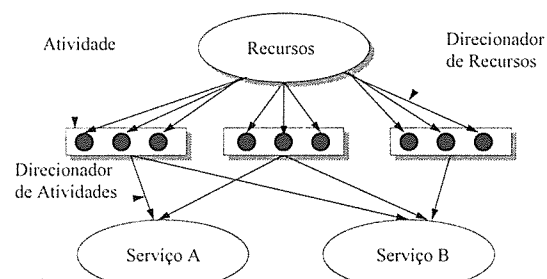


Fig.1- Estrutura Básica do ABC- *Adaptado de Commons Cents*[1].

## Resultados

O exemplo em questão será apresentado de forma simples para evitar cálculos demasiados. O DEC é composto de 1 engenheiro clínico e 4 técnicos. Na formação do DEC foram investidos R\$ 80.000,00 em equipamentos. Foi considerado uma depreciação de 10% ao ano para este investimento. Os salários e encargos da equipe foram obtidos no Departamento de Pessoal. Por simplificação, os recursos considerados foram Depreciação e Mão de Obra. O DEC realiza três Atividades Básicas: Reparos, Manutenção Preventiva e "Outras". Os cálculos foram feitos considerando um período de um ano. Os direcionadores de recursos para mão de obra foram obtidos na literatura [4] e refletem a porcentagem do tempo que cada profissional gasta com as atividades do DEC. O direcionador de recursos de depreciação foi medido com base nas ordens de serviços, e reflete a porcentagem do

tempo que os equipamentos foram utilizados em cada atividade. A Tab. 2 mostra os recursos consumidos pelo DEC e os Direcionadores de Recursos Utilizados.

Recursos Consumidos no DEC	
Engenheiro	54.000,00
Técnicos	86.400,00
Depreciação	8.000,00
Custo Total Anual	148.400,00

Direcionador de Recursos - Mão de Obra Porcentagem do Tempo Total		
Atividade	Engenheiro	Técnico
Reparo	13,79%	33,62%
Preventiva	10,50%	39,36%
Outras	75,71%	27,02%

Direcionador de Recursos - Depreciação Porcentagem do Tempo Total	
Atividade	
Reparo	60,0%
Preventiva	35,0%
Outras	5%

Tab. 2 - Recursos Consumidos e Direcionadores de Recursos do DEC.

Com base nestes dados é possível calcular o custo das atividades do DEC, através das soma dos valores dos recursos consumidos por atividades (ex:valor reparo=  $0,1379 \times 54000 + 0,3362 \times 86400 + 0,60 \times 8000 = \text{R\$ } 41.294,28$ ) Os resultados obtidos estão apresentados na Tab.3.

Atividade	Custos	% do Custo Total
Reparo	41.294,28	27,83
Preventiva	42.477,04	28,62
Outras	64.628,68	43,55
Total	148.400,00	100,00

Tab.3 - Custos das Atividades do DEC

O passo seguinte é obter os direcionadores de atividades. Para a atividade Reparo o direcionador escolhido foi "Número de Reparos". Foi possível, então, calcular o custo médio do reparo, dividindo-se o custo da atividade reparo pelo número de reparos realizados no período. Para a atividade Manutenção Preventiva foi escolhido como direcionador de custos de atividades o fator "Número de Horas de Manutenção Preventiva". A hora de manutenção preventiva foi calculada dividindo-se o custo total de manutenção preventiva pelo número de horas efetivamente prestada nesta manutenção. Estes fatores podem então ser alocados aos serviços prestados pelo hospital que efetivamente consumiram estas atividades.

## Discussão/Conclusões

O sistema de custeio apresentado requer informações mais precisas para a sua implementação. Estas informações devem revelar como os recursos estão sendo consumidos. A pressão econômica e as mudanças tecnológicas tem forçado o DEC a mostrar que é efetivo em custo. O ABC fornece informações sobre problemas e oportunidades além de melhorar a análise de custo-benefício. Neste exemplo foi possível calcular o custo real das atividades do DEC e foi demonstrado que 38,24% dos recursos estavam sendo usados pela atividade "Outras" Quais são estas atividades? O hospital está disposto a pagar por elas? O DEC deve satisfazer as vontades do cliente (hospital) e este cliente deve estar disposto a pagar por este custo, caso contrário o departamento não sobreviverá [2].

## Bibliografia

1. Turney, Peter B.B., Common Cents: The ABC Performance Breakthrough, Cost Technology, Hillsboro, 1991.
2. Porter, Michael E., Vantagem Competitiva: Criando e sustentando um desempenho superior, Campus, Rio de Janeiro, 1992.
3. Bronzino, Joseph D., Management of Medical Technology: A primer for Clinical Engineers, Butterworth-Heinemann, Stoneham, 1992.
4. Brush, Linnea C., 1995 Survey of Salaries & Responsibilities for Hospital Biomedical/Clinical Engineering & Technology Personnel, Journal of Clinical Engineering, 272-289, July/August 1995.

# Classificação de critérios de priorização de equipamentos médico-hospitalares em manutenções preventivas

Ernesto F. F. Ramírez e Saide J. Calil

Centro de Eng. Biomédica (CEB) e Depto. de Eng. Biomédica (DEB/FEEC) - UNICAMP  
C P 6040, 13083-970 - Campinas (SP) - e-mails: ernesto@deb.fee.unicamp.br, calil@ceb.unicamp.br

**Resumo** - Neste artigo são classificados os critérios de priorização de equipamentos médicos para manutenções preventivas em hospitais, baseados em publicações da última década. Os critérios foram divididos segundo as finalidades: melhoria da segurança e desempenho, e diminuição de custos.

**Abstract** - This paper makes a classification of the criteria of prioritizing health care equipment in preventive maintenances, based on the last decade publications. The criteria were divided into: the ones that improve the performance and safety, and the ones that save costs.

## Introdução

Devido à impossibilidade de se fazer a manutenção preventiva em todos os equipamentos médicos de um hospital, surge a necessidade de se adotar critérios de priorização, de forma a otimizar a aplicação dos recursos materiais e humanos disponíveis, geralmente limitados. Estes critérios variam de lugar para lugar, pelo qual é de grande importância o conhecimento dos critérios que atualmente vem sendo utilizados.

Visando fornecer subsídios à adoção de critérios de priorização na manutenção preventiva de equipamentos médicos, o presente trabalho tem como objetivo fazer o levantamento e classificação dos critérios utilizados segundo as finalidades: melhoria da segurança e desempenho, e diminuição de custos.

## Metodologia

Foi realizado o levantamento bibliográfico do período 1989 a 1996, na base de dados COMPENDEX PLUS, com os dados do Engineering Index. A referida base, contém resumos de periódicos e anais de conferências e congressos ao redor do mundo, num total de 200.000 registros por ano.

Após seleção dos resumos e recuperação dos trabalhos completos, que tratam sobre metodologias de manutenção preventiva em equipamentos médicos, os critérios de priorização utilizados nessas metodologias foram classificados com base nos objetivos da manutenção preventiva em hospitais que são: 1)melhorar o desempenho e segurança de utilização dos equipamentos; e 2)diminuir os custos de manutenção e operação dos equipamentos.

## Resultados

Na base COMPENDEX foram encontrados 64 artigos sobre manutenção preventiva de equipamentos médicos, destes apenas 04 (6,25%) explicitavam os critérios de priorização para manutenção preventiva de equipamentos médico-hospitalares<sup>1-4</sup>. Além desses artigos, foram encontradas 02 referências: uma canadense<sup>5</sup> e uma nacional<sup>6</sup>.

Os resultados da classificação dos critérios de priorização das metodologias encontradas são apresentados na TABELA 1.

## Discussão/conclusões

Uma das observações deste trabalho é que, há poucas publicações internacionais sobre metodologias de manutenção preventiva em hospitais, pois foram encontradas apenas 04 em um período de sete anos (1989-96) do Engineering Index, todas nos Estados Unidos.

Observando a TABELA 1, verifica-se que, nas metodologias encontradas<sup>1-4</sup>, há uma crescente preocupação com os custos de ciclo-de-vida dos equipamentos, mais especificamente com os custos de manutenção, sem deixar de lado a segurança e desempenho dos mesmos. Esta tendência fica ainda mais visível na metodologia proposta no Canadá<sup>5</sup>, que incorpora os critérios de priorização que melhoram a segurança e desempenho de uma das metodologias norte-americanas<sup>4</sup> e reforça os critérios de priorização que diminuem os custos de ciclo-de-vida dos equipamentos. Este fato se explica devido às crescentes pressões financeiras resultantes das novas filosofias de administração (qualidade, competitividade e reengenharia).

No Brasil a única metodologia proposta<sup>6</sup>, mas não implantada, além dos fatores segurança e desempenho dos equipamentos, já incorpora o fator

custo de manutenção, mesmo sendo anterior às metodologias norte-americanas e canadense. Isto concorda com Wang & Calil 1991<sup>7</sup> ao indicar que a diferença da engenharia clínica entre o Brasil e os Estados Unidos é devida também a diferenças culturais. Nos Estados Unidos a engenharia clínica surgiu na década de 70 para inspecionar a segurança dos equipamentos, e no Brasil surgiu no final da década de 80 para diminuir os custos com manutenção e prolongar a vida útil dos mesmos. Além disso, no Brasil, a inserção precoce do custo como fator de priorização dos equipamentos médicos em manutenções preventivas também pode ser explicado pelas limitações financeiras do setor de saúde no país.

É interessante notar que no Brasil, a preocupação com o desempenho e segurança somente começou a ser considerada no início da década de 90, quando o governo, através do Ministério da Saúde, começou a ser pressionado pela sociedade para elaborar critérios que garantam a segurança do paciente.

O levantamento elaborado neste artigo demonstra também que existe um espaço de 20 anos entre a preocupação com a segurança do paciente nos Estados Unidos e no Brasil, assim como, a necessidade de desenvolver mais pesquisa básica nacional sobre o gerenciamento de manutenção preventiva de equipamentos médicos.

## Referências

- <sup>1</sup>HERTZ, E. Establishing the priority of equipment inspections. *Biomed. Instrumen. & Technol.*, v. 24, p.410-416, 1990.
- <sup>2</sup>ANDERSON, J.T. A risk-related preventive maintenance system. *J. Clin. Eng.*, v. 17, p.65-68, 1992.
- <sup>3</sup>KENDALL, E.B.; CRONK, J.W. & WHITE, R.N. Real-time flexible preventive maintenance scheduling. *Biomed. Instrumen. & Technol.*, v. 27, p.16-20, 1993.
- <sup>4</sup>MOUSSAVI, S. & WHITMORE, K. Review of scheduled performance assurance inspections. *J. Clin. Eng.*, v. 18, p.159-164, 1993.
- <sup>5</sup>CAPUANO, M. & KORITKO, S. Risk-oriented maintenance. *Biomed. Instrumen. & Technol.*, v. 30, p.25-37, 1996.
- <sup>6</sup>MARTINS, M.C.; MEI, J.R.; FURUSATO, E.H.; NAGAE, M.; KORBER, H.R.; WALL, E. & CALIL, S.J. Uma proposta de priorização de equipamentos médico-hospitalares para manutenção preventiva. *Rev. Bras. Eng. - Caderno de Eng. Biomédica*, v. 7, p.561-571, 1990.
- <sup>7</sup>WANG, B. & CALIL, S.J. Clinical engineering in Brazil: current status. *J. Clin. Eng.*, v. 16, p.129-135, 1991.

**TABELA 1** - Classificação dos critérios de priorização das metodologias encontradas

Referência(s)	Crêterios de Priorizaçãõ para melhorar o desempenho e segurança dos equipamentos	Crêterios de Priorizaçãõ para diminuir os custos
Hertz 1990 <sup>1</sup>	- Probabilidade do equipamento quebrar; - Prob. do usuãrio nãõ perceber a falha; - Prob. da falha atingir o paciente; - Equipamentos com a MP atrasada.	
Anderson 1992 <sup>2</sup>	- Risco para o paciente/usuãrio; - Risco para o tratamento do paciente; - Efeito da falha do equip. no paciente.	
Kendall et al 1993 <sup>3</sup>	Prioridade para equipamentos: - de suporte à vida; - com peças de vida útil pré-determinada; - que fornecem altos nêveis de energia; - sujeitos a normas de MP.	
Moussavi & Whitmore 1993 <sup>4</sup>	- Funçãõ do equipamento; - Risco fìsico em caso de falha do equip.; - Histãrico de falhas.	- Facilidade de manutençãõ.
Capuano & Koritko 1996 <sup>5</sup>	- Nêvel de risco (funçãõ do equipamento; consequênciã da falha; manutençãõ; proteçãõ; letalidade; utilizaçãõ); - Histãrico de falhas.	- Anãlise dos custos de ciclo-de-vida dos equipamentos.
Martins et al 1990 <sup>6</sup>	- Grau de urgênciã do equipamento; - Grau de dependênciã do equipamento; - Grau de utilizaçãõ do equipamento; - Nãõ confiabilidade do equipamento; - Nãõ existênciã de alternativa.	- Custo de conserto; - Facilidade de manutençãõ.

# Desativação de Equipamentos Médicos: Disciplinas Relacionadas

Zeev Katz<sup>1</sup> e Saide J. Calil<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Centro de Eng. Biomédica (CEB) e Depto. de Eng. Biomédica (DEB/FEEC) —UNICAMP  
Cx. Postal 6040 - CEP 13083-970- Campinas(SP) – e-mail: katz@fee.unicamp.br

**Resumo** - Determinar o instante ideal para desativar um equipamento médico é muito importante para que seu desempenho seja máximo. Tanto em relação à qualidade de serviço como na efetividade de custo. São apresentadas as disciplinas de interesse para o estabelecimento de critérios de desativação, especificamente: Clínica, Engenharia Clínica, Engenharia de Confiabilidade e Engenharia Econômica.

**Abstract** - Finding the best time to retire a medical equipment piece is a very important matter to improve its performance. As much when looking for quality of care as in cost effectivity. The related subjects are presented in this paper, more precisely: Clinics, Clinical Engineerings, Reliability Engineerings and Engineering Economics.

## Introdução

A gerência de um equipamento médico concerne a todo o seu período de vida, até o momento de desativá-lo. Determinar este momento é importante para garantir equipamentos seguros, com eficiência tecnológica e de custos.

Atualmente são usados critérios para desativação bastante subjetivos, como “um equipamento muito velho” ou “se o conserto for muito caro”. Nem sempre o bom-senso dá uma resposta exata, equipamentos que parecem em bom estado podem ter problemas de confiabilidade ou custos.

Portanto é preciso encontrar uma forma objetiva para determinar o instante de desativação. O ideal seria uma avaliação direta do equipamento, cujo resultado fosse absoluto.

Todavia isto não é possível em equipamentos médicos devido a sua grande variedade. Por isso procurou-se outra abordagem, igualmente científica, só que mais abrangente.

A proposta deste artigo é apresentar áreas de estudo que são relacionadas com a substituição de equipamentos médicos. Estudos nessas áreas, levantando parâmetros adequados, darão o subsídio científico para a tomada de decisão.

## Áreas de Conhecimento

Os equipamentos médicos têm características tecnológicas, representam riscos, têm função clínica e importância econômica muito variada. Quesitos importantes para alguns, não o são para outros<sup>1</sup>. Daí ser impossível fazer uma avaliação padrão para determinar sua desativação.

Verificamos que para a tomada de decisão é preciso conhecer bem o estado atual do aparelho e sua importância na conjuntura, tanto clínica como econômica, da instituição. Desta forma partimos para propor um método que permite formar um quadro da condição do aparelho em cheque.

A idéia é fazer estudos separados em certas áreas de conhecimento bastante genéricas a ponto de serem padrão para qualquer equipamento médico.

Todo equipamento médico tem uma função clínica a cumprir e é gerenciado pelo departamento de engenharia clínica. Ele deve ser seguro, confiável, eficiente e ter eficácia econômica. Portanto para a elaboração do estudo sobre um equipamento essas são as questões a serem abordadas. As seguintes áreas de conhecimento cobrem essas questões de forma satisfatória: Clínica, Engenharia Clínica, Engenharia de Confiabilidade e Engenharia Econômica. Elas são apresentadas em seguida, juntamente a parâmetros pertinentes ao problema de desativação para cada uma delas.

### • clínica

Entendemos como estudo clínico aquele em que é verificado se o aparelho cumpre a função esperada pelo corpo clínico.

Este estudo é feito pelos encarregados do processo de desativação. Eles devem obter as características de desempenho desejadas para o equipamento e confrontá-las com o estado atual. Esta comparação deve ser feita entre pareceres de especialistas e dos usuários para que possa ser avaliada a real gravidade das diferenças existentes.

Os principais parâmetros nesse tipo de estudo são obsolescência e inadequação. O primeiro se refere à existência de outro aparelho ou tecnologia que executa as mesmas funções com vantagens. Já o equipamento “clínicamente inadequado” é aquele que apesar de tecnicamente bom não satisfaz a missão clínica do hospital

A obsolescência resulta em serviços abaixo do nível permitido pela tecnologia e é desestimulante para os usuários. Sugerindo o abandono ou troca do equipamento por um mais atual.

Se for constatado que a missão clínica do hospital não é satisfeita pelo aparelho ele terá que ser

desativado. Pois não se pode manter em operação um dispositivo que sofreu essa classificação.

- **engenharia clínica**<sup>2,3</sup>

Esta área estuda a gerência de manutenção de equipamentos médicos, segurança no uso desses equipamentos e dá apoio tecnológico em hospitais. É a área deste artigo, mas merece um estudo separado por possuir tópicos específicos utilizados como critérios de desativação.

A engenharia clínica em geral está envolvida no "dia-a-dia" dos equipamentos e tem informações preciosas de como eles se comportam na prática. Os parâmetros que devem constar do estudo são: *facilidade com que é feita a manutenção do aparelho; segurança de operação*, o uso deste dispositivo representa risco? este risco pode ser eliminado? *possibilidade de substituição*, dificuldades para substituir o equipamento desativado (importação, verbas).

- **engenharia de confiabilidade**<sup>4</sup>

A engenharia de confiabilidade estuda a probabilidade de falha de um equipamento ou sistema. Ela permite prever como se comportam essas falhas, em periodicidade, duração e gravidade. Essas previsões, para serem válidas, têm que basear-se em dados consistentes. São usadas informações estatísticas da história progressa das máquinas. Os dados utilizados podem ser de um mesmo modelo, ou tipo de equipamento, ou ainda vir do fabricante ou de diversos hospitais, desde que se mostrem estatisticamente consistentes entre si e com a realidade local.

Esta área de conhecimento permite determinar os seguintes parâmetros: probabilidade de ocorrer a próxima falha, a probabilidade da falha ser de determinada gravidade e a provável frequência das falhas futuras.

Esses parâmetros permitem avaliar o risco existente ao utilizar-se o equipamento e a deterioração no serviço que deve ocorrer, para que se planeje a desativação no futuro. Assim temos uma medida da confiança que pode ser depositada no equipamento

- **engenharia econômica**<sup>5</sup>

Esta área de conhecimento compara o desempenho de projetos de engenharia sob o prisma econômico. Ela transforma o máximo de aspectos de cada projeto em valores, geralmente monetários, para poder confrontá-los. Ela se aplica aos equipamentos médicos, pois sua gerência pode ser encarada como projeto.

Como em saúde custos têm importância crescente, seu uso é importante no momento de determinar se um equipamento deve ser desativado.

A engenharia econômica permite levantar os seguintes parâmetros: rentabilidade, comportamento

dos custos (crescentes, decrescentes), retorno do investimento, comparação com possíveis substitutos. Isto é feito através da análise de fluxos de caixa (entrada e saída de valores) ao longo do tempo.

### Comentário

Um estudo de desativação, usando a metodologia proposta, será composto de estudos individuais em cada uma das áreas de conhecimento apresentadas. Este estudo não apresentará um resultado definitivo, mas mostrará os pontos de interesse (operação, manutenção, probabilidade de falhas e custos) de forma objetiva.

Salientamos que este é um método genérico, portanto os parâmetros apresentados são bons exemplos, mas não são os únicos. Para cada equipamento estudado é necessário buscar os parâmetros relacionados a ele de acordo com suas características.

### Conclusões

A análise para desativação de equipamentos médico-hospitalares, feita sob o ângulo apresentado aqui, pode ser bastante útil para que sejam tomadas decisões de maneira mais científica. O estudo dividido por área de conhecimento, embora mais complexo, facilita a elaboração de uma metodologia baseada em parâmetros mais abrangentes. Ao contrário de uma simples análise de custo, como é o caso atual.

Por ser um método genérico, a experiência de um grupo pode ser aproveitada por outros. Desta forma, a metodologia proposta pode vir a ser utilizada na elaboração de protocolos para equipamentos específicos

### Referências

<sup>1</sup> CLARK, J.T. & FORSELL, R. - Clinical equipment replacement planning - Biomed Instr. & Tech., 24(4), p.271-276.

<sup>2</sup> WEBSTER, J. - Clinical Engineering - Prentice Hall

<sup>3</sup> BRONZINO, J.D. - Medical Technology Management - Butterworth Heineman

<sup>4</sup> A. KAUFMANN, D. GROUCHKO & R. CRUON - Math. Models for the Study of the Reliability of Systems - Academic Press - 1977

<sup>5</sup> NEVES, C. - Análise de Investimentos

# Desenvolvimento de uma interface gráfica para treinamento de técnicos de manutenção de equipamentos biomédicos

Wood, Guilherme A. & Calil, S.J.

Centro de Eng. Biomédica (CEB) & Depto. Eng. Biomédica (DEB-FEEC) - UNICAMP  
C.P.6040 - CEP 13083-970 - Campinas (SP) - e-mail: gui\_wood@ceb.unicamp.br

**Resumo** - Desenvolvimento de uma Ferramenta Computacional de Auxílio ao Treinamento de Técnicos de Manutenção de Equipamentos Biomédicos, utilizando Interface Gráfica e Sistema Especialista Baseado em Regras. Como exemplo de equipamento é utilizado o Monitor Cardíaco.

**Abstract** - Development of a Computer-Aided Instruction Tool for Biomedical Equipment Technicians, using Graphics and Rule-Based Systems. ECG Monitor Maintenance is used as a study case.

## Introdução

O curso de Técnico de Manutenção de Equipamentos Biomédicos é recente no Brasil (1993). A maioria dos técnicos que atuam na área não tiveram contato com este tipo de equipamento em sua formação escolar, aprendendo os conceitos médicos e tecnológicos através da experiência, treinamentos, leitura de manuais de operação e serviço, e contato com colegas mais experientes.

A informática permite que o treinamento de profissionais seja auxiliado por computador, com as seguintes vantagens: interatividade, realimentação, individualidade e avaliação objetiva.

Pipitone<sup>1</sup> e Richardson<sup>2</sup> desenvolveram programas utilizando Inteligência Artificial para a Instrução Auxiliada por Computador (IAC) sobre a manutenção de equipamentos eletrônicos em geral. Hooper<sup>3</sup> e Moniz<sup>4</sup> criaram aplicativos para IAC de profissionais de saúde sobre a operação de equipamentos biomédicos. Mataban<sup>5</sup> desenvolveu um programa para a IAC sobre manutenção de bombas de infusão.

O objetivo deste trabalho é desenvolver uma metodologia de projeto de aplicativo IAC sobre a manutenção de equipamentos biomédicos, utilizando interface gráfica e sistema especialista. Como exemplo, neste trabalho em específico, utilizamos o Monitor Cardíaco.

## Metodologia

O trabalho está sendo desenvolvido no ambiente gráfico Windows, versão 3.1. O sistema especialista será desenvolvido no gerenciador de bases de dados relacionais Access 2.0. Os formulários ("janelas") são desenvolvidos em Visual Basic 3.0. São ainda utilizados o processador de textos Word e o editor de figuras Paint-Brush para a criação do arquivo de Ajuda.

O processo de aprendizagem seguirá os passos abaixo:

- 1) finalidade clínica (conceitos de fisiologia relativos ao equipamento) - representada através de textos explicativos e figuras, no formato de arquivo de Ajuda do ambiente Windows;
- 2) operação (conjunto de ações e eventos que o usuário do equipamento gerencia) - representado por um formulário construído no Visual Basic, emulando o painel do equipamento, com telas e botões de comando, conforme mostrado na Fig.1;
- 3) simulação de interferências, no formulário descrito no item 2, com explicações sobre suas causas no arquivo de Ajuda;
- 4) funcionamento (análise de diagrama de blocos e esquemas eletrônicos) - janelas desenvolvidas no Visual Basic, cujas variáveis estão em tabelas desenvolvidas no Access;
- 5) simulação de defeitos - um componente é escolhido aleatoriamente no início de uma sessão de treinamento para simular uma falha (curto-circuito, circuito aberto);
- 6) ações de avaliação de defeito - as janelas Multímetro e Osciloscópio, desenvolvidas no Visual Basic, simularão os instrumentos de teste utilizados pelo técnico;
- 7) regras heurísticas de avaliação de defeitos - rotinas "Se *sintoma* é verificado, então *defeito* está (ou, não está) em tal *bloco* (ou *componente*)." armazenadas na base de dados do Access;
- 8) ações corretivas - lista padronizada de termos (menu) contendo, por exemplo, substituição, limpeza, ajuste/calibração, fixação, soldagem.

O arquivo de Ajuda, além do exposto nos itens 1 e 3, apresenta explicações sobre os demais itens e a utilização do programa. Um exemplo de página deste arquivo é apresentado na Fig.2.

## Resultados



O aplicativo que emula o painel do equipamento e o arquivo de Ajuda (itens 1, 2 e 3 da Metodologia) já foram implementados. Este protótipo foi apresentado a 6 alunos do Curso de Técnico de Manutenção de Equipamentos Biomédicos, do Colégio Técnico de Campinas (COTUCA-UNICAMP), verificando-se a facilidade de uso do programa, como um teste inicial.

### Discussão

O aplicativo ainda está em fase de implementação, devendo ser submetido depois a uma metodologia de teste de aprendizagem. No entanto, através dos testes iniciais citados acima, ficou demonstrada sua facilidade de uso, característica importante de um sistema IAC.

### Referências Bibliográficas

- <sup>1</sup> PIPITONE, F. An Expert System for Electronics Troubleshooting Based on Qualitative Causal Reasoning. *J. Comp.-Based Instruc.*, v. 13, p. 39-42, 1986.
- <sup>2</sup> RICHARDSON, J.J. & JACKSON, T.E., "Developing the Technology for Intelligent Maintenance Advisors", *J. Comp.-Based Instruc.*, v. 13, p. 47-51, 1986.
- <sup>3</sup> HOOPER, J.A. & Cols., "EquipTeach: A Computer-Aided Instruction To Teach Users How To Operate Specific Medical Equipment", *Biomed. Instr. & Techn.*, v. 27, p. 394-399, 1993.
- <sup>4</sup> MONIZ, M.J., CALVIN, J. & STANKIEWICZ, H., "Innovative Communication in a Biomedical Engineering Department", *J. Clin. Eng.*, v. 20, p. 212-217, 1995.
- <sup>5</sup> MATABAN, BRIDGET A.M., "Prototype Expert System for Infusion Pump Maintenance", *Biom. Instr. & Techn.*, v. 28, p. 19-29, 1994.

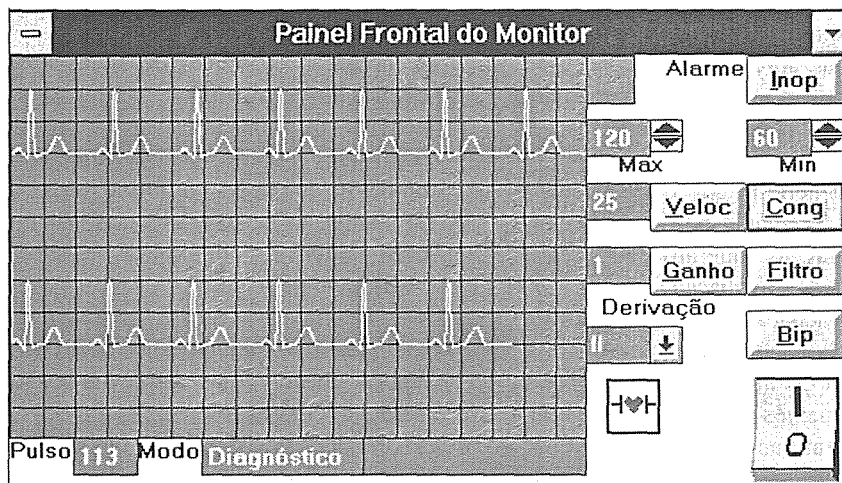


Figura 1 - Formulário "Painel Frontal do Monitor Cardíaco"

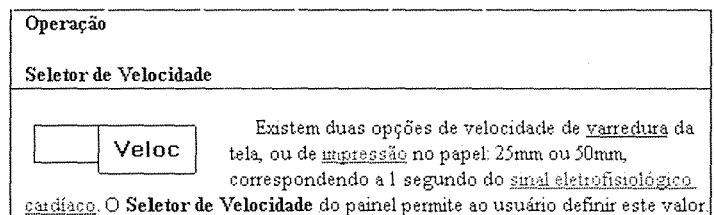


Figura 2 - Exemplo de página do arquivo de Ajuda "Manual do Monitor Cardíaco"

# Resultados do Curso Técnico em Equipamentos IMédico-Hospitalares

Bertoldo Schneider Jr.; Paulo H. Ferraza; Paulo J. Abatti & Pedro M. Gewehr

Coord. de Pós-Grad. em Eng. Eit. e Informática Industrial (CPGEI) CEFET-PR

Av. Sete de Setembro, 3165 - 80230-901 - Curitiba (PR)

E-mail: bertoldo@cpgei.cefetpr.br

**Resumo** - No presente trabalho, relatam-se os resultados finais do primeiro Curso Técnico em Equipamentos Médico-Hospitalares do Brasil. Os aspectos administrativos, didático-pedagógicos e técnicos do curso são também discutidos.

**Abstract** - In the present work, the final results of the first Technician Course on Biomedical Engineering of Brazil are reported. Administrative, educational and technical aspects are also discussed.

## Introdução

Em 1988, o Núcleo de Engenharia Hospitalar (NEHOS) do CEFET-PR efetuou uma pesquisa junto aos hospitais no estado do Paraná cujos principais resultados foram: 82,35% dos hospitais não tinham nem pessoal nem instalações adequadas para atividades técnicas de manutenção; em somente 15,79% dos hospitais havia algum tipo de controle sobre a manutenção efetuada por terceiros; 84,21% estavam interessados na implantação de um setor de manutenção e 68,42% disseram, na época, que contratariam imediatamente pessoal qualificado, caso disponível'. Com base/ nesses dados, foi proposto, em 1989, a criação de um Curso Técnico em Equipamentos Médico-hospitalares<sup>2</sup>. Com a homologação da profissão e do curso pelo MEC, foi assinado, em 1992, um convênio com o Ministério da Saúde, visando a implantação de uma turma especial, formada por alunos que já tinham o segundo grau, do curso citado. O curso foi ministrado<sup>3,4</sup> de janeiro de 1993 a julho de 1995. Apresentam-se neste trabalho os seus resultados finais.

## Metodologia

Apesar do pouco tempo de divulgação entre a assinatura do convênio (outubro de 1992) e o início do curso (janeiro de 1993), 175 candidatos participaram do processo seletivo concorrendo às 30 vagas ofertadas (índice de 5,83 candidatos/vaga). Outras 14 vagas foram reservadas preferencialmente para candidatos indicados pelo Sistema Único de Saúde (SUS). Para o funcionamento do curso, criou-se o "Regulamento da Organização Didático-Pedagógica do Curso Técnico em Equipamentos Médico- Hospitalares", seguindo o padrão dos demais cursos técnicos do CEFET-PR. O corpo docente do curso foi, em sua grande maioria, composto pelos professores dos cursos regulares do CEFET-PR. Para apenas 10 das

33 disciplinas foram necessárias contratações de especialistas, através de concursos públicos especiais. Quanto aos recursos didáticos, além dos rotineiramente utilizados, prepararam-se, especificamente para o curso, um filme e slides, em colaboração com o Hospital de Clínicas da UFPR, com o objetivo de ilustrar a atuação desses técnicos, em relação aos equipamentos e ambientes comuns aos hospitais. Quanto à infra-estrutura, além das instalações já existentes no CEFET-PR, implementou-se um laboratório específico, contendo vários equipamentos de aferição, medição e simulação requeridos para o curso<sup>4</sup>. Foram realizadas, ainda, visitas técnicas e micro-estágios na área, seguindo os padrões das atividades curriculares dos demais cursos técnicos do CEFET-PR.

## Resultados

A evolução do número de alunos concursados e do SUS, matriculados ao longo dos cinco semestres letivos do curso, está mostrada na tabela 1.

Tabela 1-Número de alunos concursados e do SUS, durante o curso.

Semestre	Início	1/93	2/93	1/94	2/94	1/95
SUS	14	4	2	2	1	1
Concursados	30	18	15	10	10	10
TOTAL	44	22	17	12	11	11

Até sua conclusiõ houve, portanto, um índice de aprovação final de 25% (33% de alunos concursados e 7,14% de alunos do SUS), o que pode ser considerado um desempenho não satisfatório, se comparado com o índice de aprovação médio dos demais cursos técnicos do CEFET-PR, que gira em torno de 62,5%. As razões alegadas e/ou observadas para o abandono do curso pelos alunos está resumida na tabela 2. Esta tabela mostra que o desempenho do curso pode ser melhorado quando oferecido de forma regular, onde os alunos têm a oportunidade de

cursar novamente as disciplinas nas quais, tenham sido reprovados.

Tabela 2- Razões observadas para o abandono.

Motivo para abandono do curso	Número de alunos	
	Concurs.	SUS
Reprovação/desistência	10	13
Ingresso em curso superior	4	-
Insatisfação quanto ao curso	5	-
Óbito	1	-

Qualitativamente, o desempenho do curso foi avaliado entrevistando-se os empregadores ou supervisores que mantiveram contato com os alunos durante o estágio curricular obrigatório: 100% dos entrevistados afirmaram que os alunos têm ou tiveram um desempenho em suas funções técnicas acima das expectativas. Ainda, uma pesquisa com os egressos mostrou que 100% deles consideram o conhecimento adquirido durante o curso adequado às funções exigidas nas atividades profissionais. As atividades profissionais atuais, nas quais estão envolvidos os 11 alunos que concluíram o curso estão resumidas na tabela 3.

Tabela 3-Atividades profissionais atuais dos alunos.

Atividades Profissionais		Nº de egressos
Na área	Hospitais	2
	Empresa Particular	1
	Autônomo	1
	Bolsistas	3
Áreas distintas		1
Estudante de Curso Superior		2
Situação desconhecida		1

## Conclusão

Os resultados finais sobre o primeiro Curso Técnico em Equipamentos Médico-Hospitalares implementado no Brasil foram apresentados e discutidos, mostrando que o curso foi um sucesso do ponto de vista da qualificação profissional. O desempenho foi razoável quanto à colocação do profissional no mercado e apresentou um resultado abaixo do esperado quanto ao índice de aprovação final. Como discutido, o índice de aprovação final pode ser melhorado oferecendo-se o curso de forma regular. Quanto à colocação do profissional no mercado, espera-se que a criação de um plano de carreira dentro das instituições hospitalares melhore o mercado de trabalho, além de solucionar os problemas intrínsecos de Engenharia Hospitalar nestas instituições.

## Referências

- <sup>1</sup>NETTO et al., A Engenharia Hospitalar no Estado do Paraná. RBE., 6(2), p.235-239, 1989.
- <sup>2</sup>CFE. Proposta de Criação da Habilitação de Técnico em Equipamentos Médico-hospitalares em Nível de 2º grau. Parecer nº0268 de 16/03/89: Brasília, 1989.
- <sup>3</sup>NOHAMA, P.; GAMBA, H.R.; NETTO, E.J.; BELTRÃO, P.A.C.. Técnico em Equipamentos Médico-hospitalares. Recursos Básicos para Implantação do Curso. RBE, 7(1), p.474-485, 1990.
- <sup>4</sup>SCNEIDER JR., B.; FERRAZA, P. H.; ABATTI, P. J.; GEWEHR, P. M. Implantation of an Experimental BMET Program in Brazil: Preliminary Results. Abstracts of the World Congress on Med. Phys. di Biom. Eng., Rio de Janeiro, Brasil, p.266, 1994.

# Estudo Preliminar sobre Planejamento de Edificações Hospitalares

Norton de Mello; Paulo J. Abatti<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Centro de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial - CPGEI/CEFET-PR  
Av. Sete de Setembro, 3165 - 80230-901 - Curitiba (PR)

**Resumo** - Um estudo preliminar sobre planejamento edificações hospitalares é apresentado e discutido. Possíveis reformas e/ou ampliações, preservando a qualidade dos serviços prestados, são também analisados.

**Abstract** - A preliminary study about planning of health care buildings is presented and discussed in details. Possible alterations and/or expansions, preserving the service's quality, are also analyzed.

## Introdução

O projeto e construção de estabelecimentos assistenciais de saúde reconhecidamente requer cuidados especiais. Por exemplo, problemas com infecção e/ou contaminação de pacientes, visitantes e profissionais envolvidos podem ser minimizados através de um projeto que permita um fluxo de pessoas adequado. Isto, no entanto, é particularmente difícil de ser conseguido quando edificações concebidas para outros fins são adaptadas para atender serviços voltados à saúde. Da mesma maneira, alterações ou ampliações do projeto inicial, caso não sejam flexíveis, podem comprometer a qualidade do atendimento. Evidentemente, o projeto deve ainda atender as exigências da legislação vigente (MS 1884/94 e Código de Posturas do Município). Contudo, a harmonização destes fatores não tem se mostrado ser uma tarefa simples, acarretando em geral a redução da qualidade dos serviços prestados. O objetivo deste trabalho é apresentar um estudo preliminar sobre o planejamento de edificações hospitalares, incluindo possíveis reformas e/ou ampliações, preservando a qualidade dos serviços prestados pelo estabelecimento.

## Metodologia

O projeto, execução e possíveis ampliações e/ou reformas de edificações hospitalares possuem particularidades<sup>1</sup>, requerendo planejamento especial. As características básicas a serem observadas durante o planejamento incluem as seguintes etapas: 1. Avaliação das áreas de atuação inicial e futuras do estabelecimento, levando-se em conta as especialidades médicas e a forma com que são prestados os serviços; 2. Definição inicial e futura da área geograficamente abrangida por tais serviços (de acordo com a densidade demográfica da região e suas condições sócio-econômicas); e 3. Relacionamento da edificação com as demais existentes no ambiente

urbano (observando-se estruturas de apoio tais como as vias de acesso, proximidade de comércio e indústrias, parque de estacionamento, desvios de tráfego, servidão de transportes coletivos e equipamentos urbanos como sinalizações horizontal e vertical, lombadas, semáforos e redutores de velocidade). A possibilidade de se executar a obra é então avaliada pelo Código de Posturas do Município em questão, o qual rege o zoneamento urbano e seus critérios. A partir da observação dos itens citados é possível se efetuar o projeto da edificação incluindo a disposição dos departamentos, otimização do fluxo e procedimentos de entrada e saída de pessoas, informações e materiais, integração dos sistemas de hotelaria, farmácia, restaurante, etc., entre outros. Entretanto, deve-se ressaltar que um projeto inicial (incluindo a adaptação de edificações já existentes) que leve em conta evoluções futuras, pode ser abordado de duas maneiras básicas: 1. Projeto detalhado da obra a ser executada inicialmente com apenas um esboço dos espaços futuros a serem edificados, ou 2. Dentro do possível, projeto detalhado da construção final esperada e previsão das obras a serem executadas, por ordem cronológica de início. Fatores econômicos e a preservação da qualidade dos serviços prestados ao longo da evolução da instituição devem então, ser utilizados na seleção final de qual sistema de planejamento é o mais conveniente.

## Análise do Planejamento

A análise dos dois possíveis sistemas de planejamento de edificações hospitalares citados, mostra que sob o ponto de vista econômico, a curto prazo, o projeto detalhado da obra a ser executada inicialmente, com apenas um esboço dos espaços futuros a serem edificados, é vantajoso. Isto se deve ao fato de se estar projetando, a partir de dados atuais definidos, apenas a edificação básica central, o que reduz significativamente os custos e a complexidade do mesmo. No entanto, o simples esboço dos espaços futuros a serem edificados,

pode levar a situações futuras inesperadas, com a possível redução da qualidade de serviços prestados e custo final da obra comparativamente elevados se as distorções observadas tiverem de ser corrigidas. Por outro lado, um projeto da construção final esperada, a partir do qual se possa definir a "unidade fundamental" a qual será edificada de imediato, em princípio, reduz a possibilidade de improvisações futuras e a conseqüente redução da qualidade dos serviços prestados, embora os custos iniciais e a complexidade do projeto arquitetônico sejam inequivocamente maiores. Esta abordagem requer, no entanto, que se observe não só as expectativas do investidor quanto a ampliação quantitativa e qualitativa dos serviços prestados, mas também a possibilidade de que os mesmos possam ser de fato efetivados, do ponto de vista da evolução demográfica, sócio-econômica e de ambiente urbano.

### **Discussão e Conclusões**

Foram apresentados requisitos mínimos para o planejamento de projetos físicos de edificações hospitalares. A partir de então discutiu-se duas possíveis abordagens para este planejamento, suas vantagens e limitações. De qualquer forma observou-se a necessidade de planejamento para se proceder a modificações de espaços físicos e suas expansões. Caracterizou-se ser difícil responder qual dos procedimentos seria o mais eficiente na prática, uma vez que não se possui edificações, devidamente projetadas seguindo uma ou outra abordagem, para serem submetidas à avaliação pós-uso. A princípio, parece ser mais vantajosa a abordagem em que se projeta toda a edificação inicialmente, sendo a mesma executada por ordem cronológica de necessidades e recursos, por já ser amplamente utilizada no dimensionamento de residências e indústrias com sistema de construção pré-fabricada. Sob o ponto de vista governamental de controlar tais modificações, esta abordagem também parece ser mais vantajosa devido à previsibilidade característica deste sistema, sendo que poder-se-ia vincular tais modificações às autorizações de funcionamento específicas dos órgãos competentes.

### **Referências**

<sup>1</sup> Normas para Projetos Físicos de Estabelecimentos Assistenciais de Saúde - Ministério da Saúde, 1994. Brasília, DF.

# Laboratório de ensaio para certificação de equipamentos médico-hospitares

Maurício M. Falcão; Pedro M. Gewehr

Centro Federal de Educação Tecnológica do Paraná - CPGEI/CEFET-PR  
Av. 7 de Setembro, 3165 - 80230-901 - Curitiba-PR - Brasil

**Resumo** - Devido à necessidade de certificação de equipamentos eletromédicos no país, há uma demanda para o credenciamento de laboratórios de ensaio pelo INMETRO. Este artigo apresenta um histórico da qualidade na área de saúde, culminando com a formação da Rede Brasileira de Laboratórios de Ensaio. Apresentam-se também resultados de ensaios realizados em desfibriladores cardíacos de acordo com a NBR IEC 601-1 e a IEC 601-2-4, como exemplo de procedimento de certificação para equipamento médico-hospitalar.

**Abstract** - Due to the necessity of certification of electromedical equipment, there is an increasing demand for Laboratories which can certify instruments. This article presents a review of the quality of the health services in Brazil. The formation of the Brazilian Network of Test Laboratories (RBLE) is discussed and, the results of some tests for cardiac defibrillators are presented according to NBR IEC 601-1 and IEC 601-2-4 standards, as an example for the certification of medical equipment.

## Introdução

Os produtos para a saúde têm sido objeto nos países mais desenvolvidos de estritas exigências de segurança e garantia da qualidade, através dos órgãos governamentais competentes, respaldados pela normalização técnica correspondente.

Nos países europeus os laboratórios de ensaio têm se desenvolvido devido ao crescimento da demanda por ensaios de conformidade solicitados pelas entidades certificadoras, como consequência da procura por parte das empresas para certificarem seus produtos, seja por exigências do mercado (certificação voluntária) ou do governo (certificação compulsória). Nesta linha, cita-se a European Organization for Testing and Certification - EOTC, no âmbito do Conselho das Comunidades Europeias, com mais de 10.000 laboratórios credenciados em toda a Europa<sup>1</sup>.

O histórico brasileiro é diferente daquele dos países mais avançados, pois as primeiras ações normativas na área surgiram em 1989, por intermédio da iniciativa privada, quando a Associação Brasileira da Indústria de Artigos e Equipamentos Médicos, Odontológicos, Hospitalares e de Laboratórios - ABIMO, desenvolveu em convênio com o Instituto Brasileiro de Qualidade Nuclear - IBQN, o Sistema ABIMO de Certificação de Conformidade<sup>2</sup>. No início da década de 90, a área da Saúde passou a contar com um plano quinquenal que estabeleceu várias prioridades, das quais verificam-se resultados até os dias de hoje, como os programas de formação de recursos humanos dentro do PROEQUIPO<sup>3</sup> e de

implantação de laboratórios de ensaio como é o PECES<sup>4</sup>. Assim, com o intuito de colaborar no esforço nacional de certificação, o Cefet-PR vem buscando se estruturar para obter o credenciamento para a certificação de equipamentos médico-hospitares.

## Metodologia

Devido à experiência anterior da instituição, optou-se pela certificação de desfibriladores e bisturis elétricos. A título de exemplo apresenta-se um procedimento de ensaio em desfibriladores cardíacos, nos quais foram utilizados os critérios estabelecidos nas normas NBR IEC 601-1/94 e IEC 601-2-4. Para a execução do ensaio utilizaram-se os seguintes desfibriladores: um nacional de 350 J (equipamento 1), e outro incluindo cardioversor marca Burdick, modelo Medic 5 de 360 J (equipamento 2), já certificado pela IEC 601-1. Para os testes elétricos foram empregados os equipamentos: analisador de desfibriladores cardíacos modelo QED 06 e os analisadores de segurança elétrica PRO 501 e Turbo-Tester para os testes de corrente de fuga (não descritos neste artigo), todos da marca Bio-Tek.

## Resultados

Na tabela 1, apresentam-se os resultados do ensaio de Exatidão de Dados de Operação<sup>5</sup>, muito importante por se tratar de desfibriladores, verificados pelo analisador de desfibriladores cardíacos acima citado.

Vários outros testes foram realizados, como: marcação, erros humanos, correntes de fuga, potência de entrada, etc.

Dos ensaios elétricos, algumas não conformidades foram determinadas no equipamento 1: não dispunha de dispositivo para descarga interna intencional da energia armazenada<sup>6</sup>, o desvio entre a energia selecionada e a liberada excedeu  $\pm 15\%$  ou  $\pm 4$  J (o menor entre ambos)<sup>5</sup>, com o agravante de ter ultrapassado 400 J, valor limite máximo de saída<sup>7</sup>. Outras não conformidades também podem ser mencionadas com relação aos ensaios de marcação, como itens de marcação do lado externo: categoria AP/APG, potência de entrada, terminais de aterramento, etc.

**Tabela 1 - Ensaios de Exatidão (valores em joules)**

EQUIPAMENTO 1		EQUIPAMENTO 2	
MARCAD	MEDID	MARCADA	MEDID
A	A	A	A
10	13,7	10	9,5
50	59,6	50	49
200	220,4	200	198
350	405,2	360	358,6

### Discussão e Conclusões

É importante salientar as dificuldades encontradas na realização dos ensaios pela dificuldade de obtenção de equipamentos, especificamente desfibriladores cardíacos, por serem vitais para certas situações clínicas e portanto muito utilizados na prática médica.

Os testes de energia liberada pelo desfibrilador são de interesse pois fornecem informações importantes para a aplicação do mesmo, conhecendo-se assim o risco que o uso de tal equipamento acarreta ao paciente e ao operador. Por outro lado, a disponibilidade de instrumentos de teste, facilitou a execução desse ensaio específico.

No que diz respeito à certificação dos equipamentos eletromédicos em geral, faz-se necessária uma tomada de consciência por parte dos fabricantes no sentido de rapidamente colocar seus equipamentos em conformidade com as normas existentes. Entretanto, essa certificação parece ainda distante face à quase inexistência de laboratórios credenciados, apesar da nova legislação do Ministério da Saúde determinar 26 de dezembro de 1996 como data limite para certificações dentro da norma NBR IEC 601-1 e suas respectivas particulares.

### Referências

- <sup>1</sup> MARQUES, A. S. et al. Sistema Nacional de Credenciamento de Laboratórios. In: Anais do 2o. Congresso Internacional de Normalização e Qualidade. ABNT. São Paulo, 1991.
- <sup>2</sup> ABIMO. Sistema de Certificação de Conformidade de Normas Gerais ABIMO NGA-003. São Paulo, 1989.
- <sup>3</sup> Secretaria Nacional de Assistência à Saúde/Ministério da Saúde, PROEQUIPO. Brasília, 1991.
- <sup>4</sup> Secretaria Nacional de Assistência à Saúde/Ministério da Saúde, PECES. Brasília, 1991.
- <sup>5</sup> IEC 601-2-4. Requisitos particulares para a segurança de desfibriladores cardíacos e desfibrilador-monitores cardíacos. Genebra, 1983, 50.2.1.
- <sup>6</sup> ib.<sup>5</sup>, 51.103.
- <sup>7</sup> ib.<sup>5</sup>, 51.111).

# Metodologia para Comparação de Indicadores Hospitalares

Fernando Y. Chiyoshi<sup>1</sup> e Miguel Murat Vasconcellos<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Programa de Engenharia de Produção, COPPE/UFRJ. Caixa Postal 68507. CEP: 21945-970. Rio de Janeiro

<sup>2</sup>Departamento de Administração e Planejamento em Saúde, ENSP/FIOCRUZ

Email: chiyoshi@pep.ufrj.br

**Resumo** - Este trabalho discute método para padronização, a partir do perfil de nosologias atendidas, do tempo de permanência e da taxa de mortalidade, usados como indicadores de consumo de recursos e de severidade, para comparação entre hospitais.

**Abstract** - This paper discusses a case mix adjustment method applied to length-of-stay and mortality rate, used as resources consumption and severity indices to compare hospitals.

## Introdução

O tempo de permanência hospitalar, quando usado como indicador do consumo de recursos hospitalares, sempre suscita o questionamento de que hospitais diferentes, ou um mesmo hospital em períodos diferentes, podem atender conjuntos diferentes de nosologias. Assim, diferentes tempos médios de permanências (TMP) refletem, ainda que em parte, essa diferença nos perfis de nosologias, havendo portanto a necessidade de utilizar alguma forma de ajuste para tornar comparáveis os tempos médios de permanência. O mesmo raciocínio pode ser aplicado às taxas de mortalidade hospitalar SIH/SUS. Este trabalho descreve um método de ajuste proposto por Fetter<sup>1</sup> e apresenta uma aplicação do método para caracterizar diferenças entre os TMP e as taxas de mortalidade dos hospitais de diferentes sub-setores ou "Natureza", conforme designação do Sistema de Informações Hospitalares do Sistema único de Saúde (SIH/SUS).

## Metodologia

Os dados utilizados referem-se ao Estado do Rio e às especialidades de curta permanência do SIH/SUS: Cirurgia, Clínica Médica, Obstetrícia e Pediatria. Para fins de exposição do método, consideram-se as internações relativas ao mês de outubro de 1995 no Estado e em um hospital universitário de pesquisa. Os tempos médios de permanência foram de 5,98 dias, no Estado e de 11,70 dias, no hospital exemplo. Para promover o ajuste, determina-se o tempo médio de permanência

que o hospital teria se operasse com os tempos médios de permanência por Procedimento (TMPP) idênticos aos do Estado, obtendo-se uma permanência hipotética de 8,81 dias. Como as permanências de 5,98 dias do Estado e de 8,81 dias resultam dos mesmos TMPP, a diferença observada reflete a diferença entre os perfis de nosologias do Estado e do hospital. Esta diferença poderia ser quantificada através de um índice de complexidade dado por  $8,81/5,98 = 1,47$ . Por outro lado, como as permanências de 11,70 dias do hospital e de 8,81 dias resultam do mesmo perfil de nosologias, a diferença observada reflete o efeito agregado das diferenças entre os TMPP do Estado e do hospital considerado, conduzindo a um índice de severidade de 1,33.

## Resultados

Referem-se a uma apuração mais extensa, envolvendo as internações realizadas no primeiro semestre de 1995, no Estado do Rio de Janeiro, nas especialidades de curta permanência, com os hospitais categorizados segundo sua natureza jurídica.

O Quadro 1 mostra considerável variação para todos prestadores, quando o TMP é ajustado. Com excessão dos próprios, os hospitais públicos apresentam índices de complexidade acima da média do Estado, sugerindo um maior consumo de recursos.

Os índices de permanência desses hospitais, também acima da média, sugerem maior severidade dos casos atendidos, principalmente nos próprios.



Quadro 1. Indicadores de Permanência, segundo Natureza Jurídica, nas Especialidades de Curta Permanência. Rio de Janeiro, Janeiro-Junho, 1995.

Natureza	Frequência	Tempo Médio d Permanência		Índices	
		Efetivo	Ajustado	Complexidade	Permanência
Próprios	10,283	7.20	4.85	0.92	1.49
Contratados	212,160	4.26	4.93	0.93	0.86
Federais	8,866	6.89	5.34	1.01	1.29
Estaduais	22,908	7.96	5.79	1.10	1.38
Municipais	66,053	6.13	5.50	1.04	1.11
Filantrópicos	101,841	4.78	5.29	1.00	0.90
Universitários	6,606	4.51	5.37	1.02	0.84
Pesquisa	42,371	8.16	6.45	1.22	1.26
Total Estado	471,088	5.28	5.28	1.00	1.00

Fonte: Sistema de Informações Hospitalares do Sistema Único de Saúde

Usando o mesmo método em relação às taxas de mortalidade foram obtidos os resultados apresentados no Quadro 2. Acentua-se a impressão de expressiva severidade dos casos atendidos pelos hospitais próprios, seguidos dos estaduais.

Chama a atenção o índice de severidade apresentado pelos hospitais de pesquisa, próximo

da média estadual, em relação ao de complexidade. Os hospitais privados sugerem um atendimento com procedimentos de menor complexidade, aliado à baixa severidade dos casos atendidos.

Quadro 2. Indicadores de Mortalidade, segundo Natureza Jurídica dos Hospitais, nas Especialidades de Curta Permanência. Rio de Janeiro, Janeiro-Junho, 1995.

Natureza	Frequência	Taxa de Mortalidade (%)		Índices	
		Efetiva	Ajustada	Complexidade	Severidade
Próprios	10,283	4.40	2.56	0.71	1.71
Contratados	212,160	2.77	3.33	0.92	0.83
Federais	8,866	2.79	2.79	0.77	1.00
Estaduais	22,908	7.01	4.33	1.20	1.62
Municipais	66,053	5.03	3.89	1.08	1.29
Filantrópicos	101,841	3.12	3.56	0.98	0.88
Universitários	6,606	2.27	3.65	1.01	0.62
Pesquisa	42,371	5.19	4.78	1.32	1.09
Total Estado	471,088	3.61	3.61	1.00	1.00

Fonte: Sistema de Informações Hospitalares do Sistema Único de Saúde

## Discussão e Conclusões

A forma de ajuste proposta mostrou-se adequada para subsidiar comparações entre grupos de hospitais. Possibilita a introdução de outros atributos, como sexo, idade, custo e região, necessários para maior segurança nas comparações<sup>2</sup>. Uma explicação para o comportamento dos índices dos hospitais públicos, especialmente os próprios, refere-se à faixa etária atendida. Compatível com o acentuado aumento das mensalidades dos planos e seguros saúde, principalmente, acima dos 60 anos.

## Referências

<sup>1</sup> FETTER, R B et alli. 1980. Case Mix Definition by Diagnosis-Related Groups. *Medical Care*. Vol. 18, No. 2. Supplement.

<sup>2</sup> SCARPACI, J. L. 1988. DRG Calculation and Utilization Patterns: A Review of Method and Policy. *Soc. Sci. Med.* Vol.26, No.1, pp.111-117.

# Laboratório para Inspeção de Ventiladores Pulmonares (LIVE)

Luis C. Donadio; Roberto M. Ichinose; Carlos R.S. Vieira; Antonio Giannella-Neto

Programa de Engenharia Biomédica - COPPE/UFRJ  
Caixa Postal 68.510 CEP 21945-970 - Rio de Janeiro - RJ - Brasil.  
E-mail: AGN@serv.peb.ufrj.br

**Resumo** - Segundo classificação do Ministério da Saúde, Ventiladores Pulmonares (VP) se enquadram na lista dos equipamentos de alto risco. Este trabalho investiga as condições de emprego e manutenção dos VP de um hospital público de grande porte localizado no município do Rio de Janeiro. Os resultados proporcionaram subsídios para destacar a importância de um Laboratório de Inspeção de Ventiladores que atue no gerenciamento e adequação desses equipamentos nas diversas unidades do hospital.

**Abstract** - According to the classification of Ministry of Health, Lung Ventilators are included in the list of high risk medical devices. This paper investigates the conditions of employment and maintenance of lung ventilators in a large public hospital located in the city of Rio de Janeiro. The results raised subsidies to point out the importance of a Laboratory for Inspection of Ventilators to act on the management and adequateness of these equipments in the hospital units.

## Introdução

Responsáveis pela sustentação de pacientes com deficiência respiratória, os ventiladores pulmonares (VP) merecem atenção especial considerando que sua falha ou funcionamento inadequado traz para os pacientes riscos que podem resultar em lesões algumas vezes irreparáveis.

Apesar do grande número de aparelhos utilizados para diagnóstico e terapia, pouca atenção tem sido dada à necessidade de garantir a precisão e exatidão das medidas no decorrer do uso. Somado a isto, o desconhecimento operacional e dos procedimentos de rotina, e a falta de treinamento e documentação técnica, tornam o uso dos equipamentos um risco potencial para os pacientes.

A proposta do LIVE visa obter resultados substanciais, no que tange a utilização de VP, através dos seguintes compromissos: detectar situações de risco oferecidas pelo VP antes que o mesmo seja posto em uso, através de inspeções de rotina; estabelecer protocolos para manutenção preventiva e de rotina dos VP; avaliar a tecnologia empregada em cada modelo, traçando um perfil do atendimento às recomendações apresentadas nas normas técnicas, avaliando a existência de alarmes críticos, dispositivos de segurança e modalidades ventilatórias incorporadas; avaliar as condições externas, tais como pressão e vazão da rede canalizada de gases, que interferem no funcionamento dos VP; e estabelecer uma estrutura que permita o treinamento de operadores.

## Métodos

Uma avaliação, realizada entre Março e Maio de 1995, teve como objetivo identificar as

condições dos VP, os procedimentos realizados para sua manutenção de rotina e a condição dos postos de utilização da rede de gases medicinais do CTI. Os VP foram avaliados em relação a sua disponibilidade de uso, documentação existente, cobertura de manutenção preventiva e tecnologia empregada; para tal foi utilizado um questionário baseado nas normas ISO<sup>4</sup>, ANSI<sup>1</sup> e ASTM<sup>2</sup>.

Funcionários dos setores que mantêm os VP foram entrevistados para identificar os procedimentos de rotina e preventivos adotados. Através da elaboração de um protocolo baseado na norma NB-254<sup>3</sup>, que trata das recomendações para rede de distribuição de gases medicinais utilizados a partir de centrais, foram avaliados os postos de utilização de ar comprimido (AR) e oxigênio (O<sub>2</sub>) que atendem ao CTI, determinando-se nível de pressão de trabalho, vazão máxima nos postos de utilização e existência de água condensada no sistema de AR.

A proposta de um laboratório para inspeção de ventiladores está baseada nos resultados obtidos no diagnóstico do uso dos VP no hospital, somado às experiências de propostas similares como as do Pro-AR (INCOR-USP) e CEB (HC da UNICAMP).

## Resultados

Nenhum dos setores que de forma direta ou indireta participam do gerenciamento dos VP dispunham do inventário do total de VP existentes. Através de levantamento feito visitando-se as unidades, foram encontrados no hospital 44 VP, dos quais 50% se encontravam inoperantes. Dos 44 VP, apenas 25% dispunham de válvula de alívio de pressão, 68% não incorporavam alarmes de desconexão do circuito paciente e 61% eram

inteiramente mecânicos/pneumáticos. A figura 1 apresenta a distribuição dos 44 VP quanto a tecnologia de controle empregada.

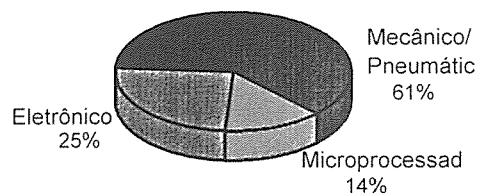


Figura 1. Classificação dos VP quanto a tecnologia empregada.

Dos 22 VP em condições funcionais, 16 se encontravam cobertos por manutenção preventiva/corretiva contratada, 4 em garantia e 2 sem manutenção. Dentre os 16 VP cobertos pela manutenção preventiva/corretiva (que não inclui peças), foram encontrados equipamentos com fungos próximo aos dutos de condução dos gases inspirados, lâmpadas queimadas, fole danificado, peças enferrujadas, válvulas de alívio de pressão obstruídas, fios desencapados, manômetro de pressão de vias aéreas descalibrado, filtro do sistema de diluição de oxigênio sujo, ajustes com escala ilegível. Dentre os VP inoperantes, 4 estavam cobertos por contrato de manutenção aguardando aprovação de orçamento para troca de peças. O hospital contava com um setor de eletrônica/biomédica com 15 técnicos e 3 engenheiros para atuar sobre os equipamentos médico-hospitalares. Contudo, este setor não atuava sobre os VP, estando esta tarefa sob responsabilidade de firmas prestadoras de serviço. Não foi identificado nenhum critério para avaliar os procedimentos preventivos realizados.

A execução dos procedimentos de rotina como desinfecção e troca de circuito paciente, era realizada pelo serviço de inaloterapia e pela equipe de fisioterapia do CTI. O serviço de inaloterapia centralizava os VP utilizados nas unidades de terapia intensiva e demais áreas do hospital, com exceção dos VP microprocessados (equipe de fisioterapia do CTI).

Na inspeção da rede de gases foram avaliados um total de 13 postos de utilização de AR e O<sub>2</sub>. Dentre os principais problemas encontrados destacam-se: água na rede de AR, oscilação no nível de pressão estática de AR entre 3 a 6 kgf/cm<sup>2</sup>, conexão de saída com vazão máxima de 30 lpm, quando recomenda-se 100 lpm, pressão dinâmica abaixo do nível mínimo de 3,1 kgf/cm<sup>2</sup>, compressor não isento de óleo, inexistência de sistema de filtragem, resfriamento e secagem do AR, inoperância da rede de vácuo, utilizando-se O<sub>2</sub> para aspiração e inexistência de alarmes operacionais e de emergência da rede de AR e O<sub>2</sub> recomendados pela NB-254<sup>3</sup>.

O hospital dispõe de um patrimônio em VP correspondente a mais de US\$ 300.000,00. O custo para equipar o LIVE com equipamentos a serem utilizados em procedimentos de teste e treinamento de operadores foi estimado em cerca de US\$10.500,00, o que representa 3,5% do patrimônio de VP. Considerando o número de VP, os serviços a serem realizados e a disponibilidade de pessoal nos setores já existentes, foi apresentado ao hospital uma proposta para implantação do LIVE, na qual foram descritos os recursos humanos e materiais necessários. O projeto LIVE foi encaminhado à direção do hospital não tendo sido implantado até o momento.

## Discussão e Conclusões

Os resultados obtidos apontam para a necessidade de um acompanhamento durante todo o ciclo de uso dos VP, a fim de garantir sua adequada condição operacional; de protocolos que descrevam os procedimentos de rotina como limpeza, condições de trabalho do equipamento, cuidados durante a esterilização e montagem do circuito paciente; de realizar testes preliminares para identificação de problemas simples como vazamentos e mais complexos como falha de dispositivos de controle. A manutenção prestada por terceiros mostrou-se tecnicamente deficiente, evidenciando a necessidade do acompanhamento dos serviços terceirizados.

A proposta de uma equipe especializada para gerenciar e executar os procedimentos de rotina, treinar operadores e acompanhar os serviços terceirizados é importante para manter a segura e adequada utilização dos VP. A estrutura do LIVE permite ainda que um técnico treinado realize os procedimentos preventivos reduzindo os custos com manutenção.

## Agradecimentos

Ao CNPq e CAPES pelo apoio financeiro.

## Referências

- <sup>1</sup> ANSI Z79.7; American National Standard for Breathing Machines for Medical Use, 1976.
- <sup>2</sup> ASTM Committee F-29.03.0; Standard Specification for Ventilators Intended for Use in Critical Care - F1100-90, 1990.
- <sup>3</sup> ABNT - NB 254; Sistemas de Gases Não Inflamáveis usados a partir de centrais, em hospitais, 1977.
- <sup>4</sup> ISO 10651-1 - TC121; Lung Ventilator for medical use - Part 1: Requirements, 1993.

## A Engenharia Clínica na UFPB - Quatro anos de trabalho

Mario Toscano de B. F<sup>o</sup> ; Álvaro Bernal de Almeida; Reinaldo do A. Muribeca; Gerson L. Bichinho

Núcleo de Estudos e Tecnologia em Engenharia Biomédica (NETEB) - UFPB  
Centro de Ciências da Saúde - Campus I da UFPB - 58051-970 - João Pessoa (PB)

**Resumo** - O Curso de Especialização em Engenharia Clínica é oferecido na UFPB, desde 1993, como resultado do trabalho conjunto entre o NETEB e o hospital universitário da UFPB, tendo já uma tradição no Nordeste do Brasil, com três turmas formadas e uma em curso.

**Abstract** - A Clinical Engineering Specialization Course is offered in the UFPB, since 1993, as result of an integrated work between NETEB and UFPB university hospital, having a tradition in Brazilian Northeast, with three classes concluded and another in course.

### Introdução

O NETEB e o Hospital Universitário Lauro Wanderley (HULW), ambos da Universidade Federal da Paraíba (UFPB), resolveram implantar na UFPB, em 1992, o **Curso de Especialização em Engenharia Clínica (CEEC)**, autorizado pela Resolução do CONSEPE nº 45/92 em 21/12/92 e financiado com recursos do Ministério da Saúde, dentro das metas do Programa de Equipamentos Odonto-Médico-Hospitalares (Proequipo), subprograma II, oferecendo 10 (dez) vagas anuais, com bolsas de estudos da CAPES/MEC.

### Objetivo

O Curso de Especialização em Engenharia Clínica, com a duração de 10(dez) meses, visa a formação de profissionais com os conhecimentos necessários para a atuação junto às unidades de saúde, com o objetivo de auxiliar os profissionais da área clínica, sobretudo com relação à gestão/manutenção de equipamentos, visando otimizar o uso dos mesmos e os recursos daquelas unidades, implementando a qualidade em saúde e reduzindo seus custos.

### Processo de Inscrição e Seleção

O período de inscrição é de 1<sup>o</sup> de outubro a 30 de novembro do ano anterior ao do início do curso. O processo de seleção consta de análise de histórico escolar e currículo dos candidatos e entrevista com cada um dos professores do núcleo básico do NETEB e avaliação conjunta de todos estes professores.

### Estrutura do Curso

O CEEC compreende três blocos de disciplinas obrigatórias: a) Área Médica Básica: noções elementares da estrutura e funcionamento

do corpo humano e das principais técnicas de investigação diagnóstica, permitindo o conhecimento da terminologia básica utilizada pelos profissionais da área de saúde. b) Instrumentação Biomédica e Hospitalar: captação e caracterização dos sinais fisiológicos, conhecimento dos principais equipamentos médico-hospitalares e de sua manutenção, entendendo seus princípios básicos de funcionamento e conhecimento dos riscos próprios do manuseio desses equipamentos. c) Engenharia Clínica: conhecimento da estrutura político-administrativa do Sistema de Saúde do país e da estrutura organizacional das unidades de saúde; conhecimento das atribuições e da competência do engenheiro clínico; conhecimento do fluxo de materiais, pessoas e informações no âmbito das unidades de saúde; elaboração de programas de gerenciamento dos equipamentos médicos-hospitalares; noções fundamentais de ética; e conhecimento sobre os procedimentos de metrologia, normalização e qualidade dos equipamentos.

Disciplinas	Carga Horária
Noções Fundamentais de Biologia Celular	20 h
Bioquímica	32h
Histologia	40 h
Anatomia Humana Básica	60 h
Fisiologia	84 h
Semiologia Médica	40 h
Instrumentação Biomédica	90 h
Aquisição de Sinais Analógicos	90 h
Arquitetura de Microcomputadores	40 h
Instrumentação Médico Hospitalar	288 h
Administração e Organização Hospital	160 h
Mecanismo de Aquisição de	40 h

Equipamentos	
Organização dos Serviços Técnicos Biomédicos	64 h
Segurança e Confiabilidade dos Equipamentos Médicos	16 h
Total de Horas de Disciplinas	1064 h
Estágio Hospitalar	640 h
Projeto Integrado (Pesquisa)	320 h
Total Geral	2024 h.

### Docentes do Curso

Professores ligados ao NETEB, que desenvolvem pesquisas neste núcleo e são responsáveis por disciplinas específicas dos Cursos de Mestrado em Engenharia Biomédica e Curso de Especialização em Engenharia Clínica, em número de 12 (doze), sendo 6(seis) doutores e 6(seis) mestres. Além destes, professores outros desta universidade, ministram disciplinas da área médica e outras da área especializada, a exemplo de Administração Hospitalar. Finalmente, professores de outras universidades são rotineiramente convidados para ministrarem disciplinas no CEEC.

### Histórico das Turmas de Alunos

Foram selecionadas quatro turmas, de 1993 a 1996.

a. Primeira Turma (1993) - Foram selecionados 10(dez) alunos, elaborados 9(nove) projetos de pesquisa e aprovados 9(nove) alunos.

b. Segunda Turma (1994) - Foram selecionados 6(seis) alunos, elaborados 5(cinco) projetos de pesquisa e aprovados 5(cinco) alunos.

c. Terceira Turma (1995) - Foram selecionados 6(seis) alunos, todos aprovados no total de disciplinas do curso, 2(duas) monografias de projetos de pesquisa já defendidas e aprovadas, restando 4(quatro) a serem defendidas até final de junho do corrente.

d. Quarta Turma (1996) - Foram selecionados 8(oito) alunos, todos cursando disciplinas da área básica (médica).

# Qualidade da Energia em Sistemas Elétricos Hospitalares - Parte I

José Policarpo G. Abreu<sup>1</sup> Antonio M. Lemos<sup>1</sup> José Maria C. Filho<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Instituto de Engenharia Elétrica - EFEI  
Av. BPS, 1303 - 37500-000 - Itajubá (MG)  
e-mail: polica @ iee.efei.rmg.br

**Resumo** -É objetivo deste artigo destacar, especialmente para profissionais da área de saúde, a importância da qualidade da energia em sistemas elétricos hospitalares. São apresentados os principais aspectos que a influenciam, *sob o ponto de vista da fonte externa de suprimento*.

**Abstract** - This article shows the importance of power quality in a hospital electrical system. In particular, health staff will be informed about factors that can affect power quality related to equipment misoperation. *This is shown under the external supply point of view*.

## Introdução

O termo *Qualidade da Energia Elétrica* está associado a quaisquer desvios que possam ocorrer na magnitude, na forma de onda ou na frequência da tensão e/ou corrente elétrica<sup>1</sup>. Esta designação aplica-se também a interrupções de natureza permanente ou transitória.

O tema tem sido objeto de estudos variados, tanto em concessionárias e em grandes consumidores, quanto em universidades e em centros de pesquisa, merecendo um considerável número de publicações nos últimos anos<sup>2</sup>. Contudo, na área hospitalar, o assunto é ainda bem pouco difundido, significando que suas instalações, até de forma inconsciente, podem estar operando em condições de risco, material ou, pior, para o pessoal.

Muitos profissionais da área de saúde vivenciaram, ou mesmo ouviram falar de paralisação das atividades hospitalares, devido à falta de fornecimento de energia elétrica. Este problema é, na maioria das vezes, decorrente de má qualidade da energia ofertada aos consumidores.

## Aspectos que Influenciam na Qualidade da Energia Elétrica

Um sistema elétrico hospitalar requer um suprimento de energia elétrica que, entre outros quesitos, disponha de confiabilidade e de alta qualidade. Para atender estes requisitos é necessário estabelecer medidas adequadas, tanto no âmbito do sistema supridor, quanto no das instalações internas do hospital<sup>3</sup>.

Os hospitais recebem alimentação elétrica da concessionária através de redes aéreas da classe de 15 000 volts, caracterizadas por possuírem baixo nível de curto-circuito, serem compartilhadas com os mais variados consumidores, apresentarem variações de tensão, serem poluídas e terem baixa confiabilidade. Para melhor compreensão do significa-

do destes termos, faz-se aqui uma rápida explicação sobre cada um deles.

- *Nível de Curto-Circuito*. Esta denominação é normalmente utilizada para definir o valor da potência de curto-circuito em um determinado ponto do sistema elétrico. Quanto maior este nível, menor a vulnerabilidade do sistema no ponto considerado. Vale o princípio de vasos comunicantes: quanto maior o volume de um vaso, menor a influência de variações que ocorram em um seu contíguo.

- *Rede Elétrica Compartilhada*. O agrupamento de consumidores com características distintas de carga e de necessidades, além de favorecer a ocorrência das mais variadas interferências, dificulta a implementação, por parte da concessionária, de programa-padrão de manutenção da qualidade de energia, como aquele implementado pela EDF - Electricité de France<sup>4</sup>.

- *Variação de Tensão*. Os equipamentos elétricos operam com um valor determinado de tensão de suprimento, - tensão nominal -. O não atendimento desta especificação pode levar à redução da vida útil, ou até mesmo à perda do equipamento. A portaria 047 do DNAEE - Departamento Nacional de Águas e Energia Elétrica estabelece que a concessionária deve manter a tensão de operação dentro dos limites de +5% e -7,5% com relação à nominal. Dois problemas básicos podem ser constatados:

- por vezes, os projetistas não dispõem, da tensão de operação no ponto de entrega de energia podendo levar à especificação inadequada do transformador de entrada e colocando equipamentos hospitalares sob tensão que ultrapassa limites seguros.

- instantaneidade de atuação de relés de subtensão, conduzindo ao aumento do número de desligamentos, devido ao *piscar* de tensão, decorrente da operação de religadores automáticos.

- **Poluição do Sistema.** Com certeza, uma das principais causas de perda da qualidade é a distorção da corrente e/ou da tensão do sistema elétrico. Esta distorção, poluidora, pode ser introduzida tanto por elementos do sistema supridor como por equipamentos de consumidores. Este fato tende a se agravar com o uso mais intensificado de modernos dispositivos eletroeletrônicos, que paradoxalmente vêm aperfeiçoando sensivelmente os diagnósticos médicos e a infra-estrutura hospitalar. Torna-se, então, imprescindível a verificação, por parte do usuário da energia elétrica, da compatibilidade de seus equipamentos com o conteúdo harmônico presente em sua instalação.

- **Confiabilidade.** Em sistemas elétricos de distribuição, a confiabilidade é avaliada através da quantidade e da duração das interrupções do fornecimento, regulamentada pela portaria 046 do DNAEE.

Embora algumas concessionárias já pratiquem valores menores do que aqueles, não tem sido garantida a continuidade de serviços, tornando imperativa a instalação de fontes próprias de energia elétrica.

## Conclusões

A crescente demanda na área de saúde exige que as unidades hospitalares existentes tornem-se cada vez mais eficientes e, para tanto, a qualidade da energia, acredita-se, deva ser também considerada. Sob esta ótica é que foram abordados, neste artigo, alguns dos principais problemas que afetam a qualidade da energia sob o aspecto da fonte de suprimento externo.

Considerando as necessidades dos consumidores do tipo estabelecimentos de saúde, pode-se dizer que o sistema de suprimento não é da melhor qualidade, tornando imprescindível aos mesmos a instalação de fontes próprias de alimentação, como grupos diesel e UPS.

O atual quadro da saúde no país permite dizer que boa parte dos estabelecimentos de saúde não têm condição de operar, com eficácia, suas gerações próprias. Resta, então, aos mesmos atuarem para que haja correção dos projetos e, ademais, junto as concessionárias, conseguirem condições especiais de fornecimento como, por exemplo, a redução da periodicidade de inspeções de seus alimentadores.

## Referências

<sup>1</sup> CEPEL - Workshop em Qualidade da Energia Elétrica, Ago/95;

<sup>2</sup> Abreu, J.P.G. - A Questão de *Power Quality*, rev. Eletricidade Moderna, coluna Toda Via (última página), Nov/95;

<sup>3</sup> Abreu, J.P.G., Lemos, A.M. & C. Filho, J.M. - Reflexões sobre Qualidade de Energia em Sistemas Elétricos Hospitalares - Parte II, 3<sup>o</sup> FNCTS

<sup>4</sup> Barbat, C. e outros - A Parceria da Qualidade entre Concessionária, Instaladores e Consumidores, rev. Eletricidade Moderna, p. 100-108, Jan/96.

# Qualidade da Energia em Sistemas Elétricos Hospitalares - Parte II

José Policarpo G. Abreu<sup>1</sup> Antonio M. Lemos<sup>1</sup> José Maria C. Filho<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Instituto de Engenharia Elétrica - EFEI  
Av. BPS, 1303 - 37500-000 - Itajubá (MG)  
e-mail: polica @ iee.efei.rmg.br

**Resumo** -É objetivo deste artigo destacar, especialmente para profissionais da área de saúde, a importância da qualidade da energia em sistemas elétricos hospitalares. São apresentados os principais aspectos que a influenciam, *sob o ponto de vista da fonte interna de suprimento*.

**Abstract** - This article shows the importance of power quality in a hospital electrical system. In particular, health staff will be informed about factors that can affect power quality related to equipment misoperation. *This is shown under the internal supply point of view.*

## Introdução

O termo *Qualidade da Energia Elétrica* está associado a quaisquer desvios que possam ocorrer na magnitude, na forma de onda ou na frequência da tensão e/ou corrente elétrica<sup>1</sup>. Esta designação aplica-se também a interrupções de natureza permanente ou transitória.

O tema tem sido objeto de estudos variados, tanto em concessionárias e em grandes consumidores, quanto em universidades e em centros de pesquisa, merecendo um considerável número de publicações nos últimos anos<sup>2</sup>. Contudo, na área hospitalar, o assunto é ainda bem pouco difundido, significando que suas instalações, até de forma inconsciente, podem estar operando em condições de risco, material ou, pior, para o pessoal.

Muitos profissionais da área de saúde vivenciaram, ou mesmo ouviram falar da má operação de equipamentos hospitalares, como monitores cardíacos, bisturis, balão intra-aórtico, *laser*, enfim, os mais variados e modernos aparelhos, que tem bom desempenho em determinados setores do hospital e que em outros, curiosamente, funcionam mal, não funcionam ou são danificados.

Estes problemas, são, na maioria das vezes, decorrentes de má qualidade da energia oferecida aos consumidores, tendo piores efeitos em áreas hospitalares.

## Aspectos que Influenciam na Qualidade da Energia Elétrica

Dentre as fontes de segurança mais utilizadas nas instalações hospitalares podem ser destacados os geradores-diesel e os sistemas de alimentação ininterruptas *UPS*, conhecidos também por *no-break*. Estes sistemas, se por um lado garantem o fornecimento de energia para setores prioritários do hospital, por outro, se mal projetados, podem apresentar

problemas idênticos àqueles da concessionária<sup>3</sup>. A seguir, são abordados alguns deles:

- **Gerador de Emergência.** Este equipamento para cumprir de forma eficaz seu objetivo deve ter um sistema totalmente automatizado de iniciação que, dentre outras coisas, cumpra os seguintes quesitos:

- partir o conjunto motor-gerador;
- separar os barramentos que contenham cargas prioritárias dos de cargas não prioritárias;
- conectar o gerador ao barramento de cargas prioritárias, uma vez atingidas as condições nominais de frequência e tensão.

Em geral, o que se tem verificado são instalações que não contam com este sistema e, na ocorrência de emergência, todo o hospital fica a mercê da agilidade e da competência do operador, que nem sempre está capacitado para esta situação.

Um outro problema que também ocorre é a falha na partida do gerador. Este equipamento é normalmente acionado por motores a diesel, cujo sucesso na partida é bastante dependente de rotinas operacionais e de manutenção que normalmente não são cumpridas.

- **Sistemas Ininterruptos - UPS** - Equipamento composto basicamente de um retificador-carregador, de um banco de baterias e de um inversor. O *UPS* tem como funções:

- proteção de equipamentos contra transitórios e ruídos oriundos da alimentação e em geral causados por descargas atmosféricas ou manobras no sistema;
- proteção de equipamentos contra variações da frequência ou da tensão;
- garantia de continuidade de suprimento para setores vitais do hospital, quando da falta de energia da concessionária.

A prevalência do aspecto custo em detrimento do benefício leva à aquisição de *UPS* que, em geral, não atende a todas as funções acima listadas.



Outro aspecto importante a ser observado é o da instalação do *UPS*. Para se obter todos os benefícios desta instalação, a característica isoladora que o *UPS* imprime ao sistema deve ser assegurada, evitando que equipamentos vitais sejam *contaminados* por problemas da concessionária. Neste sentido, a não interferência entre os circuitos de entrada e de saída é de fundamental importância.

- **Sistema de Distribuição Interno.** A rede interna de distribuição, a exemplo das fontes de alimentação, assume também importante papel. De nada adianta possuir fontes de alta qualidade, se esta rede apresentar problemas, de queda e/ou de desequilíbrio de tensão, de harmônicos ou de ruídos de alta frequência, gerados pelos próprios equipamentos hospitalares.

A utilização de transformadores isoladores, conforme exigência de norma<sup>4</sup> para os locais do grupo 2 (equipamentos médicos aplicados ao coração), como parte do esquema de seccionamento IT<sup>5</sup>, se por um lado garante a continuidade de serviço quando da ocorrência de defeitos monofásicos, por outro, pode introduzir elevadas quedas de tensão se a especificação destes equipamentos não for executada com critério, principalmente no tocante a definição do valor da impedância de dispersão.

- **Interferência Eletromagnética** - Outro grande problema que os hospitais começam a enfrentar é a poluição eletromagnética. Os ruídos gerados pelos próprios equipamentos hospitalares interferem em outros equipamentos mais sensíveis. Os efeitos da presença destes ruídos vão desde o funcionamento errôneo de aparelhos até a queima dos mesmos. Faz-se mister analisar a compatibilidade eletromagnética

## Conclusões

A crescente proliferação de equipamentos eletroeletrônicos em instalações hospitalares requer cada vez mais que a energia elétrica seja de alta qualidade. Infelizmente, distúrbios decorrentes de má qualidade da energia acontecem muitas vezes em situações delicadas, trazendo consequências irreparáveis, como ocorrência de falhas durante cirurgias.

Problemas como estes têm contribuído para piorar ainda mais a situação da saúde em nosso país. Até por isso, este artigo, assume importância a mais, qual seja, dar uma contribuição no plano social.

## Referências

<sup>1</sup> CEPTEL Workshop em Qualidade da Energia Elétrica, Ago/95;

<sup>2</sup> -Abreu, J.P.G. - A Questão de *Power Quality*, rev. Eletricidade Moderna, coluna Toda Via (última página), Nov/95;

<sup>3</sup> -Abreu, J.P.G.; Lemos, A.M. & C. Filho, J.M. - Reflexões sobre Qualidade da Energia Elétrica em Sistemas Elétricos Hospitalares - Parte I, 3<sup>o</sup> FNCTS;

<sup>4</sup> NBR-13534 - Instalações Elétricas em Estabelecimentos Assistências de Saúde-Requisitos de Segurança;

<sup>5</sup> NBR 5410-Instalações Elétricas de Baixa Tensão - Procedimentos, p.34-45.

# Manutenção Externa de Equipamentos Médicos

João Batista Mósená Vieira<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Centro de Engenharia Biomédica - Hospital São Vicente de Paulo  
Rua Teixeira Soares 808 - 99010-080 - Passo Fundo (RS)

**Resumo** - Este artigo descreve a experiência obtida pelo Centro de Engenharia Biomédica do Hospital São Vicente de Paulo de Passo Fundo (534 leitos), localizado na região norte do Rio Grande do Sul, quando resolveu efetuar manutenções externas, isto é, consertar equipamentos médicos de outras instituições de saúde da região, no próprio hospital. Desta forma está sendo possível um melhor aproveitamento da infra-estrutura, aumentando a rentabilidade do setor, além de oferecer um serviço de boa qualidade para a região.

**Abstract** - This article describes the experience obtained by the center of biomedical engineering of São Vicente de Paulo Hospital (534 beds), which is located in the north region of Rio Grande do Sul State. The work carried out involves repairing medical equipment, inside the São Vicente de Paulo Hospital, from other health institutions located in the region. Thus, it has been possible to take advantage of the hospital facilities, increasing the rentability of the maintenance department and providing a service of good quality for the whole region.

## Introdução

Estima-se que no Brasil são gastos com a manutenção anual de equipamentos médicos cerca de US\$ 450 milhões<sup>1</sup>. O excessivo custo gerado pelo mau gerenciamento da manutenção dos equipamentos médicos vem preocupando o Ministério da Saúde, que desde 1985 vem fazendo uma série de publicações<sup>2 a 8</sup> de incentivo a formação de recursos humanos para gerenciamento da manutenção do equipamento médico.

No Proequipo<sup>7</sup>, programa de equipamentos odonto-médico-hospitalares, e no Sismeq<sup>8</sup>, sistema de manutenção de equipamentos médico-hospitalares, ficou claro o apoio do governo federal às instituições, dentre elas os hospitais universitários, que optassem pela criação de centros de manutenção de equipamentos odonto-médico-hospitalares. O Hospital São Vicente de Paulo (HSVP), orientou-se pelo Ministério da Saúde e, em 1991, criou seu centro de engenharia biomédica (CEB), tendo como primeiro objetivo, a implantação de um programa de engenharia clínica envolvendo manutenção de equipamentos médico-hospitalares.

O HSVP situa-se na região norte do Rio Grande do Sul, possui 1390 funcionários, seu corpo clínico é formado por 400 médicos e a divisão de engenharia clínica do CEB possui 2 estagiários, 6 técnicos em eletrônica e um engenheiro electricista.

## Metodologia

A metodologia sugerida pelo Ministério da Saúde, aos estados e municípios, foi a criação de instituições fundacionais para gerirem as atividades dos centros de referência e das divisões regionais.

Em 1991, quando foi implantado o CEB, o HSVP passou a ser considerado uma *divisão regional*. Desde 1995, com a consolidação do seu programa de engenharia clínica, o HSVP passou a ter o apoio do programa Rhae do Ministério da Ciência e Tecnologia para iniciar o serviço de manutenção externa, tendo por objetivo contribuir para implantação definitiva do Sismeq no Rio Grande do Sul e reduzir os custos do hospital com a manutenção. O serviço de manutenção externa consiste em consertar equipamentos médicos de outras instituições de saúde da região. Os valores cobrados destas instituições vem sendo utilizados para abater os custos da própria manutenção do hospital. Através da prestação deste serviço, o hospital passou à classificação de *centro de referência*, segundo o Ministério da Saúde.

No mesmo mês em que se ofereceu este novo serviço, março de 1995, já foram recebidos os primeiros equipamentos provenientes de instituições de saúde da região.

## Resultados

Entre março de 1995 e fevereiro de 1996 foram efetuadas 105 manutenções externas, o que corresponde a uma média de 8,75 manutenções efetuadas por mês, sendo praticamente a metade destes serviços realizados para médicos. Os serviços oferecidos pelo CEB abrangem a região norte do Rio Grande do Sul e a região oeste de Santa Catarina.

Assumindo que os trabalhos realizados para os médicos revertem de uma maneira indireta para os hospitais de suas micro regiões, pode-se dizer que o HSVP está contribuindo para o gerenciamento da qualidade dos equipamentos médicos na região onde atua. Verificou-se que no

decorrer do ano de 1995 não houveram grandes modificações no tempo médio de execução dos serviços para o HSVP, portanto não houve decréscimo da qualidade do serviço prestado nas manutenções internas do próprio hospital.

O serviço executado, é cobrado obedecendo um valor máximo e mínimo conforme o grau de dificuldade oferecido pelo conserto. O estabelecimento do valor do conserto fica a critério do executor do serviço.

Aplicando-se os valores acima descritos, ao final de um ano do novo serviço, obteve-se uma receita bruta de R\$ 4.671,29, sendo R\$ 2.576,64 em serviços e R\$ 2.094,65 em peças.

### Discussão e Conclusões

Pode-se observar que, com um pouco de esforço do corpo administrativo e técnico do CEB é possível comportar um acréscimo de até 10 manutenções externas mensais, sem que sejam prejudicadas as manutenções internas e com o mesmo quadro de funcionários. Este acréscimo de serviço equivale a 3,4% do total médio mensal de 290 ordens de serviço.

Esta iniciativa beneficia as instituições de saúde de toda região, pois os valores médios pagos pelos consertos ficam em torno de 20% mais baratos, além dos equipamentos serem entregues consertados num tempo médio de 5,78 dias, bem menor do que a maioria dos fabricantes e serviços autorizados de fábrica.

A auto-sustentação dos centros de referência torna-se fundamental para o sucesso do programa Proequipo<sup>7</sup>. Os valores gastos em peças e mão de obra, atualmente pelo CEB/HSVP, ficam na ordem de R\$ 4.600,00. Baseando-se pela média de arrecadação obtida através das 105 manutenções externas (R\$ 2.576,64 em serviços por ano/ 12 meses/ 8,75 manutenções por mês = R\$ 24,53 por manutenção) já efetuadas, e supondo que sejam efetuadas 200 manutenções externas por mês, os valores obtidos somente em mão de obra seriam R\$ 4.907,88, superando os gastos mensais do CEB. Com esta rápida projeção, fica claro que, caso haja a criação de um *centro de referência* dedicado somente às manutenções provenientes de outras instituições de saúde, e este efetue mais de 200 manutenções mensais, poderá se auto-sustentar como propõe o Ministério da Saúde.

### Referências

<sup>1</sup> Ministério da Saúde. Engenharia Clínica, como implantar. SAS, Brasília, fevereiro de 1993.

<sup>2</sup> SEPLAN/CNPq. A instrumentação biomédica e o problema da engenharia de manutenção nos hospitais brasileiros, Brasília, 1985.

<sup>3</sup> SUS-SAS/DTEC/CGNR - Ministério da Saúde. Boletim saúde e tecnologia, ano I, março/94, N° 00, pág 3.

<sup>4</sup> Ministério da Saúde. SAS. Departamento sistematização e normas. Capacitação em engenharia clínica, Brasília, janeiro de 1993.

<sup>5</sup> Ministério da Saúde. Normalização técnica de produtos médico-hospitalares. SAS, outubro de 1993.

<sup>6</sup> Ministério da Saúde. PECES. Impresso nacional de assistência à saúde, Brasília, 1991.

<sup>7</sup> Ministério da Saúde. PROEQUIPO. Impresso nacional de assistência à saúde, Brasília, 1991.

<sup>8</sup> Ministério da Saúde. SISMEq. Impresso nacional de assistência à saúde, Brasília, 1992.

# Erros de medida dos esfigmomanômetros.

Spalding, LE<sup>1</sup>; Zanchin, CI<sup>2</sup>

<sup>1</sup> Centro de Engenharia Biomédica, CEB, do Hospital São Vicente de Paulo, HSVP  
Rua Teixeira Soares, 808 Passo Fundo, RS 99010-080

<sup>2</sup> Grupo de Pesquisas em Engenharia Biomédica, EEL-UFSC  
Campus Universitário Trindade- Florianópolis, SC 88040-900

**Resumo** - O artigo busca despertar a comunidade médica sobre os possíveis problemas envolvendo erros de medidas de pressão arterial nos hospitais brasileiros, provocados pela falta de procedimentos de calibração dos esfigmomanômetros. Também apresenta a pesquisa desenvolvida no Hospital São Vicente de Paulo de Passo Fundo (HSVP), e em outros dois hospitais da região, que mostrou dados referentes aos tipos de erros encontrados. Por fim, demonstra que é possível diminuir este problema, adotando-se um procedimento metrologicamente correto para a calibração destes esfigmomanômetros.

**Abstract** - This article wish to wake up the medical community to beware of troubles about blood presure measure into brazilians hospitals caused by the absence of the sphygmomanometers proceduring calibration. Also shows a research developed into the Hospital São Vicente de Paulo of Passo Fundo, RS (HSVP), as well into the two others hospital around this regions, that showed the types of the errors are founded. Finally, the work demonstrate that is possible to avoid this problem, adopting correct metrological sphygmomanometers proceduring calibration.

## Introdução

Os esfigmomanômetros<sup>1</sup>, ou aparelhos de medir a pressão arterial, são amplamente utilizados nos hospitais brasileiros. Normalmente são responsáveis pelo primeiro diagnóstico médico. Não raramente apresentam erros de medida capazes de induzir o médico à uma orientação de tratamento inadequada. Infelizmente a maioria dos hospitais brasileiros não adotam procedimentos metroológicos para a devida calibração destes e de outros equipamentos médicos. Isto ocorre em função de dois problemas: Não existe uma cultura metroológica dentro dos hospitais e existem poucos equipamentos de calibração nacionais que se adaptam para uso em hospitais. Por estas razões o Grupo de Pesquisas em Engenharia Biomédicas (GPEB/UFSC) e o Centro de Engenharia Biomédica do Hospital São Vicente de Paulo de Passo Fundo (CEB/HSVP) desenvolveram um laboratório de calibração de esfigmomanômetros para levantar os erros de medida dos manômetros e ajustar (corrigir o erro) do aparelho para que este efetue a medida dentro de um erro aceitável.

## Metodologia

O laboratório foi concebido integrando-se um calibrador semi-automático com um conjunto de procedimentos metroológicos. O calibrador, que foi desenvolvido pelo GPEB da UFSC e pelo CEB do HSVP, incorpora um microcontrolador 8031 e um conversor A/D de 8 Bits com uma interface serial para transferir os dados para um

microcomputador PC. Este calibrador foi rastreado por um medidor de pressão Ômega PCL200 (padrão local do HSVP com erro de 0,1 %), obtendo-se, após a calibração um erro de 0,68 % VFS. O PCL 200, por sua vez foi rastreado por um padrão da Varig (calibrado pelo NIST americano). Os procedimentos metroológicos adotados são similares aos procedimentos de calibração de manômetros, com as adaptações pertinentes às peculiaridades dos esfigmomanômetros<sup>2</sup>, como, por exemplo, a não determinação do ciclo de histerese. As condições ambientes de realização das calibrações são controladas de forma a manter uma temperatura de  $20^{\circ}\text{C} \pm 1^{\circ}\text{C}$  e umidade relativa do ar a  $55\% \pm 10\%$ . Este laboratório, resultado de um trabalho de mestrado financiado pela Capes, foi implementado no H.U. de Florianópolis e no Hospital São Vicente de Paulo de Passo Fundo, RS, em outubro de 1995. Este último laboratório, com o apoio da Fundação de Amparo à Pesquisa no Rio Grande do Sul (Fapergs) e do programa Rhae do Ministério da Ciência e Tecnologia, realizou a calibração em 350 aparelhos de 3 hospitais para detectar quantos e quais esfigmomanômetros possuíam erros sistemáticos acima de 4 mmHg (limite de aprovação dentro da faixa de 40 a 260 mmHg) e também quais os tipos mais comuns de erros: se de linearidade, de zero ou de ganho. Estes três últimos tipos de erros foram levantados tomando-se por base a construção de uma reta de regressão linear através do método dos mínimos quadrados<sup>2</sup>.

## Resultados

O levantamento realizado nestes 350 esfigmomanômetros revelou que 41,82 % possuíam erros sistemáticos <sup>4</sup> maiores que 4 mmHg, 28,18 % puderam ser ajustados e 30% foram colocados fora de circulação, pois não obtiveram, após o ajuste, um erro inferior ou igual a 4 mmHg. Estes resultados não foram muito diferentes daqueles encontrados pelo Dr. Mion Jr. e Pierin, na sua pesquisa em São Paulo<sup>3</sup>. Também observou-se, nos hospitais gaúchos, que 38,2% possuíam erros de linearidade, 10,9% de zero e 12,7 % de ganho.

## Discussão e conclusões

Os números obtidos do levantamento representam uma realidade otimista, pois os três hospitais estão integrados no "Programa de gerenciamento da qualidade do equipamento médico hospitalar", coordenado pelo Curso Técnico de Eletrônica da Escola Estadual Cecy Leite Costa de Passo Fundo e, por isto, já possuíam equipes próprias de manutenção. Isto significa que o problema pode ser maior que o encontrado nesta pesquisa.

A proposta de ter como limite de aprovação o valor de 4 mmHg é compartilhada com o Inmetro, mas não significa que este valor possa acarretar erros de diagnóstico médico. O valor, neste caso, foi estimado por cardiologistas do HSVP em torno de 15 ou 20 mmHg.

Algumas alterações estão sendo realizadas, como por exemplo: construção do novo calibrador, com 0,2 % VFS de incerteza de medição, utilizando o microcontrolador 80552, com A/D de 10 bits e novo software com modificação dos ciclos de medida e nº de pontos. Estas modificações estão previstas para novembro de 1996.

Com o apoio do Sebrae-RS está sendo possível, através de uma empresa incubada na Escola Estadual Cecy Leite Costa de Passo Fundo, RS, comercializar este calibrador para outros hospitais, facilitando, desta forma, a difusão da cultura metrológica na área da saúde, importante passo para manter-se a qualidade dos equipamentos médico-hospitalares.

Com o apoio de vários hospitais gaúchos e catarinenses está se realizando mensalmente o "Curso de Gerente de Manutenção de Equipamentos Médico-Hospitalares", que, em 20 horas, procura salientar e exemplificar a problemática da falta de calibração dos aparelhos médicos, utilizando-se o calibrador de esfigmomanômetros como um exemplo de solução e também como impulsor de uma cultura metrológica dentro dos hospitais brasileiros.

## Referências

- <sup>1</sup> GUYTON, Arthur C. *Fisiologia Humana*. 6 ed. Rio de Janeiro, RJ. Guanabara Koogan. 1988.
- <sup>2</sup> CERTI, Fundação. *Curso de Qualificação e Certificação de Instrumentos de Medição*. Florianópolis, SC. Editora da UFSC / LABMETRO / CERTI. 1993.
- <sup>3</sup> PIERIN, A.M.G, MION Jr.D., GUIMARÃES, A.R. *Esfigmomanômetro: Avaliação das condições em um Hospital de Ensino e em Consultórios*. Anais do IV Congresso da Sociedade Brasileira de Hipertensão. Rio de Janeiro, RJ. Junho de 1995.
- <sup>4</sup> INMETRO, *Vocabulário Internacional de Metrologia*. Portaria/PRESI/ nº 029 de 10 de março de 1995. Brasília, DF. 1995

Agradecimentos:

Capes; Fapergs; Rhae/CNPq; Sebrae-RS

Palavras-chave:

Engenharia Biomédica  
Esfigmomanômetros  
Metrologia

# Conceituação do novo sistema de informações do IEE-USP

Jean Bodinaud

Instituto de Eletrotécnica e de Energia - IEE, Universidade de São Paulo-USP  
Av. Prof. Luciano Gualberto, 1289 - CEP 05508-900 São Paulo, SP  
<http://www.iee.usp.br> - Tel: 815.7216 - Fax: 210.7750 - [bodinaud@iee.usp.br](mailto:bodinaud@iee.usp.br)

**Resumo** - A implantação efetiva da RNP na USP tem proporcionado a oportunidade de repensar e modernizar sistemas de informações baseados até então em suporte de papel. Neste trabalho são apresentados os conceitos usados para idealizar o novo sistema do IEE agregando sucessivamente bancos de dados e servidores da Rede, aos tradicionais livros e revistas.

**Abstract** - The effective implantation of the LAN of the University of São Paulo had offered opportunity to establish an electronic document exchange system to update his old paper-based one. This work presents the concepts used to up date the Information System of IEE. Books and Reviews are complemented by Data Bank in CDROM and Servers of the Web.

O IEE, como a maioria das instituições universitárias brasileiras, "está na Internet". Hoje mais de cem pontos individuais de trabalho estão em rede ligados à Web que passaremos a chamar de Rede. A montagem do conjunto de páginas de apresentação no servidor marcou o início informal do novo sistema de informações. O objetivo deste trabalho é apresentar os conceitos básicos que estão norteando a implantação do novo sistema eletrônico de troca de informações do IEE.

## 1. Sistemas de Informações e de Comunicação Informatizada

Do ponto de vista conceitual, a constatação inicial é que a Rede atual está constituída como um sistema de comunicação que rapidamente está agregando mais e mais informações caracterizando assim uma nova prestação de serviços. Bancos de Dados ou de Informações estão sendo incorporados à Rede, com seu sistema de procura e localização por palavra chave. É premissa nossa que a Rede será, em primeiro lugar, um sistema de informações dentro do qual a função comunicação estará inserida. A Rede será a memória da humanidade numa revolução parecida com a invenção da impressão em papel. Informações serão geradas, armazenadas e distribuídas pela Rede.

A noção de Banco de Dados Distribuído passou a ser condição primordial para que a Memória da Humanidade alcance uma dimensão planetária como já são os sistemas comerciais de comunicação de massa. Os sistemas de procura de informações estão ainda muito incipientes e rudimentares mas a dinâmica é muito grande. Novos paradigmas estão sendo elaborados e o debate sobre a ética de acesso e de publicação na Rede começou.

Do ponto de vista prático, o IEE dispõe hoje de uma rede local mista com mais de cem microcomputadores WINDOWS e oito estações de trabalho UNIX que alcança todas as seções e laboratórios. Esta rede é servida por três servidores NOVELL, uma servidora WINDOWS NT e um gate way UNIX. Os cinco prédios estão interligados e conectados à REDEUSP por fibras ópticas. O desafio do momento é portanto de extrair o melhor desta ferramenta trilhando desde já dois caminhos. O primeiro é um plano de formação e treinamento do pessoal. O segundo é a estruturação de um sistema próprio de comunicação eletrônica.

## 2. Dos Bancos de Informações Atuais

As Informações eletrônicas, hoje, são guardadas compactadas e compostas de textos, gráficos, imagens, animações, sons e vídeo. Este material está geralmente disponível em CDROM mas o uso de Rede esta crescendo. Sistemas de informações são compostos de Bancos de Dados-BD e páginas de hipertextos que referenciam objetos compactos que podem ser trazidos para o computador do usuário. Hoje a linguagem mais usada é a HTML. Os documentos HTML são compostos de duas partes bem distintas; o corpo que contém a informação mesma e o cabeçalho que permite a referência externa através de palavras chaves e do título. Os atuais BD de documentos técnico-científicos em CDROM têm uma estrutura completa com sistema de procura e o próprio texto referenciado. Alguns BD estão também disponíveis na Rede com acesso personalizado onde cada informação retirada é faturada separadamente, o que caracteriza uma nova forma de serviço.

Para seu uso interno o IEE dispõe dos seguintes Bancos de Dados na área da saúde:  
- Catálogos e textos normativos: IEC e ABNT

- Documentos Técnico-Científicos: INSPEC e COMPENDEX

- Documentos Tecnológicos e comerciais: Health Devices Alerts e Guia de Compra de Equipamentos Eletro-Médicos

A tendência no momento é passar da mídia "papel" para a mídia "magnética" ou "óptica". Por isso o IEE instalou um servidor de CDROM e dois pontos de consulta multimídia na biblioteca, além dos pontos individuais de trabalho em rede que, dependendo da assinatura, proporcionam acesso parcial ou total aos BD's.

A pergunta que se faz é quanto ao valor do conteúdo dos BD's pois nem sempre equipes de revisores filtraram os dados. Num BD a informação é catalogada, não necessariamente julgada e o usuário deve ficar atento. A área científica aplica a seus BD's os critérios e a seriedade tradicionais da catalogação de artigos de revistas e de comunicações em congressos.

### 3. Tipos de Informações Disponíveis na Rede

Na Rede encontra-se todo e qualquer tipo de informação. Os governos e agências governamentais encontram nela um meio eficiente de divulgar sua atividade. Cada instituição afixa sua missão, visão, planejamento estratégico e relatórios de atividades. A informação circula mais e o cidadão, do mundo naturalmente, sai ganhando. Inúmeras associações encontram um meio de divulgação e de comunicação muito barato. A versão eletrônica de qualquer revista ou boletim é muito mais barata, embora ainda pouco consultada, que sua versão em papel. As empresas deixam na Rede seu catálogo de produtos e o material publicitário, que pode assumir as formas mais variadas. Instituições de pesquisas começam a publicar na Rede trabalhos inéditos técnico-científicos ou de opinião.

O começo é a disponibilidade em Rede do material já publicado em revista já existente; é comum a publicação na Rede de trabalhos submetidos a revistas conceituadas e a tendência é o crescimento de textos escritos especialmente para Rede. Deve ser analisada essa facilidade de publicação na Rede e deve-se tomar cuidados no uso das informações nela encontradas. As seguintes perguntas básicas devem ter respostas claras. Esta informação oferecida é representativa de uma pessoa isolada ou de uma instituição? Qual é o seu endosso institucional? Até que ponto os servidores da Rede são controlados e portanto as informações neles disponíveis tem a mesma credibilidade que a própria instituição? Numa perspectiva de longo prazo, não há dúvida que esta credibilidade será igual ou melhor ao sistema tradicional de edição em

papel, portanto sob total controle de Comitês Editoriais ad-Hoc.

### Conclusões

A Rede complementa o tradicional sistema de informações baseado em suporte de papel. Mecanismos de segurança estão sendo estabelecidos e o IEE, como todos, procura encontrar o seu lugar nesta mídia que será o próximo suporte da memória da Humanidade.

# A certificação de produtos eletromédicos: alguns conceitos básicos

Jean Bodinaud

Instituto de Eletrotécnica e de Energia - IEE, Universidade de São Paulo-USP  
Av. Prof. Luciano Gualberto, 1289 - CEP 05508-900 São Paulo, SP  
<http://www.iee.usp.br> - Tel: 815.7216 - Fax: 210.7750 - [bodinaud@iee.usp.br](mailto:bodinaud@iee.usp.br)

**Resumo** - O Brasil implanta em 1996 a certificação de conformidade às normas de segurança da IEC dos equipamentos eletro-médicos. Este trabalho apresenta o processo de certificação de produtos de terceira parte que teve início com a portaria nº 2.663 de 22/12/95 do Ministério da Saúde - MS. Ele está sendo implementado com ensaios do produto e auditorias nas fábricas.

**Abstract** - The certification of medical equipments has began in Brazil on 12/27/95 with the "portaria" nº 2.663 of the Brazilian Health Ministry. This work presents the general concepts of this typical third part certification, with tests made in independent and accredited laboratories and audit of the fabrication line made by certification Bodies.

A certificação de produtos eletromédicos por terceira parte constitui o objetivo principal deste trabalho. É necessário, de início, diferenciar a certificação de sistemas de qualidade da certificação de produtos. A primeira atesta a boa qualidade organizacional da empresa, sem nenhum julgamento sobre os seus produtos fabricados. A segunda atesta a boa qualidade do produto certificado, sem nenhum julgamento global quanto a organização da empresa.

## 1. Certificação de Conformidade à Normas

O projeto PECES do Ministério da Saúde-MS, torna compulsória a certificação dos equipamentos eletromédicos para fins de registro no MS. A colaboração do INMETRO resultou na criação do Comissão Técnica - CT de Equipamentos para a Saúde que elaborou o Sistema de Certificação objeto da portaria nº 2.663 de 22/12/95 do Ministério da Saúde. A certificação de conformidade dos equipamentos eletromédicos às normas de segurança deve ser completada em dois anos.

As normas NBR-IEC 601-1 e NBR-IEC 601-2 tratam de aspectos de segurança elétrica, mecânica e de radiação. A particularidade deste tipo de certificação é que nada é avaliado quanto ao seu desempenho funcional. Podemos portanto afirmar, que somente uma parte da avaliação do produto foi resolvida, o produto é seguro porém sem garantia de desempenho.

Para explicitar essa diferença vamos usar como exemplo o eletrocardiógrafo. Ele é basicamente um amplificador e registrador dos sinais elétricos emitidos por sensores. Portanto, do ponto de vista funcional, deve ser um amplificador multicanal perfeitamente calibrado, o que constitui um problema de Metrologia Legal.

A recomendação internacionalmente aceita neste caso é a OIML R90 - Edição 1990 da Organisation Internationale de Métrologie Légale (OIML). Este documento é uma norma de desempenho do instrumento, garantindo a observação de sinais cardíacos confiáveis e calibrados para fins diagnóstico. Para um eletrocardiógrafo, uma certificação mais abrangente passaria, portanto, pela verificação de conformidade às seguintes normas: IEC 601-1, IEC-601-2-15 e OIML R90.

Este exemplo particular mostra que certificação de produtos é limitada pelas normas que serviram de suporte ao processo.

## 2. O processo de Certificação de Produtos

A certificação de produtos é composta de duas atividades complementares: o ensaio em laboratório para determinar a conformidade das amostras às normas escolhidas e a análise do sistema produtivo para garantir a continuidade da qualidade dos produtos nele fabricados.

### 2.1. Ensaios do produto

Três tipos de ensaios garantem a conformidade do produto desde o instante inicial, quando é feito um ensaio de tipo abrangendo todos os itens da norma, até o final do contrato de uso da marca. Durante a vigência deste contrato, ensaios de rotina são aplicados em 100% da produção, na própria fábrica, e ensaios de controle são realizados a cada seis meses para monitoração das características mais importantes do produto.

Ensaio de tipo e de controle são realizados em laboratórios independentes credenciados pelo INMETRO. Os ensaios constam das regras específicas de certificação, elaboradas



pela Comissão Técnica - CT de equipamentos de saúde, do Comitê Brasileiro de Certificação-CBC que rege o processo.

## **2.2. Avaliação da linha de fabricação**

A avaliação da linha de fabricação assegura a constância da qualidade dos produtos certificados. Na fábrica, a linha de fabricação do produto certificado deve ser identificada e tratada como um processo produtivo completo. Outros produtos ou linhas de fabricação não são considerados. A análise da linha de fabricação é feita segundo regras específicas ditadas pela CT. Essas regras são uma parte das exigências da ISO 9002.

A atual metodologia de análise da linha de produção é baseada em auditorias. A auditoria inicial da linha de produção é abrangente e orientada para o produto. As auditorias de controle, realizadas a cada seis meses, têm por finalidade a verificação do sistema da qualidade para evitar derivas da linha de produção.

## **3. Organismos de Certificação Credenciados**

Os Organismos de Certificação Credenciados - OCC são credenciados pelo INMETRO e atuam em todo o território nacional. Os de terceira parte possuem estrutura que garante sua independência tanto do setor produtivo quanto do mercado comprador. Seu conselho diretor e a Comissão de Certificação que deliberam questões de certificação congregam representantes do setor produtivo, dos usuários do produto e dos representantes dos organismos de defesa do consumidor. Procedimentos específicos garantem a confidencialidade, o controle e o uso correto da marca.

## **Conclusão**

Os OCC estabelecem acordos de reconhecimento mútuo com organizações estrangeiras, para facilitar importações e exportações. A adoção de normas técnicas da ISO ou IEC viabiliza esta globalização comercial.

O IEE credenciou seus Laboratórios de Ensaio de Equipamentos Eletromédicos e de Radiologia Diagnóstica. Um escritório de Certificação de Produtos encontra-se em fase de implantação para atuar nas áreas de certificação compulsória que inclui os equipamentos para Saúde.

## **Referências**

Ministério da Saúde  
Portaria no 2.663 de 22/12/96

Ministério da Saúde  
Portaria no 2.043 de 12/12/94

ABNT ISO/IEC GUIA 25  
Requisitos gerais para a capacitação de laboratórios de calibração e ensaios.

ABNT ISO/IEC GUIA 28  
Regras gerais para um modelo de sistema de certificação de produtos por terceira parte.

# Certificação Compulsória de Produtos Eletromédicos: Ensaios Normalizados

Eng<sup>o</sup> Jorge Nicolau Rufca<sup>1</sup>; Eng<sup>o</sup> Servus Souza da Silva<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Instituto de Eletrotécnica e Energia - IEE/USP  
Av. Prof. Luciano Gualberto 1289 - 05508-900- Cidade Universitária  
E-mail: rufca@iee.usp.br; E-mail: servus@iee.usp.br

**Resumo** - Com a publicação da portaria n<sup>o</sup> 2663 de 22 de dezembro de 1995<sup>1</sup> torna-se obrigatório no Brasil que os fornecedores de Equipamentos Eletromédicos, para registrar seus produtos no Ministério da Saúde, apresentem certificado de conformidade emitido pôr Organismo Certificador Credenciado.

A Norma adotada como compulsória, NBR - IEC 601.1 - Equipamentos Elétricos Parte-1 - Prescrições Gerais para segurança e Normas Particulares da Série IEC 601.2 obrigam que os produtos passem pôr uma verificação crítica de vários itens de segurança elétrica e mecânica em laboratório de Ensaios Credenciado pelo INMETRO. Este trabalho tem a intenção de mostrar o quadro atual para que os fornecedores obtenham o certificado exigido.

**Abstract** - With the publication of governmental decree # 2663 on 12/22/1995 by Health Ministry, becomes obligatory that the suppliers of medical electrical equipments shows certificate of compliance issued by OCC (Organismo Certificador Credenciado) to register your products in Health Ministry.

The standard used with compulsory was a NBR-IEC 601-1-Medical electrical equipment - Part 1 - General requirements for safety and particular requirements of IEC 601-2 series, obligate that equipments be tested by critical circumstances of electrical and mechanical safety in tests laboratory recognized by INMETRO.

## Introdução

Desde 1990, com a implantação do PROEQUIPO<sup>2</sup> o Ministério da Saúde vem se preocupando com a segurança de equipamentos eletromédicos. Isso resultou no lançamento do subprograma PECES<sup>3</sup>, Programa de Ensaios de Conformidade em Equipamentos para a Saúde, onde as diretrizes para implantar a certificação de conformidade a normas e regulamentos técnicos são estabelecidas.

Foram diretamente envolvidas nessa atividade, o INMETRO como órgão executivo da política de metrologia, normalização e qualidade industrial, a ABNT como entidade credenciada para elaboração de normas técnicas através de seus diversos comitês brasileiros, e surgiu a necessidade da implementação de laboratórios para ensaios de Conformidade de Equipamentos Eletromédicos credenciados pelo INMETRO, até então inexistentes no Brasil.

Certificação de Conformidade é o ato de atestar pôr meio de um certificado ou marca de conformidade que um produto ou serviço está conforme à determinada norma ou regulamento técnico.

Ensaio de Conformidade é uma operação técnica que consiste na determinação das características ou desempenho do produto de acordo com um procedimento especificado.

## Metodologia

Para obtenção do Certificado de Conformidade o fabricante terá que recorrer a um organismo de certificação credenciado (OCC) de terceira parte que executará duas atividades distintas:

-Análise do sistema produtivo do fornecedor para verificar a continuidade da qualidade do produto.

-Análise do produto para verificar a conformidade às normas adotadas.

A análise do produto, neste caso é o Ensaio de Conformidade que deverá ser feita preferencialmente em laboratório independente e que faça parte da Rede Brasileira de Laboratórios de Ensaios pôr meio do credenciamento INMETRO.

Para que um laboratório de Ensaio seja credenciado deverá existir um reconhecimento formal da sua capacitação para realização de ensaios específicos, obtido após o atendimento de várias exigências, dentre elas, a implantação de um sistema de qualidade seguindo a norma ABNT/ISO/IEC - Guia 25:1993 - Requisitos Gerais para a capacitação de Laboratórios de Ensaio e Calibração.

Até o presente momento o único Laboratório credenciado no Brasil é o Laboratório de Ensaios de Equipamentos Eletromédicos do Instituto de Eletrotécnica e Energia da USP, porém outras Instituições vem trabalhando para que seus laboratórios sejam credenciados

## Ensaios Compulsórios

A portaria ministerial nº 2663 de 22/12/1995 determina que se adote em caráter compulsório a Norma Geral ABNT-IEC 601.1 e normas Técnicas Particulares da Série IEC 601.2. Antes do início dos ensaios é necessário um estudo prévio da Norma 601-2 relativa ao equipamento em questão pois esta Norma prescreve algumas modificações, inclusões, e/ou exclusões na Norma NBR IEC 601-1. Isto deve ser feito para que o Laboratório possa aplicar corretamente a Norma NBR IEC 601.1.

A Norma IEC 601.1 é uma Norma Geral de Segurança bastante ampla e que se aplica a todos os equipamentos eletromédicos.

A portaria determina também o cronograma de certificação classificando os equipamentos pelo Risco em, classe 1 - baixo risco, classe 2 - médio risco, classe 3 - alto risco. Os Equipamentos de Classe 2 e 3 deverão ser certificados em no máximo 12 meses a partir da publicação da portaria.

Os ensaios prescritos pela IEC 601.1 são mostrados a seguir<sup>1</sup>:

- Generalidades
  - Classificação
  - Identificação, marcação e documentos acompanhantes
  - Potência de entrada
- Proteção contra riscos de choque elétrico
  - Limitação de tensão e/ou energia
  - Gabinetes e tampas protetoras
  - Separação
  - Aterramentos
  - Correntes de fuga
  - Rigidez dielétrica
- Proteção contra risco mecânicos
  - Resistência mecânica
  - Estabilidade
- Proteção contra risco de radiação
  - Radiação X
  - Compatibilidade eletromagnética
- Proteção contra risco de ignição de misturas anestésicas inflamáveis
  - Localização
  - Marcação e documentos acompanhantes
  - Categorias
- Proteção contra temperaturas excessiva
  - Temperaturas
  - Prevenção contra fogo
  - Penetração de líquidos
- Exatidão de dados de operação
  - Exatidão de dados de operação
  - Proteção contra característica de saída incorreta
- Prescrições para construção
  - Gabinetes
  - Montagem em geral
  - Construção e "layout"

## Discussão e Conclusões

Com a exigência da certificação dos equipamentos eletromédicos, a qualidade dos equipamentos bem como dos exames por eles executados deverão, a curto prazo, ter uma melhora considerável. Como consequência, a segurança dos operadores e dos pacientes deverão também ser aumentada no mesmo nível.

Porém, consideramos apenas como ponto de partida para um processo muito mais amplo nos aspectos de certificação.

As normas de instalação elétrica para ambientes hospitalares, deverão ser exigidas com o mesmo rigor que as de segurança elétrica.

No entanto, para que esta exigência seja cumprida e ganhe confiabilidade, é necessário que o Ministério da Saúde não postergue o prazo e faça com que as normas particulares de segurança sejam exigidas ao final do processo.

## Referências

- <sup>1</sup> Portaria nº 2663 publicada em 22 de dezembro de 1995 pelo Ministério da Saúde no Diário Oficial.
- <sup>2</sup> PROEQUIPO-Programa de equipamentos odontológico-hospitalares/Ministério da Saúde, Secretaria Nacional de Assistência à Saúde - Brasília, 1991.
- <sup>3</sup> PECES-Programa de Ensaio de Conformidade em Equipamentos para Saúde/ Ministério da Saúde, Secretaria Nacional de Assistência à Saúde - Brasília, 1991.
- <sup>4</sup> NBR IEC 601-1 Equipamento Eletromédico - Parte 1: Prescrições gerais para segurança - 1994.

# Implantação de um laboratório de ensaio de conformidade de instrumentos médico-hospitalares

Luiz Fernando da Silva e Marcelo Martins Werneck

Programa de Engenharia Biomédica COPPE-UFRJ Caixa Postal 68564 CEP 21945-970 (RJ) e UNIGRANRIO  
R. Prof. José de Souza Herdy, 1160 CEP 25071-200 Duque de Caxias, (RJ),  
e-mail: Werneck@serv.peb.ufrj.br, Fernando@serv.peb.ufrj.br

**Resumo** - A inexistência de certificação de conformidade de produtos médico-hospitalares no Brasil tem contribuído para proliferação de equipamentos sem qualidade e segurança. Entretanto a portaria 2.043 de 12 de dezembro de 1994 do Ministério da Saúde instituiu uma política para garantir a qualidade dos produtos médico-hospitalares. Recentemente o Programa de Engenharia Biomédica iniciou processo de credenciamento de seu Laboratório de Instrumentação para ensaios segundo a norma NBR IEC 601-1. Com a experiência adquirida neste processo este trabalho foi desenvolvido. Ele objetiva orientar os laboratórios da área de engenharia biomédica de como implantar um laboratório de certificação de conformidade de equipamentos médico-hospitalares. Tal laboratório é o instrumento legal para avaliar a qualidade destes produtos.

**Abstract**- In Brazil, the lack of conformity's certification of hospital products have contributed to the proliferation of equipment without quality and security. However the law number 2.043 of 12th December, 1994 from the Health's Ministry established a policy to guarantee the quality of hospital products. Recently the Biomedical Engineering Program started a processes to certificate its Instrumentation Laboratory for tests of conformity under the NBR IEC 601-1 standard. With the experience acquired in this process, this paper has been made. It has the objective to guide the establishment of a test laboratory in the biomedical engineering area. This laboratory is the legal way to test and verify the quality of these products.

## Introdução

Os produtos médico-hospitalares, por estarem diretamente associados à segurança ou à vida de seus usuários, tem sido objeto, nos países desenvolvidos, de estritas exigências de segurança e garantia da qualidade através da certificação de conformidade. Essa exigência se dá através da norma IEC 601-1 Medical Electrical Equipment - Requirements for the safety.

O Ministério da Saúde através da portaria 2.043<sup>1</sup> tornou obrigatória a certificação de conformidade de produtos médico-hospitalares à norma brasileira NBR IEC 601-1 - Equipamentos Eletromédicos parte 1- Prescrições Gerais para Segurança, contribuindo portanto para melhoria da qualidade da assistência à saúde da população, na construção do Sistema Único de Saúde - SUS. O Programa de Engenharia Bio-médica recentemente iniciou processo de credenciamento de seu Laboratório de Instrumentação para ensaios segundo a norma NBR IEC 601-1. Com a experiência adquirida neste processo este trabalho foi desenvolvido. Ele objetiva orientar os laboratórios da área de engenharia biomédica de como implantar um laboratório de certificação de conformidade de equipamentos médico-hospitalares.

## Objetivos

Com o propósito de garantir a qualidade de produtos médico-hospitalares, este trabalho foi realizado com os seguintes objetivos:

- orientar laboratórios congêneres na implantação de um laboratório de ensaio;
- desenvolver metodologias de ensaio de produtos médico-hospitalares, baseando-se em normas nacionais e internacionais pertinentes a cada produto.
- projetar, elaborar e manter atualizado um sistema da garantia da qualidade para o funcionamento adequado de um laboratório de ensaio.

## Metodologia

A implantação de um laboratório de ensaio de produtos médico-hospitalares têm de atender a vários requisitos para que alcance o seu credenciamento. Para credenciar um laboratório na Rede Brasileira de Laboratórios de Ensaio (RBLE) necessitamos de:

- dispor de recursos humanos treinados periodicamente (quadrimestralmente) para implantação, manutenção e funcionamento do laboratório;
- possuir catálogos de metrologia e equipamentos e normas técnicas necessárias para elaboração do

A portaria ministerial nº 2663 de 22/12/1995 determina que se adote em caráter compulsório a Norma Geral ABNT-IEC 601.1 e normas Técnicas Particulares da Série IEC 601.2. Antes do início dos ensaios é necessário um estudo prévio da Norma 601-2 relativa ao equipamento em questão pois esta Norma prescreve algumas modificações, inclusões, e/ou exclusões na Norma NBR IEC 601-1. Isto deve ser feito para que o Laboratório possa aplicar corretamente a Norma NBR IEC 601.1.

A Norma IEC 601.1 é uma Norma Geral de Segurança bastante ampla e que se aplica a todos os equipamentos eletromédicos.

A portaria determina também o cronograma de certificação classificando os equipamentos pelo Risco em: classe 1 - baixo risco, classe 2 - médio risco, classe 3 - alto risco. Os Equipamentos de Classe 2 e 3 deverão ser certificados em no máximo 12 meses a partir da publicação da portaria.

Os ensaios prescritos pela IEC 601.1 são mostrados a seguir<sup>1</sup>:

- Generalidades
  - Classificação
  - Identificação, marcação e documentos acompanhantes
  - Potência de entrada
- Proteção contra riscos de choque elétrico
  - Limitação de tensão e/ou energia
  - Gabinetes e tampas protetoras
  - Separação
  - Aterramentos
  - Correntes de fuga
  - Rigidez dielétrica
- Proteção contra risco mecânicos
  - Resistência mecânica
  - Estabilidade
- Proteção contra risco de radiação
  - Radiação X
  - Compatibilidade eletromagnética
- Proteção contra risco de ignição de misturas anestésicas inflamáveis
  - Localização
  - Marcação e documentos acompanhantes
  - Categorias
- Proteção contra temperaturas excessiva
  - Temperaturas
  - Prevenção contra fogo
  - Penetração de líquidos
- Exatidão de dados de operação
  - Exatidão de dados de operação
  - Proteção contra característica de saída incorreta
- Prescrições para construção
  - Gabinetes
  - Montagem em geral
  - Construção e "layout"

## Discussão e Conclusões

Com a exigência da certificação dos equipamentos eletromédicos, a qualidade dos equipamentos bem como dos exames por eles executados deverão, a curto prazo, ter uma melhora considerável. Como consequência, a segurança dos operadores e dos pacientes deverão também ser aumentada no mesmo nível.

Porém, consideramos apenas como ponto de partida para um processo muito mais amplo nos aspectos de certificação.

As normas de instalação elétrica para ambientes hospitalares, deverão ser exigidas com o mesmo rigor que as de segurança elétrica.

No entanto, para que esta exigência seja cumprida e ganhe confiabilidade, é necessário que o Ministério da Saúde não postergue o prazo e faça com que as normas particulares de segurança sejam exigidas ao final do processo.

## Referências

- <sup>1</sup> Portaria nº 2663 publicada em 22 de dezembro de 1995 pelo Ministério da Saúde no Diário Oficial.
- <sup>2</sup> PROEQUIPO-Programa de equipamentos odontológico-hospitalares/Ministério da Saúde, Secretaria Nacional de Assistência à Saúde - Brasília, 1991.
- <sup>3</sup> PECES-Programa de Ensaios de Conformidade em Equipamentos para Saúde/ Ministério da Saúde, Secretaria Nacional de Assistência à Saúde - Brasília, 1991.
- <sup>4</sup> NBR IEC 601-1 Equipamento Eletromédico - Parte 1: Prescrições gerais para segurança - 1994.

# Implantação de um laboratório de ensaio de conformidade de instrumentos médico-hospitalares

Luiz Fernando da Silva e Marcelo Martins Werneck

Programa de Engenharia Biomédica COPPE-UFRJ Caixa Postal 68564 CEP 21945-970 (RJ) e UNIGRANRIO  
R. Prof. José de Souza Herdy, 1160 CEP 25071-200 Duque de Caxias, (RJ),  
e-mail: Werneck@serv.peb.ufrj.br, Fernando@serv.peb.ufrj.br

**Resumo** - A inexistência de certificação de conformidade de produtos médico-hospitalares no Brasil tem contribuído para proliferação de equipamentos sem qualidade e segurança. Entretanto a portaria 2.043 de 12 de dezembro de 1994 do Ministério da Saúde instituiu uma política para garantir a qualidade dos produtos médico-hospitalares. Recentemente o Programa de Engenharia Biomédica iniciou processo de credenciamento de seu Laboratório de Instrumentação para ensaios segundo a norma NBR IEC 601-1. Com a experiência adquirida neste processo este trabalho foi desenvolvido. Ele objetiva orientar os laboratórios da área de engenharia biomédica de como implantar um laboratório de certificação de conformidade de equipamentos médico-hospitalares. Tal laboratório é o instrumento legal para avaliar a qualidade destes produtos.

**Abstract**- In Brazil, the lack of conformity's certification of hospital products have contributed to the proliferation of equipment without quality and security. However the law number 2.043 of 12th December, 1994 from the Health's Ministry established a policy to guarantee the quality of hospital products. Recently the Biomedical Engineering Program started a processes to certificate its Instrumentation Laboratory for tests of conformity under the NBR IEC 601-1 standard. With the experience acquired in this process, this paper has been made. It has the objective to guide the establishment of a test laboratory in the biomedical engineering area. This laboratory is the legal way to test and verify the quality of these products.

## Introdução

Os produtos médico-hospitalares, por estarem diretamente associados à segurança ou à vida de seus usuários, tem sido objeto, nos países desenvolvidos, de estritas exigências de segurança e garantia da qualidade através da certificação de conformidade. Essa exigência se dá através da norma IEC 601-1 Medical Electrical Equipment - Requirements for the safety.

O Ministério da Saúde através da portaria 2.043<sup>1</sup> tornou obrigatória a certificação de conformidade de produtos médico-hospitalares à norma brasileira NBR IEC 601-1 - Equipamentos Eletromédicos parte 1- Prescrições Gerais para Segurança, contribuindo portanto para melhoria da qualidade da assistência à saúde da população, na construção do Sistema Único de Saúde - SUS. O Programa de Engenharia Bio-médica recentemente iniciou processo de credenciamento de seu Laboratório de Instrumentação para ensaios segundo a norma NBR IEC 601-1. Com a experiência adquirida neste processo este trabalho foi desenvolvido. Ele objetiva orientar os laboratórios da área de engenharia biomédica de como implantar um laboratório de certificação de conformidade de equipamentos médico-hospitalares.

## Objetivos

Com o propósito de garantir a qualidade de produtos médico-hospitalares, este trabalho foi realizado com os seguintes objetivos:

- orientar laboratórios congêneres na implantação de um laboratório de ensaio;
- desenvolver metodologias de ensaio de produtos médico-hospitalares, baseando-se em normas nacionais e internacionais pertinentes a cada produto.
- projetar, elaborar e manter atualizado um sistema da garantia da qualidade para o funcionamento adequado de um laboratório de ensaio.

## Metodologia

A implantação de um laboratório de ensaio de produtos médico-hospitalares têm de atender a vários requisitos para que alcance o seu credenciamento. Para credenciar um laboratório na Rede Brasileira de Laboratórios de Ensaio (RBLE) necessitamos de:

- dispor de recursos humanos treinados periodicamente (quadrimestralmente) para implantação, manutenção e funcionamento do laboratório;
- possuir catálogos de metrologia e equipamentos e normas técnicas necessárias para elaboração do

Manual da Qualidade e do Manual de Procedimentos;

- um Manual da Qualidade: documento que declara a política da qualidade adotada e descreve o sistema da qualidade implantado para atender aos requisitos declarados na política da qualidade da organização (Laboratório de Ensaio)<sup>2,3</sup>;

- elaborar Manual de Procedimentos: documento que contém procedimentos gerais, relativos às atividades organizacionais e administrativas do laboratório e procedimentos específicos descrevendo a sistemática de ensaio de cada produto médico-hospitalar que será ensaiado no laboratório;

- adquirir equipamentos e instrumentos de medição para execução dos ensaios atendendo às exigências de precisão contidas nas normas pertinentes de cada produto médico-hospitalar e calibrá-los na RBC de acordo com as normas pertinentes;

- desenvolver um software para realização dos ensaios (opcional) e um outro para as atividades organizacionais e administrativas do laboratório de ensaios (obrigatório);

- elaborar um Manual de Confiabilidade Metrológica (MCM): documento que contém os métodos estatísticos pertinentes à análise e à apresentação dos resultados de ensaios e ao controle das atividades do laboratório como um todo.

### Resultados Esperados

Com a implantação e manutenção do laboratório de ensaio de produtos médico-hospitalares estaremos contribuindo para a melhoria da qualidade à assistência a saúde da população que conseqüentemente acarretará num avanço na área de metrologia associada à engenharia clínica no Brasil. Destaca-se também a formação de recursos humanos, que no momento é praticamente inexistente, no país, nesta área. Um laboratório de ensaio propicia um apoio às indústrias de produtos médico-hospitalares quer seja avaliando desenvolvimento de projetos (ensaio de protótipos) quer seja na avaliação do produto final (ensaio de tipo) às normas pertinentes.

### Discussões e Conclusões

Nos países desenvolvidos, há uma relação triangular entre governo, empresa e universidade que move a máquina geradora de tecnologia. Qualquer quebra destes vínculos é prejudicial para o desenvolvimento. A desvinculação entre empresa e universidade acarreta para um país a não disponibilidade das tecnologias de que necessita. Assim, a falta de conhecimento da estrutura de produção no país faz com que seja problemática a

geração de tecnologias próprias pelas grandes empresas, que, na maioria das vezes, são multinacionais. No caso das indústrias nacionais, a falta de credenciamento resulta numa baixa qualidade e conseqüente baixa capacitação de concorrência com equipamentos importados. Com a devida aplicação da portaria número 2.043 os fabricantes nacionais estarão com a possibilidade de exportar seus produtos e também poderão concorrer em igualdade com os produtos importados. Portanto é de extrema relevância para o país a implantação de laboratórios de metrologia (ensaio e calibração), mesmo que seus custos sejam elevados, pois geram benefícios relacionados à qualidade dos produtos e de vida das pessoas.

Neste contexto, e conclusivamente, o esforço metrológico-laboratorial é considerado como estratégico e ligado à segurança, uma vez que é necessário na busca incessante de novas tecnologias exigidas pela soberania nacional. Ninguém desenvolve conhecimento sem medir.

### Referências

<sup>1</sup> DIÁRIO OFICIAL DA UNIÃO (18/12/94), Portaria nº 2.043, de 12 de Dezembro de 1994, Ministério da Saúde, Brasil, 4 páginas.

<sup>2</sup> BRASIL/ABNT (1993), *Requisitos Gerais Para Capacitação de Laboratórios de Calibração e de Ensaio*, ABNT ISO-IEC Guia 25, Associação Brasileira de Normas Técnicas, Brasil, 8 páginas.

<sup>3</sup> BRASIL/ABNT (1993), *Sistema de Credenciamento de Laboratórios de Calibração e Ensaio Requisitos Gerais Para Operação e Reconhecimento*, ABNT ISO-IEC Guia 58, Associação Brasileira de Normas Técnicas, Brasil, 7 páginas.

# Conforto Térmico do Recém-nascido em Ambiente com Umidade Controlada: Uma Nova Ferramenta e Testes Preliminares

Mardson F. Amorim<sup>1</sup>; Gilbert Farges<sup>2</sup>; L. Cevallos<sup>2</sup> e Jean-Pierre Libert<sup>3</sup>

<sup>1</sup>CEFET-PR - Departamento de Informática. Tel. (041) 322 45 44 ramal 180. Fax: 224 51 70

E-mail: mardson@dainf.cefetpr.br

<sup>2</sup>Pole GBM-Périnatalité - UTC - BP 529 - 60205 Compiègne - France. Tel. (33) 44 23 44 58

Fax: (33) 44 20 48 13. E-mail: gfarges@mx.univ-compiegne.fr

<sup>3</sup>URAPC - UPJV - Faculté de Médecine - 80000 Amiens - France. Tel. (33) 22 82 76 79

Fax: (33) 22 82 78 96

**Resumo** - Este trabalho apresenta resultados de testes clínicos preliminares de um sistema ativo de controle de umidade para incubadoras neonatais. O sistema é capaz de controlar a umidade relativa entre 30 % a 90 % na faixa de temperatura de 28 °C a 39 °C. As crianças que participaram dos testes tinham de 30 a 37 semanas de gestação com idades entre 7 a 25 dias. Durante os testes, as frequências cardíaca e respiratória e a agitação da criança foram registrados sugerindo uma tendência de redução em seus valores com o aumento da umidade relativa.

**Abstract** - Results of preliminary tests are presented about an active system to humidity control in neonatal incubator. The system is able to control the relative humidity between 30 % to 90 % into 28 °C a 39 °C temperature range. The newborn utilized in this research have 30 to 37 weeks of pregnancy and 7 to 25 days after birth. During tests, the cardiac and respiratory frequency and body movement were registered suggesting a tendency of reduction when the relative humidity was increased.

## Introdução

A maturação fisiológica dos prematuros é melhorada em um ambiente onde o conforto térmico do recém-nascido é ótimo<sup>1</sup>. Este conforto é associado ao equilíbrio das trocas térmicas entre a criança e seu ambiente. A umidade do ar é um dos fatores que influenciam diretamente não apenas tais trocas como também o equilíbrio hídrico da criança<sup>2,3,4</sup>. Para melhor conhecer esta influência foi proposto um sistema ativo de umidificação possibilitando a produção, em uma incubadora fechada, de níveis de umidade relativa entre 30 % e 90 %, numa faixa de temperatura de 28 °C a 39 °C. Os primeiros testes efetuados com este sistema em 4 recém-nascidos permitiram constatar uma tendência de diminuição das frequências cardíaca e respiratória e dos movimentos da criança com o aumento da umidade relativa no interior da incubadora. Esta tendência de modificação deixa sugerir que um melhor conforto térmico está sendo proporcionado. Estudos posteriores com uma amostragem maior são ainda necessários à confirmação destas modificações.

## Metodologia

O sistema de umidificação é composto de um nebulizador ultra-sônico cuja amplitude de vibração da cerâmica piezoelétrica é controlada em 4 níveis. Um algoritmo de controle foi

desenvolvido baseado nestes diferentes níveis de produção de vapor para produzir um ambiente estável e preciso em umidade relativa<sup>5,6,7</sup>. O sistema está implementado em um computador Macintosh Quadra 800 e usa o software de instrumentação virtual LabVIEW. Além do controle de umidade, o sistema permite, automaticamente, a aquisição e o armazenamento de outras variáveis: frequências cardíaca e respiratória, temperaturas cutânea e retal, temperaturas da incubadora e da sala, assim como um índice de agitação ou de movimentos corporais da criança.

Os testes clínicos preliminares deste sistema consistiram em analisar o comportamento de 4 recém-nascidos em 4 fases. A primeira fase é de adaptação para habituar a criança à incubadora, usando o sistema convencional de umidificação. Nas outras 3 fases foram aplicados diferentes níveis de umidade relativa (40 %, 55 % e 70 %), escolhidos numa sequência aleatória. Durante os testes, as rotinas de tratamento não foram alteradas. As crianças que participaram dos testes tinham de 30 a 37 semanas de gestação com idade entre 7 a 25 dias e pesavam de 1470 a 1910 gramas.

## Resultados

O sistema ativo de umidificação concebido mostrou-se eficaz para produzir e manter estável a umidade relativa ao longo de todos os testes realizados. Esta nova ferramenta pode, assim, ser



utilizada para melhor compreender os efeitos da umidade sobre o equilíbrio e o conforto térmicos do recém-nascido.

Os dados clínicos obtidos com as 4 crianças são, antes de tudo, resultados preliminares. A pequena amostra da população explorada é insuficiente para uma análise estatística e não permite tirar conclusões definitivas. Entretanto, a partir dos resultados médios obtidos, constata-se que os valores das frequências respiratória e cardíaca, bem como a medida dos movimentos corporais tendem a diminuir quando a umidade relativa aumenta. Estes resultados, mostrados na figura 1, deixam supor que a umidade influi no comportamento da criança. Outros testes aplicados sobre uma população maior são necessários para validar os resultados aqui apresentados. Estes testes poderiam, eventualmente, levar em conta outras variáveis fisiológicas utilizadas para definir a zona de neutralidade térmica.

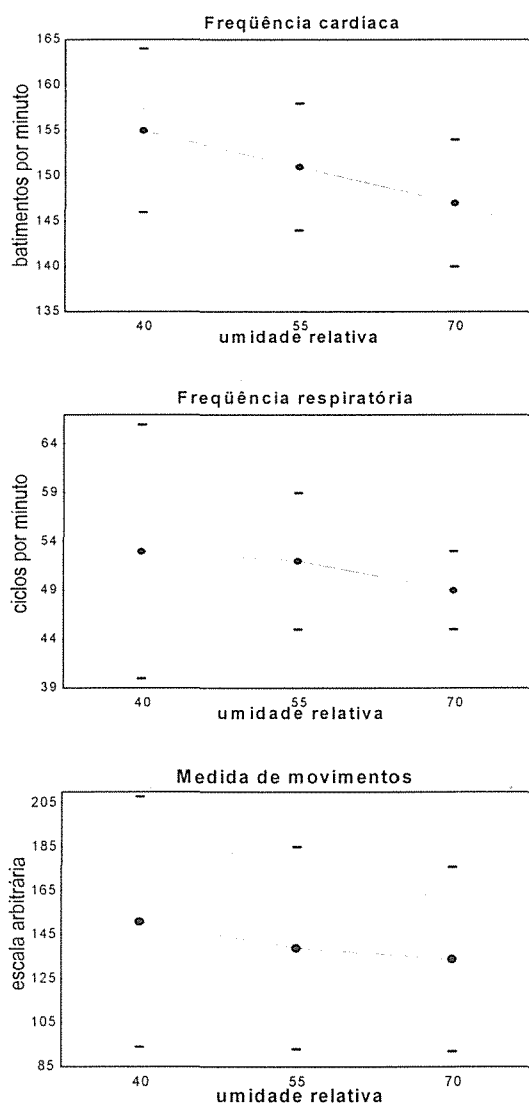


Fig. 1 Resultados indicam uma tendência de diminuição das frequências cardíaca e respiratória, assim como dos movimentos da criança.

### Agradecimentos

Temos a agradecer às equipes do Serviço de Pediatria II do Prof. B. Risbourg do CHU de Amiens/France, à CAPES, ao Conselho Regional da Picardie/France, ao Service Électronique da UTC/France e a Sociedade Mediprema/France pela ajuda e colaboração.

### Referências Bibliográficas

- BACH, V. Les modifications des régulations végétatives au cours du sommeil de l'homme soumis à des contraintes environnementales: Application à l'étude de la thermorégulation du nouveau-né. Thèse de Docteur-Européen: Génie Biologique et Médical. Université de Technologie de Compiègne, 1994. Chap. D, Étude de la regulation thermique au cours du sommeil du nouveau-né en ambience thermique chaud ou froid.
- HAMMARLUND, K.; STRAMBERG, B.; SEDIN, G. Heat loss from the skin of preterm and fullterm newborn infants during the first weeks after birth. *Biology of Neonate*, 1986, 50, pp 1-10.
- HEY, E. N.; MAURICE, N. P. Effect of humidity on production and loss of heat in the newborn baby. *Arch. Dis. Child.*, 1968, 43, pp 166-171.
- RIESENFELD T.; HAMMARLUND K; SEDIN, G. The effect of a warm environment on respiratory water loss in full term newborn infants on their first day after birth. *Acta Paediatrica Scandinavica*, 1990, 79 (10), pp. 893-898.
- AMORIM, M. F. Contribution à la conception et au développement d'un nouvel incubateur: système de contrôle d'humidité et monitoring cardiorespiratoire. Thèse Docteur de l'UTC: Génie Biologique Médical. Université de Technologie de Compiègne, 1994.
- AMORIM, M. F.; FARGES, G. Active system for humidification of incubator. *Word Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering*, part 2, p. 738, Rio de Janeiro - Brazil, august 1994.
- AMORIM, M. F.; FARGES, G.; VILLON, P; LIBERT, J. P.; CEVALLOS, L. Système de contrôle actif d'humidité dans l'incubateur. *Revue Européene de Technologie Biomédicale*, 1995, 17, 36-40.

# Bacharelado em física - Ênfase Física Médica -

Bacelar, A<sup>1</sup>. Bernasiuk, M.E.B<sup>1</sup>. Nunes, A.D<sup>1</sup>.

<sup>1</sup> Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul - Instituto de Física  
Av. Ipiranga, 6681 FAX (051) 339 1564 - Porto Alegre (RS)  
E-mail: abacelar @music.pucrs.br

**Resumo** - O presente trabalho visa descrever as etapas de implantação, bem como, os primeiros resultados referentes a formação de alunos de graduação no curso de Bacharelado de Física, com ênfase na área médica. Os resultados apresentados demonstram a perfeita integração dos egressos com o currículo desenvolvido, da mesma maneira que, com as atividades extracurriculares realizadas na área hospitalar.

**Abstract** - This paper describes the implementation steps of student's graduation who's taking a Physics course bachelor emphasizing medical area, showing its first results. Our analysis show us a perfect integration between students, an advanced curriculum course and at the same time extra activities developed at hospital's major.

## Introdução

Devido à urgente necessidade de físicos para atuarem em Física Médica (principalmente com radiações ionizantes no Rio Grande do Sul) o Instituto de Física da PUCRS criou em 1990 / 2 um curso de Bacharelado em Física, com ênfase em Física Médica.

O currículo apresenta além das disciplinas comuns aos cursos de Bacharelado em Física (Físicas Gerais, Cálculo Diferencial e Integral, Mecânica Quântica, Estrutura da Matéria, Física do Estado Sólido, etc.) disciplinas específicas, tais como:

Física Fundamental	04 créditos - 60 horas
Anatomia e Fisiologia	04 créditos - 60 horas
Introdução a Pesquisa em Física	02 créditos - 30 horas
Biofísica	06 créditos - 90 horas
Física das Radiações I	06 créditos - 90 horas
Física das Radiações II	06 créditos - 90 horas
Proteção Radiológica	06 créditos - 90 horas
Laboratório de Técnicas e Medidas Nucleares	04 créditos - 60 horas
Técnicas de Ressonância	06 créditos - 90 horas
Estágio profissional em Física Médica	08 créditos - 120 horas
Trabalho de conclusão	02 créditos - 60 horas
Métodos Computacionais	

aplicados a Física

06 créditos - 90 horas

Totalizando 220 créditos, correspondendo a 3.300 horas-aula.

Os alunos deste curso são encaminhados a um estágio curricular de 08 horas-semanais, no último semestre de Curso (IX semestre), no entanto, são incentivados a fazerem estágios extracurriculares na área hospitalar, para adquirirem experiência profissional, aliando a teoria com a prática, assim como, a desenvolverem pesquisas de Iniciação Científica, estabelecendo convênios com: PUCRS, FAPERGS e CNPq.

A bibliografia base utilizada durante o curso de graduação está em acordo com os seguintes autores: Bitelli, Johns, Attix, Knoll, Bushong, Scaff, Cameron, Villars, Blumenfeld, bem como as recomendações ICRP, NCRP; e revistas tais como: Medical Physics e Health Physics.

Para especializar-se em alguma área da Física Médica o egresso do bacharelado terá que continuar seus estudos em cursos de pós-graduação.

## Estratégia para formação do profissional

É previsto um programa de atividades extracurriculares, visando a preparação do aluno para futuras atividades profissionais, pesquisa e pós-graduação. Não se pretende dirigir o aluno para uma especialização precoce.

O primeiro grupo que demonstrou interesse em exercer essas atividades extracurriculares para complementar a sua formação acadêmica, foi formado em 1992 / 2, constituído por 3 alunos. Esses trabalharam de forma integrada e inicialmente, prepararam um seminário sobre raios X e suas aplicações. O

Instituto de Física. Numa segunda etapa os alunos foram encaminhados ao setor de Física Médica do Hospital São Lucas da PUCRS e Hospital de Clínicas de Porto Alegre (HCPA), onde, com a supervisão dos professores realizaram um estágio sem remuneração. A partir do 1993 / 1 os alunos foram beneficiados com bolsas de iniciação científica, patrocinados pela PUCRS, realizando trabalhos na área de Radiologia e Medicina Nuclear. Durante o período de férias os alunos participaram de cursos de extensão e participaram de palestras na área de Física Médica. Também foram apresentados trabalhos em congressos nacionais e internacionais, sendo que um dos trabalhos recebeu premiação. Em 1993 / 2 os integrantes do grupo foram contratados como estagiários remunerados em dois Hospitais de Porto Alegre. A estratégia para formação do profissional em Física Médica revelou-se satisfatória, de tal forma que, a cada semestre será admitido um novo grupo de 3 ou 4 alunos, que seguirão o mesmo procedimento metodológico e atividades previstas para o primeiro grupo de treinamento.

## **Resultados**

O grupo inicial, atualmente é constituído por 25 alunos, trabalhando em 08 hospitais de grande porte de Porto Alegre, na seguintes áreas : radiologia, radiologia intervencionista, medicina nuclear, radioterapia e fiscalização. Os alunos que deram origem ao grupo de treinamento formar-se-ão em 1996 / 2.

## **Conclusão**

Os alunos que realizarem o estágio extracurricular terminarão o curso totalizando em média três anos de estágio com no mínimo 20 horas semanais, perfazendo aproximadamente 3 000 horas.

Logo, estes estarão melhor preparados para ingressarem na pós-graduação e efetuarem as provas de especialização da ABFM, na área de Radiodiagnóstico e Medicina Nuclear, a fim de obterem a titulação de Especialistas, bem como, trabalhar em hospitais que já possuam setores específicos de Física Médica.

# A rede Via-RS na administração de dados da manutenção de equipamentos médico-hospitalares da região Norte do Rio Grande do Sul

Lúcio Santos<sup>1</sup>; Otilia D. Barbosa<sup>2</sup>

<sup>1</sup>CEB - Hospital São Vicente de Paulo

Rua Teixeira Soares, 808 Passo Fundo, RS 99010-080

<sup>2</sup>Escola Estadual Cecy Leite Costa

Av. Presidente Vargas, 1275 Passo Fundo, RS 99070-000

E-mail: EECLC@via-rs.com.br, HSVP@via-rs.com.br

**Resumo** - A Escola Estadual Cecy Leite Costa (EECLC) está estruturando um banco de dados com informações sobre a manutenção de equipamentos médico-hospitalares na região de Passo Fundo, no Rio Grande do Sul. Os dados são introduzidos pelos hospitais da região na rede Via-RS<sup>1</sup> (uma BBS estadual). Desta forma, está sendo possível obter informações importantes para o desenvolvimento de programas de controle da qualidade destes equipamentos.

**Abstract** - Cecy Leite Costa Public School (EECLC) is structuring a health care equipment maintenance information database in Passo Fundo region, in Rio Grande do Sul. Regional hospitals input data through Via-RS net (a state Bulletin Board System). This structure supports important information collecting for the development of quality control programs of the related equipment.

## Introdução

A manutenção dos equipamentos médico hospitalares, em alguns países, ainda é considerada modesta. No Brasil, a busca da qualidade da manutenção intensificou-se com as publicações feitas pelo Ministério da Saúde a partir de 1991.

O Programa de Equipamentos Odonto-Médico-Hospitalares, PROEQUIPO<sup>2</sup> e seu subprograma Sistema de Manutenção de Equipamentos Médico-Hospitalares, SISMEq<sup>3</sup>, deflagraram o incentivo à implantação de *centros de referência regionais*, que apoiassem a manutenção dos equipamentos médico-hospitalares.

Buscando centralizar, para difundir as informações sobre a manutenção das instituições de saúde da região, a Escola Estadual Cecy Leite Costa de Passo Fundo, no Rio Grande do Sul, está estruturando um banco de dados sobre equipamentos médico-hospitalares. Esse trabalho faz parte do Programa de Gerenciamento da Qualidade do Equipamento Odonto-Médico-Hospitalar, coordenado pelo Hospital São Vicente de Paulo (HSVP), também de Passo Fundo.

## Metodologia

A idéia básica consiste em instalar um sistema computadorizado de controle da manutenção dos equipamentos médico-hospitalares em cada um dos Centros de Engenharia Biomédica (CEB) dos hospitais da região. Os CEB formados, na sua maioria, por alunos egressos do Curso

Técnico em Eletrônica da Escola utilizarão este software para gerenciar a manutenção dos equipamentos médico-hospitalares. Os dados de saída gerados por este sistema em cada hospital alimentarão o banco de dados central da EECLC.

Nesse caso torna-se necessária a aplicação de uma rede de comunicação de dados interligando estes CEBs. A rede Via-RS apresenta-se, no momento, como a melhor solução para o problema, do ponto de vista imediato. A Via-RS é uma rede estadual de sistemas de informações da Companhia de Processamento de Dados do Estado do Rio Grande do Sul (Procergs). Este sistema oferece acesso a diversos bancos de dados do Estado, correio eletrônico e acesso à Internet. O pacote inclui os software clientes e senhas de acesso. Os hospitais podem ligar-se à Via-RS por linha discada com um mínimo investimento (R\$ 200,00, placa + software).

Através dos dados coletados poderão ser obtidas informações sobre fornecedores, assistência técnica especializada, principais defeitos encontrados nos equipamentos, peças necessárias por equipamento para formação de um estoque padrão, comparação relativa entre a manutenção de vários CEB e informações gerais sobre o Programa de Gerenciamento da Qualidade do Equipamento Odonto-Médico-Hospitalar.

Os dados coletados e enviados pelos hospitais serão armazenados e analisados no centro de pesquisas da EECLC. Demonstrativos e relatórios globais serão confeccionados e estas informações serão disponibilizadas através da Via-RS.

## Resultados

O HSVP, o Hospital da Cidade de Passo Fundo, o Hospital Municipal Beneficente Dr. César Santos e o Hemocentro através dos CEB, já possuem um sistema informatizado e estão utilizando a Via-RS para enviar os arquivos de dados sobre a manutenção dos equipamentos médico-hospitalares para a Escola Estadual Cecy Leite Costa.

Nesta escola, o banco de dados central encontra-se em fase de modelagem e desenvolvimento. Estuda-se a possibilidade de utilização da linguagem Access, devido à facilidade de programação e de comunicação com os arquivos padrão xBase, no qual foi desenvolvido o software de controle da manutenção dos equipamentos e também devido à defasagem tecnológica do padrão xBase.

O projeto da centralização das informações foi divulgado através de Cursos de Gerente de Manutenção em Equipamentos Médico-Hospitalares realizados pela EECLC com apoio do HSVP. Nestes cursos o software de controle da assistência técnica e o uso da Via-RS foram demonstrados. Foram também distribuídas cópias do sistema de controle aos representantes dos hospitais presentes nos cursos.

A utilização deste serviço beneficiará todas as instituições que desejarem informações sobre o desempenho da manutenção de equipamentos médicos na região de Passo Fundo, bem como servirá de apoio para a avaliação dos CEB e do Curso Técnico em Equipamentos Médicos que será implantado em 1997.

## Discussão e Conclusão

Assim sendo, o sistema Via-RS mostrou-se a forma mais prática, imediata e econômica para a comunicação de dados necessária à realização deste projeto. Futuramente pretende-se remodelar esse sistema para a interação também com a Rede Estadual de Sistemas e Informações em IC&T caso esta disponibilize serviços adequados. Deste modo, estas informações poderão ser disponibilizadas para a Rede Nacional de Pesquisa e Internet.

Outra finalidade deste trabalho, é divulgar para todas as instituições de saúde da região a importância de uma padronização do sistema informatizado.

## Referências

<sup>1</sup>Procergs. Via-RS, Guia do Usuário. Porto Alegre, 1995.

<sup>2</sup>Ministério da Saúde. PROEQUIPO. Impresso nacional de assistência à saúde. Brasília, 1991.

<sup>3</sup>Ministério da Saúde. SISMEq. Impresso nacional de assistência a saúde, Brasília, 1992.

# Estratégia da qualidade - Uma importante força competitiva para o setor de hemodiálise em Pernambuco, segundo o modelo de Porter: a Engenharia Biomédica/Clinica

Paulo H. D. Antonino<sup>1</sup>; Karla M. M. Rocha<sup>2</sup>

<sup>1</sup> Departamento de Energia Nuclear - DEN/UFPE  
Av. Prof. Luis Freire, 1000 - 50.740-540 - Recife (PE)  
E-Mail: phda@npd.ufpe.br

<sup>2</sup> Secretaria Estadual de Saúde - SISMEQ/SES-PE  
Praça Oswaldo cruz s/n. Boa Vista. Recife (PE)

**Resumo** - Este trabalho desenvolve uma análise estrutural da indústria médica no seu segmento de hemodiálise em Pernambuco. São analisadas, as forças competitivas que dirigem a concorrência, segundo o Modelo de Porter e sugere-se uma estratégia de ação competitiva.

**Abstract** - This study shows a structural analysis of medical industry on the hemodialysis segment of Pernambuco State. Competitive forces are analysed, concerned to the Porter Model and a competitive strategy is suggested.

## Introdução

A cultura organizacional na indústria de nefrologia tem tabus e mitos muito fortes, em especial a cultura médica. Essa dificuldade em aceitar novos paradigmas e quebrar velhas barreiras tem dificultado a absorção de novas filosofias de trabalho pelo segmento hemodiálise.

Recentemente, a eficiência e a confiabilidade dos serviços de hemodiálise passaram a ser alvo de fortes críticas. Acontecimentos como a morte do Prof. Florestan Fernandes, vítima de embolia gasosa (São Paulo), e de 48 paciente vítimas de hepatite tóxica (Caruaru), tiveram repercussão nacional. Esta situação evidencia no mínimo a necessidade de uma nova estratégia de ação.

## O Segmento de Hemodiálise

No Brasil, em 1993 haviam 21 mil portadores de insuficiência renal crônica em tratamento. A Hemodiálise (HD) é uma terapia aplicada a pacientes renais crônicos ou agudos, com a finalidade de suprir a perda da capacidade de filtração dos rins. Para tanto, utiliza-se uma máquina de circulação extracorpórea para filtragem do sangue, comumente denominada Máquina de Hemodiálise ou Rim Artificial.

Segundo a Secretaria Estadual de Saúde de Pernambuco, em 1995 o SUS pagou 178 mil sessões de hemodiálise, despendendo R\$12,9 milhões no Estado, correspondendo a cerca de 5% do atendimento no Brasil, sendo que 12,2 milhões foram para 13 clínicas privadas e 681,4 mil foram para 03 clínicas públicas.

## Análise da Estrutura Competitiva

Para formulação de uma estratégia competitiva, a empresa deverá conhecer o seu meio ambiente e diagnosticar o que nele ocorre; as suas necessidades, oportunidades, recursos disponíveis, dificuldades e restrições, ameaças, coações e contingências a que ela não pode fugir ou escapar. Segundo Porter<sup>1,4</sup> a concor-

rência em uma indústria tem raízes em uma estrutura econômica básica e depende de cinco forças competitivas: ameaças de novos entrantes, ameaças de substituição de produtos ou serviços, poder de negociação dos compradores, poder de negociação dos fornecedores e rivalidade entre as empresas existentes.

### Ameaça de Novos Entrantes

*Economia de escala* - É possível a empresa ingressar em pequena escala, oferecendo um serviço de pequeno porte, atingindo uma área geográfica limitada.

*Diferenciação do Produto* - A diferenciação do serviço é praticamente inexistente, a grande maioria dos serviços funcionam sem atender aos requisitos de segurança recomendados por normas internacionais e com máquinas tecnologicamente ultrapassadas, vale salientar que esta é uma característica do seguimento a nível nacional.

*Necessidade de Capital* - É necessário um capital adicional, além da instalação e manutenção do negócio, visando administrar os constantes atrasos no repasse da verba pelo SUS.

*Custo de Mudança* - Este custo é relativamente baixo, pois desde que haja vaga disponível em outra clínica e o consentimento da Comissão Estadual de Nefrologia, os pacientes podem mudar de serviço.

*Acesso a Canais de Distribuição* - A rede Hospitalar geralmente é utilizada como canal de distribuição, oferecendo facilidades para implantação do serviço.

*Desvantagens de Custo Independente de Escala* - O "Know-How" do serviço não pode ser protegido por patentes ou registros. Contraditoriamente a mão de obra é "especializada" e barata, a falta de treinamento adequado levou a uma falsa especialização, observando-se uma alta rotatividade das auxiliares de enfermagem, em função dos baixos salários. O acesso a matéria prima (descartáveis, medicamentos e água tratada) é fácil, uma vez que existem várias fontes

de suprimento. Entretanto regiões com dificuldade de abastecimento d'água, necessitarão de investimentos adicionais.

*Política governamental* - Planos e diretrizes políticas recentemente elaboradas certamente irão influenciar o setor, como pôr exemplo a certificação de produtos, a elaboração de normas técnicas para equipamentos médicos, e a possibilidade de descredenciamento de serviços que não atenderem aos requisitos da nova portaria, ainda em desenvolvimento. A adequação de novas diretrizes sempre dá margem a entrada de novas empresas, que terão maior flexibilidade para iniciar o negócio.

*Retaliação Prevista e Preço Dissuasivo* - Não constitui uma barreira de entrada, considerando que: a principal Fonte Pagadora é o SUS, os seguros de saúde não cobrem esta terapia e os altos custos envolvidos inviabilizam o pagamento pelo cliente.

#### Rivalidade entre os Concorrentes

A baixa competição está relacionada com a padronização dos preços estabelecidos pelo SUS.

#### Pressão de Produtos Substitutos

Novos estudos possibilitam o surgimento de outras terapias, como é o caso do CAPD - "Continuous Ambulatory Peritoneal Dialysis", que já incorpora uma faixa de mercado anteriormente exclusiva da HD. Além disso, ações de Saúde Pública, programas de doação de órgãos e campanhas de educação da população podem ser um produto ameaçador.

#### Poder de Barganha dos Compradores

O usuário final não exerce influencia sobre o preço do serviço. O SUS tem mecanismos próprios de padronização dos preços.

#### Poder de Barganha dos Fornecedores

O poder de barganha dos fornecedores associado ao preço fixado pelo SUS, tendem a baixar a qualidade dos serviços. Uma vez que a indústria não pode repassar aos preços, aumentos nos custos, torna-se uma realidade a reutilização indiscriminada de produtos descartáveis e a ameaça de integração para trás, como por exemplo a auto fabricação de concentrados.

#### Estratégia Competitiva

Como foi observado o setor não sofre ação de todas as forças competitivas e seus elementos influenciam o segmento em diferentes intensidade.

A política governamental tende à associar-se a "qualidade do serviço" e isto implica em adequação tecnológica, recursos humanos mais preparados e segurança ao paciente. A diferenciação do produto pode ser a principal arma para aumentar as barreiras a entrada, serviços com equipamentos de última geração, instalações mais sofisticadas, sistemas de

tratamento d'água por osmose reversa e mão de obra melhor qualificada, poderão desencadear um aumento de economia de escala e custo de mudança, aumentando a barreira a entrada.

Diante da possibilidade de ameaça de produtos substitutos, como por exemplo, CAPD e o estímulo a doação e transplantes de órgãos através da educação da população, uma estratégia adequada será o oferecimento de serviços complementares por parte das empresas que oferecem unicamente a terapia por hemodiálise.

Apesar da baixa competitividade atual do mercado e o baixo poder barganha dos compradores é importante que as empresas estejam atentas não só para qualidade do produto mas também para a garantia de qualidade de seus processos. Num setor de procedimentos de alta complexidade e custos, de preços controlados e de "baixo potencial de lucro", esta é a "grita geral", as empresas devem preocupar-se constantemente com a redução de custo, atendimento as normas técnicas de segurança e a qualidade de instrumentos, materiais, suprimentos, medicamentos e equipamentos utilizados.

Com relação ao poder de barganha dos fornecedores seja de produtos ou serviços a verticalização como fonte alternativa de fornecimento pode ser uma alternativa interessante desde que observados os aspectos de qualidade e segurança no tratamento do paciente.

Se junto a estes pontos considerarmos ainda que segundo Bronzino<sup>2</sup> é de competência do Engenheiro Biomédico / Clínico o gerenciamento de dispositivos de alta tecnologia usados em serviços de saúde; o treinamento do pessoal médico no uso desta tecnologia; e na seleção, uso e manutenção desses dispositivos para garantir a segurança e qualidade dos serviços de saúde, podemos sugerir a implementação de ações de Engenharia Biomédica / Clínica visando promover uma maior sinergia com as estratégias de defesa face as forças competitivas no segmento de Hemodiálise.

#### Referências

<sup>1</sup> Porter, M. E. *Estratégia Competitiva: Técnicas*. Editora Campus Ltda, Rio de Janeiro, 1986.

<sup>2</sup> Bronzino, J. D. *Management of medical technology*

<sup>3</sup> Sesso, R.; Anção, M. S.; Sigulem, D.; Draibe, S.; Ramos, O.R.; Transplantes Renais no Brasil, *Ciência Hoje*, v. 18/Nº105, pp 48-50, Nov./dez. 1994.

<sup>4</sup> Antonino, P.H.D., Uma Análise da Estrutura Competitiva do Setor de Hemodiálise da Indústria de Nefrologia em Pernambuco, a partir do modelo de Porter. *Monografia apresentada no curso de especialização em Engenharia da Qualidade* na UFPE, Dez.1994.(não publicada).

# Levantamento de Problemas com Equipamentos em Neurocirurgia

Ana Luíza Vidal Fonseca<sup>1,2</sup>, David M. Simpson<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Programa de Engenharia Biomédica - COPPE/UFRJ,

CP. 68510, 21945-970 Rio de Janeiro - RJ. E-mail: DAVID@SERV.PEB.UFRJ.BR

<sup>2</sup>Serviço de Neurocirurgia, Hospital Universitário Clementino Fraga Filho, UFRJ, Rio de Janeiro

**Resumo** - A escolha cuidadosa do problema a ser solucionado através da tecnologia, baseada em amplo conhecimento das reais necessidades da prática clínica, é de grande importância para o desenvolvimento de equipamentos na área de neurocirurgia, quando se visa garantir a utilidade do produto final e o melhor emprego dos escassos recursos de pesquisa disponíveis. O presente trabalho apresenta um levantamento, realizado através de entrevistas e questionários, de problemas com equipamentos eletro-eletrônicos usados em neurocirurgia, junto com alguns resultados e discussões do método utilizado.

**Abstract** - In the development of equipment for neurosurgery, careful selection of the problem to be solved through technology must be based on an understanding of the real needs of clinical practice, if ones aims at the usefulness of the final product and an efficient application of scarce research resources. The present work presents a survey carried out by interviews and questionnaires of problems with electrical/electronic equipment in neurosurgery, together with some results and discussion of methodological difficulties.

## Introdução

A área de Neurocirurgia é altamente dependente de equipamentos sofisticados para obter menores taxas de mortalidade e morbidade; estes incluem instrumentos para o diagnóstico, ato cirúrgico, monitoração e acompanhamento pré, per e pós-operatórios dos pacientes. Um levantamento sistemático de limitações no uso de equipamentos atuais pode levar à melhor escolha do problema a ser investigado no campo da Engenharia Biomédica e o estabelecimento de uma demanda para o produto final, com aplicação mais eficiente dos escassos recursos disponíveis para pesquisa. O presente trabalho tem por meta investigar, através de entrevistas e questionários com neurocirurgiões, a disponibilidade e problemas de equipamentos eletro-eletrônicos na área de Neurocirurgia no Brasil, com vistas a possível definição de futuros projetos de pesquisa, principalmente em laboratórios de universidades. A literatura não parece indicar métodos claros para a definição objetiva de prioridades para pesquisa que sejam baseados em demanda por parte das especialidades médicas, no entanto na área de marketing<sup>1</sup> há perguntas equivalentes, ao visar "... saber o que deve ser produzido". Em trabalho anterior<sup>2</sup> apresentamos os métodos aplicados; o presente mostrará alguns resultados obtidos e uma discussão dos mesmos.

## Métodos

Um questionário foi aplicado a 20 neurocirurgiões de 17 hospitais da cidade do Rio de Janeiro em entrevistas e enviado a 585

neurocirurgiões integrantes da Sociedade e da Academia Brasileira de Neurocirurgia<sup>3</sup>. Destes, 89 retornaram o formulário, dos quais somente 81 puderam ser aproveitados neste estudo.

Os questionários constaram de perguntas relativas à experiência do profissional e sobre o serviço em que trabalha, seguidas de questões sobre os equipamentos disponíveis, os considerados fundamentais e aqueles que desejam adquirir no futuro. O abandono ou a pouca utilização dos equipamentos (se for o caso) foi então levantada, junto com a causa (risco para o paciente, dificuldade na manutenção, falta de peças de reposição, falta de pessoal especializado para operá-lo, dificuldade de interpretação do exame realizado, aparelho obsoleto, pouca necessidade de utilização). Também foram solicitadas sugestões para pesquisa de novos equipamentos ou adaptações aos já existentes. Estas sugestões foram posteriormente avaliadas por 22 neurocirurgiões durante o V Congresso da Academia Brasileira de Neurocirurgia (Agosto de 1993, Rio de Janeiro).

## Resultados

As respostas aos questionários indicaram a existência, em média, de 19,3 equipamentos (entre os 64 indicados no questionário) nos hospitais, sendo quinze comuns a mais de 50% deles.

Um dos aspectos mais interessantes foi o número de equipamentos pouco utilizados ou abandonados, e o amplo leque dos itens incluídos nesta lista. Dos 64 tipos apresentados no questionário, 18 foram citados como abandonados e 46 como pouco utilizados. A tabela 1 apresenta alguns exemplos. Para os 37 equipamentos



abandonados (2% do total de 1565), as principais causas citadas foram: aparelhos obsoletos (14), falta de manutenção (6) e dificuldade de interpretação (4). Para os equipamentos "pouco utilizados" (16,3% do total), a principal causa (em 40% destes casos) foi falta de pacientes para sua aplicação.

As sugestões para futuros projetos obtidas das entrevistas e questionários postais, totalizaram 23. Quando apresentadas a 22 especialistas para indicação das cinco mais viáveis e de maior interesse; apenas 6 obtiveram a atenção de mais de 40% dos participantes. Estas foram: desenvolvimento de um drill nacional; simulação de cirurgia para ensino e treinamento; adaptação do microscópio nacional para obtenção de imagem em vídeo e filmagem per-operatória; aumento da confiabilidade nos registros da pressão intra-craniana por fibra óptica; melhora da mobilidade do microscópio nacional; desenvolvimento de aparelhos de estereotaxia mais baratos.

### Discussão e Conclusão

A tabela 1 mostra que certos equipamentos, pouco utilizados por quem deles dispõem ou considerados obsoletos por alguns, constam na lista de próximas aquisições e são até indicados como fundamentais por outros cirurgiões. Uma explicação poderia ser que estes equipamentos são importantes somente para uma casuística reduzida, sendo que a "falta de pacientes" foi a maior causa indicada para a pouca utilização de equipamentos (por exemplo, em 7 dos 14 para o Laser cirúrgico). A falta de conhecimento sobre os equipamentos e suas limitações é provavelmente outra causa de prioridades inadequadas para futuras aquisições, como talvez no caso dos instrumentos considerados obsoletos ou não confiáveis por especialistas com experiência no seu uso.

Os resultados obtidos não permitem definir, com clareza, o que deveria ser prioritário no desenvolvimento de equipamentos em neurocirurgia, porém confirmam a importância do problema considerado e as dificuldades metodológicas. A abordagem utilizada no presente trabalho é limitada

Tabela 1 - Número de equipamentos disponíveis (Disp.) na amostra, considerados pouco utilizados (P. Util.), abandonados (Aband), fundamentais (Fund) e prioritários para próximas aquisições (Próx.).

Equipamento	Disp	P. Util	Aband	Fund	Próx
Mielorradiografia	64	16	1	28	3
Cisternografia isotópica	38	16	2	9	0
US convencional	54	15	1	15	1
Angiografia convencional	60	13	10	17	1
Monitor PIC/parafuso	39	13	4	15	7
EEG convencional	72	12	1	15	1
Angiografia medular	31	12	0	25	3
Potencial evocado	25	12	1	21	20
Laser	14	10	0	15	9

pelo formato de perguntas fechadas e a ampla discrepância nas opiniões e sugestões apresentadas pelos especialistas médicos. Nas entrevistas, a discussão com os cirurgiões permitiu maior esclarecimento de suas experiências com o equipamento e, apesar do número menor de participantes, foi provavelmente mais útil. Outras abordagens envolvendo levantamentos de opiniões de especialistas e diversos formatos de discussões<sup>1</sup> deveriam ser testadas.

As respostas às entrevistas e questionários apontam problemas não somente com os equipamentos em si, mas também no seu emprego. Uma melhor troca de experiências entre os neurocirurgiões e os engenheiros se torna necessária para levantar mais sugestões exequíveis e de relevância clínica dentro das limitações e potencialidades da engenharia. Desta forma, os recursos de compra e pesquisa biomédica poderiam ser aplicados mais eficientemente.

### Referências

- KOTLER, P. *Administração de marketing-análise, planejamento, implementação e controle*, Segunda Edição, Editora Atlas S.A., São Paulo, 1993.
- FONSECA, A.L.; SIMPSON, D.M; PANERAI, R.B. A study to define future research priorities for equipment in neurosurgery. *Abstracts of the World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering*, Vol.39A Part 2 pp.943, 21-26 de agosto de 1994, Rio de Janeiro, RJ.
- FONSECA, A.L. *Avaliação de problemas com equipamentos em neurocirurgia*. Tese de Mestrado. Programa de Engenharia Biomédica, COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, 1995.
- PANERAI, R.B., MOHR, J.P. *Health technology assessment - methodologies for developing countries*, Pan American Health Organization, Washington, DC, 1989

### Agradecimentos

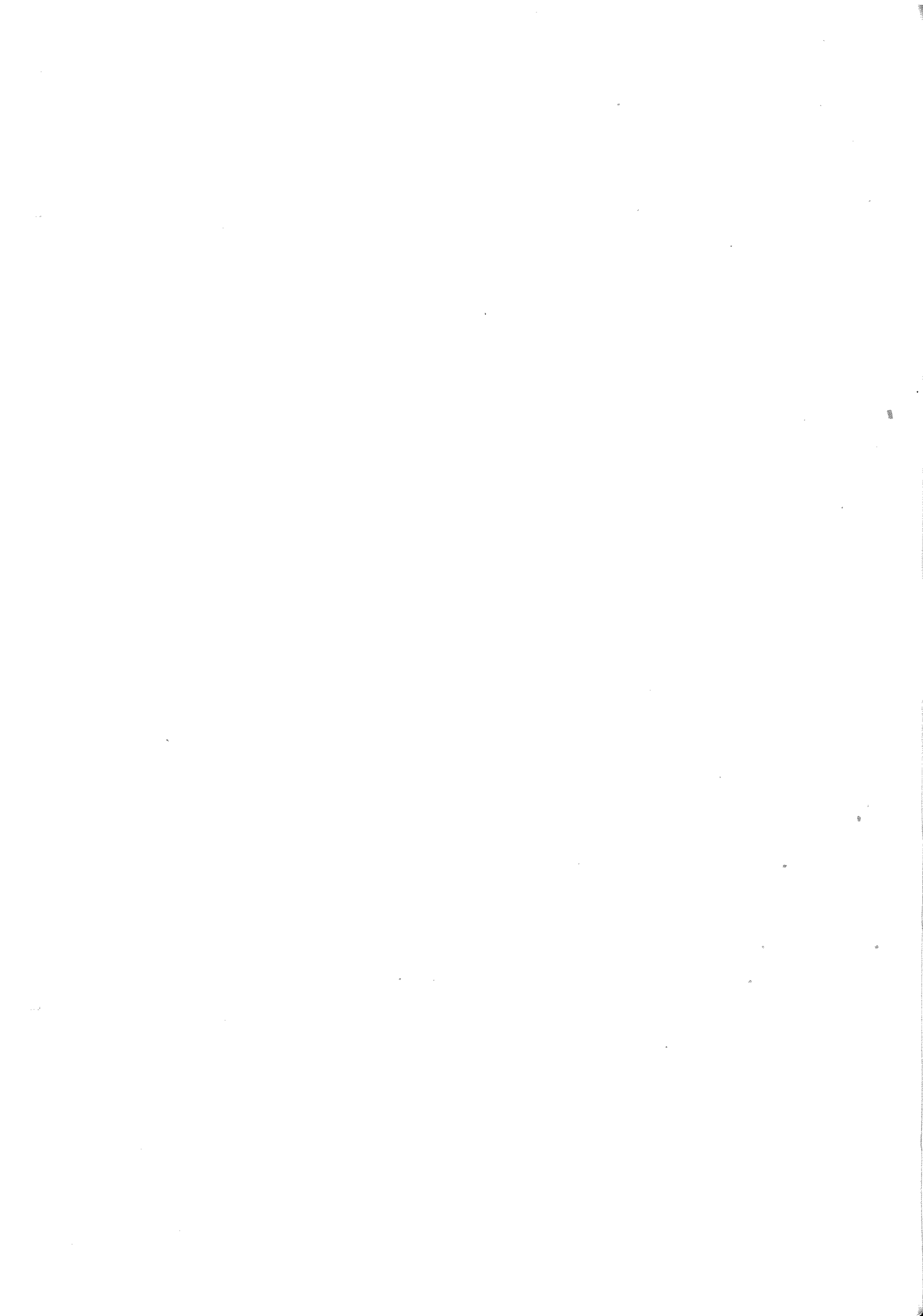
Ao Prof. Ronney B. Panerai por valiosas discussões dos métodos empregados e ao CNPq, CAPES e à Fundação Kellogg pelo apoio financeiro.

---

7.

ENGENHARIA DE  
REABILITAÇÃO

---



# Sistema de monitoração da força de preensão visando a reabilitação dos membros superiores de tetraplégicos

Maria Claudia F. Castro ; Alberto Cliquet Jr.

Departamento de Engenharia Biomédica - FEEC / UNICAMP  
Caixa Postal 6040 - CEP 13081-970 - Campinas - SP  
E-mail: mclaudia@deb.fee.unicamp.br

**Resumo** - O presente trabalho propõe um sistema para a monitoração da força de preensão durante a manipulação de objetos, parâmetro este de grande importância para o controle artificial dos movimentos da mão de tetraplégicos. O transdutor, propriamente dito, corresponde a uma luva de lycra dotada de sensores de força localizados em pontos estratégicos, constituindo uma alternativa prática e de baixo custo, que viabiliza o seu uso cotidiano. O sistema foi aplicado em 30 sujeitos normais, visando a avaliação do dispositivo como fornecedor do feedback de força bem como a caracterização da função normal, apresentando-se como uma alternativa promissora para aplicações clínicas.

**Abstract** - This work suggests a system for grasp force evaluation during object manipulation. This parameter is very important for grasp control of the paralysed hand under artificial electrical stimulation. The transducer is composed by a lycra glove with force sensors attached to strategic positions. It is a low cost, easy to use, as well as a cosmetically acceptable system, thus being appropriate for practical daily use. The system was applied to 30 normal subjects aiming at verifying its viability, as well as at acquiring knowledge of normal hand function, presenting a promising alternative to clinical applications.

## Introdução

A eficácia da aplicação clínica de sistemas baseados na utilização de estimulação elétrica neuromuscular visando a restauração e o controle artificial dos movimentos dos membros superiores tem sido limitada em função da inexistência de sensores adequados para a monitoração dos parâmetros relevantes do movimento (Crago, Nakai e Chizeck<sup>1</sup>; Lemay et. al.<sup>2</sup>).

Para a reabilitação de membros superiores, no que diz respeito à preensão, um dos parâmetros essenciais corresponde à força exercida sobre os objetos. Uma força excessiva pode danificar o objeto, enquanto uma força insuficiente pode causar desde eventuais escorregamentos até a queda do mesmo.

## Metodologia

O sistema desenvolvido compõe-se de uma luva comercial de lycra com sensores de força posicionados na região correspondente à falange distal do polegar, indicador e dedo médio (Figura 1). A luva corresponde a uma alternativa barata, que se adere perfeitamente ao contorno da mão sem oferecer resistência ao movimento dos dedos. O sensor utilizado nesta implementação foi o "Force Sensing Resistor" (FSR), um dispositivo que apresenta um decréscimo de sua resistência em função da força aplicada sobre sua área ativa. Como características atrativas para a escolha deste sensor pode-se citar: as suas dimensões reduzidas, baixo custo, faixa de atuação, resolução e sensibilidade a ruído e vibração.

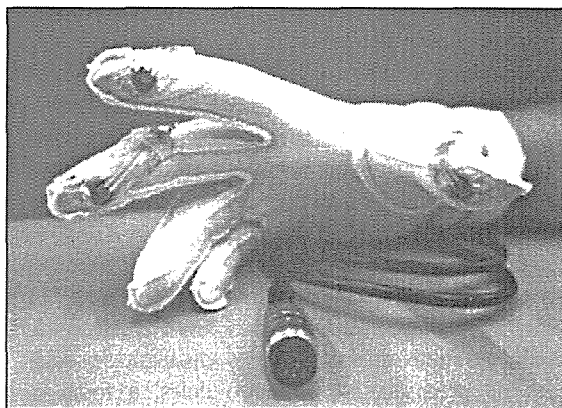


Figura 1 - Superfície palmar da luva.

O procedimento de calibração, para a obtenção das curvas características, baseou-se na submissão dos sensores utilizados a testes estáticos, com a força aplicada variando de 0 a 15N.

O sistema sensor é parte integrante de um circuito de amplificação e filtragem, cujo sinal de saída é digitalizado por um conversor A/D e pode ser visualizado graficamente através de um software em linguagem C.

## Resultados

O sistema foi aplicado a uma amostra de 30 sujeitos normais visando avaliar o comportamento dinâmico do transdutor, numa atividade de preensão, bem como caracterizar a função normal da mão. Os sujeitos deveriam pegar um copo, conduzi-lo até a altura da boca e recolocá-lo na posição inicial. Essa sequência foi repetida e o peso do copo aumentado de 2 a 10N.

Os dados obtidos indicaram que o sistema de monitoração proposto mostrou-se satisfatório em 73,33% da amostra avaliada.

Com relação as forças exercidas, foi verificada, através de uma ANOVA ( $p < 0,01\%$ ), uma dependência da mesma com relação ao peso do objeto. Esta relação pode ser expressa segundo um modelo linear com nível de significância  $\alpha=5\%$ . De maneira análoga, foi verificada uma dependência da força com relação ao sujeito que a exercia. Esta dependência pode ser visualizada na Tabela 1 em função da variabilidade encontrada com relação às médias obtidas pelos diferentes sujeitos da amostra avaliada.

Tabela 1 - Variabilidade da força exercida pelos diferentes sujeitos da amostra.

Peso (N)	Forças (N) (média $\pm$ desvio padrão)		
	dedo. médio	indicador	polegar
2	1,33 $\pm$ 0,41	1,22 $\pm$ 0,80	3,16 $\pm$ 1,26
4	1,54 $\pm$ 0,57	1,73 $\pm$ 0,95	4,20 $\pm$ 1,23
6	1,74 $\pm$ 0,75	2,18 $\pm$ 1,28	4,98 $\pm$ 1,31
8	1,80 $\pm$ 0,71	2,67 $\pm$ 1,46	5,54 $\pm$ 1,48
10	1,92 $\pm$ 0,73	3,05 $\pm$ 1,56	5,73 $\pm$ 1,99

Foram então analisados, segundo o mesmo procedimento, três fatores que poderiam ser responsáveis pela dependência da força ao sujeito: sexo, tamanho da mão e idade. Dentre estes, o fator idade mostrou uma influência significativa nas forças dos três dedos, o tamanho da mão mostrou influenciar apenas as forças exercidas pelo dedo médio, e o fator sexo não produz efeito significativo nas forças exercidas.

Apesar da variabilidade das forças exercidas, a distribuição das mesmas ao longo do tempo (Figura 2), seguiu alguns padrões básicos. Com relação à contribuição individual dos dedos distingue-se dois modos de preensão. No primeiro deles, a força é exercida pelo polegar e indicador, enquanto o dedo médio atua como um auxiliar (Figura 2). No segundo modo, verifica-se uma inversão de funções entre o indicador e o dedo médio. Com relação à variação das forças durante a manipulação, observou-se dois outros padrões, pelos quais a força pode manter-se constante ou sofrer um aumento brusco nos instantes da preensão e/ou liberação do objeto (Figura 2).

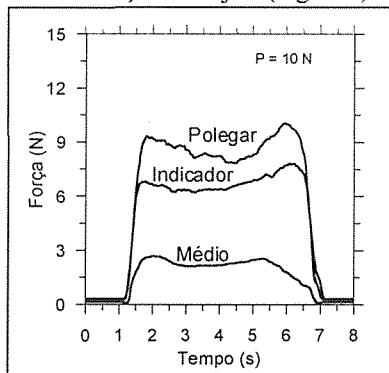


Figura 2 - Curva típica obtida para a preensão de um objeto de peso 10N.

## Discussão e Conclusões

A dependência das forças exercidas com relação à variação do peso do objeto está de acordo com o verificado por Johansson et. al.<sup>3</sup>.

As forças exercidas mostraram ainda, uma dependência com relação à idade do sujeito o que explicaria a grande variabilidade de forças exercidas entre diferentes sujeitos. Quanto ao tamanho da mão, este fator mostrou influenciar apenas as forças exercidas pelo dedo médio que na análise qualitativa mostrou assumir uma posição predominantemente auxiliar, relacionada à manutenção da estabilidade do movimento.

Por outro lado, as forças mostraram-se independentes do fator sexo, não apresentando distinção significativa entre homens e mulheres. Isto está de acordo com o objetivo de avaliar as forças mais comumente utilizadas numa atividade cotidiana e não as potencialidades máximas.

Quanto à conformação predominante das curvas obtidas, pode-se dizer que, uma força maior é necessária para vencer a inércia do objeto, que se encontra inicialmente parado. Contudo, para se ter uma liberação suave do mesmo, também se faz necessário interromper a inércia do movimento, o que explicaria o segundo pico verificado.

Diante dos resultados verificados, o desempenho do sistema proposto mostrou-se viável para o fornecimento do "feedback" de força para sistemas de controle da preensão, considerando-se que um sistema como esse, que visa aplicação clínica, deve ser desenvolvido para um usuário específico com características próprias e singulares, principalmente no que se refere à localização dos sensores.

## Referências Bibliográficas

- CRAGO, P. E.; NAKAI, P. H.; CHIZECK, H. J. Feedback Regulation of Hand Grasp Opening and Contact Force During Stimulation of Paralyzed Muscle. *IEEE Trans. Biom. Eng.*, v. 38(1), p. 17-28, 1991.
- LEMAY, M. A.; CRAGO, P. E.; KATORGI, M.; CHAPMAN, G. J. Automated Tuning of a Closed-Loop Hand Grasp Neuroprosthesis. *IEEE Trans. Biom. Eng.*, v. 40(7), p. 675-685, 1993.
- JOHANSSON, R. C.; RISO, R.; HÁGER, C.; BÁCKSTRÖM, L. Somatosensory Control of Precision Grip During Unpredictable Pulling Load - I. Changes in load force amplitude. *Exp. Brain Res.*, v. 89, p. 181-191, 1992.

## Agradecimentos

Agradecemos ao CNPq pelo financiamento do projeto.

# Sistema de monitoração da posição dos dedos durante a manipulação de objetos visando o controle do movimento de preensão de tetraplégicos

Maria Cláudia F. Castro<sup>1</sup>; Eugênio C. Carrara<sup>2</sup>; Alberto Cliquet Jr.<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Departamento de Engenharia Biomédica - FEEC / UNICAMP

Caixa Postal 6040 - CEP 13081-970 - Campinas - SP

E-mail: mclaudia@deb.fee.unicamp.br

<sup>2</sup> Centro de Engenharia Biomédica - UNICAMP

**Resumo** - Para o controle artificial da preensão de tetraplégicos, um dos parâmetros relevantes para a caracterização do movimento é a posição dos dedos em cada instante. Propõe-se no presente trabalho a implementação de um sistema capaz de monitorar este parâmetro durante a manipulação de objetos. O transdutor, propriamente dito, corresponde a uma luva de lycra dotada de um sensor de deslocamento localizado sobre a articulação de interesse, constituindo uma alternativa prática e de baixo custo. Os testes preliminares de calibração mostraram a potencialidade do transdutor como fornecedor do "feedback" de posição mas, também, a necessidade de otimização do sistema visando sua aplicação clínica.

**Abstract** - Finger position is a very important parameter for artificial grasp control of a tetraplegic. This work suggests a system for monitoring this parameter during object manipulation. The transducer is composed by a lycra glove with a displacement sensor attached to the joint position. It is a low cost system, being easy to use and cosmetically acceptable. Preliminary tests have shown the transducer potential as a position feedback supplier, but also the need for design improvements towards clinical application.

## Introdução

O movimento de preensão pode ser descrito em função de dois parâmetros: as forças exercidas sobre os objetos (Castro & Cliquet Jr.<sup>1</sup>) e a posição dos dedos ao longo do tempo. Antes do contato, nenhuma força é exercida, sendo o sinal de realimentação de posição a variável capaz de fornecer informações sobre o movimento. Depois do contato, o sinal de realimentação de força é mais importante, e a posição pode ou não ser uma informação relevante, dependendo da complacência do objeto. Para um objeto maleável, como um copo de plástico, a realimentação da posição dos dedos continua sendo um parâmetro de interesse, para impedir danos ao objeto. Para um objeto rígido a posição dos dedos torna-se praticamente constante independentemente da força estabelecida, não fornecendo nenhuma informação representativa (Crago, Nakai e Chizeck<sup>2</sup>; Lemay et. al.<sup>3</sup>).

Um sistema de controle baseado na estimulação elétrica neuromuscular que utilize força exercida e posição dos dedos como informações representativas do movimento, pode restaurar e controlar a preensão de tetraplégicos sob muitas condições.

## Metodologia

O dispositivo aqui apresentado compõe-se de uma luva comercial de lycra com um sensor de deslocamento posicionado na região articular de

interesse. No caso, o sensor foi posicionado na região correspondente à falange medial do indicador, mas pretende-se utilizar o sistema para a avaliação do movimento de outras articulações dos dedos. A luva foi a alternativa encontrada a fim de se atender aos requisitos estéticos e cosméticos. De pequena espessura e extremamente flexível, esta não oferece resistência ao movimento dos dedos. Além disso, sua perfeita aderência ao contorno da mão proporciona um correto posicionamento do sensor.

Quanto a esse último, optou-se pela utilização de strain-gauge comercial (KFG-5-350-C1-23-Kyowa) que foi colado a uma superfície elástica a qual foi posteriormente costurada à luva sobre a região da articulação a ser monitorada.

O sistema eletrônico baseou-se na utilização do strain-gauge na configuração em ponte e amplificação diferencial. Entram ainda na constituição do sistema, um conversor A/D e um software desenvolvido em linguagem C possibilitando assim a aplicação prática do dispositivo.

## Resultados

O processo de calibração do transdutor baseou-se na aquisição dos valores de tensão de saída do dispositivo durante a preensão de objetos cilíndricos de diferentes diâmetros. Esse procedimento foi repetido para verificar a

repetibilidade do sistema. O gráfico da Figura 1 mostra a curva média obtida em quatro testes.

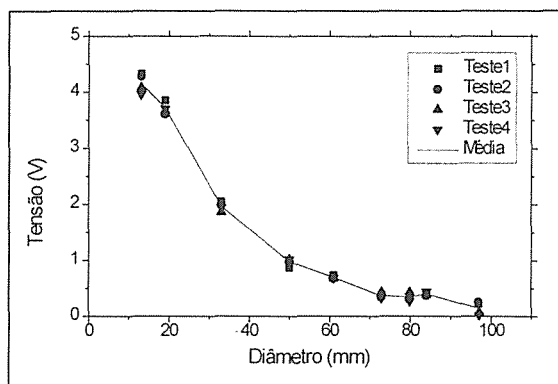


Figura 1 - Curva de calibração do sensor, relacionando a tensão de saída ao diâmetro do objeto.

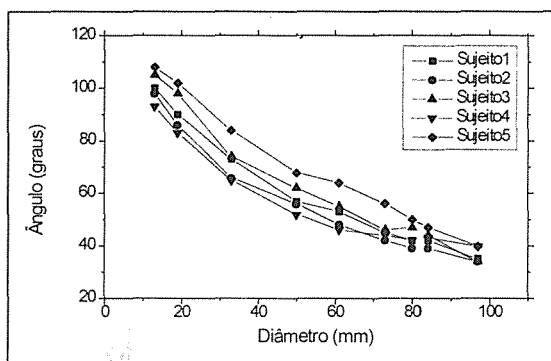


Figura 2 - Variação do ângulo de flexão articular em função do diâmetro do objeto, para diferentes sujeitos.

A segunda etapa do procedimento de calibração baseou-se na obtenção da variação do ângulo articular com relação aos diferentes diâmetros utilizados, mediante a aplicação de um goniômetro sobre a articulação, durante a apreensão. O gráfico da Figura 2 mostra que essa relação não é a mesma para todos os sujeitos.

### Discussão e Conclusões

No gráfico da Figura 1 evidenciam-se pequenas variações entre os pontos obtidos com objetos de pequeno e grande diâmetros, o que sugere a necessidade de melhorias no circuito elétrico a fim de minimizar essas variações nos extremos do intervalo adotado.

O importante neste caso é a possibilidade de se expressar a relação Tensão X Diâmetro através de uma equação, permitindo a conversão direta e assim o conhecimento da posição do dedo durante aplicações práticas. A curva apresentada pode, então, ser expressa através de um polinômio de ordem quatro com uma adequação em torno de 99,5%.

Por outro lado não obteve-se uma única relação entre o diâmetro do objeto e o ângulo verificado na articulação, o que se deve, principalmente, a variações anatômicas, como por exemplo, as dimensões dos dedos envolvidos na apreensão.

Os testes preliminares mostraram a potencialidade do sistema para a aplicação proposta, apresentando repetibilidade desde que corretamente posicionado. Contudo, em função de diferenças anatômicas, torna-se necessário um procedimento de calibração baseado nas características próprias do usuário, retratando uma especificidade do sistema.

### Referências Bibliográficas

- CASTRO, M. C. F. & CLIQUET JR., An Instrumented Glove for Tetraplegics. 1995 *Engineering & Physics in Medicine. IEEE Eng. Med. Biol. Soc.* Queenstown, Nova Zelândia, p.141,1995.
- CRAGO, P. E.; NAKAI, P. H.; CHIZECK, H. J. Feedback Regulation of Hand Grasp Opening and Contact Force During Stimulation of Paralyzed Muscle. *IEEE Trans. Biom. Eng.*, v. 38(1), p. 17-28, 1991.
- LEMAY, M. A.; CRAGO, P. E.; KATORGI, M.; CHAPMAN, G. J. Automated Tuning of a Closed-Loop Hand Grasp Neuroprosthesis. *IEEE Trans. Biom. Eng.*, v. 40(7), p. 675-685, 1993.

### Agradecimentos

Agradecemos ao CNPq e à FEEC/UNICAMP pelo apoio financeiro.

# Método para definição da faixa dinâmica útil em comunicação eletrotáctil

Percy Nohama<sup>1,2,3</sup> & Alberto Cliquet Jr.<sup>3</sup>

<sup>1</sup>CPGEI/CEFET-PR - <sup>2</sup>Lab. Eng. Reabilitação (LER)/PUC-PR - <sup>3</sup>DEB/FEE/UNICAMP  
CEFET-PR: Av. Sete de Setembro 3165, Curitiba, PR, Brasil, CEP 80230-901

**Resumo** - Apresenta-se e discute-se, neste artigo, um novo modo e o protocolo experimental aplicado para determinar a faixa dinâmica realmente útil em comunicação eletrotáctil. Empregou-se modulação PAM e envoltórias elíptica e triangular. Pelo método tradicional, a faixa dinâmica medida variou entre 6.4 e 16.3 dB. Pelo método proposto, reduziu-se para a faixa de 2.66 a 12.96 dB.

**Abstract** - A novel method and the experimental protocol to determine the useful dynamic range in electro-tactile communication using PAM technique with elliptical and triangular envelopes are presented and discussed. By the traditional method, the results were: 6.4 - 16.3 dB, meanwhile the results obtained with the proposed method were reduced to 2.66 - 12.96 dB.

## Introdução

Com o propósito de empregar o fenômeno Phi Táctil<sup>1</sup> como um meio substituição das propriedades proprioceptivas e cinestésicas em pacientes tetraplégicos C5-C6<sup>2,3</sup>, vem-se investigando as propriedades psicofísicas da estimulação electrocutânea, utilizando modulação por amplitude de pulso (PAM).

No estudo apresentado neste artigo, os parâmetros elétricos do sinal estimulatório, contendo envoltórias elíptica (E) e triangular (T), foram quantitativamente examinados com o intuito de verificar seus efeitos sobre os limiares de sensação (LS) e de dor (LD). Como consequência das observações, um novo e mais realístico método para delimitar a faixa dinâmica está sendo proposto, mediante a determinação dos limiares inferior (LISO) e superior (LSSO) de sensação ótima. Ótima significa confortável e com resolução suficiente para que a sensação evocada seja percebida como uma linha sendo traçada na pele, sem quaisquer efeitos de amortecimento, espalhamento ou vibração.

## Materiais e Métodos

Os experimentos foram realizados com um estimulador PAM para evocação do fenômeno Phi Táctil<sup>2,3</sup>, que fornece pulsos monopares de corrente, com envoltórias triangular e elíptica (figura 1), cuja duração (PW) pode ser ajustada entre 0.1 e 10 ms, com frequência (PF) entre 100 Hz e 10 kHz, frequência modulante (MF) entre 0.3 e 10 Hz, índice de modulação de amplitude (AMI) em até 100 % e intensidade máxima de pulso (PA) de 20 mA. No protocolo experimental, foram usados eletrodos de ECG, 76 mm<sup>2</sup>, colocados a 5.5 cm um do outro, acoplados com gel condutor e fixos nos ombros por meio de fita adesiva de uso médico. Os voluntários (6 estudantes) foram

acomodados em uma poltrona confortável. A estimulação foi controlada pelo pesquisador através do teclado do estimulador e monitorada com auxílio de um osciloscópio digital via amplificador de transimpedância (conectado a uma ponta de corrente do tipo "efeito Hall"). Os limiares de sensação e de dor, e os limiares inferior e superior de sensação ótima foram medidos pelo método de varredura ascendente simples e os parâmetros das formas de onda, ajustados por aproximação sucessiva ao valor médio da faixa empregada.

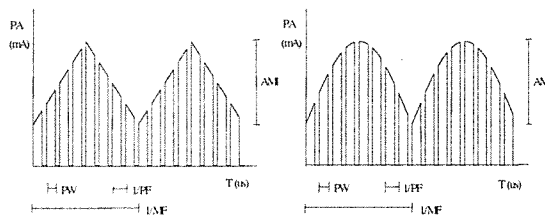


Figura 1. Parâmetros gerados pelo estimulador eletrotáctil empregado<sup>2,3</sup>. PA: amplitude máxima do pulso de corrente, PW: duração do pulso, PF: frequência dos pulsos, MF: frequência modulante, AMI: índice de modulação de amplitude.

A seguinte faixa de valores foi considerada: (a) PF: de 100 a 2000 Hz; (b) PW: de 0.1 a 1 ms; (c) MF: de 0.5 a 2 Hz; (d) AMI: de 0 a 100%.

## Resultados

Tradicionalmente, a faixa dinâmica é definida como a razão entre os limiares de dor e de sensação (figura 2, LDT e LST). Para visão, essa faixa estende-se a 70 dB, para audição chega a 120 dB, para a estimulação vibrotáctil vai a 40 dB mas, para estimulação eletrotáctil, restringe-se a uma limitada faixa de 6 a 20 dB, dependendo das características dos estímulos, do tamanho e material



dos eletrodos e do local estimulado<sup>1,4</sup>.

A análise dos resultados, parcialmente apresentados na tabela 1, indica que os valores obtidos para a faixa dinâmica, medida como a relação entre os limiares de dor e de sensação, encontram-se dentro dos limites apresentados em outras pesquisas<sup>4</sup>, variando de 6.4 a 16.43 dB. Pelo método proposto, obtido pela diferença entre as relações LSSO/LS e LISO/LS, a faixa reduziu-se para um mínimo de 2.66 e um máximo de 12.96 dB, ocorrendo, portanto, uma redução média de 3.6 dB.

Tabela 1. Determinação da faixa dinâmica como a razão entre os limiares médios (N=6) de dor e de sensação (A), razão entre limiares inferior e superior (B) de sensação ótima e limiar de sensação e faixa dinâmica proposta como diferença entre limiares superior e inferior de sensação ótima (D).

(A)	LDE/LSE	LDT/LST	Média
Min	2.08 (6.36 dB)	1.97 (5.89 dB)	2.09 (6.4 dB)
Max	7.08 (17 dB)	7.83 (17.87 dB)	6.63 (16.43dB)

(B)	LISO/LSE	LISO/LST	Média
Min	1.193 (1.53 dB)	1.226 (1.77 dB)	1.209 (1.65 dB)
Max	2.911 (9.28 dB)	3.022 (9.61 dB)	2.967 (9.45 dB)

(C)	LSSO/LSE	LSSO/LST	Média
Min	1.628 (4.23 dB)	1.658 (4.39 dB)	1.643 (4.31 dB)
Max	4.918 (13.8 dB)	5.7 (15.1 dB)	5.309 (14.5 dB)

(D)	C-B (dB) - E	C-B (dB) - T	Média
Min	1.36 (2.7 dB)	1.35 (2.62 dB)	1.355 (2.66 dB)
Max	4.27 (12.61 dB)	4.64 (13.3 dB)	4.46 (12.96 dB)

**Legenda:** LSE e LST: limiares de sensação para envoltórias elíptica e triangular; LDE e LDT: limiares de dor para ambas as envoltórias; LISO e LSSO: limiares inferior e superior de sensação ótima.

### Discussão

As sensações percebidas variaram desde leve toque, coceira, vibração, "efeito serrinha" até picada, agulhada e ardência. Uma sensação de ardência ocorria quando PF era mais alta (ou zero) ou quando PW era maior que 1/2PF; com valores de PW maiores (mantendo a relação <1/2PF), a

sensação era usualmente mais suave, provocando um certo espalhamento ou uma onda amortecida. A polaridade, como esperado, afetou o limiar de sensação em torno de 20%. Além de definir a faixa dinâmica como uma relação entre os limiares de dor e sensação, propõe-se um novo modo de definição, baseada na medida, realmente útil para transmissão sensorial, dos limiares inferior e superior de sensação ótima (figura 2, LISO e LSSO). Nessa faixa de trabalho, fica garantida uma faixa isenta de dor e, com certeza, uma região plenamente perceptível. Das medidas realizadas, é possível concluir que o limiar inferior de sensação ótima segue o comportamento do limiar de sensação e o limiar superior acompanha o limiar de dor. Com a envoltória elíptica, evoca-se uma sensação mais suave que com a triangular. Aplicando envoltória triangular com valores de AMI mais altos, parece haver descontinuidade de sensação. Percebeu-se, ainda, que ocorre desvanescimento da sensação no momento em que PA é reduzido (efeito de inibição de amplitude). Finalmente, pelo método proposto a faixa dinâmica apresenta-se mais constante ao longo da varredura dos parâmetros analisados, ao contrário do que se observa empregando a relação LD/LS, o que beneficia a seleção de valores empregados para transmissão de informações por meio da estimulação eletrotáctil.

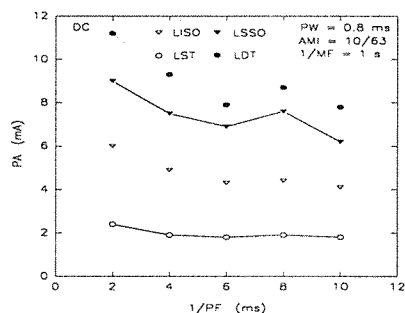


Figura 2. Exemplo de PA x 1/PF para um voluntário.

### Agradecimentos

Os autores agradecem aos voluntários pela realização do protocolo experimental e à CAPES pela bolsa de doutorado.

### Referências

- Szeto, A.Y.J.; Riso, R.R. Sensory feedback using electrical stimulation of the tactile sense. In: Smith, R.V., Leslie Jr., J.H. eds. *Rehabilitation Engineering*. New York: CRC Press, 1990.
- Nohama, P.; Lopes, A.V.M.A.; Cliquet Jr., A. Estimulador para evocação do fenômeno Phi Táctil. *Proc. I Fórum Nacional de C & T em Saúde*. Caxambu, Brasil, Nov. 20-24, p. 192-5, 1992.
- Nohama, P.; Lopes, A.M.V.A.; Cliquet Jr., A. Electrotactile stimulator for artificial proprio-ception. *Artificial Organs*, v. 19, n. 3, p. 225-30, 1995.
- Kaczmarek, K.A.; Bach-y-Rita, P. Tactile Displays. In: Barfield, W.; Furness III, T. *Virtual Environments and Advanced Interface Design*. Oxford University Press, USA, p. 348-414, 1995.

# Redução da fadiga muscular através da estimulação elétrica neuromuscular em pacientes portadores de lesão medular

Beatriz de O. Peixoto<sup>1,2</sup>; Alberto Cliquet, Jr.<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Depto. de Engenharia Biomédica - FEEC/UNICAMP e <sup>2</sup> Lab. de Fisiologia do Exercício - FEF/UNICAMP  
C.P. 6040 ( 13081-970 ) Campinas ( SP ); e mail: Peixoto@turing.unicamp.br.

**Resumo** - O objetivo deste estudo foi examinar a possibilidade de estimular os sistemas de controle do músculo do quadríceps femoral através da Estimulação Elétrica Neuromuscular (EENM) em pacientes com lesão medular a fim de aumentar a resistência à fadiga muscular. Foram investigadas, através do programa de exercício induzido, duas técnicas: EENM com um canal de estimulação e EENM multicanal sequencial (EENMM sequencial). Participaram desse programa 5 pacientes de 17 a 45 anos de idade. Os parâmetros de estimulação foram: frequência 25Hz, duração de pulso 300 $\mu$ s e ciclo de trabalho 33%. A análise estatística revelou um aumento da resistência à fadiga muscular durante a EENM com um canal de estimulação e EENMM sequencial (teste t de student pareado;  $p \leq 0,05$ ). Porém, comparando as duas técnicas, a EENMM sequencial mostrou uma melhora na linearidade da resistência à fadiga muscular no decorrer do programa de EENM (análise de regressão;  $p \leq 0,05$ ).

**Abstract** - The purpose of this study was to investigate the effects of Neuromuscular Electrical Stimulation (NMES) induced exercise on the fatigue of the quadriceps muscle in patients with spinal cord injury. Two techniques were investigated: one channel NMES and sequential multichannel NMES. Five patients from 17 to 45 years old were stimulated. The exercise stimuli were applied at a frequency of 25Hz with a pulse duration of 300 $\mu$ s and duty cycle of 33%. The statistical analysis showed that muscle fatigue did decrease using either technic (student's test t, paired;  $p \leq 0,05$ ). However, sequential multichannel NMES did show a better linear response in reducing muscle fatigue during the NMES programme (regression analysis;  $p \leq 0,05$ ).

## Introdução

O tratamento de indivíduos que sofreram lesão medular com resultante imobilização é um desafio à medicina de reabilitação atual. O uso da estimulação do músculo esquelético tem se mostrado útil para facilitar os movimentos de membros paralisados. Apesar disso, muitas tentativas durante as sessões de estimulação elétrica não são bem sucedidas, pois frequentemente os músculos são incapazes de desenvolver força suficiente, após realizarem sucessivas contrações, pelo desencadeamento de fadiga muscular.

Levando-se em consideração a importância do aumento do tempo das sessões durante a marcha desses pacientes, foi investigada neste estudo a possibilidade de estimular os músculos do quadríceps femoral, através da técnica de EENM de um canal de estimulação e da técnica de EENMM sequencial, a fim de melhorar a resistência à fadiga muscular, desses pacientes com lesão medular.

POURNEZAM et alli<sup>1</sup> (1988) e FRANKEN, B.O. et alli<sup>2</sup> (1993) utilizaram a técnica de estimulação elétrica neuromuscular sequencial, visando a redução da fadiga muscular e, consequentemente, o aumento do tempo de estimulação.

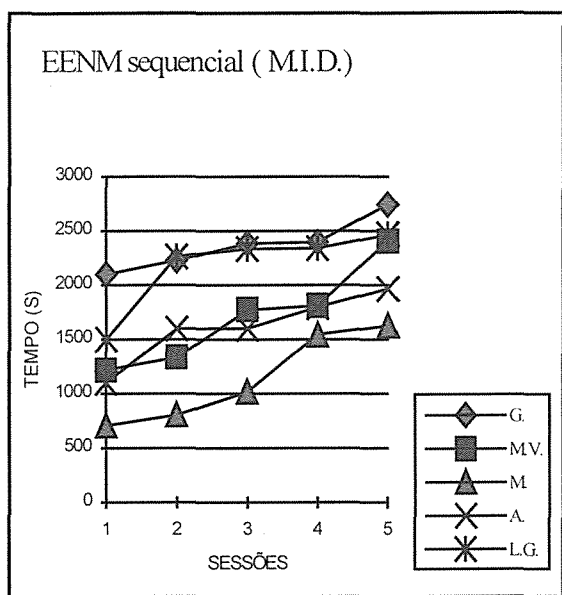
## Metodologia

O programa de exercício induzido consistiu em aplicar a estimulação elétrica, visando sempre a diminuição do tempo decorrido até o aparecimento da fadiga muscular. Para comparar a técnica de EENM de um canal com a técnica de EENMM sequencial (estimulador elétrico multicanal controlado por computador) desenvolvida neste estudo, os 5 pacientes participantes do programa foram atendidos com intervalos de 1 semana, sempre no mesmo horário durante 5 sessões consecutivas de EENM de um canal e posteriormente 5 sessões consecutivas de EENMM sequencial. O efeito do programa de exercício foi determinado pelos registros periódicos do tempo da sessão de EENM (membro inferior direito - M.I.D. e membro inferior esquerdo - M.I.E.).

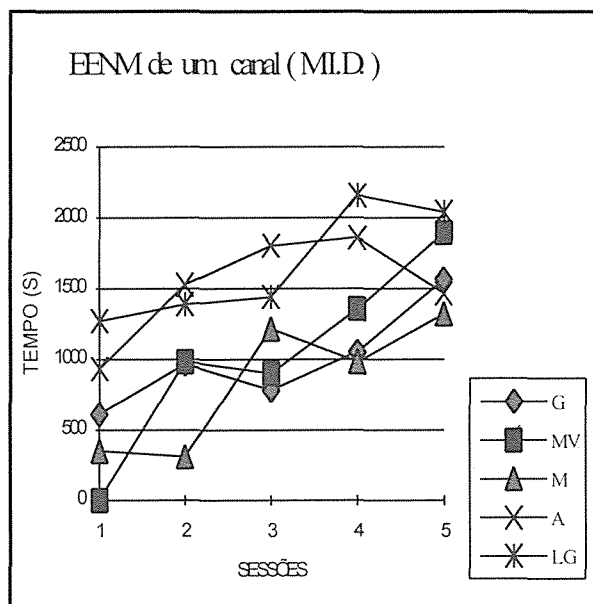
Enquanto no programa de EENM de um canal foram estimulados simultaneamente os quatro corpos musculares do quadríceps com dois eletrodos, no programa de EENMM sequencial, o músculo do quadríceps foi estimulado separadamente em três corpos musculares: vasto lateral, vasto medial e reto femoral, com 5 eletrodos. A técnica usada durante este estudo foi a mudança periódica de estimulação de um músculo para outro músculo (temporização sequencial).

## Resultados

A comparação dos resultados obtidos após 5 sessões consecutivas de EENM de um canal e 5 sessões consecutivas de EENMM sequencial em 5 pacientes mostrou que, nesta última, houve um aumento maior, tanto quanto às diferenças entre o tempo de resistência à fadiga inicial e final no M.I.D. EENMM sequencial ( $t = -10,50$ ;  $p \leq 0,05$ ), EENM de um canal ( $t = -5,50$ ;  $p \leq 0,05$ ) como no M.I.E. EENMM sequencial ( $t = -3,31$ ;  $p \leq 0,05$ ), EENM de um canal ( $t = -3,29$ ;  $p \leq 0,05$ ). A técnica de EENMM sequencial apresentou um aumento maior e linear do tempo da resistência à fadiga muscular quando analisamos a variável tempo direito (MID), durante as 5 sessões referentes aos 5 pacientes ( Figura 1 ). Já a EENM de um canal apresentou um aumento menor e não linear da resistência à fadiga muscular, quando analisamos a variável tempo direito (MID) ( Figura 2 ).



**Figura 1** - Avaliação do tempo (s) da fadiga muscular do M.I.D. através da EENMM sequencial durante 5 sessões dos 5 pacientes (G., M.V., M., A., L.G.).



**Figura 2** - Avaliação do tempo (s) da fadiga muscular do M.I.D. através da EENM de um canal durante 5 sessões dos 5 pacientes (G., M.V., M., A., L.G.).

## Conclusão

Os resultados obtidos neste trabalho indicam que a resistência à fadiga do músculo paralisado pode ser aumentada por um programa de exercício induzido pela EENM de um canal e EENMM sequencial.

A EENMM sequencial apresentou um maior tempo até o aparecimento da fadiga muscular, pois usou a estimulação intermitente de vários grupos musculares que estaria mais próxima da fisiologia normal da atividade dos músculos.

## Referências Bibliográficas

- <sup>1</sup> POURNEZAM, M; ANDREWS, B.J.; BAXENDALE, R.H. et alli. Reduction of muscle fatigue in man by cyclical stimulation. *Journal Biomedical Engineering*, v.10, p.196-200, 1988.
- <sup>2</sup> FRANKEN, H.M.; VELTINK, P.H.; FIDDER, M. et alli. Fatigue of intermittently stimulated paralysed human quadriceps during imposed cyclical lower leg movements. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v.3, n.1, p.3-12, 1993.

Apoio Financeiro: CNPq, FAEP, UNICAMP

# Avaliação clínica de um sistema microcontrolado multicanal portátil para estimulação elétrica funcional com deficientes motores

Rogério Quiarim Zarza; José Carlos Teixeira de Barros Moraes

Laboratório de Engenharia Biomédica (LEB) - Depto. de Engenharia Elétrica - EPUSP  
Av. Prof. Luciano Gualberto, 158, travessa 3, bloco D 05508-900 São Paulo (SP)

**Resumo** - Este trabalho refere-se à avaliação clínica com deficientes físicos motores de um estimulador elétrico funcional portátil, microcontrolado e multicanal (8 canais independentes com 8 parâmetros ajustáveis por canal). A verificação da funcionalidade do sistema de estimulação elétrica funcional proposto foi realizada com 8 pacientes e através de ensaios de bancada (artigo complementar).

**Abstract** - This work refers to a clinical evaluation with disabled patients of a portable multichannel (8 independent channels with 8 adjustable parameters each channel) stimulator for functional electrical stimulation. The validation of the utility of the functional electrical stimulator was done with eight disabled patients and laboratory tests (supplementary paper).

## Introdução

A estimulação elétrica funcional (FES) é uma técnica de reabilitação que usa um estímulo, normalmente uma corrente elétrica de baixa intensidade, tipicamente aplicado ao sistema neuromuscular. No caso de pacientes com deficiências motoras, a técnica permite o restabelecimento parcial ou total da atividade motora. Neste sentido têm-se desenvolvido equipamentos para estimulação elétrica funcional<sup>1,2,3</sup>, denominados estimuladores para FES, com resultados bastante expressivos.

Este trabalho teve como meta a avaliação clínica de um estimulador elétrico funcional portátil, microcontrolado e multicanal, propiciando estimulação em corrente elétrica usando pulsos bifásicos retangulares com modulações AM, PWM ou FM, através da ativação neuromuscular de 8 pacientes (2 paraplégicos, 4 tetraplégicos e 2 hemiplégicos) da Divisão de Medicina de Reabilitação do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da USP (DR/HC FMUSP).

O objetivo principal foi verificar tanto a funcionalidade como aspectos básicos de segurança do protótipo do estimulador elétrico funcional. Resultados de ensaios em bancada são apresentados em um artigo complementar.

## Metodologia

A avaliação clínica do estimulador utilizou o seguinte protocolo<sup>4</sup>: (1) determinação dos pontos motores dos músculos esqueléticos mais favoráveis em cada paciente, (2) aumento da intensidade de corrente elétrica com forma de onda "padrão" até obter o nível de contração muscular desejado, (3) estimulação conjunta e alternada dos membros

inferiores e (4) verificação do efeito da variação dos parâmetros (amplitude, frequência e largura de pulso, tempos de subida, de sustentação e de descida, e intervalo entre pulsos) e do tipo de modulação (AM, PWM ou FM).

O procedimento foi realizado de maneira alternada com os 8 canais de saída do estimulador.

A estimulação elétrica foi utilizada de modo a produzir os movimentos desejados com os membros inferiores. Resumidamente, os exercícios realizados objetivaram a estimulação elétrica do agrupamento muscular do quadríceps para produzir a extensão do joelho (posição do paciente: deitado) e a estimulação elétrica do músculo tibial anterior produzindo a dorsiflexão (posições do paciente: deitado e sentado), além da estimulação elétrica do agrupamento muscular do quadríceps para produzir o ortostatismo (posição do paciente: em pé). O estimulador também tem sido usado no condicionamento físico de pacientes sendo condicionados para ortostatismo e no momento estão sendo iniciados os ensaios com estes pacientes.

Um osciloscópio (*Tektronix*, modelo 2230) foi utilizado para monitoração da forma de onda de estímulo em todas as sessões desta avaliação clínica preliminar do estimulador.

## Resultados

Os estimuladores elétricos comerciais utilizados na DR/HC FMUSP apresentam vários problemas, inclusive em modelos importados ainda hoje em uso, correspondentes à falta de confiabilidade das características da corrente elétrica de estimulação (frequência e intensidade de pulso, trem de pulsos, tempos de subida, de sustentação, de descida e de repouso), tanto no

tocante à ocorrência de muita variação ao longo do tempo como na existência de um comportamento descontínuo.

Todos os casos de estimulação elétrica realizados com o estimulador em ensaio, acarretaram em bons resultados, com a realização dos movimentos desejados e sanando os problemas anteriormente mencionados nos estimuladores comerciais.

Nos casos de pacientes com sensibilidade, a informação fornecida foi de que o estímulo em corrente elétrica do estimulador sob avaliação é mais agradável, além de se dar de modo gradativo, o que não acontece com os estimuladores comerciais, dessa forma sendo muito mais adequado ao condicionamento neuromuscular dos pacientes, segundo os profissionais médicos envolvidos nas avaliações. Os resultados de ortostatismo estão sendo obtidos e serão apresentados futuramente.

### Conclusões

Apesar dos resultados obtidos serem ainda preliminares, o estimulador elétrico funcional apresentou um desempenho muito bom nesta avaliação clínica, propiciando uma estimulação elétrica adequada e funcional, além de não apresentar os problemas verificados nos estimuladores comerciais.

### Referências

- <sup>1</sup>CHIZECK, H. J.; KOBETIC, R.; MARSOLAIS, E. B.; ABBAS, J. J.; DONNER, I. H.; SIMON, E. Control of functional neuromuscular stimulation systems for standing and locomotion in paraplegics. **Proceedings of the IEEE**, v. 76, n. 9, p. 1155-65, Sept. 1988.
- <sup>2</sup>CHIZECK, H. J.; LAN, N.; PALMIERI, L. S.; CRAGO, P. E. Feedback control of electrically stimulated muscle using simultaneous pulse width and stimulus period modulation. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, v. 38, n. 12, p. 1224-34, Dec. 1992.
- <sup>3</sup>KOBETIC, R.; MARSOLAIS, E. B. Synthesis of paraplegic gait with multichannel functional neuromuscular stimulation. **IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering**, v. 2, n. 2, p. 66-79, June 1994.
- <sup>4</sup>MINZLY, J.; MIZRAHI, J.; ISAKOV, E.; SUSAK, Z.; VERBEKE, M. Computer-controlled portable stimulator for paraplegic patients. **Journal of Biomedical Engineering**, v. 15, p. 333-8, July 1993.

# Sistema microcontrolado multicanal portátil para estimulação elétrica funcional

Rogério Quiarim Zarza; José Carlos Teixeira de Barros Moraes

Laboratório de Engenharia Biomédica (LEB) - Depto. de Engenharia Elétrica - EPUSP  
Av. Prof. Luciano Gualberto, 158, travessa 3, bloco D 05508-900 São Paulo (SP)

**Resumo** - Este trabalho refere-se ao desenvolvimento de um estimulador elétrico funcional portátil, microcontrolado (80C32) e multicanal (8 canais com 8 parâmetros ajustáveis por canal), através do qual pretende-se restabelecer a atividade motora funcional em pacientes acometidos de lesão medular desde que estes sejam elegíveis para tratamento utilizando a técnica de estimulação elétrica funcional (FES). O estimulador gera um estímulo, em corrente elétrica, adequado para ativação neuromuscular usando pulso bifásico retangular com modulações AM, PWM e FM, de acordo com ensaios realizados em bancada e com pacientes (artigo complementar).

**Abstract** - This work refers to the development of a portable multichannel (8 independent channels with 8 adjustable parameters each channel) stimulator for functional electrical stimulation, incorporating a microcontroller 80C32, to recover the motion in patients with spinal cord injury since they are eligible for the treatment using the functional electrical stimulation technique (FES). The stimulator generates a stimulus, in electrical current, for neuromuscular activation with double-phase rectangular pulses with AM, PWM and FM modulation, according to laboratory tests and patients stimulation (supplementary paper).

## Introdução

A estimulação elétrica funcional<sup>1</sup> (FES) é uma técnica que usa um estímulo, normalmente por tensão ou corrente elétrica, para restabelecer uma função perdida por um deficiente. Atualmente a tecnologia FES é utilizada para pacientes com distúrbios musculares resultantes de lesão medular ou AVC, além de casos de escoliose, impossibilidade de visão ou audição e controle de funções rítmicas (batimento cardíaco e controle da respiração). No caso de pacientes com deficiências motoras, a técnica permite não apenas o restabelecimento parcial ou total da atividade motora como também é utilizada em aplicações terapêuticas, possibilitando o progresso de uma condição deficiente, por exemplo, fortalecimento muscular. Neste sentido têm-se desenvolvido equipamentos para estimulação elétrica funcional, denominados estimuladores<sup>2</sup> para FES, que vêm sendo utilizados com relativo êxito.

O estimulador elétrico referido neste trabalho possibilita aplicações funcionais e terapêuticas para membros superiores e inferiores. Resultados de avaliação clínica com deficientes são apresentados em um artigo complementar.

As especificações básicas do estimulador, relativas à forma de onda do pulso bifásico retangular, são as seguintes: amplitude: 0-120mA, largura de pulso: 0,1-1,6ms, intervalo entre pulsos: 6-1000 $\mu$ s e frequência: 30-100Hz.

O estímulo poderá ser configurado através de 8 parâmetros (tempos de repouso, de subida, de sustentação e de descida, amplitude, frequência e largura de pulso, e intervalo entre pulsos), além de

permitir escolha entre as modulações AM (Fig. 1), PWM (Fig. 2) e FM (Fig. 3).

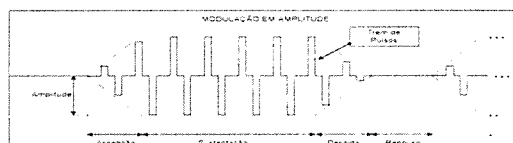


Fig. 1 Aspecto da forma de onda usada na modulação AM.

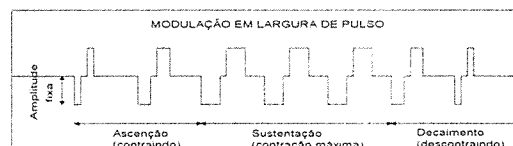


Fig. 2 Aspecto da forma de onda usada na modulação PWM.

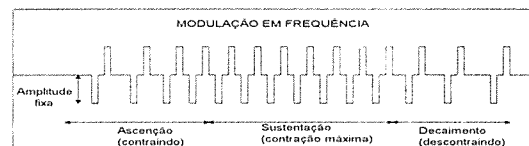


Fig. 3 Aspecto da forma de onda usada na modulação FM.

Parte do *hardware* é constituída basicamente por uma CPU (80C32), por uma memória RAM para gravação das variáveis e dos parâmetros de estimulação definidos pelo usuário antes do início do processo de estimulação, por uma memória EPROM na qual estará gravado todo o *software* básico do estimulador escrito em *Assembler* 8051, propiciando a versatilidade e funcionalidade adequadas, conforme mostra a Figura 4. Para

melhor interface homem-máquina utilizamos um *display* de 16 colunas por 2 linhas, aonde o usuário visualiza as mudanças realizadas nos parâmetros e as mensagens de *status* de operação do estimulador, e um teclado matricial, através do qual o usuário entrará com os dados desejados.

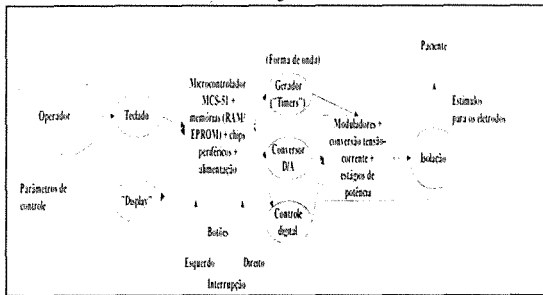


Fig. 4 Diagrama em blocos do estimulador elétrico funcional

O *hardware* restante é composto por um conversor D/A de 12 bits e demultiplexador analógico, usados para efetuar exclusivamente a modulação AM, e por temporizadores e multiplicadores que são utilizados nos três processos de modulações (AM, PWM e FM). Os estágios de saída convertem os sinais de tensão em corrente elétrica, além de amplificá-los e condicioná-los adequadamente para efetuar a estimulação através de eletrodos de superfície.

### Metodologia

O *software* básico do estimulador foi desenvolvido utilizando uma ponta emuladora (NOHAU), um computador PC-AT 486 e um osciloscópio. Os ensaios com o estimulador elétrico foram realizados segundo a metodologia a seguir: a) usou-se o software *PSPICE* para simulação; b) realizou-se ensaios de bancada qualitativos para verificação funcional; e c) realizou-se ensaios de bancada quantitativos para avaliação de desempenho e análises de sensibilidades e efeitos de cargas.

### Resultados

Os resultados principais, correspondentes aos efeitos de cargas resistivas e capacitivas, são apresentados na Figura 5 e na Tabela 1, havendo sido obtidos resultados similares usando os 8 canais da saída separada e conjuntamente.

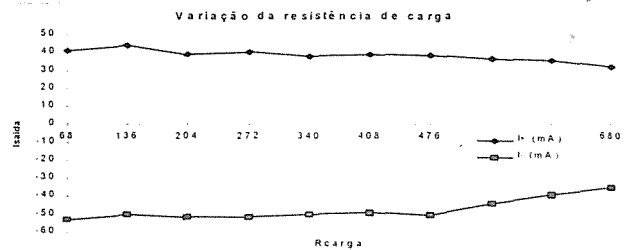


Fig. 5 Gráfico relacionando a variação da corrente elétrica na saída com cargas resistivas.

Para cargas resistivas da ordem de *Kohms* o comportamento é similar ao descrito na Figura 5, demonstrando a função do estimulador como gerador de corrente.

Tabela 1 (Rcarga = 200 Ω)

C <sub>nominal</sub> (nF)	C <sub>medidor</sub> (nF)	V <sub>saída</sub> (V)
0,1	0,1038	± 6,9
1,0	0,9061	± 6,9
3,3	3,533	± 6,9
4,7	4,864	± 6,9
5,7	5,770	± 6,9
10,0	9,215	± 6,9

### Conclusões

Os ensaios realizados com o estimulador elétrico, incluindo ensaios qualitativos e quantitativos, avaliaram seu desempenho em bancada e confirmaram a sua utilidade em Laboratório de pesquisa. Os resultados obtidos podem realmente ser considerados bons.

Devido à flexibilidade de escolha (parâmetros e modulações) o estimulador pode ser usado tanto para fins de pesquisa como em clínica.

### Referências

- <sup>1</sup>BAJD, T.; KRALJ, A. **Functional electrical stimulation: standing and walking after spinal cord injury**. Edward Kardelj University, Ljubljana, Yugoslavia, 1989.
- <sup>2</sup>KACZMAREK, K. A.; WEBSTER, J. G. A 16-channel 8-parameter waveform electroac-tile stimulation system. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, v. 38, n. 10, p. 933-43, Oct. 1991.

# Desenvolvimento de um aparelho portátil de movimentação contínua passiva para a mão

Valéria M. C. Elui; Cláudio H. Barbieri; Nilton Mazzer; Antônio C. Shimano & José B.P. Paulin

Laboratório de Bioengenharia da FMRP/USP  
Av. Bandeirantes 3900 - 14049-900- Ribeirão Preto (SP)

**Resumo** - A movimentação contínua passiva (MCP) visa uma movimentação lenta. Ela é realizada através de aparelhos adaptados para cada articulação. Empregado precocemente, previne sequelas e deformidades, diminuindo o tempo de tratamento, com conseqüente diminuição dos custos e com melhores resultados funcionais. O objetivo deste trabalho é desenvolver, com tecnologia nacional, um dispositivo de MCP para a mão, baseado em modelos de aparelhos estrangeiros. O aparelho deve ser portátil e de simples manuseio.

**Abstract** - Continuous Passive Motion (CPM) units promote gentle passive motion to the joints. Different models are used for different joints. CPM helps maintain the potential for motion by moving tissues while healing occurs, preventing adhesion and deformities. The goal of this research is to develop national technology in this field creating a CPM unit for the hand.

## Introdução

O conceito de movimentação contínua passiva (MCP) foi desenvolvido pelo Dr. Robert Salter nos anos 60, que ajudou a mudar os tradicionais protocolos de reabilitação nas patologias pós-traumáticas e pós-cirúrgicas.

O dispositivo de MCP é clinicamente indicado para tratamento complementar de: queimados, de capsulotomias, lesão dos tendões flexores, tenolises entre outras.

Vários trabalhos experimentais foram realizados sobre os efeitos da imobilização e mobilização dos tecidos conectivos, chegando as seguintes conclusões referentes ao uso do MCP. O MCP tem efeito estimulativo significativo, acelerando o processo de cicatrização nos tecidos articulares, prevenindo aderências e rigidez articulares<sup>1</sup>; incluindo cartilagem e ligamentos<sup>2</sup>; que ajuda na nutrição e atividade metabólica da cartilagem articular e isto ativamente a regenera<sup>3</sup>.

Para que se obtenha uma boa reabilitação funcional da mão em menos tempo, normalmente nos casos indicados associa-se à terapia convencional o uso do MCP. Este procedimento faz parte da terapia da mão em outros países. A utilização do MCP na reabilitação funcional da mão no Brasil não é comum, devido ao alto custo dos aparelhos estrangeiros e pela falta de um nacional.

São dois os desenhos básicos de um aparelho, o anatômico e o de conexão livre, cada qual com suas vantagens e desvantagens principalmente quanto ao conforto e forma de colocação. A maioria dos modelos existentes oferece controle de velocidade e do grau de movimento, mas alguns modelos oferecem outros controles opcionais (controle de carga, auto reverso, pausa, etc.), podendo o controle ser automático ou manual.

## Metodologia

O trabalho inicial foi o desenvolvimento de um pré-piloto dividido em 3 fases, sendo: a primeira, dimensionamento das peças; a segunda, testes de funcionamento do mecanismo de articulação e movimentação e a terceira, o desenvolvimento do modelo do aparelho proposto. Este modelo serviu para verificar o princípio de funcionamento, levando-se em conta os graus de movimento.

Um segundo protótipo foi desenvolvido já com as modificações observadas no primeiro. Neste protótipo foi confeccionado o mecanismo de movimentação, composto por engrenagens e com acoplamento de um motor elétrico, alimentado por uma bateria de níquel-cádmio (8,4V). Foi também desenvolvido o sistema de fixação ao antebraço e aos dedos. O sistema de controle é manual. Os primeiros testes foram realizados em bancada.

## Resultados

Alguns resultados importantes preliminares do aparelho foram observados.

O aparelho tem capacidade de realizar a flexão dos dedos e a sua extensão com a inversão do movimento de rotação do motor.

Foi possível a separação dos movimentos das articulações metacarpo falangicas e das interfalangicas.

Foi limitado o grau de movimento das articulações dos dedos através do travamento de uma das engrenagens.



## Discussão e conclusões

Dependendo da patologia e da gravidade do caso, é importante a separação dos movimentos articulares dos dedos. Com o desenvolvimento do mecanismo, é possível realizar a separação dos referidos movimentos.

O controle do grau de movimentação articular dos dedos é importante para não ter riscos de danificar os resultados funcionais desejados. Este controle é conseguido pelo aparelho proposto, apesar das dificuldades de fixação aos dedos e da realização dos últimos graus de movimentos das articulações interfalângicas.

Por ser um aparelho portátil algumas dificuldades estão sendo encontradas, como: encontrar um motor com tamanho e redução apropriada; materiais adequados de baixo custo e usinagem das peças em tamanho reduzido.

## Referências

<sup>1</sup>SALTER, R.B. The biological effect of continuous passive motion on the healing of full thickness defects in articular cartilage. *J Bone Joint Surg.*, 62A (8), 1232-1250, 1980.

<sup>2</sup>O'DRISCOLL, S. W.; KEELEY, F. W.; SALTER, R.B. The chondrogenic potential of free autogenous periosteal grafts for biological resurfacing of major full thickness defects in joint surfaces under the influence of continuous passive motion. *J Bone Joint Surg.*, 86A (7), 1017-1034, 1986.

<sup>3</sup>SALTER, R.B.; BELL, R.S.; KEELEY, F.W. The protective effect of continuous passive motion on living articular cartilage in acute septic arthritis: An experimental investigation in rabbit. *Clin Orthop.*, 159, 223-247, 1981.

OBS: A realização deste trabalho está sendo possível devido ao auxílio da FAPESP.

---

8.  
INSTRUMENTAÇÃO

---



# Índices de Hemólise e Visualização do Fluxo na "Spiral Pump" (SP), uma Bomba Centrífuga de Sangue por Fuso Cônico

Aron J. P. Andrade, José F. Biscegli, José E. Sousa, Yukio Ohashi\*, Yukihiko Nosé\*

Inst. Dante Pazzanese de Cardiologia. Centro Técnico de Experimentos. São Paulo, SP, Brasil

\*Baylor College of Medicine. Dept of Surgery. Houston, TX, USA

**Resumo:** A "Spiral Pump" (SP) é uma bomba de sangue que utiliza, simultaneamente, os princípios de bombeamento axial e centrífugo, através da rotação de um fuso cônico. As características hidrodinâmicas da SP foram estudadas em diversas condições de bombeamento, utilizando um circuito composto de tubos e reservatório plásticos, com 500 ml de solução água-glicerina (37%). O comportamento do fluxo foi estudado nas áreas mais importantes da bomba utilizando um plano de luz laser estroboscópica. Partículas plásticas, suspensas na solução, foram iluminadas pela luz laser durante o funcionamento da bomba. Vários testes de hemólise foram realizados "In Vitro" utilizando sangue bovino, simulando duas condições de bombeamento: bomba de assistência ventricular esquerda e bomba de circulação e oxigenação extracorpórea.

**Abstract:** The Spiral Pump (SP) is a blood pump that utilizes the two well known centrifugal and axial pumping principles, simultaneously. The hydrodynamic performance of the pump was studied at several test conditions, using a closed circuit loop with plastic tubes and reservoir, filled with 500 ml of 37% glycerin-water solution. The results show that the SP has good pumping performance. The flow behavior was studied in the most important areas of the pump using a stroboscopic planar helium-neon laser light. Amberlite plastic particles (80 mesh) were used in suspension in the solution and were illuminated by the laser light during the pumping process. Several in vitro hemolysis tests were performed using bovine blood, simulating two pump conditions: as left ventricular assist device and as cardiopulmonary bypass.

**Introdução:** Os sistemas de bombeamento de sangue por força centrífuga possuem importantes características de segurança e simplicidade de operação, quando comparados com bombas de rolete e bombas pulsáteis, não permitindo que grandes quantidades de ar sejam bombeados ao paciente, e ainda, não havendo o risco de que ocorram excessivas pressões, com a possibilidade de causar um acidente vascular ao paciente ou rompimento na linha de circulação extracorpórea<sup>1</sup>.

As bombas centrífugas apresentam excelentes resultados de hemólise. Diversos grupos de pesquisa estão desenvolvendo bombas centrífugas aperfeiçoando suas características de bombeamento e durabilidade visando eliminar suas limitações para específicas aplicações<sup>2,3</sup>.

Um novo conceito de bomba está sendo testado. A "Spiral Pump" (SP) utiliza os princípios de bombeamento axial e centrífugo, simultaneamente. No interior desta bomba existe um fuso cônico em forma de espiral, ou seja, um cone com rosca em sua superfície. Os filetes de rosca do cone central proporcionam o movimento axial da coluna de sangue. O movimento de rotação do cone gera o efeito centrífugo de bombeamento, melhorando a eficiência de bombeamento do equipamento.

**Metodologia:** Os testes foram realizados utilizando um circuito composto de tubos e reservatório de

plástico flexível (PVC), com um volume de 500 ml, conforme esquema mostrado na Figura 1.

Para a realização dos testes das características de bombeamento desta bomba, este circuito foi preenchido com uma solução 37% água-glicerina a 25°C, simulando a viscosidade e a densidade do sangue.

Para visualização do comportamento do fluxo no interior da bomba foram adicionadas partículas plásticas (Amberlite 80 mesh) à solução. Um feixe planar de luz laser (hélio-neon, 7 mW), com uma espessura de 1 mm, foi utilizado para iluminar as partículas ao passarem pelo plano em estudo.

Nos testes para determinação da hemólise causada pelo equipamento, o circuito foi preenchido com 500 ml de sangue bovino. Foram realizados 4 testes para cada condição de bombeamento. As condições de bombeamento simuladas foram:

- 1- como bomba de assistência ventricular esquerda (LVAD), com fluxo (F) de 5 L/min e diferença de pressão ( $\Delta P$ ), antes e após a bomba, de 100 mm Hg;
- 2- como bomba de circulação e oxigenação extracorpórea (CPB), com  $F = 5$  L/min e  $\Delta P = 350$  mm Hg.

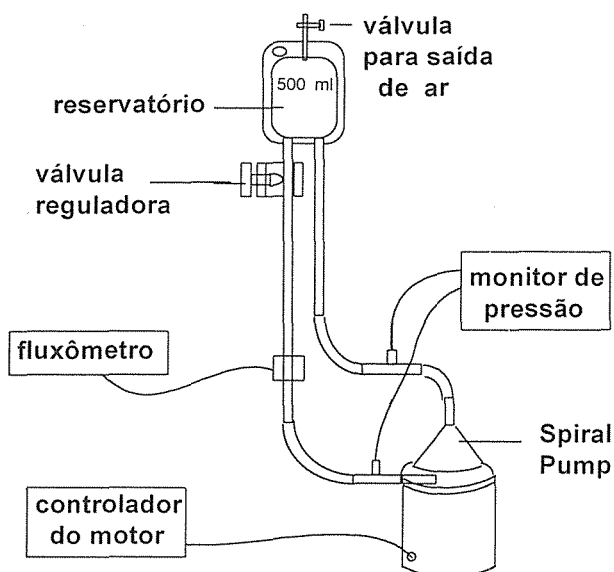


Figura 1. Esquema do circuito utilizado nos testes "In Vitro" com a Spiral Pump.

O Índice Normalizado de Hemólise (NIH) é definido como<sup>3</sup>:

$$NIH = \frac{\Delta Hb}{\Delta T} \times \frac{(100 - Ht)}{100} \times \frac{V}{F}$$

onde:  $\Delta Hb$  é o aumento de hemoglobina livre no plasma (g/100L);  $\Delta T$  é o tempo entre as amostras de sangue (min);  $Ht$  é o hematócrito inicial (g/100L);  $V$  é o volume total de sangue (L);  $F$  é o fluxo bombeado (L/min);

**Resultados:** Os resultados com o estudo das características de bombeamento da SP foram colocados no gráfico mostrado na Figura 2.

Os resultados obtidos com os estudos de visualização de fluxo foram registrados em filme Kodak TMAX-400, preto e branco utilizando uma câmera fotográfica Olympus OM-4T, e gravados em fita de vídeo cassete com utilização de uma micro câmera (Elmo, Japão) e um vídeo cassete (Sony, Japão). As fotos e imagens obtidas não são mostradas neste resumo, porém serão apresentadas durante o congresso.

Os resultados dos testes de hemólise foram:

1- condição LVAD:  $NIH = 0,0063 \pm 0,0020$  g/100L;

2- condição CPB:  $NIH = 0,0251 \pm 0,0124$  g/100L.

**Discussão e Conclusões:** A SP possui ótimas características de bombeamento.

Na análise das imagens obtidas com testes de visualização de fluxo não foram encontradas áreas de turbulência ou estagnação de fluxo na saída, entrada e na área do topo dos filetes de rosca da bomba

A hemólise causada pelo equipamento é uma característica muito importante e deve ser

estudada em detalhes para cada novo projeto. No entanto diversos fatores podem alterar os resultados, tais como: tipo e volume de sangue utilizado, período e temperatura de estocagem do sangue a ser utilizado, duração e temperatura dos testes, desenho e material utilizado nos circuitos de teste, como também as pressões e fluxos (condições) aplicadas durante os testes.

Não existe diferença estatisticamente significativa entre os valores do NIH da SP e os valores encontrados na literatura<sup>2,4</sup> para as bombas Capiox e BP-80, em testes com o mesmo tipo de sangue e condições de teste semelhantes ( $p > 0,05$ ). Porém a SP tende a apresentar menor NIH para elevadas vazões (5L/min) e baixas pressões (100 mm Hg).

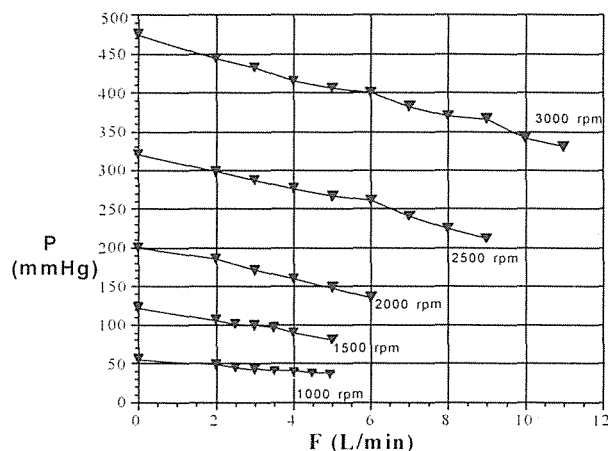


Figura 2. Relação entre diferença de pressão antes e após a bomba (P) e fluxo bombeado (F).

#### Referências:

- Lynch MF, Peterson D, Baker V. Centrifugal blood pumping for open heart surgery. *Minnesota Medicine* 1978; 536-7.
- Nishida H, Yamaki F, Nakatani H, Endo M, Koyanagi H, Oshiyama H, Horiuchi K, Kijima T, Nojiri C, Fukasawa H, Akutsu T. Development of the Terumo Capiox centrifugal pump and its clinical application to open heart surgery: a comparative study with the roller pump. *Art Organs* 1993; 17(5):323-7.
- Ohara Y, Makinouchi K, Orime Y, Tasai K, Naito K, Mizuguchi K, Shimono T, Damm G, Glueck J, Takatani S, Noon GP, Nosé Y. An ultimate, compact, seal-less centrifugal ventricular assist device: Baylor C-Gyro pump. *Art Organs* 1994; 18(1):17-24.
- Joyce LD, Kiser JC, Eales F, King RM, Toninato CJ, Hansen J. Experience with the Sarns centrifugal pump as a ventricular assist device. *Trans Am Soc Artif Intern Organs* 1990; 36:M619-23.

# Desenvolvimento de um Sistema Raman Multicanal Operando no Infravermelho para Diagnóstico de Tecidos Biológicos

S. Sathaiah, R. A. Zângaro and M. Tadeu T. Pacheco

IP&D/UNIVAP - Universidade do Vale do Paraíba, São José dos Campos, SP, Brazil

**Resumo** - Nós desenvolvemos uma das mais avançadas técnicas de diagnóstico de tecidos biológicos, a espectroscopia Raman multicanal. Utilizando este sistema, foi demonstrado que a espectroscopia Raman pode ser empregada para discriminar tecidos normais de anormais nas artérias humanas. Além do mais, foi demonstrado que espectros Raman de artérias coronárias humanas podem ser coletados rapidamente, em tempos da ordem de 10 ms, permitindo seu uso em ambiente clínico.

**Abstract** - We developed one of the most advanced bio-tissue diagnostic techniques, near infrared (NIR) multi-channel Raman spectroscopy system. Utilizing such a system, it has been demonstrated that NIR Raman spectroscopy can be employed for discriminating between healthy and diseased tissues in human arteries. Further, it has been shown that NIR Raman spectra of human coronary arteries can be collected rapidly with collection times as small as 10 ms that makes its clinical use feasible.

## Introdução

A espectroscopia Raman é uma poderosa ferramenta analítica para o estudo de mudanças físicas e químicas que ocorrem em tecidos biológicos, oferecendo inúmeras possibilidades de aplicações clínicas terapêuticas<sup>(1)</sup>. No desenvolvimento de um sistema para angio-cirurgia a laser, o sensoramento remoto da parede da artéria pelo sistema de diagnóstico baseado em espectroscopia Raman pode ser bastante vantajoso para a guiagem do cateter de fibras ópticas. Esta técnica pode permitir que o laser de tratamento seja ativado quando a extremidade do cateter estiver única e exclusivamente em contato com a região anormal da parede da artéria, minimizando desta forma a possibilidade de perfuração da parede da mesma.

## Metodologia, Resultados e Discussão

Como parte do sistema, um espectrômetro Raman multicanal operando no infravermelho próximo foi desenvolvido, onde o diagrama de blocos é mostrado na figura 1. Um laser de argônio de 5W é usado para bombear um laser sólido de Ti:Safira. O conjunto dos lasers de Argônio e Ti:Safira foram instalados e alinhados de maneira a fornecer máxima potência na região sintonizável, compreendida entre 750 e 950 nm.

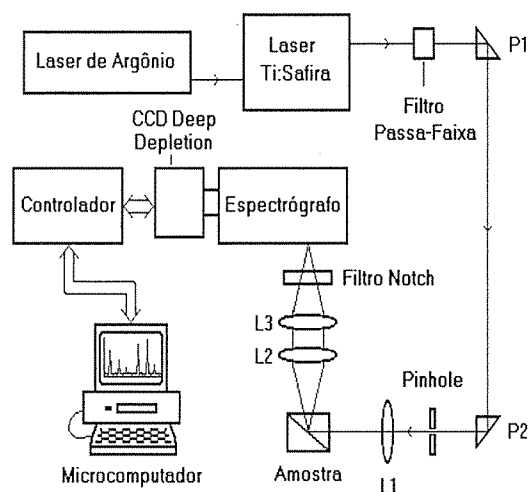


Figura 1. Diagrama de blocos do sistema Raman.

O sinal Raman gerado na amostra é coletado à 90 graus em relação ao feixe incidente por uma óptica de coleta e filtros de rejeição do tipo notch, sendo focalizados na entrada da fenda do espectrógrafo. Os filtros notch eliminam a radiação Rayleigh espalhada e permitem a passagem do sinal Raman para o espectrógrafo. A luz dispersada pelo espectrógrafo é detetada por um CCD "deep depletion" refrigerado por nitrogênio líquido.

A radiação de excitação do laser de Ti:Safira é filtrada através de um filtro holográfico passa-faixa, eliminando o sinal indesejado, sendo então, o laser de excitação focalizado sobre a amostra. O CCD, em conjunto com uma interface

suportes ópticos integrantes do sistema Raman, foram desenvolvidos e montados no próprio laboratório.

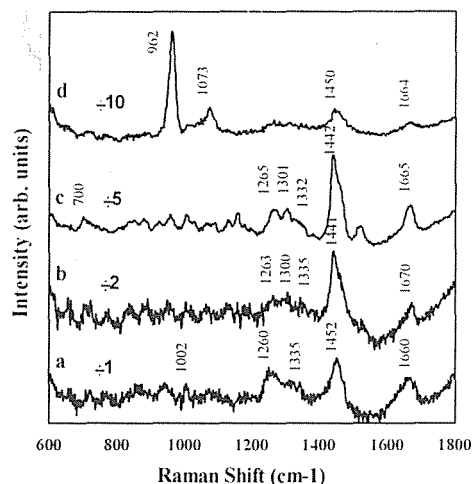


Figura 2. Espectros Raman de artéria coronária humana: (a) normal, (b) e (c) placas ateromatosas, e (d) placa calcificada.

A caracterização dos espectros Raman e a respectiva correlação com a análise histopatológica de várias amostras de artérias coronárias humanas *in vitro* foram realizadas<sup>2</sup>. Espectros Raman de coronárias normais apresentam bandas de emissão atribuídas às proteínas estruturais do tipo colágeno e elastina (figura 2.a). Placas ateromatosas apresentam espectros Raman atribuídas à colesterol e ésteres de colesterol (figura 2.b e 2.c). Espectros Raman de placas calcificadas apresentam sinal bastante intenso, o qual é atribuído às vibrações simétricas de carbonato e fosfato de cálcio, resultantes de acúmulo de hidroxapatita e carbonato de cálcio (figura 2.d). Os resultados indicam que a espectroscopia Raman pode ser utilizada para determinar colágeno, elastina, colesterol, ésteres de colesterol, triglicerídeos, hidroxapatita, carbonato de cálcio e carotenóides em artérias normais e ateroscleróticas.

## Conclusão

Uma das mais avançadas técnicas de diagnósticos de tecidos biológicos, a espectroscopia Raman multicanal no infravermelho, foi desenvolvida. Através da utilização do sistema em questão, foi verificado experimentalmente que informações histoquímicas relativas às concentrações dos constituintes dos tecidos biológicos podem ser obtidas. Pode-se então discriminar artérias normais de ateromatosas, com especificidade molecular. Foi mostrado também

que os espectros Raman de artérias humanas podem ser coletados rapidamente, em tempos de exposição da ordem de 10 ms, tornando possível seu uso clínico.

## Referências

- 1- Manoharan, R., Wang, Y., and Feld, M. S., Histochemical Analysis of Biological Tissues Using Raman Spectroscopy, *Spectrochimica Acta Part A*, to be published (1996) and references therein.
- 2- Sathaiah S., Silveira, L. Jr., Pasqualucci, C.A.G., Zangaro, R. A., Chavantes, M.C., and Pacheco, M.T.T., Diagnosis of Human Coronary Artery With Near Infrared Raman Spectroscopy, *XV Int. Conf. on Raman Spectroscopy, USA, 1996* (Submitted).

# Espectrofluorímetro de Multi-Excitação Portátil para a Rápida Detecção de Displasias

R. A. Zângaro, L. Silveira Jr., M. T.T.Pacheco, \*I. Itzkan, \*R. Manoharan, \*R. Dasari, \*M. Feld

IP&D/UNIVAP - Universidade do Vale do Paraíba, São José dos Campos, SP, Brazil

\*G. R. H. Spectroscopy Laboratory, Massachusetts Inst. of Technology, Cambridge, MA, USA

**Resumo-** Neste trabalho é apresentado o projeto e desenvolvimento de um espectrofluorímetro para a obtenção de espectros de fluorescência e refletância difusa de tecidos biológicos em um tempo inferior a 1s. Para acessar a região da diagnose, o sistema utiliza um catéter a fibra óptica para excitação do tecido e captação da fluorescência emitida. O sistema é desenvolvido para aplicação em procedimentos clínicos *in vivo*, onde o tempo de realização do experimento é objeto de extrema importância.

**Abstract-** This work presents the project and development of a spectrofluorimeter in order to obtain the fluorescence spectra and diffuse reflectance from biological tissues with period of time below 1s. The diagnose region is reached with an optical fiber catheter for tissue excitation and collection of the emitted fluorescence. This system is developed for *in vivo* clinical applications, where duration of the experimental procedure is a very important parameter.

## Introdução

A espectroscopia de fluorescência em tecidos biológicos é uma técnica que vem ganhando força como método de diagnóstico de displasias. A meta clínica é promover a detecção do câncer antes de qualquer mudança a nível macroscópico, a partir das diferenças espectrais entre células saudáveis e displásicas<sup>(1,2)</sup>. A obtenção da autofluorescência dos tecidos em uma gama de comprimentos de onda de excitação é importante devido à possibilidade da determinação dos principais fluoróforos que contribuem para o espectro de fluorescência observado. Os mapas de MEE (Matriz de Excitação-Emissão), obtidos a partir de espectros de multi-excitação, são importantes para visualizar e identificar espectros de fluorescência<sup>(2)</sup>.

## Projeto e Implementação

A obtenção de diferentes espectros de fluorescência em diferentes comprimentos de onda de excitação em curto período de tempo, e a necessidade de níveis de energia relativamente altos que garantam uma boa relação sinal-ruído, nos fez optar por um laser de nitrogênio como fonte de excitação. No arranjo apresentado na figura 1, um laser de nitrogênio emitindo em 337 nm bombeia 9 diferentes células de corante, gerando assim comprimentos de onda com picos situados entre 360 e 505 nm, onde a linha do laser de nitrogênio é também usada como excitação. A configuração básica da cavidade ressonante do laser de corante é analisada em<sup>(3)</sup>. As cubetas são montadas em um disco de alumínio que tem sua rotação controlada por um motor AC.

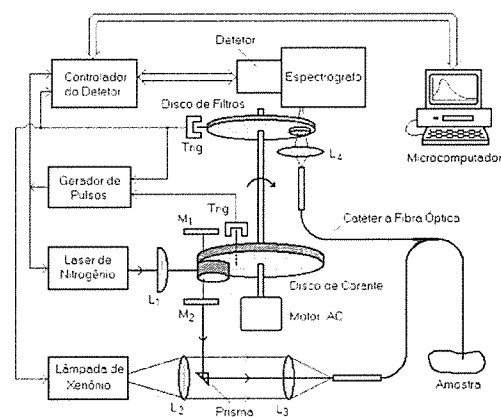


Figura 1 - Diagrama de blocos do espectrofluorímetro desenvolvido.

Um sistema de sincronismo aciona o laser de nitrogênio à passagem de cada cubeta permitindo assim o bombeamento de cada corante. A cavidade óptica consiste de dois espelhos planos paralelos, separados por uma distância de 30 mm. O espelho traseiro apresenta refletividade de 100%, e o dianteiro de 20%, na região entre 337 e 500 nm. A escolha dos corantes tem como critério a eficiência de conversão quando bombeados por laser de nitrogênio<sup>(4)</sup>. Visto que é necessário cobrir a faixa de comprimentos de onda desde a linha do nitrogênio até a região de 500 nm, utilizamos 9 diferentes corantes, com um espaçamento médio entre cada comprimento de onda de aproximadamente 16 nm. Através de variações no tipo de solvente e alterações na sua concentração, obtivemos a otimização da largura de banda e o comprimento de onda de oscilação para valores de interesse no projeto (figura 2). A eficiência de conversão destes corantes para a excitação em 337 nm varia entre



5% e 20%, obtendo-se desta maneira energias entre 10  $\mu\text{J}$  e 40  $\mu\text{J}$  ( $E_{337} = 200 \mu\text{J}$ )<sup>(4)</sup>.

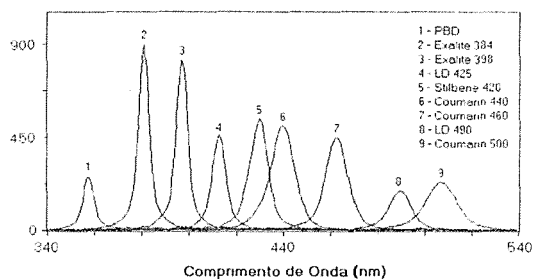


Figura 2 - Intensidade relativa dos vários corantes utilizados no espectrofluorímetro.

Os feixes dos lasers de corante e do laser de nitrogênio são acoplados a um catéter que utiliza uma fibra óptica de 200  $\mu\text{m}$  de diâmetro como fibra de excitação. Para tanto, utiliza-se uma objetiva de quartzo de 16X (abertura numérica AN = 0,25). Visando facilitar o acoplamento dos feixes laser e da luz branca fornecida pela lâmpada de xenônio à fibra de excitação, utiliza-se um prisma de ângulo reto de quartzo de 5 mm (figura 1). O catéter à fibra óptica apresenta na sua extremidade distal diâmetro igual a 1mm, com uma fibra central de excitação circundada por seis fibras de coleção do sinal. As seis fibras de coleta são agrupadas em linha na extremidade proximal, formando uma fenda na entrada do espectrômetro<sup>(5,6)</sup>. Estes cateteres permitem o diagnóstico "in vivo" através de endoscópios clínicos. O sinal coletado pelo conjunto de fibras ópticas passa por um disco ( $\Phi=70\text{mm}$ ) contendo filtros passa-baixa, que bloqueiam a radiação de excitação refletida. Cada comprimento de onda de excitação utiliza um filtro com comprimento de onda de corte ( $\lambda_c$ ), 20 nm superior à radiação de excitação. O sincronismo dos lasers e da lâmpada é realizado através de pinos posicionados nos discos, onde os sinais são gerados por um sensor infravermelho a cada passagem dos pinos, conforme posições mostradas na figura 1. No primeiro caso, pinos de controle são inseridos no disco de corantes nas posições que correspondem ao disparo do laser de nitrogênio coincidindo com a região central da célula de corante. Cada célula possui seu próprio pino, o mesmo ocorrendo para a posição correspondente ao laser de nitrogênio. Ao girar-se o disco de corantes, tem-se o pino correspondente a uma determinada célula passando pelo sensor, e um pulso é gerado. Este pulso dispara um gerador de pulsos rápidos que aciona o laser e sincroniza a aquisição do espectro pelo detector. A mesma operação é realizada para o pino correspondente ao disparo da lâmpada de xenônio. Visando a simplificação mecânica e do sistema de controle, os discos de corante e de filtros são montados no mesmo eixo, permitindo que o

controle seja realizado por um único motor. A velocidade do motor AC utilizado é da ordem de 1,8 rotações por segundo, fazendo que as células girem a uma velocidade de 20 rps.

## Conclusão

O instrumento aqui descrito apresenta uma nova perspectiva no campo da espectroscopia de fluorescência de tecidos biológicos *in vivo*. Devido ao fato de que utiliza fibras ópticas para excitação e respectiva captação da fluorescência, áreas de difícil acesso do corpo humano podem ser diagnosticadas. A capacidade de obtenção de uma dezena de espectros em 600 ms, faz com que problemas devido à movimentação do cateter e erros de amostragem possam ser desprezados. Aplicações nos mais diversos tipos de procedimentos clínicos e análise das diversas patologias humanas, tornam-se possíveis, bem como aplicações em espectroscopia analítica, onde o tempo de realização das medidas espectroscópicas e o acesso ao local são itens de extrema importância.

## Bibliografia

1. Manoharan, R., Zonios, G., Cothren, R., Arendt, J., Van Dam, J., Feld, M. S., Laser-Induced Fluorescence Spectroscopy of Colonic Dysplasia: Prospects for Optical Histological Analysis, Proceedings of SPIE, Vol. 2388, p. 417-421 (1995).
2. Richards-Kortum, R. R., Fluorescence Spectroscopy as a Technique for Diagnosis of Pathologic Conditions in Human Arterial, Urinary Bladder, and Gastro-Intestinal Tissues, PhD thesis, Massachusetts Inst. of Tech. (1990).
3. Duarte, F. J., Hillman, L. W., *Dye Laser Principles*, Ed. Academic Press, California (1990).
4. Exciton Chemical Company Catalogue, Overlock Station, Dayton, Ohio 45431 (1995).
5. Richards-Kortum, R. R., Metha, A., Hayes, G., Cothren, R., Kolubayev, T., Kittrell, C., Ratliff, N. B., Kramer, J. R., Feld, M. S., Spectral Diagnosis of Atherosclerosis Using an Optical Fiber Laser Catheter, American Heart Journal, Vol. 118 (2), p. 381-391 (1989).
6. Goth, P. R.; Kramer, J. R.; Kittrell, C.; Sacks, B. A.; Feld, M. S.; Multifiber Optically-Shielded Catheter for Laser Angiosurgery, SPIE Optical Fibers in Medicine, Vol. 713, p. 58-63 (1986).

# Análise da Proposta em Frequência de Sistemas de Medida de Pressão Empregados na Área de Fisiologia Respiratória

Pedro Lopes de Melo, Marcelo Martins Werneck, e Antonio Giannella-Neto

Programa de Engenharia Biomédica - COPPE/UFRJ Cidade Universitária - Ilha do Fundão, Centro de Tecnologia bloco H sala 327. caixa postal 68510, Rio de Janeiro, CEP 21945-970, e-mail: pedro@metalmat.ufrj.br

**Resumo** - Neste trabalho, enfocamos brevemente os princípios de operação dos sistemas de medida de pressão e descrevemos um modelo elétrico para o mesmo. Reportamos os resultados da avaliação da resposta em frequência utilizando o transdutor diferencial Honeywell 163PC e diferentes tubos de conexão. Por fim, efetuamos uma discussão dos resultados com base no modelo proposto e nos resultados previamente reportados.

**Abstract** - In this work, we made a brief review of the pressure measurements systems operation principles and described an analog electrical model for these systems. The results of the frequency response using Honeywell 163PC differential pressure transducer with different tubes are described. Finally, we made a discussion of the results based in the used model and in the previously reported results.

## Introdução

Nos ensaios clínicos e científicos realizados na área de fisiologia respiratória, uma fração significativa dos parâmetros estudados são avaliados por sistemas de medida de pressão. O funcionamento destes sistemas pode ser resumido da seguinte maneira: uma alteração da pressão de entrada do sistema induz um fluxo através do tubo de conexão até a câmara onde se encontra o sensor, causando uma deflexão no diafragma do mesmo.

como indicação da pressão existente na entrada do tubo. A Figura 1 ilustra o modelo elétrico utilizado para descrever o sistema<sup>1</sup>. Na Figura 1,  $P_{in}$  simboliza a pressão na entrada do tubo,  $R_t$  é a resistência pneumática do tubo,  $I_t$  é a inércia do tubo de conexão e  $C_d$ ,  $C_t$  e  $C_{ar}$  representam as compliâncias referentes ao diafragma do transdutor, elasticidade das paredes do tubo e do ar no interior do tubo de conexão.

## Materiais e Métodos

A avaliação da resposta em frequência dos transdutores de pressão foi efetuada utilizando o gerador de sinais pneumáticos descrito anteriormente<sup>2</sup>. Em linhas gerais, este é composto por um alto-falante acoplado a um sensor óptico de posição que, através da monitorização da posição do cone do alto-falante, fornece um sinal proporcional a pressão produzida. Um analisador de espectro (HP 3582) foi utilizado para excitar o gerador com um sinal de ruído branco. A saída do processador de sinal do transdutor sob teste foi enviada a um dos canais do analisador enquanto a saída do sensor do gerador

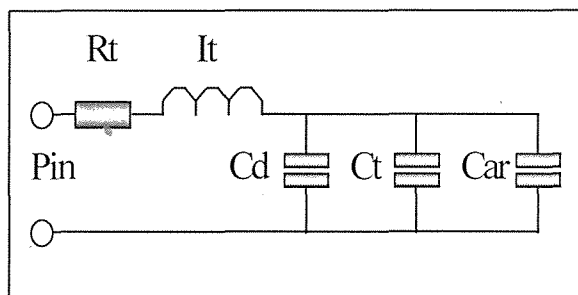


Figura 1 - Modelo elétrico do sistema de medida de pressão. A denominação dos componentes é descrita no texto.

Esta deflexão é convertida em um sinal elétrico por um transdutor e este é utilizado

(referência de pressão) foi utilizada como entrada de referência no analisador

### Influência das conexões pneumáticas sobre a resposta em frequência do sistema de medida de pressão.

Este item foi avaliado pelo estudo da resposta em frequência, em uma faixa de frequências entre 10 e 100Hz, de sistemas de medida utilizando o mesmo transdutor de pressão (Honeywell 163PC). Este foi adaptado a tubos compostos pelo mesmo material e diâmetro interno (0,4 cm), porém de diferentes comprimentos (25 cm, 50 cm e 100 cm). Desta maneira, a compliância do diafragma ( $C_d$ ) é mantida constante, enquanto a diferença de comprimento confere aos tubos diferentes  $C_{ar}$ ,  $C_t$  e  $I_t$ .

### Resultados e Discussão

#### Influência das conexões pneumáticas sobre a resposta em frequência do sistema de medida de pressão.

Os resultados obtidos seguem na figura 2.

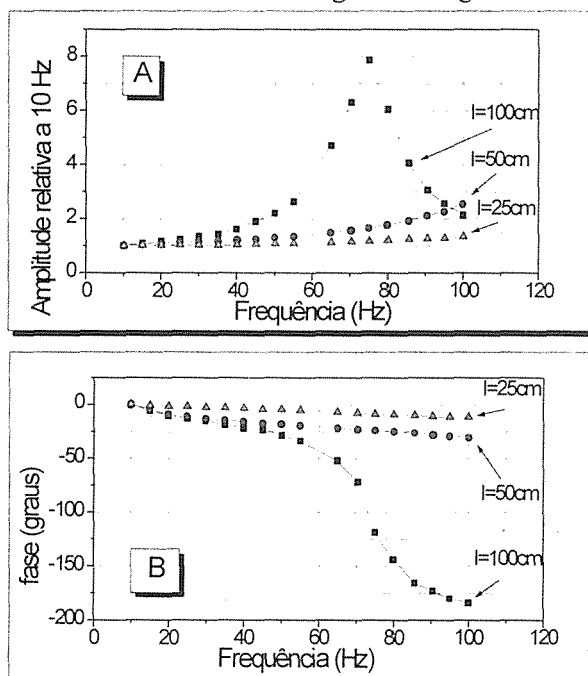


Figura 2 - Curvas de módulo (A) e fase (B) para o transdutor Honeywell 163PC adaptado a tubos de conexão com comprimentos de 25cm ( $\Delta$ ), 50cm (o) e 100cm ( $\square$ ).

Da figura 2 depreendemos, inicialmente, que o perfil destas segue o padrão reportado anteriormente pela literatura<sup>1,3</sup>. No que se refere às influências relativas as compliâncias e inertâncias presentes no tubo, um aumento no comprimento do tubo implica em um acréscimo do ar no interior deste, com o conseqüente aumento da compliância ( $C_{ar}$ ) e da inertância ( $I_t$ ). O aumento do comprimento do tubo leva, ainda, a um aumento da compliância referente às paredes do mesmo ( $C_t$ ). O modelo proposto na Figura 1 nos permite inferir que estes aumentos implicam em uma diminuição da frequência de ressonância. Este comportamento é confirmado na Figura 2.

### Conclusões

Os sistemas de medida de pressão comportam-se aproximadamente como um sistema de segunda ordem subamortecido. Nestes a faixa de ganho unitário, onde o sistema não apresenta distorções, pode ser estendida por meio da utilização de tubos de conexão que sejam os mais rígidos e curtos possível.

### Agradecimentos

Ao CNPq pelo apoio financeiro.

### Bibliografia

- 1 FARRÉ, R., PESLIN, R., NAVAJAS, D., GALLINA, C. e SUKI, B., "Analysys of the dynamic characteristics of pressure transducers for studying respiratory mechanics at high frequencies", *Med. & Biol. Eng. & Comput.*, volume 27, páginas 531-537, 1989.
- 2 MELO, P. L., WERNECK, M. M. e GIANNELLA-NETO, A., "Instrumentação para análise do sistema respiratório por meio da técnica de oscilações forçadas: Gerador de sinais servocontrolado", *submetido a Revista Brasileira de Engenharia Biomédica - RBE*.
- 3 JACKSON, A. C. e VINEGAR, A., "A technique for measuring frequency response of pressure, volume and flow transducers", *J. Appl. Physiol.*, 47(2), páginas 462-467. 1979.

# Projeto e calibração de pneumotacógrafos unicapilares

Cinthy Bellido<sup>1</sup>; Ricardo B. Barbosa<sup>2</sup>; Marcos F. V. Melo<sup>1</sup>; Antonio Giannella-Neto<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Programa de Engenharia Biomédica - COPPE/UFRJ

Cx. Postal 68510 - CEP 21945 - 970 - Rio de Janeiro RJ - E-mail: agn@serv.peb.ufrj.br

<sup>2</sup> Departamento de Fisiologia e Biofísica - ICB/UFMG

Av. Antonio Carlos. 6627 - Belo Horizonte MG - E-mail: rbbbarbo@mono.icb.ufmg.br

**Resumo** - Neste trabalho é apresentado um método para projeto e calibração de pneumotacógrafos unicapilares, para ser utilizado em pequenos animais. O projeto, baseado na lei de Poiseuille, em condições de medição e mínima interferência fisiológica, tem como objetivo definir um conjunto de soluções para o raio interno e comprimento. Calibrações linear e polinomial de terceira ordem e testes foram realizados nas condições de ventilação com pressão positiva em ratos. Erros volumétricos percentuais absolutos menores que 1% demonstram que a calibração não-linear é adequada para medidas de fluxo e volume em ratos submetidos a ventilação mecânica.

**Abstract** - A method for design and calibration of unicapillary pneumotachographs to be used in small animals is presented. The design, based on Poiseuille's law, measurement conditions and physiological minimal interference, aims to define a set of solutions for internal radius and length values. Linear and third order polynomial calibration and tests were done for conditions of positive pressure ventilation in rats. Percentual absolute volumetric errors (lower than 1%) show that nonlinear calibration is adequate for flow and volume measurements in rats, under mechanical ventilation.

## Introdução

Pequenos animais vem sendo largamente utilizados em medicina experimental, devido a sua grande disponibilidade, facilidade de manipulação e menores pressões de ordem econômica, ética, política e social. Em relação ao sistema respiratório, esta tendência representa grandes desafios, uma vez que várias variáveis fisiológicas apresentam reduções de até mil vezes em seus valores, quando comparadas aos valores humanos.

Alguns autores, como Glass e cols.<sup>1</sup> e Mortola e Noworaj<sup>2</sup>, têm estudado o emprego da pneumotacografia em pequenos animais, utilizando pneumotacógrafos unicapilares (PT). Seu uso requer coeficientes de calibração diferentes para a inspiração e expiração e atenção para as não-linearidades. No caso de ventilação mecânica em animais, deve ser considerada também a pressão positiva do sistema. Ainda não estão definidos critérios para o projeto e calibração do PT, que atendam as particularidades de cada situação experimental.

Neste trabalho são apresentados critérios para projeto de PT para uso em pequenos animais, e sua avaliação através de calibrações linear e não-linear<sup>3</sup>, em situações de pressão positiva, como na ventilação mecânica.

## Métodos

O PT foi construído baseado em 4 critérios: laminaridade, pressão diferencial mensurável, mínima interferência com a mecânica respiratória e mínimo espaço morto. Foi

confeccionado em PVC e visando reduzir o espaço morto, todas as conexões foram incorporadas ao corpo do dispositivo.

Foi construído um modelo físico de pulmão, de acordo com o critério proposto pela ISO 5369/87<sup>4</sup> para modelos de pulmão humano, adaptado para o presente caso, com complacência e resistência compatíveis com as de ratos normais<sup>5</sup>.

O PT foi conectado a um transdutor de pressão diferencial (Celesco, modelo LCVR) e o sinal de tensão obtido, foi amplificado, filtrado e amostrado em 100 Hz num microcomputador IBM-PC compatível, através de um conversor A/D de 12 bits.

A calibração do PT e os testes foram realizados com seringa calibrada de 2 ml, ar na temperatura ambiente e PT não aquecido. As curvas de calibração foram construídas a partir de injeções manuais, sempre utilizando 4 faixas de fluxos: baixa (1 a 4 ml/s), mediana (4 a 8 ml/s), alta (8 a 12 ml/s) e média (1 a 12 ml/s), e ajustadas por reta e polinômio de grau 3.

Durante a inspiração, o PT foi ligado ao modelo de pulmão sendo a seringa conectada ao ramo inspiratório, e ocluído o ramo expiratório. Na expiração a seringa substituiu o modelo pulmonar, sendo ocluído o ramo inspiratório.

Na inspiração, foram estudadas e comparadas as situações de pressão positiva e pressão ambiente (modelo aberto para a atmosfera). 50 testes foram realizados em cada uma das situações estudadas, para avaliação da calibração.

Análise de variância foi utilizada para comparar os erros volumétricos percentuais

absolutos entre as calibrações linear e polinomial, obtido nos testes, sob diferentes faixas de fluxo médio.

## Resultados

As dimensões do PT, calculadas pelos 4 critérios, foram 0,90 mm para o raio interno, 15,0 mm de distância entre as tomadas de pressão e 60,0 mm de comprimento.

Na figura é apresentada uma curva de calibração polinomial, durante inspiração com modelo pulmonar aberto (pressão ambiente). Observa-se que a calibração com fluxos baixos, diverge fortemente das outras, acima de fluxos de 7 ml/s.

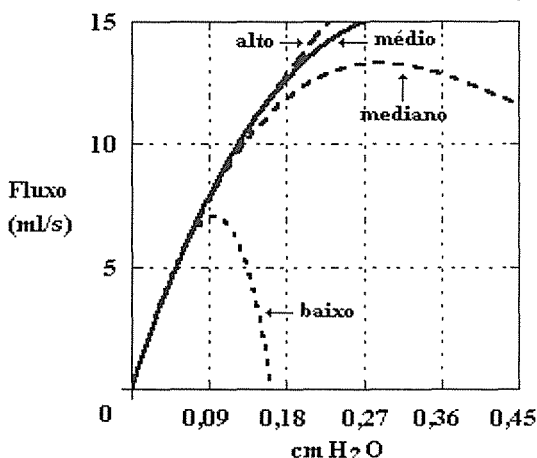


Figura: Curvas de calibração polinomial, de diferentes fluxos para inspiração com o sistema aberto (pressão ambiente).

Na tabela são apresentados os erros médios percentuais absolutos dos volumes de cada teste, sob fluxos médios de 1 a 12 ml/s, calculados com diferentes curvas de calibração e ajustes.

Tabela: Erros volumétricos médios percentuais absolutos, obtidos a partir das várias curvas de calibração (a=alta, m=mediana, b=baixa e M=média), na inspiração com pressão ambiente (1) e pressão positiva (2) e na expiração (3).

	LINEAR				POLINOMIAL			
	a	m	b	M	a	m	b	M
1	9,86	6,72	6,83	6,99	0,99	1,28	5,40	0,88
2	9,87	8,00	9,20	8,21	1,08	3,40	16,2	0,85
3	0,97	2,71	3,06	2,76	3,97	1,08	10,8	0,77

Na inspiração, os menores erros ocorrem quando se usa calibração não-linear com fluxos médios e altos. Contudo, erros bem maiores são

obtidos quando se usa fluxos baixos. Resultados semelhantes são obtidos para a expiração.

## Discussão e Conclusões

O PT construído apresentou ótimo desempenho e pelos resultados, efeitos de entrada tiveram pequena contribuição na maioria dos testes.

A calibração polinomial forneceu erros menores que a linear, constatando-se reduções acentuadas dos erros. Observou-se também, a não dependência dos erros relativos com o fluxo, na calibração não-linear, devido a uma melhor adaptação da curva polinomial. A calibração não-linear envolve o conhecimento prévio da faixa de fluxo experimental, acarretando erros altos quando utilizada em faixa distinta de fluxos. Neste caso, observa-se erros menores na calibração linear. Poucas diferenças são observadas quando se compara os resultados obtidos para pressão ambiente e pressão positiva. Isto leva à possibilidade de se calibrar o pneumotacógrafo em pressão ambiente para emprego em situações de pressão positiva para complacência normal, quando não for possível a calibração nesta situação.

## Agradecimentos

A Amauri J. Xavier, Luciano T. Kagami, Luiz C. A. da Costa e Marcos A. Dias Lima pelo apoio técnico e à FUJB pelo apoio financeiro.

## Referências

- <sup>1</sup>GLASS, M.L.; WOOD, S.C.; JOHANSEN, K. The application of pneumotachography on small unrestrained animals. *Comp. Biochem. Physiol.*, v. 59A, p. 425-427, 1978.
- <sup>2</sup>MORTOLA, J.P.; NOWORAJ, A. Two-sidearm tracheal cannula for respiratory airflow measurements in small animals. *J. Appl. Physiol.*, v. 55, p. 250-253, 1983.
- <sup>3</sup>GIANNELLA-NETO, A.; VALE, M.J.O.; VIDAL MELO, M.F. Accurate calibration of pneumotachographs using a syringe and polynomial curve fitting. *14th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, v. 2, p. 693-694, 1992.
- <sup>4</sup>TECHNICAL COMMITTEE ISO/TC 121. *Breathing machines for medical use - Lung ventilators (ISO 5369)*. Geneve: International Organization for Standardization, 1987.
- <sup>5</sup>LAI, Y.L.; HILDEBRANDT, J. Respiratory mechanics in the anesthetized rat. *J. Appl. Physiol.*, v. 45(2), p. 255-260, 1978.

# Investigação sobre o controle térmico PWM para aplicação em um instrumento PCR

João E. M. Perea Martins \*; Álvaro Garcia Neto \*\*

\* Departamento de Computação - Faculdade de Ciências - UNESP  
C. P. 473 - CEP. 17001-970 - Bauru/SP  
E-mail: perea@azul.bauru.unesp.br

\*\* Departamento de Física e Informática - Instituto de Física de São Carlos - USP  
C. P. 369 - CEP. 13560-970 - São Carlos/SP  
E-mail: alvaro@uspifsc.ifqsc.sc.usp.br

**Resumo:** Este trabalho apresenta o resultado sobre a investigação do sistema de controle térmico pelo processo PWM (*Pulse Width Modulation*), a ser utilizado no desenvolvimento de um instrumento de baixo custo para automação de experimentos com PCR (*Polymerase Chain Reaction*), que use fluxo de ar para transferência de calor.

**Abstract:** This paper shows the result of the investigation of a PWM (*Pulse Width Modulation*) thermal control process, applied to the development of a low cost PCR (*Polymerase Chain Reaction*) instrument, using air flow for the heat transfer.

## Introdução

A técnica de PCR (*Polymerase Chain Reaction*) permite a síntese exponencial de cópias da molécula de DNA *in vitro*<sup>1</sup>. Esta técnica é uma importante ferramenta da biologia molecular e engenharia genética, sendo útil em áreas como a medicina legal<sup>2</sup> ou em aplicações de diagnósticos clínicos<sup>3</sup>, permitindo a detecção de anticorpos e análise do comportamento reativo a antibióticos<sup>1</sup>, possibilitando que o agente causador da doença seja rapidamente isolado e combatido.

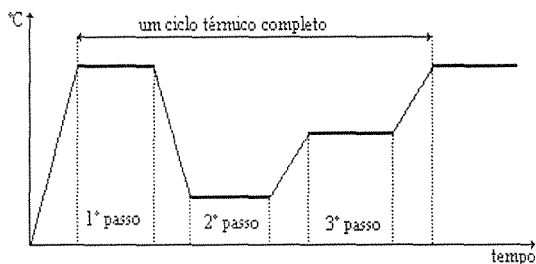


Figura 1. O ciclo térmico do processo de PCR.

O processo de PCR emprega uma enzima chamada *DNA polymerase* e necessita de um ciclo térmico formado por três temperaturas diferentes. Esse ciclo térmico é exemplificado na figura 1 e viabiliza um passo completo de cópias das moléculas de DNA. Para a utilização desse processo é necessário um instrumento formado por um módulo computacional de controle e uma fonte térmica, que podem ser exemplificados conforme o esquema da figura 2<sup>4</sup>.

Inicialmente implementamos o módulo computacional de controle, que é baseado no microcontrolador 80N535, possui poucos componentes eletrônicos, oito entradas para

sensoriamento térmico com precisão de 0.5°C, visor de cristal líquido e teclado para entrada de dados<sup>5</sup>.

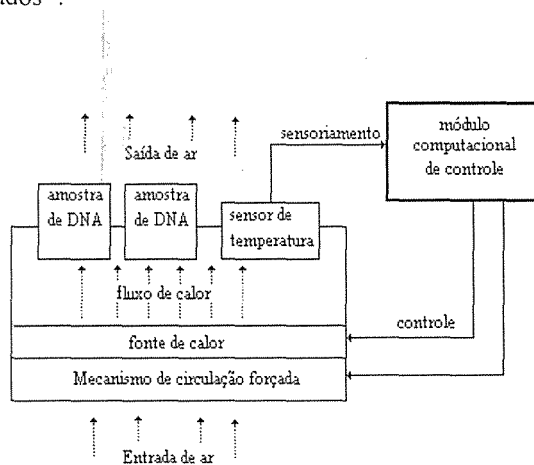


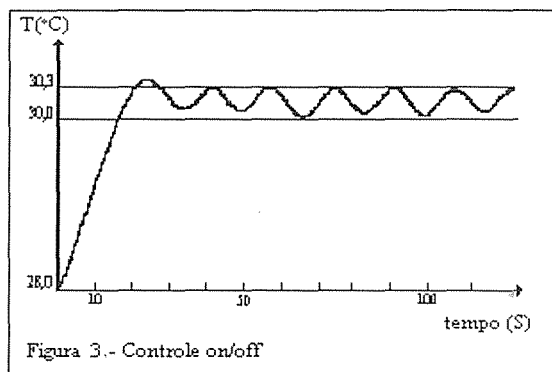
Figura 2. Demonstração de um instrumento para automação de PCR.

A fonte térmica pode ser desenvolvida com base na transferência de calor por fluxo de fluidos ou efeito *Peltier*, que apresentam problemas de custo e durabilidade<sup>6</sup>. Assim, o controle térmico apresentado neste trabalho está sendo utilizado no desenvolvimento de um instrumento que use uma fonte térmica formada por resistores elétricos e fluxo de ar para a transferência de calor, o que pode permitir o desenvolvimento de um instrumento mais barato.

## Metodologia

Para implementação e análise do processo PWM de controle térmico, foi utilizado um sistema formado por um resistor de níquel-cromo envolvido em placas de mica. Este sistema

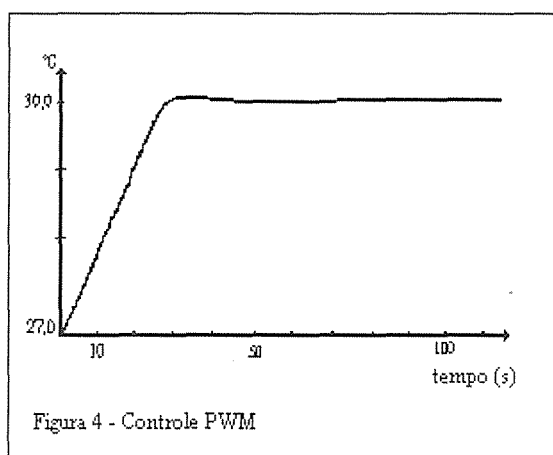
foi utilizado em um trabalho anterior<sup>4</sup>, onde foi comprovada a eficiência do módulo computacional de controle através do sistema *on/off*, cujo resultado é mostrado na figura 3.



A técnica PWM foi escolhida, nesse trabalho, porque pode ser implementada exclusivamente com técnicas de programação, sem o acréscimo de componentes eletrônicos. Após sua implementação, foi realizada uma análise da sua estabilidade térmica e foi feita uma comparação com o sistema *on/off*.

## Resultados

No sistema *on/off*, observam-se oscilações com período de 17 segundos e variações térmicas em torno de 0,25°C, conforme é mostrado na figura 3. Pode-se calcular a quantidade de calor trocada em cada oscilação por  $Q1 = m * c * (0,5°C)$ .



No controle PWM, cuja resposta é mostrada na figura 4, a temperatura se mantém muito perto de um valor fixo, com uma oscilação em torno de 0,05°C em um período de

165 segundos, assim, a quantidade de calor trocada, neste período, é  $Q2 = m * c * (0,1°C)$ .

Como  $m$  e  $c$  são constantes, a razão absoluta entre as quantidades de calor nos dois sistemas é de 48,5 vezes. Isto mostra a eficiência do sistema PWM neste controle térmico, que foi implementado sem acréscimos de componentes eletrônicos ao módulo computacional.

## Conclusões

O sistema de controle PWM demonstrou um comportamento atrativo, pois, é de baixo custo, fácil implementação e permitiu uma estabilização térmica sem prejuízos da qualidade desejada, o que pode viabilizar o seu uso na implementação de um instrumento de baixo custo para automação de experimentos com PCR.

## Referências

- SANO, T.; *et al.* "Immuno-PCR: Very Sensitive Antigen Detection by Means of Specific Antibody-DNA Conjugates". *Science*. v. 258, p.120, 1992.
- ERLICH, H. A.; GELFAND, D.; SNINSKY, J. "Recent Advances in the Polymerase Chain Reaction". *Science*, v. 252, p. 1642-1651, 1991.
- SAIKI, R. K.; *et al.* "Enzymatic Amplification of B-Globin Genomic Sequences and Restriction Site Analysis for Diagnosis of Sickle Cell Anemia". *Science*. v. 230, p. 1350 -1354, 1985.
- Martins, J. E. M. Perea; Garcia Neto, A. "Desenvolvimento de um Módulo Computacional de Controle Para Automação de Experimentos com PCR". IV Congresso Brasileiro de Informática em Saúde. v.2, p.190-193, Porto Alegre - RS, 1994.
- MARTINS, J.E.M.Perea. "Desenvolvimento De Um Kernel Programável De Controle, Com Aplicações Em Telepluviometria e Automação de Experimentos de PCR", Dissertação de Mestrado, IFQSC - USP, Brasil, 1993.
- OSTE, Christian. "PCR Technology - Principles and Applications For DNA Amplification". Capítulo quatro: "PCR Automations". Henry A. Erlich Editor - W. H. Freeman and Company - Ney York - EUA, 1992.

Apoio financeiro do PADCT/CNPq.

# Sistema NMES Multicanal de Dupla Modulação Controlado por Computador

Alessandro Ledra Zagheni e Percy Nohama

LER: Laboratório de Engenharia de Reabilitação/PUC PR - CPGEI/CEFET-PR  
PUC PR: Rua Imaculada Conceição 1155, Prado Velho, Curitiba, PR, CEP 80215-901. Fax: (041) 330-1620

**Resumo:** Este artigo descreve um sistema NMES desenvolvido com o objetivo de investigar locomoção artificial em pacientes paraplégicos. O sistema possui 16 canais de estimulação independentes e 8 entradas para monitoração e realimentação. O estimulador é controlado por computador através de um programa desenvolvido em *Visual C++*, capaz de gerar formas de ondas complexas, com pulsos de duração entre 1-150 $\mu$ s e frequência de 0,1-10kHz, amplitude máxima de 200V e frequência de *bursts* de 2-1000Hz, permitindo simultaneamente modulações PAM e PWM.

**Abstract:** This paper describes a NMES system developed with the goal of restoring the locomotion in paraplegic patients. The system has 16 independent stimulation channels and 8 analog inputs for monitoring and feedback. The stimulator is computer controlled through a program developed in *Visual C++*, being able to generate complex waveforms, with pulse duration between 1-150 $\mu$ s and frequency of 1-10kHz, amplitude up to 200V and burst frequency from 2 up to 1000Hz, allowing simultaneously PAM and PWM techniques.

## Introdução

A estimulação elétrica neuromuscular (NMES) tem se mostrado um método eficaz na restauração da função motora de membros inferiores ou superiores de pacientes com lesão medular<sup>1,2,3</sup>.

Com o propósito de investigar sequências e estratégias estimulatórias destinadas à locomoção, desenvolveu-se um sistema NMES multicanal controlado por computador que apresenta uma característica inovadora: modulações PAM e PWM simultâneas.

O sistema desenvolvido contém 16 canais estimulatórios independentes, com possibilidade de controle das durações de pulso e de *burst*, do número de pulsos por *bursts* e da amplitude do sinal. Possui 8 entradas analógicas para monitoração e realimentação e permite, ainda, conexão com outros dispositivos tais como reconhecedor de voz e estimulador sensorial.

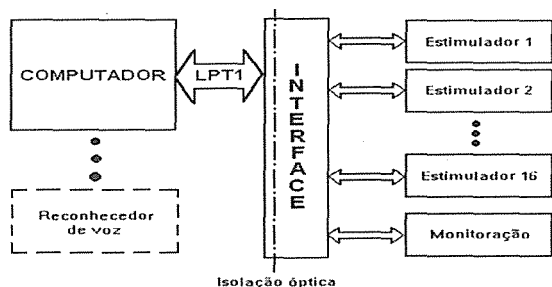


Fig. 1 - Diagrama de blocos do estimulador.

## Materiais e Métodos

O *hardware* do instrumento (fig. 1) consiste em um computador 486DX2 50MHz, 16 módulos de estimulação, um circuito de monitoração e um circuito de interface. Um

*software*, desenvolvido em *Visual C++*, fornece uma interface com o sistema, permitindo criar e modificar os sinais de estimulação e controlar os sinais de monitoração.

O circuito de interface possui duas funções: isolar opticamente o computador do estimulador e permitir a comunicação entre eles (programar independentemente cada canal e ler informações do módulo de monitoração).

O módulo de monitoração possui 8 canais de entrada, permitindo a leitura de sinais entre 0-5V, com 8 bits de resolução. Os sinais medidos podem servir de realimentação ao sistema quando se utilizam sensores para determinar forças de reação, torques, posição ou sinais de EMG dos membros estimulados.

A fig. 2 mostra o diagrama de blocos de um canal isolado do estimulador. Os blocos "conversor D/A de amplitude", "conversor D/A de ganho" e "gerador de *burst* e portadora" são os blocos em que o computador pode atuar através da interface, informando a amplitude e o ganho do sinal desejado e programando o circuito de tempo, respectivamente. Os demais blocos são utilizados para processamento do sinal gerado nestes três blocos.

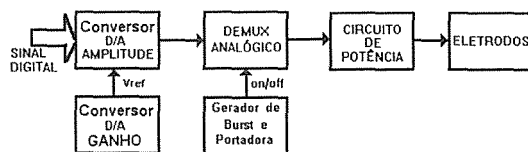


Fig. 2. Diagrama de blocos de um canal do estimulador.

Os dois blocos de conversão D/A são responsáveis pela envoltória do sinal de estimulação. A modulação PAM é obtida com o conversor D/A de amplitude. O controle do ganho



permite que a resolução de conversão seja máxima para qualquer amplitude de entrada<sup>4</sup>.

O gerador de *burst* e *portadora* permite controlar a duração do tempo de *on* e de *off* dos pulsos do *burst* e da portadora, sendo responsável pela modulação PWM. O *demux* analógico é responsável pela modulação do sinal PAM, combinando o sinal de amplitude com o gerador de *burst* e *portadora*.

O sinal obtido já representa o sinal estimulatório, mas com baixa amplitude, necessitando amplificação, a qual é feita no circuito de potência, que eleva o sinal para os níveis de tensão desejados. Os eletrodos excitam o nervo, induzindo à contração muscular.

## Resultados

O estimulador pode gerar sinais complexos, como mostrados nas figuras 3 e 4, permitindo simultânea e independentemente as modulações PAM e PWM, para cada canal.

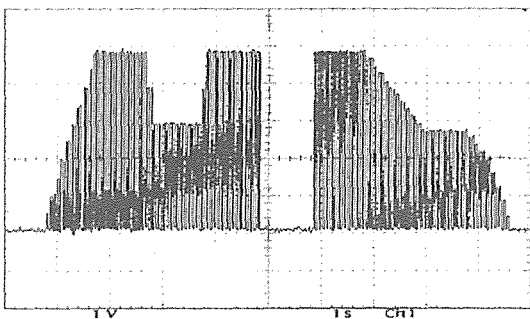


Fig. 3 - Exemplo de padrão estimulatório para um ciclo hipotético de levantar, ficar em pé, dar um passo e sentar.

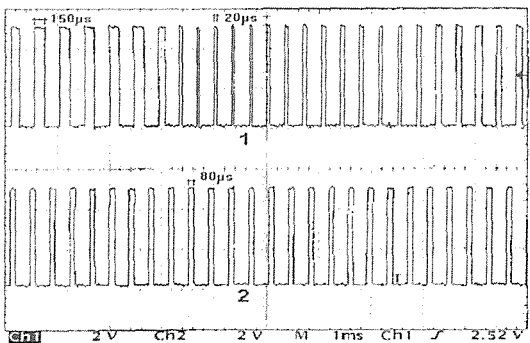


Fig. 4 - Em 1, representa-se a modulação PWM, com a largura dos pulsos da portadora variando entre 20µs e 150µs. Em 2, a largura dos pulsos da portadora é fixa em 80µs.

A duração dos pulsos da portadora varia de 1 a 150µs, com resolução de 0,5µs, atingindo níveis de tensão até 200V. Para os *bursts*, a duração varia de 10 a 320ms, com resolução de 5µs. Isto permite gerar portadoras com frequência entre 0,1 e 10kHz e *burst* com frequência entre 2 e 1000Hz, correspondendo às faixas usuais de estimulação de acordo com Aranda & Seireg<sup>5</sup>.

No circuito de monitoração, o tempo

médio de conversão para uma entrada é de 100µs. O sistema NMES responde a cada 2ms, para programar nos 16 canais de estimulação novos ganhos, amplitudes, frequências de *bursts*, largura dos pulsos da portadora e ler as oito entradas de monitoração.

## Conclusões

O estimulador configura-se como um gerador de funções arbitrárias capaz de gerar ondas complexas e padrões específicos para estimulação motora funcional. Com as modulações simultâneas PAM e PWM, espera-se conseguir maior suavidade e um controle fino nos movimentos, menor carga transferida minimizando irritações da pele<sup>6</sup> e, principalmente, redução da fadiga muscular pelas técnicas de *N-Let Pulses Train*<sup>3</sup> ou pela variação dos pulsos de *burst*<sup>7</sup>.

Com a instrumentação virtual desenvolvida, as pesquisas em estratégias estimulatórias tornam-se mais flexíveis, permitindo a criação ou modificação do sinal estimulatório rapidamente, além do armazenamento destes sinais e das informações do paciente. Futuramente, as entradas de monitoração serão utilizadas para fornecer realimentação ao sistema.

## Referências Bibliográficas

- 1 PECKHAM, P. H. - *Functional Neuromuscular Stimulation*. Phys. Technol., v.12, p.114-121; 1981.
- 2 PETROFSKY, J. S. & PHILLIPS, C. A. - *A Computer-Controlled Walking System: The Combination of an Orthosis with FES*. Clinical Engng., v. 11, n. 2, p.121-133, 1986.
- 3 KARU, Z. Z.; DURFEE, W. K. & BARZILAI, A. M. - *Reducing Muscle Fatigue in FES Applications by Stimulating with N-Let Pulse Trains*. IEEE Trans. Bio. Engng, v. 42, n. 8, p. 809-817, 1995.
- 4 NOHAMA, P.; LOPES, A. M. V. A. & CLIQUET JR., A. - *A 3-Channel Microcomputer Controlled PAM Electrotactile Stimulator for Sensory Communication*. Proc. IEEE SMC, v. 2, p. 1011-1015, 1995.
- 5 ARANDA, J. M. & SEIREG, A. - *Electrical Parameters for Over-the-skin Muscle Stimulation*. Journal of Biomechanics, v. 14, n. 9, p. 579-585, 1981.
- 6 CRAGO, E. P.; PECKHAM, P. H. & THROPE, G. B. - *Modulation of Muscle by recruitment during intramuscular stimulation*. IEEE trans. Bio. Engng. v. 27, n. 12, p. 670-684, 1980.
- 7 JONES, D. A; BIGLAND-RITCHIE, B. & EDWARDS, R. H. T. - *Excitation Frequency and Muscle Fatigue: Mechanical Response during Voluntary and Stimulated Contractions*. Experimental Neurology, v. 64, p. 401-413, 1979.

## Agradecimentos

Os autores agradecem ao CNPq e à Fundação Bamerindus pelo apoio recebido.

zagheni@cpgei.cefetpr.br

# Pré-Amplificador para Biopotenciais com Alto Ganho e sem Problemas de Offset de Eletrodos

M.N. Souza<sup>1,2</sup> e L.C.A. Fonseca<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Programa de Engenharia Biomédica - COPPE/UFRJ  
Centro de Tecnologia, bloco H, sala 327, Ilha do Fundão - Rio de Janeiro (RJ) - CX. Postal 68510

<sup>2</sup> Departamento de Engenharia Eletrônica - E.E./UFRJ  
Centro de Tecnologia, bloco H, sala 217, Ilha do Fundão - Rio de Janeiro (RJ)  
E-mail: souza@serv.peb.ufjf.br e LCAF@serv.peb.ufjf.br

**Resumo:** O *offset* dos eletrodos de captação de biopotenciais normalmente impede a utilização de ganhos elevados dos pré-amplificadores associados, devido a saturação dos mesmos. Neste trabalho será apresentada uma nova topologia que resolve o problema mencionado, possibilitando ganhos e CMRR elevados.

**Abstract:** The electrode offset effect normally forbides high gains in bioelectric preamplifiers, due the saturation of the formers. In this work we present a new topology that solves the mentioned problem, resulting in high gains and CMRR preamplifiers.

## Introdução

A medição de biopotenciais impõe, aos pré-amplificadores utilizados para esta finalidade, características tais como alto ganho, baixo ruído de entrada, alta impedância e alta rejeição de modo comum (CMRR) (Wester<sup>1</sup>). Apesar da topologia clássica de amplificadores de instrumentação poder teoricamente se adequar diretamente ao problema, as tensões de *offset* dos eletrodos acrescentam uma séria restrição ao ganho elevado de tais pré-amplificadores, devido à saturação dos CIs utilizados no projeto.

Uma solução para este problema é a utilização de capacitores de desacoplamento na entrada ou mesmo internamente. Porém devido a corrente de *bias* dos CIs, esta solução necessita da inclusão de resistores associados, que irão reduzir uma das características importantes, ou seja, a impedância de entrada. Além disto, devido ao valor das frequência de corte inferior, usualmente bastantes baixas (< 5 Hz), os capacitores dimensionados no caso real sempre assumem valores acima de 100nF. Isto faz com que esta solução não só aumente o número de componentes do circuito, como também o layout da montagem (Metting VanRijnet et al. <sup>2,3</sup>).

Pelas razões expostas acima, topologias que empregam outras técnicas para solucionar o problema da tensão de *offset* dos eletrodos e permitir a elevação do ganho diferencial são normalmente encorajadas.

Este trabalho apresenta uma nova topologia baseada na inclusão de uma malha de realimentação na topologia clássica de um amplificador de instrumentação com 3 amplificadores operacionais. Esta malha só atua em baixas frequências e faz com que o nível médio da saída permaneça em zero volts, mesmo com níveis severos de *offset* na entrada.

## Metodologia

A topologia clássica de um amplificador de instrumentação com 3 amplificadores operacionais é ilustrada na figura 1 (bloco marcado com linha cheia). É sabido (Wester<sup>1</sup>) que neste topologia o ganho diferencial (GD) é dado por:

$$GD = \left(1 + 2 \cdot \frac{R2}{R1}\right) \cdot \left(\frac{R4}{R3}\right) \quad (1)$$

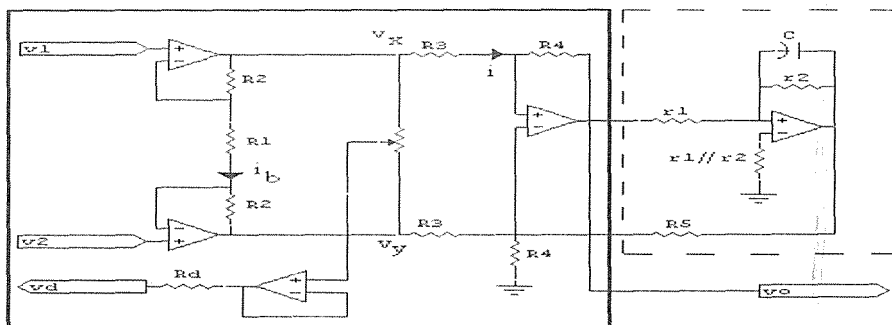


Figura 1: Topologia clássica de amplificador de instrumentação com 3 amplificadores operacionais e modificações para a nova topologia

O problema de se obter uma nova configuração que apresente uma solução para o problema de *offset* dos eletrodos, a partir da topologia clássica, pode ser entendido como realizar-se uma alteração na topologia básica que garanta alto ganho e frequência de corte inferior maior que a menor componente do sinal que se deseja medir, sem contudo destruir as qualidades de CMRR e baixo ruído, e ainda sem o uso de capacitores de desacoplamento. Uma possível alteração é mostrada na figura 1 (bloco marcado como linha tracejada).

Se considerarmos que o bloco tracejado possui ganho  $A$ , e assumindo que  $R5 \gg \left( \frac{R3 \cdot R4}{R3 + R4} \right)$ , pode ser demonstrado que:

$$GD = \left( 1 + 2 \cdot \frac{R2}{R1} \right) \cdot \left( \frac{R4}{R3} \right) \cdot \left( \frac{1}{1 + A \cdot \frac{R4}{R5}} \right) \quad (2)$$

Então, uma vez que o bloco tracejado representa um filtro passa-baixas (que deverá possuir uma frequência de corte bem abaixo da menor frequência do sinal a ser amplificado), o comportamento de  $GD$  pode ser assim resumido:

1- para frequências na banda passante do pré-amplificador, onde  $A \cdot \frac{R4}{R5} \ll 1$  (banda de rejeição do bloco passa-baixas), o ganho diferencial tenderá para o ganho da configuração clássica e dado pela equação (1).

2 - para frequências na banda de passante do bloco pontilhado, e uma vez que este bloco é projetado para fornecer um ganho  $A$  elevado, o ganho

diferencial tenderá para zero, eliminando o efeito de *offset* dos eletrodos.

## Resultados e Conclusões

A topologia apresentada na figura 1 foi implementada para a medição de sinais eletromiográficos, com ganho diferencial de 200, que é um valor bem mais elevado que o ganho que normalmente poderia ser utilizado com a topologia clássica, (sem o efeito de saturação do pré-amplificador, devido ao *offset* dos eletrodos). O CMRR obtido foi maior que 70dB. Os sinais provenientes do pré-amplificador apresentaram também uma boa relação S/R (maior que 60 dB), possibilitando uma perfeita aquisição dos sinais eletromiográficos para tratamento via software.

## Referências

- <sup>1</sup> WEBSTER, J.C. (1973): 'Medical instrumentation: application and design'
- <sup>2</sup> METTINGVANRJIN, A.C., Peper, A. and Grimbergen, C.A. (1991a): 'High quality recording of bioelectric events. Part 2: Low-noise, low-power multichannel amplifier design', *ibid*, 29, pp. 433-440
- <sup>3</sup> METTINGVANRJIN, A.C., Peper, A. and Grimbergen, C.A. (1991b): 'The isolation mode rejection ratio in bioelectric amplifiers', *IEEE Trans. BME*, 38, pp. 1154-1157

# Medidor não invasivo de kVp, R/M e Tempo de Exposição

Flávio T. van der Laan e Alwin W. Elbern

Departamento de Engenharia Nuclear - UFRGS  
Av. Oswaldo Aranha, 99/4º andar, Porto Alegre, RS 90046-900

**Resumo** - Neste trabalho descreve-se um instrumento de medida de parâmetros de controle de qualidade de Aparelhos de Raios X. O protótipo, desenvolvido com microcontrolador 80C31, é constituído de teclado de funções, display alfanumérico de 2X16 linhas, e cápsula sensora, contendo os diodos PV. Os testes e calibração, foram executados com os aparelhos de RX, do Hospital Santa Rita de Porto Alegre.

**Abstract** - This work describes the development of an instrument for fast measurement of essential parameters related to quality control of X-ray equipment. This unit is designed with a 80C31 microcontroller, a function keyboard, an alphanumeric display and a probe with PV diodes. Testing and calibration in this non-invasive instrument has been done at the X-rays equipment of the Santa Rita Hospital in Porto Alegre.

## Introdução

Uma das causas de exposição com altas doses de radiação em pacientes e profissionais que trabalham com aparelhos de Raios X, é a repetição de exposições devido ao mau funcionamento destes aparelhos. O mau funcionamento produz imagens radiográfica sem a qualidade necessária para uma boa interpretação, ocasionando a repetição de exames. A pobre qualidade de imagem radiográfica e a conseqüente exposição desnecessária do paciente contribuem para o aumento da dose de radiação na população. A probabilidade de danos da radiação ionizante em uma população, depende da dose absorvida a que está submetida. Programas institucionais e instrumentos para controle de qualidade Radiológica, podem contribuir para reduzir estas doses, e assim, prevenir doenças causadas pela radiação.

O equipamento desenvolvido, designado de MCQ - RX Medidor de Controle de Qualidade em RX, possui características de medidas rápidas de forma não invasiva de kVp, tempo e taxa de exposição, que são parâmetros essenciais ao controle de qualidade de aparelhos de raios X (RX). A medida destas grandezas permite detectar problemas de calibração e mau funcionamento, sem necessidade de abrir os aparelhos de RX.

Neste trabalho descrevemos um sistema de aquisição de dados destinado a medir alta tensão, tempo e exposição em aparelhos de RX Diagnóstico.

Desenvolvemos o circuito baseado no microcontrolador 80C31. O sensor é constituído de diodos fotovoltaicos, acoplados a um conversor A/D AD-0808, 8 bits, multiplexado para até 8 canais de leitura. As medidas são mostradas em um display de Cristal Líquido, alfanumérico 2X16

caracteres. A programação é realizada via Teclado de 16 teclas e uma saída serial padrão RS-232 permite a transferência dos dados medidos para um microcomputador.

## Sensor

Dois diodos PV SHF-207, são montados numa cápsula preta protegida da luz visível, com dois filtros de cobre de espessuras diferentes. Dois amplificadores de corrente condicionam o sinal ao conversor A/D para aquisição. A técnica transmissão diferencial é usada para a leitura de kVp do instrumento. A taxa de exposição em R/M (Roentgen por minuto) é obtida pela leitura de um único sensor, e o tempo de exposição, por uma operação de temporização do microcontrolador.

## Aquisição e processamento

Na fig.1 temos o diagrama em blocos do medidor, sendo constituído da cápsula sensora, com o respectivo condicionamento de sinais, a aquisição executada pelo conversor A/D 0808, e o processamento desenvolvido pelo programa interno em EPROM de 4k.

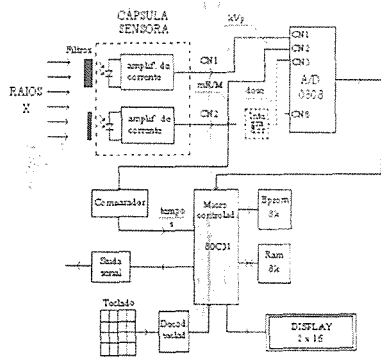


Figura 1 Diagrama em blocos

O programa interno é constituído do programa gerenciador, rotinas de alta tensão, rotina de taxa de exposição e rotina de tempo de exposição. As rotinas são chamadas via teclado, mostrando no display as respectivas operações de leitura. O medidor armazena na memória aproximadamente 1700 leituras, que poderão ser descarregadas por saída serial para microcomputador. Tabelas de conversão residentes em ROM permite a calibração das escalas em até 10 pontos das respectivas curvas de calibração.

### Resultados / Conclusão

As medidas de kVp, foram realizadas num aparelho Siemens de radiodiagnóstico, modelo Heliofos 4E, em condições que provam a independência da distância tubo de RX, ao medidor, da corrente de feixe, da filtragem, e do tempo de exposição.

Com o aparelho de raios X, ajustado para um tempo de exposição de 0,5 segundos, e uma corrente de feixe de 80 mA, e para potenciais de 50 a 125 kVp, mediu-se com o protótipo a uma distância de 40 cm do tubo. Como padrão utilizouse o aparelho de kVp da RTI mod. Mini X-Plus (1% precisão) a 40 cm do tubo (tabela 1). Na tabela 2, temos os resultados da escala Rm/M e na tabela 3 os resultados do tempo de exposição. Como conclusão desenvolveu-se um medidor rápido, de boa estabilidade e precisão requerida para a aplicação específica de controle de qualidade.

Tabela 1 Erro % Prot: 40 & RTI 40 cm

Dial RX (kVp)	RTI (kVp)	Protot. (kVp)	Erro %
50	50,9	52,93	+3,98
60	62,2	60,48	-2,70
70	72,0	70,56	-2,00
81	86,4	86,18	-0,25
90	94,1	93,99	-0,12
102	106,6	107,10	+0,47
109	112,4	116,17	+0,91
125	125,4	129,78	+3,40

Tabela 2 Taxa de exposição

d (cm)	Dos. Palmer (R/min)	Medidor Protot. (R/min)	F <sub>c</sub>	Leitura corrigida F <sub>c</sub> = 0,92
30	158,4	171	0,926	157
50	56,12	61	0,920	56
90	13,2	16	0,915	14

Tabela 3 Tempo de exposição

Dial RX (seg.)	RTI (seg.)	Prot. 1 (seg.)	Prot. 2 (seg.)
0,08		0,078	0,083
0,1	0,098	0,104	0,102
0,2		0,224	0,216
0,5	0,604	0,636	0,610
0,8	0,955	0,992	0,98
1,0	1,142	1,116	1,11
2,0		2,206	2,183

# Controlador Programável para a Administração Intravenosa de Líquidos.

Mauricy Alves da Motta<sup>1</sup> e Glaucio Bezerra Brandão<sup>1</sup>

Laboratório de Eng. Biomédica - Depto. de Biofísica e Radiobiologia  
UFPE - Av. Prof. Moraes Rego. s/n -50670-901 Cid. Universitária, RECIFE PE  
E\_Mail: Motta@Npd.Ufpe.Br

**Resumo** - O controlador do fluxo de líquido atua em uma pinça, ativada através de um motor de passo, que comprime um tubo de descarga a fim de manter a frequência do gotejamento constante. Ele se baseia em um transdutor infravermelho que transforma o período de gotejamento em pulsos elétricos, que interceptam o feixe infravermelho de um transdutor fixado no equipo. Os sinais são comparados aos previamente fixados como referências e a tensão elétrica resultante é aplicada no motor de passo que regula a abertura da pinça. Os teste indicam um desvio de 0,2%, erro de 0,87% e histerése de 0.6% além de excelente precisão devido a circuitos especiais adicionados ao aparelho.

**Abstract** - The liquid flow controller acts on a pincer activated by a step-motor. that constrains a discharge tube in order to maintain the drip frequency constant. It is based on an infrared transducer, that transforms the dripping period in electric pulses when intercepts the infrared beam of the transducer. Submitted to digital treatment, these signals are compared to those previously set as a reference and the resulting electric tension applied onto the step-motor to regulate the pincer overture. Tests shown a very low drift (0.2%), error (0.87%) and histeresys (0.6%), exhibiting an excellent accuracy due to special circuits added to the device framework.

## Introdução

Os métodos produzidos no Brasil para a administração programada de medicamentos por via venosa<sup>1,2</sup>, constam de sistemas onde o líquido é injetado por uma seringa, cujo êmbolo avança a uma velocidade constante, sendo portanto útil para a administração contínua de medicamentos concentrados<sup>3,4</sup>. Neste caso, se houver um pequeno erro sistemático, a dose de medicamento administrada variará consideravelmente: daí o aspecto crítico deste método<sup>5</sup>.

Um sistema ideal seria aquele que tolerasse e compensasse pequenos erros inerentes e outros erros acidentais, fosse robusto e de baixo custo. O controlador programável de fluxo líquido que é proposto baseia-se na utilização de um infusor de líquido, através da pressão hidrostática, onde a gravidade fará o escoamento do líquido através de um gotejador, medindo e controlando o número de gotas por minuto; poderá utilizar grande volume de líquido, o que permite a diluição de um medicamento a ser administrado, de modo que um erro sistemático terá pequenas conseqüências, visto que o regime de dose administrada é diminuto e assim o organismo terá maior capacidade de absorver o erro eventual de dose.

O desenvolvimento destes sistemas de medida e controle de fluxo líquido, encontrará aplicações sobretudo nas áreas médica e biológicas, além de ter utilidades em outras áreas<sup>6</sup>.

## Metodologia

O seu funcionamento baseia-se no gotejamento do líquido que flui em um equipo de injeção contínua de líquidos, através de pulsos elétricos gerados pela interrupção de um feixe de raios infravermelhos (I.V.) pelas gotas formadas no gotejador do equipo de infusão endovenosa, conforme mostra a Figura 1.

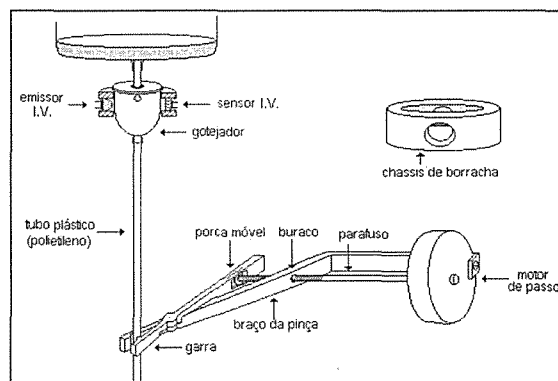


Figura 1-Vista esquemática do controlador

A cadência de gotas regulará - através de pulsos elétricos gerados na sua passagem - o fluxo de líquido à jusante, através de um motor de passo.

A tensão elétrica gerada é confrontada com a de um circuito gerador de sinal de referência (ajustada manualmente) programando o número de gotas a ser administrado por minuto. Se o período do sinal de entrada e o de referência não forem iguais, um circuito de controle aciona um motor, que através de uma pinça reduz ou

aumenta o fluxo: se os sinais forem iguais o motor não funciona. O controlador de fluxo é composto por três módulos: o óptico, o eletrônico e o eletromecânico, que se integram (Figura 2).

O primeiro módulo é composto por um chassis em forma de anel confeccionado em borracha que aloja emissor e um sensor óptico para I.V. com conexão óptica entre eles. Este liga-se a um circuito equalizador de pulsos, que filtra as anomalias provenientes de reflexos e respingos na formação das gotas, tornando os pulsos elétricos uniformes. Daí, o sinal é enviado ao segundo módulo (o eletrônico) que contém conversores (período-tensão e vice-versa), memória, circuito disparador e comparadores diferenciais, acoplados a um circuito de detecção de erro. Este conjunto se conecta ao controle digital do motor de passo.

O sinal enviado do módulo óptico é percebido pelo sistema comparador de pulsos do 2º módulo; após a sua conversão em pulsos, segundo a sua frequência e após alguns tratamentos do sinal de entrada, este circuito compara por tensão as frequências de entrada (gotejamento real) e a (gotejamento ideal) - estabelecida pelo operador. Se o sinal de entrada, somado ao de comparação for positivo ( $\pm 5\%$  em relação à referência), o circuito de controle do motor fará o motor de passo girar em um sentido ou (se o resultado da comparação for negativo) em sentido contrário.

O **terceiro módulo** (o eletro-mecânico) controla o fluxo de líquido através do gotejador do equipo de injeção, pela pressão mecânica de uma pinça aplicada ao tubo de polietileno do equipo, reduzindo assim o gotejamento à montante. Isto se faz com o módulo eletrônico fazendo o motor de passo girar (sentido horário ou anti-horário), com seu eixo acoplado a um parafuso que atravessa os braços da pinça metálica.

A pinça tem nas garras uma concavidade e uma convexidade que se encaixam quando a pinça está fechada, para fixar o tubo a ser apertado. Como os braços da pinça são 6 vezes mais compridos que as garras, formam um sistema de alavancas que dá maior precisão na regulagem do fluxo, graças à maior folga em torque e em número de passos para fechar ou abrir a passagem do líquido.

## Resultados

Os testes mostraram que o sistema ora em desenvolvimento tem um erro de 0,87% em 24 horas de funcionamento, um desvio de 0,2% e histerese de 0,6%. A variação de regime de gotejamento é feita após a queda de 3 gotas, que dá em média 20 segundos e seu consumo é de 50mA/h em média.

## Discussão/Conclusões

O sistema mostrou ser versátil e confiável, de baixo custo e robusto. O funcionamento mostrou uma velocidade de adaptação a novo regime de gotejamento 10 vezes maior que o sistema desenvolvido por Chivers<sup>6</sup>. A sua aplicação envolve controle de fermentação e dosagens de enzimas, entre outras, com amplo espectro de utilização industrial e laboratórios de análise e de pesquisas seu desenvolvimento inclui alarme para a interrupção do fluxo, fonte "no break" para uso em Clínicas e Hospitais.

## Referências

- <sup>1</sup>BARNEY, G "Intelligent Instrumentation"- London, England - Prentice Hall Inc., 1985;
- <sup>2</sup>HASSAPIS GD "A MicrocomputerBased Drip-Feed Unit"- IEEE Trans. Instr. and Measurement, 37(1):39-44, 1988;
- <sup>3</sup>DECCA INC. "Decca 460 Drip-feed Unit - specifications sheet.", 1985;
- <sup>4</sup>HASSAPIS GD "Applications of microprocessors in control system technology", PhD Thesis University of Manchester Institute of Science and Technology, 1978;
- <sup>5</sup>PETROU LP - "The development of a digital drip-feed controller" M.Sc.Dissertation, University of Manchester, Institute of Science and Technology, 1975;
- <sup>6</sup>CHIVERS FERRAZ CH - "Um sistema controlador de infusão intravenosa multi-paciente para salas de operação hospitalares" - Dissertação de Mestrado - UFPE, 1993.

## Sistema de medição e análise da força muscular de preensão

José Marques Novo Jr.<sup>1</sup>; Dr. Alberto Cliquet Jr.<sup>1</sup>; Dr. Lourenço Gallo Jr.<sup>1,2</sup>

<sup>1</sup>Departamento de Engenharia Biomédica - FEE/UNICAMP

Caixa Postal 6040 - CEP 13081-970 - Campinas(SP)

E-mail: jose@deb.fee.unicamp.br

<sup>2</sup>Laboratório de Fisiologia do Exercício - FEF/UNICAMP

**Resumo** - Os testes de força manual com o objetivo de identificar a influência da fadiga na manutenção e produção da contração muscular na função de preensão, tem sido melhorados através da utilização dos microcomputadores. Neste trabalho, o sistema foi desenvolvido para possibilitar o estudo do comportamento da força muscular isométrica no tempo, através da análise dos parâmetros da curva Força x Tempo.

**Abstract** - Manual muscle tests identifying the fatigue influence in the production and maintenance of muscle contraction in the prehension function, are enhanced by experimental protocols using microcomputers. In this work, the system was developed in order to study the behavior of the isometric muscle strength (hand grip) along the time of the trials (Force-time curves).

### Introdução

Este trabalho tem a finalidade de apresentar um sistema que permite a análise das características da curva Força x Tempo, com a exibição em tempo real do eletrocardiograma (ECG) ou da frequência cardíaca instantânea (FCi), em testes de esforço isométrico.

### Metodologia

A estrutura básica do sistema é mostrado na Figura 1, e seus componentes são descritos a seguir.

**Cadeira:** projetada para a realização de testes de preensão, com posicionamento padronizado através dos apoios ajustáveis, de acordo com as dimensões antropométricas de cada indivíduo: braço em posição normal e cotovelo flexionado a 90°.

**Dinamômetro:** empunhadura anatômica fixada no braço da cadeira, instrumentada com sensores em dispositivos hidráulicos.



Figura 1-Sistema de medição e análise da força muscular isométrica de preensão

**ECG:** constituído de quatro eletrodos utilizados em derivação torácica específica para a correta identificação do intervalo R-R.

**Registrador de variáveis biológicas com oito canais (Gould Electronics):** possui módulos que amplificam os sinais provenientes dos sensores e dos eletrodos de ECG, registrando graficamente as curvas Força x Tempo, ECG, Frequência Cardíaca e Pressão Arterial.

**Placa Multifunção de conversão analógico/digital ( modelo Lab-PC+, National Instruments):** conversor A/D de 12-bits com oito canais de entrada analógica, responsável pela conversão dos sinais provenientes do registrador, mediante configuração via programa.



Programa: desenvolvido em linguagem C (Borland International), possibilita a exibição dos sinais na tela do microcomputador e o devido arquivamento de dados para tratamento estatístico posterior.

## Resultados

O programa possibilita a identificação dos valores de alguns dos parâmetros da curva Força x Tempo<sup>1</sup>: 1) Impulso (N.s); 2) índice de fadiga<sup>2</sup> (N/s); 3) força máxima (N); 4) esforço sincero e falso (índice numérico)<sup>3</sup>; 5) tempo da força máxima (s) (Figura 2).

## Discussão e Conclusões

O sistema aqui proposto possibilita o estudo do comportamento da força muscular de preensão em testes isométricos, que correlacionados temporalmente com alguns eventos biológicos, tais como ECG e FCi, podem trazer importantes subsídios à área da Fisiologia do Exercício, Ortopedia, Fisioterapia e Engenharia de Reabilitação.

Com a definição de protocolos de avaliação em testes da força manual onde, até então, somente os valores máximos eram registrados, foi necessária a evolução da instrumentação no sentido de que, em laboratório, o uso do micro-computador fosse imprescindível. Como proposta para novos estudos o sistema poderá ser utilizado na investigação dos fatores responsáveis pelos ajustes cardiovasculares ao esforço isométrico<sup>4</sup>, pelo menos em alguns experimentos restritos.

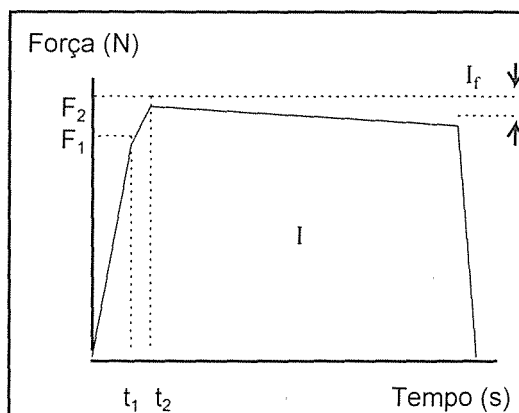


Figura 2- Curva padrão Força-Tempo nos testes de contração rápida (5 segundos) e principais parâmetros: força máxima ( $F_2$ ), força submáxima ( $F_1$ ), tempo da força máxima ( $t_2$ ), impulso (I) e índice de fadiga ( $I_f$ ).

## Referências

- <sup>1</sup>BOLSINGER, P P; MAI, N A microcomputer system for the measurement of finger forces. *J. Biomed. Eng.*, v.7, p.51-55, 1985.
- <sup>2</sup>KEARNEY, J T; STULL, G A Effect of fatigue level on rate of force development by grip-flexor muscles. *Med. Sci. Sports Med.*, v.13, n.5, p.339-342, 1981.
- <sup>3</sup>CHENGALUR, S N; SMITH, G A; NELSON, R C; SADOFF, AM Assessing sincerity of effort in maximal grip strength tests. *Am. J. Phys. Med. & Rehabil.*, v.69, n.3, p.148-153, 1990.
- <sup>4</sup>LIND, A R Cardiovascular adjustments to isometric contractions: static effort. *Handbook of Physiology-section 2*, v.III., part 2, p.947-966, American Physiological Society, 1983.

O desenvolvimento deste projeto foi possível, em parte, mediante o Auxílio à Pesquisa concedido pela FAPESP (Processo de No. 94/2823-1) e bolsa de estudos pela CAPES.

## Biofeedback Eletromiográfico

Paulo R. S. Sanches, Danton P. Silva Jr., André F. Müller, Paulo R. O. Thomé

Serviço de Engenharia Biomédica- GPPG/HCPA  
Rua Ramiro Barcelos, 2350 - CEP 90035-003 - Porto Alegre - RS

**Resumo :** O equipamento de Biofeedback eletromiográfico utiliza circuitos eletrônicos para detetar e amplificar sinais biológicos associados às atividades musculares, fornecendo informações precisas sobre o estado de contração muscular do paciente e possibilitando que ele interaja no sentido de modificá-lo.

**Abstract :** The electromyographic Biofeedback detects and amplifies biological signals related to muscular activities using electronic circuits. It provides some information about the muscular activity of the patients helping them to modify wrong habits.

### Introdução

Os músculos do ser humano respondem a diversas situações físicas e emocionais estressantes da vida moderna com enormes variações em tensão, muitas das quais *imperceptíveis* externamente, mesmo ao próprio paciente. Assim, em diversas situações de stress, há um incremento de *tensão muscular*, que nem sempre pode ser dissipado por atividades físicas.

Se este elevado grau de tensão permanece, durante algum tempo, podem ocorrer *fadiga* muscular e *sensibilidade* local, variando desde um simples *dolorido incômodo* até uma *dor física intensa e incapacitante*.

Localizar os músculos específicos *responsáveis* por este estado de *stress contínuo* e apreender a controlá-los de forma *interativa* (realimentação) permite ao paciente alcançar o *alívio progressivo* da dor que o aflige, podendo vir a livrá-lo definitivamente deste mal (cura).

A técnica de Biofeedback utiliza circuitos eletrônicos extremamente sensíveis para *detectar* e *amplificar* os diversos sinais de atividades musculares (físicas) do corpo humano, fornecendo informações precisas sobre o *estado de tensão ou relaxamento muscular* do

paciente, possibilitando que ele *interaja* no sentido de modificá-lo.

### Objetivos

- Desenvolvimento de um *equipamento Biofeedback Eletromiográfico*.
- Permitir o desenvolvimento de *pesquisas* e trabalhos científicos relacionados a área de Biofeedback.

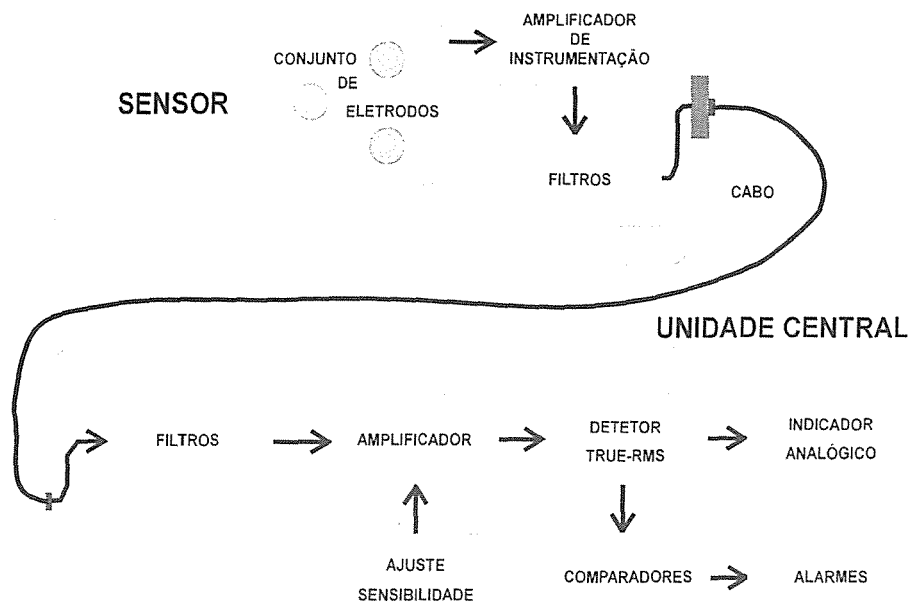
### Materiais e Métodos

O sinal elétrico associado à atividade muscular específica é *coletado* por um conjunto de eletrodos convenientemente posicionados no paciente. Este conjunto de eletrodos é ativo possuindo um *amplificador* de instrumentação com altíssima impedância de entrada e alta rejeição de sinais de modo comum e o primeiro estágio de filtragem. Isto reduz interferências no sinal captado. O sinal passa então por uma série de *filtros passa banda*, que delimitam a faixa dinâmica de interesse (entre 100 e 200 Hz), sendo novamente amplificado por um estágio de ganho ajustável pelo usuário. Após estas etapas de condicionamento o sinal eletromiográfico é aplicado a um detetor True-RMS, cuja saída é indicada em um mostrador analógico. Um controle externo de *sensibilidade* permite ao operador ajustar o ganho do equipamento de modo adequado. Um conjunto de

comparadores associados a um sinalizador sonoro permitem a *indicação* de certos limites ou parâmetros de interesse. O

aparelho possui uma saída especial para registrador gráfico.

### Diagrama em Blocos



### Resultados

O uso do biofeedback mostrou-se eficaz no tratamento de pacientes com dores musculares provenientes de estado de contração excessivo em grupos musculares da região cervical, dorsal, lombar, mandibular, temporal, etc. Utilizou-se a escala Análogo-visual da dor para avaliação e a redução do nível de dor foi em média 30%.

Aplicação em pacientes com incontinência fecal (6) demonstrou viabilidade de utilização no treinamento da musculatura pélvica, pois houve incremento do tônus do esfíncter anal externo, após sessões com Biofeedback..

### Discussão e Conclusões

A técnica de Biofeedback fornece informações de fácil interpretação para o paciente, permitindo mudanças de hábito, posturas e maneiras de efetuar determinados movimentos.

A utilização de Biofeedback em conjunto com Estimulação Elétrica Funcional demonstrou eficácia na recuperação de pacientes pós-AVC (Acidente Vascular Cerebral), promovendo uma recuperação funcional do membro superior em média 5 vezes mais acentuada (5), quanto ao tônus e range de movimento.

### Referências Bibliográficas

1. Fujisawa, M; Uchida, K; Yamada, Y; Ishibashi, K; "Surface electromyographic electrode pair with built-in buffer-amplifiers". J-Prosthet-Dent. 1990 Mar; 63(3): 350-2
2. Mathieu, PA; Sullivan, SJ; "Frequency characteristics of signals and instrumentation: implication for EMG biofeedback studies". Biofeedback-Self-Regul. 1990 Dec; 15(4): 335-52
3. Bernât, SH; Wooldridge, PJ; Marecki, M; Snell, L; "Biofeedback-assisted relaxation to reduce stress in labor". J-Obstet-Gynecol-Neonatal-Nurs. 1992 Jul-Aug; 21(4): 295-303
4. Flor, H; Birbaumer, N; "Comparison of the efficacy of electromyographic biofeedback, cognitive-behavioral therapy, and conservative medical interventions in the treatment of chronic musculoskeletal pain". J-Consult-Clin-Psychol. 1993 Aug; 61(4): 653-8
5. Kraft, GH; "Techniques to improve function of the arm and hand in chronic hemiplegia". 1990.
6. Enck, P; "Biofeedback training in disordered defecation. A critical review". Dig-Dis-Sci. 1993 Nov; 38(11): 1953-60

## Equipamento para Avaliação de Técnicas de Osteotomia

Paulo R. O. Thomé<sup>1</sup>, Paulo R. S. Sanches<sup>1</sup>, André F. Müller<sup>1</sup>, Danton P. Silva Jr.<sup>1</sup>  
Roberto D. de Oliveira<sup>2</sup>, Hamilton Gonzaga<sup>2</sup>, Sergio G. de Oliveira<sup>2</sup>  
Antonio A. M. de Bem<sup>3</sup>, Fábio Dalmolin<sup>3</sup>, Egon Erich Henning<sup>3</sup>

<sup>1</sup>Serviço de Engenharia Biomédica- GPPG/HCPA

<sup>2</sup>Seção Mecânica - GENG/HCPA

<sup>3</sup>Serviço de Ortopedia e Traumatologia - HCPA

Rua Ramiro Barcelos, 2350 - CEP 90035-003 - Porto Alegre - RS

**Resumo :** O sistema proposto visa avaliar, *qualitativa e quantitativamente*, o comportamento de diferentes *técnicas de síntese* pós-osteotomia em *metatarsos*, mediante aplicação de esforços conhecidos em suas extremidades.

**Abstract :** The equipment measures the *deviation* of the first metatarsal head as a result of forces applied through its plantar surface. Load displacement curves were obtained and the *stiffness* of several *metatarsal osteotomy fixation techniques* were then compared.

### Introdução

Um grande número de técnicas tem sido propostas para o tratamento cirúrgico do "hallux valgus", popularmente conhecido como joanete. Estas técnicas realizam osteotomias no metatarso, sendo a síntese realizada com uso de fios cirúrgicos de Kirchner, parafusos e placas de fixação. Cada técnica possui suas características próprias, vantagens e complicações potenciais.

A *resistência* da osteotomia aos movimentos usuais de dorsiflexão do pé é um parâmetro importante na avaliação e na escolha da técnica a ser utilizada.

O tempo de imobilização necessário também é um parâmetro relevante, no entanto, o presente trabalho limita-se à análise mecânica do procedimento (síntese) efetuado.

Este trabalho propõe-se a definir um sistema capaz de avaliar o comportamento de diversas técnicas de fixação (síntese) de osteotomias frente a diferentes esforços aplicados.

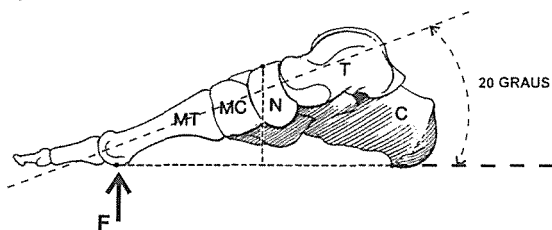
### Objetivos

- Desenvolvimento de um equipamento para avaliar a *resistência* de diferentes técnicas de fixação de osteotomias em metatarsos.
- Determinar o tipo de procedimento cirúrgico (síntese) mais adequado em diferentes osteotomias.

### Materiais e Métodos

Inicialmente foi definido um molde especial acoplado a um gabarito para facilitar o posicionamento (fixação) do metatarso no bloco de resina ortopédica, padronizando o *ângulo* e a *distância* entre o engaste e o ponto de aplicação da força (planta do pé).

O equipamento deverá permitir a aplicação de esforços (cargas) ao metatarso, variando de 0 a 200 N, medindo simultaneamente o seu deslocamento (deformação elástica) na extremidade.



### Descrição Técnica

O equipamento é constituído de uma plataforma que permite a fixação do osso (metatarso) em estudo, engastando-se uma de suas extremidades em um bloco de resina acrílica ortopédica. Através de um sistema multiplicador de forças (alavanca) e um dinamômetro pode-se aplicar esforços conhecidos na extremidade livre do osso. A deformação resultante é medida por um paquímetro digital acoplado à plataforma.

Deste modo, o equipamento permite simular situações reais de esforço no osso, avaliando o seu comportamento.

O bloco de resina acrílica possui um formato padrão, podendo ser facilmente posicionado na plataforma. Isto permite a rápida análise de várias peças.

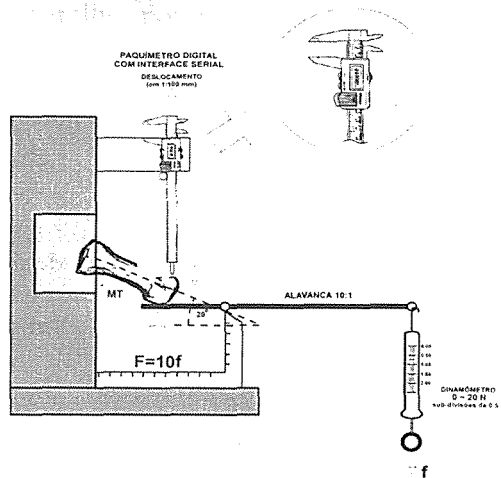
### Resultados

O equipamento desenvolvido foi utilizado para avaliação da osteotomia tipo Hohmann, que utiliza fio de Kirchner para fixação (síntese), e de uma variação da mesma técnica, na qual utilizou-se um parafuso em substituição ao fio de Kirchner.

A principal vantagem da utilização do parafuso é reduzir o tempo de imobilização, que é de aproximadamente 4 semanas, para apenas 1 semana.

### Discussão e Conclusões

O equipamento desenvolvido permitiu a avaliação de técnicas de osteotomia quanto ao seu comportamento



frente a cargas aplicadas, determinando-se a curva deslocamento (deformação elástica) da síntese versus carga aplicada.

Nesta primeira etapa do trabalho foram aplicadas apenas cargas estáticas à junção (síntese). Está prevista a aplicação de cargas oscilantes para uma simulação mais realista do movimento de dorsiflexão do pé.

### Referência Bibliográficas

1. Rongstad, K M; Miller, G J; Griend, R A V; Cowin, D; "A Biomechanical Comparison of four fixation methods of first Metatarsophalangeal Joint Arthrodesis". Foot and Ankle International 1994 Aug; 15(8): 415-19
2. Curtis, M J; Myerson, M; Jinnah, R H; Cox, G N; "Arthrodesis of the first Metatarsophalangeal joint: a biomechanical study of internal fixation techniques". Foot and Ankle International, 1993, 14:395-399.
3. Slovenkai, P S; Linehan, D; McGrady, L; Lim, T-H; Harris, G F; Shereff, M; "Comparison of two methods of oblique Lesser Metatarsal Osteotomies: a biomechanical study". Foot and Ankle International, 1995, 16:437-39.
4. McCluskey, L C; Johnson, J E; Wynarsky, G T; Harris, G F; "Comparison of stability of proximal crescentic Metatarsal Osteotomy and proximal horizontal "V" Osteotomy". Foot and Ankle International, 1994, 15(5):263-70.
5. Sanders, A P; Snidgers, C J; Linge, B V; "Potential for recurrence of halux valgus after a modified Hohmann Osteotomy: a biomechanical analysis". Foot and Ankle International 1995, 16(6): 351-56.
6. Kitaoka, H B; Lundberg, A; Luo, Z P; Kai-Nan An; "Kinematics of the normal arch of the foot and ankle under physiologic loading". Foot and Ankle International, 1995, 16(8): 492-99

# Desenvolvimento de um Oxímetro para Medidas em Linhas de Circulação Sangüínea Extra-corpórea

Mauro R. Ushizima<sup>1</sup>; Sérgio S. Mühlen<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Divisão de Bioengenharia do INCOR - FMUSP

<sup>2</sup>Centro de Engenharia Biomédica, Depto. de Engenharia Biomédica - FEEC/UNICAMP

Caixa Postal 6040 - 13083-970 - Campinas (SP)

E-mail: smuhlen@deb.fee.unicamp.br

**Resumo** - Este trabalho descreve a construção de um protótipo de equipamento para medir a saturação de oxigênio (SaO<sub>2</sub>) nas linhas de perfusão arterial e venosa em procedimentos cirúrgicos com circulação extra-corpórea (CEC). O protótipo é constituído por dois sensores ópticos (um para linha arterial e outro para a venosa) e um módulo de processamento. Cada sensor contém dois LEDs e um fotodiodo que mede a luz transmitida na camada de sangue. O acoplamento entre o sensor e o sangue é obtido através de uma cubeta especial. A intensidade luminosa é digitalizada e processada para o cálculo da SaO<sub>2</sub>. O resultado é apresentado no painel frontal em um LCD. Testes *In vitro* mostraram boa correlação com valores de saturação determinados por aparelho comercial.

**Abstract** - This work describes a prototype for assessment of the oxygen saturation (OS) in flowing whole blood through the arterial and venous tubing used in extra-corporeal circulation (ECC) equipment during cardiopulmonary bypass surgical procedures. The prototype utilizes an optical transducer with two LEDs and a photodiode operating in transmittance mode. A special cuvette was developed allowing easy attachment of the transducer to the tubings without causing haemolysis. The analog signal from light transmitted through blood is converted to digital and fed a microcontroller chip for further processing. The result is shown on the front panel on a LCD. *In vitro* tests resulted in high correlation between the readings provided by the prototype and a commercial blood gas analyzer.

## Introdução

A eficácia da ventilação em pacientes submetidos a anestesia geral pode ser avaliada pela determinação dos seguintes parâmetros: pO<sub>2</sub>, pCO<sub>2</sub>, pH e SaO<sub>2</sub> (saturação de oxigênio). Durante a circulação extra-corpórea (CEC), a pulsatilidade desaparece e a SaO<sub>2</sub> não pode ser monitorada por oximetria de pulso. Neste caso faz-se uso de gasometria de amostras do sangue extraídas periodicamente durante o procedimento, o que impede uma avaliação em tempo real da SaO<sub>2</sub>. Esta avaliação é possibilitada pelo protótipo aqui descrito.

O princípio de funcionamento é baseado na mudança de coloração existente entre sangue arterial (vermelho vivo) e venoso (cianótico). Esta característica altera a luminosidade transmitida através de uma fina camada de sangue, definida por cubetas especiais localizadas nas linhas de CEC. O equipamento

compõe-se de sensores ópticos conectados a estas cubetas, uma unidade eletrônica de condicionamento analógico do sinal correspondente à luminosidade transmitida, e uma unidade de processamento digital do sinal. O cálculo da SaO<sub>2</sub> utiliza uma equação de 1º grau bivariada cujos coeficientes foram obtidos a partir da correlação entre valores da intensidade luminosa transmitida e medidas da SaO<sub>2</sub> obtidas por gasometria com equipamentos comerciais calibrados.

## Metodologia

A oxihemoglobina apresenta maior transmissão de luz na faixa de 660 nm que a hemoglobina desoxigenada. Por outro lado, em  $\lambda = 815$  nm o coeficiente de absorção de ambas é idêntico. A SaO<sub>2</sub> é então calculada por:  $SaO_2 [\%] = \alpha \log I_{660} + \beta \log I_{850} + \gamma$ , sendo  $I_\lambda$  a intensidade luminosa transmitida, e  $\alpha$ ,  $\beta$  e  $\gamma$  coeficientes determinados pela

correlação entre a SaO<sub>2</sub> calculada e a medida por gasometria em equipamentos de referência.

O protótipo completo é composto por 1) sensor com 2 LEDs (660 e 850 nm) e 1 fotodiodo do lado oposto à lâmina de sangue, fonte de corrente para excitação dos LEDs, e cubeta; 2) amplificador corrente-tensão, demultiplexador analógico e filtro passa-baixas; 3) ADC0808 (8 bits) e microcontrolador PIC16C57; 4) *Display* Alfacom LCM2002 (2×20 caracteres), teclado no painel para entrada de dados dos alarmes e seleção dos programas, saídas analógica e serial (RS-232-C).

Todo o conjunto foi alojado em uma pequena caixa e submetido a testes em laboratório e em cirurgias (com animal e humano). Foram feitos testes de estabilidade e sensibilidade do sensor, para sua calibração; teste *in vitro* com sangue bovino em um circuito de CEC simulada com 3 valores de hemodiluição, 3 valores de fluxo sanguíneo e 4 valores de temperatura; teste de trauma hemolítico introduzido pela cubeta em 1, 2 e 3 horas. Os resultados encorajaram testes *in vivo* com CEC em cão por 3 horas e em paciente humano.

## Resultados

O teste de estabilidade entre nível de luminosidade constante e saída analógica do sensor resultou em uma linha constante ao longo das 8 horas de duração, sem qualquer flutuação perceptível.

Os resultados comparativos entre o protótipo e análise gasométrica mostraram correlação  $r = 0,97$  ( $n = 85$ ), para concentrações de hemoglobina variando entre 8 e 12 g/dl. O erro encontrado na SaO<sub>2</sub> foi inferior a 2% na faixa de SaO<sub>2</sub> entre 80 e 100%, e inferior a 3% de 50 a 80%.

O teste de trauma hemolítico não apresentou diferenças mensuráveis entre o circuito com e o sem a cubeta do protótipo.

No experimento com o cão, a correlação obtida com aparelho de gasometria comercial foi de  $r = 0,93$  ( $n = 9$ ) para a linha arterial e  $r = 0,88$  ( $n = 10$ ) para a venosa.

No experimento com paciente humano em centro cirúrgico, a correlação obtida com aparelho de gasometria comercial foi de  $r = 0,78$  ( $n = 14$ ) para a linha arterial e  $r = 0,44$  ( $n = 14$ ) para a venosa.

## Discussão e Conclusões

Os testes *in vitro* demonstraram a possibilidade de utilização do protótipo na determinação contínua da SaO<sub>2</sub>, sendo que variações de diluição, temperatura e fluxo dentro das faixas normalmente encontradas em procedimentos de CEC não introduziram erro significativo nas medidas. As medidas *in vivo* no cão também ofereceram resultados satisfatórios.

A correlação foi muito pobre nos experimentos com humanos, devido à necessária troca de cubetas e à sua construção artesanal, o que introduziu variações nos resultados. Isto pode ser contornado em uma versão industrializada, com padronização nas dimensões das cubetas.

## Referências

- AOYAGI, T. Pulse oximetry: its origin and development *IEEE Trans. Biom. Eng.*, 1992.
- WOOD, E.H. Oximetry, *In Medical Physics*, vol. 2, Glaser (ed), Year Book Publishers Inc., 664-680, 1950.
- SHEPHERD, A.P.; RANDAL, V.T.; STEINKE, J.M.; SCHMALZEL, J.L. An oximeter for measuring hemoglobin concentration and oxygen content *Am. Physiol. Soc.* H1705-H1711, 1989.
- MICROCHIP DATABOOK, Microchip Technologies Inc., Arizona, 1994.

# Desenvolvimento e construção de um perímetro assistido por microcomputador

Eliane M.A. Apolinario; Sérgio S. Mühlen

Centro de Engenharia Biomédica, Depto. de Engenharia Biomédica - FEEC/UNICAMP

Caixa Postal 6040 - 13083-970 - Campinas (SP)

E-mail: eliane@deb.fee.unicamp.br e smuhlen@deb.fee.unicamp.br

**Resumo** - Um mapeamento correto e preciso do campo visual é essencial para o diagnóstico e o tratamento de muitas anomalias em oftalmologia. Com a associação dos computadores à medida do campo visual, apareceram os primeiros perímetros automáticos, cuja aceitação é hoje uma realidade nos grandes centros clínicos. Este trabalho apresenta o desenvolvimento e a construção de um perímetro assistido por microcomputador, objetivando desenvolver tecnologia nacional a baixo custo, e a sua difusão nas clínicas oftalmológicas e hospitais brasileiros.

**Abstract** - A correct and accurate map of the visual field is essential to the diagnosis and treatment of many abnormalities in ophthalmology. The association of computers to visual tests resulted in the first automated perimeters. Nowadays, computerized perimetry has become a reality in major world clinical centres. This work represents the development and construction of a computer assisted perimeter, aiming to develop national technology at low cost, and diffuse it in Brazilian hospitals and ophthalmologists' offices.

## Introdução

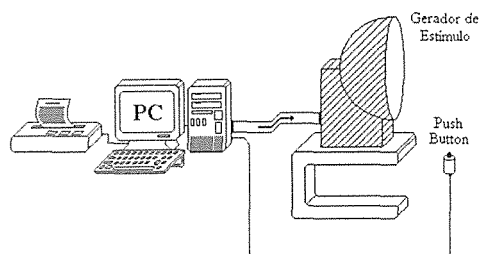
Perimetria é o exame que avalia o campo visual através da medida do limiar de sensibilidade. Com o olho oposto coberto, o paciente é posicionado à frente do equipamento, de tal forma que o olho a ser examinado esteja localizado no centro de uma tela hemisférica. É instruído para manter o olhar fixo no zênite da tela (ponto de fixação) e acionar um interruptor tão logo um estímulo luminoso seja percebido. O estímulo mais fraco, medido em dB, visto pelo paciente em um ponto de teste é considerado o limiar de sensibilidade visual naquele ponto.

A reprodutibilidade do exame é um dos benefícios introduzidos pela automação da técnica de perimetria. Os testes disponíveis no equipamento seguem um algoritmo pré-concebido, fazendo com que sejam realizados sempre da mesma maneira. O erro do operador é eliminado. Outra vantagem é a monitoração da fixação visual do paciente durante o exame.

## Metodologia

As características do equipamento foram determinadas em conjunto com a classe médica, buscando um nível de desempenho equivalente ao dos instrumentos em uso corrente na clínica, permitindo a comparação de resultados. Este protocolo resultou nos seguintes parâmetros:

## Hardware



- Tamanho do estímulo: tamanho III padrão Goldmann (3mm<sup>2</sup> a 30cm de distância).
- Cor do estímulo: verde (560 nm).
- Duração do estímulo: 0,3 s.
- Estímulo máx.: 10.000 asb (3.183 cd/m<sup>2</sup>).
- Iluminação do interior da cúpula: 31,5 asb (10,1cd/m<sup>2</sup>). Determina a adaptação da retina ao claro.
- Controle de Fixação: Técnica de emissão de estímulos no ponto cego fisiológico durante o exame.
- Entrada de dados: chave *push-button*.
- Saída de dados: impressão de um gráfico indicando a atenuação (em dB) do estímulo luminoso de menor intensidade percebida pelo paciente.

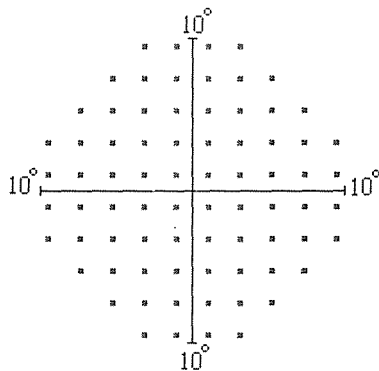
O aparelho é constituído por uma semi-esfera oca, de 70 cm de diâmetro. Em sua superfície interna, iluminada, estão fixos 348 LEDs que acenderão sequencialmente, conforme o tipo de programa escolhido. Através de uma interface desenvolvida para microcomputadores tipo IBM-PC, é feito o controle da sequência de acendimento, bem como a aquisição e o processamento dos dados gerados pelo paciente.



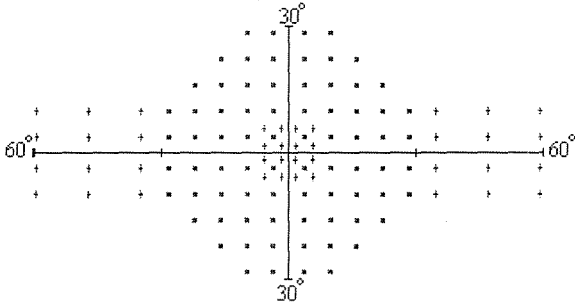
## Software

O software de aplicação será desenvolvido para plataforma MS Windows®, com cinco programas diferentes:

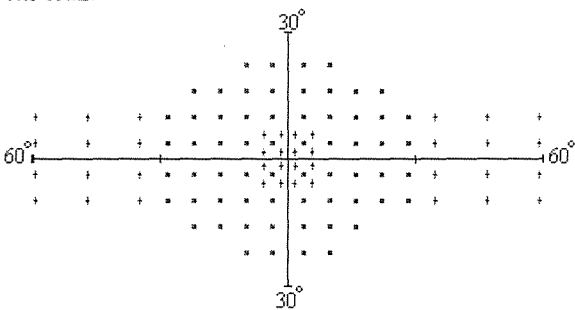
1) **Mácula:** explora de 0° a 10° com resolução de 2°.



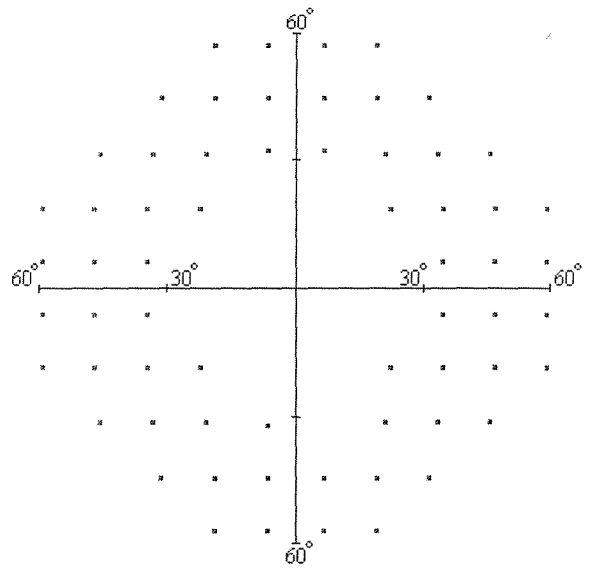
2) **Campo Visual Central:** explora de 0° a 30° com resolução de 6°. Opcionais: pontos em cruz.



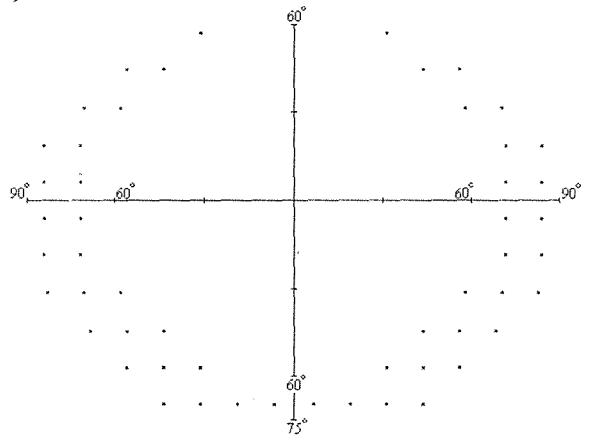
3) **Campo Visual Central Compactado:** explora de 0° a 25° com resolução de 6°. Opcionais: pontos em cruz.



4) **Campo Periférico de 30° a 60°:** possui resolução de 12°.



5) **Campo Periférico de 60° a 90°:** possui resolução de 12°.



## Resultados

O protótipo encontra-se em fase de implementação. Mesmo não contando com resultados práticos, consideramos que as características do equipamento são satisfatórias e adequadas ao perfil da comunidade médica brasileira.

## Referências

<sup>1</sup>ANDERSON, D.R. Automated Static Perimetry. St. Louis, Missouri, Mosby, 1992.

<sup>2</sup>COSTA, V.P. Perimetria Computadorizada - um guia básico de interpretação. Rio de Janeiro, Rio-Med, 1995.

<sup>3</sup>WEBSTER, J.G. Encyclopedia of Medical Devices instrumentation. v.4 - 2885- 2892.

# Analizador Microcontrolado de Desfibriladores e Cardioversores

Wilson Ruas Pennafiel; Percy Nohama; Sérgio Santos Mühlen

Departamento de Engenharia Biomédica - FEEC/UNICAMP

Caixa Postal 6040 - 13083-970 - Campinas (SP)

E-mail: smuhlen@deb.fec.unicamp.br

**Resumo** - A disponibilidade de Equipamentos Eletromédicos Médicos (EEM), tais como desfibriladores e cardioversores, requer manutenção preventiva e corretiva que, em muitos casos, precisa ser realizada próxima à unidade hospitalar onde os equipamentos são utilizados. Está em fase final de desenvolvimento um analisador microcontrolado de desfibriladores e cardioversores que atende aos requisitos de um instrumento de calibração, a um custo relativamente baixo. O instrumento será portátil e auto-suficiente (alimentado por baterias comuns). O analisador deverá medir os seguintes parâmetros do pulso desfibrilatório: 1) energia (com individualização da energia direta e reversa); 2) amplitude máxima de tensão (até 6 kV); 3) duração (de 100  $\mu$ s até 100 ms) e 4) tempo de subida (de 100  $\mu$ s até 10 ms).

**Abstract** - Effective disponibility of medical devices, such as defibrillators and cardioverters, requires preventive maintenance and repair, which should be carried out in many instances near the hospital unit where the devices are currently used. A micro controlled defibrillator & cardioverter analyzer is in the final phase of development, and fulfills the requirements of a calibrating equipment, at relatively low cost. The analyzer will be portable, powered by ordinary batteries. It will measures the following defibrillator output pulse parameters: 1) energy (both direct and reverse energy); 2) peak voltage (up to 6 kV); 3) pulse width (from 100  $\mu$ s to 100 ms), and 4) rise time (from 10  $\mu$ s to 10 ms).

## Introdução

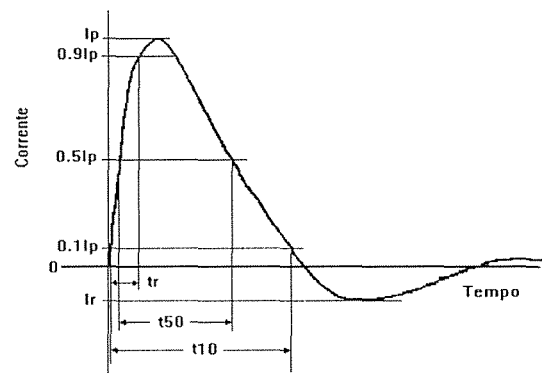
Apesar das consideráveis quantias investidas em equipamentos e instalações, o resultado destes investimentos tem sido pequeno na melhoria da saúde da população, pois muitas das instalações e EEMs têm sua eficiência prejudicada ou saem de uso precocemente (não raro sua vida útil fica reduzida a um quinto do normal), em decorrência de manutenção deficiente. É no sentido de melhorar a eficiência da manutenção que o presente projeto se insere.

O desfibrilador cardíaco é um EEM que fornece um pulso elétrico de alta energia para o tratamento de disfunções particulares do coração (fibrilação ventricular, por exemplo). Alguns desfibriladores são equipados com um detetor dos sinais de ECG, tornando possível sincronizar a descarga com a atividade elétrica residual do coração (cardioversão). Neste trabalho, focalizam-se o projeto, a implementação e os testes de um analisador microcontrolado de desfibriladores e cardioversores (AMDC), cuja aplicação principal será dar suporte à manutenção (pre-ventiva e corretiva) de quaisquer tipos destes EEMs.

## Metodologia

Ainda que a corrente seja a causa da estimulação de tecidos excitáveis do músculo cardíaco, a energia é o parâmetro convencionalmente usado para expressar a força do contra

choque. Assim, a maioria dos desfibriladores são calibrados em Joules. Contudo, a norma americana AAMI DF2 (ANSI/AAMI, 1981) define o padrão de forma de onda a ser produzido pelo desfibrilador, que é mostrado na figura abaixo. Deste modo, a quantificação apenas da energia contida no pulso torna-se insuficiente para avaliar o desempenho.



Parâmetros da forma de onda de descarga capacitiva amortecida.

O AMDC fará a aquisição do pulso de saída do desfibrilador, e através de processamento *off-line* apresentará a forma de onda amostrada juntamente com as medidas especificadas num *display* tipo LCD matricial. O instrumento disporá de circuitos especiais para isolamento e simulação da impedância torácica do paciente, e utilizará sinais de sincronização específicos de um monitor de ECG para aferir o desempenho do cardioversor.

## Resultados

No estágio atual de desenvolvimento do trabalho, definiu-se a visualização da onda amostrada pelo AMDC, apresentada no *display* matricial de 480×64 pixels, que proporciona uma adequada resolução não só da forma de onda, mas também dos valores aferidos pelo instrumento.

A interface entre o operador e o instrumento é bastante simples, constituindo-se de um teclado padrão com 12 teclas, com as instruções de utilização exibidas no *display*, permitindo assim uma comunicação amigável e de fácil compreensão.

O circuito de atenuação do pulso, que também fará a simulação da impedância elétrica do tórax do paciente, será totalmente isolado do desfibrilador, oferecendo maior segurança ao operador e também protegendo o circuito de controle do microcontrolador (Motorola MC68HC11). Tal componente, disponível no mercado nacional, dispõe de módulos de conversão A/D, o que promove uma simplificação substancial do circuito de controle e de interface do instrumento.

O analisador permite também o processamento individual dos dois tipos de energia entregue ao paciente: a energia direta (fornecida pelo semiciclo positivo do pulso de corrente) e a energia reversa (fornecida pelo semiciclo negativo). Assim, o instrumento é uma ferramenta simples e útil para o estudo destas duas parcelas de energia, onde vários pesquisadores estão empenhados em determinar a razão ótima para a aplicação destas parcelas.

## Discussão e Conclusões

Estudos elaborados pelo Sistema ECRI de Relatórios sobre falhas de desfibriladores apontam como grande causa destas a má preparação e manuseio do equipamento, verificando-se assim um problema na educação e preparação do usuário-operador. Ainda com respeito a programas de trei-

namento e reeducação de usuários deste tipo de EEM, o analisador desenvolvido poderá ser empregado em rotinas de simulação para a educação e constante preparação do usuário na utilização de emergência.

Com respeito aos resultados exibidos pelo instrumento, poderá ser conectado ainda a este uma impressora, ou outra forma de registro, para documentação do equipamento, onde seu desempenho e histórico poderá ser arquivado para posteriores previsões de defeitos.

Outro aspecto que pode ser explorado pelo instrumento consiste em seu potencial de integralidade com microcomputadores, constituindo assim uma ferramenta no suporte de novos métodos de desfibrilação/cardioversão.

## Referências

- EWY, G.A.; TAREN, D. Impedance of trans-thoracic direct current discharge: a model for testing interface material. *Med. Inst.*, 12, p. 47-48, 1976.
- GASCHO, J.A.; CRAMPTON, R.S.; CHERWEK, M.L.; SIPES, J.N.; HUNTER, F.P.; O'BRIEN, W.N. Determinants of ventricular defibrillation in adults. *Circulation*, 60(2), p. 231-240, 1979.
- NOHAMA, P. Analisador de Desfibriladores/Cardioversores; Tese de Mestrado - DEB/FEE - UNICAMP, 1991.
- LOWN, B.; CRAMPTON, R.S.; SILVA, R.A.; GASCHO, J. The energy for ventricular defibrillation — too little or too much? *N. Eng. J. Med.*, 298, p. 1252-1253, 1978.
- VALLENTINUZZI, M.E.; ARREDONDO, M.T.; MONZÓN, J.E. Fibrilación-defibrilación cardiaca; revisión crítica. In Anais do 8º Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica, UFSC, v.1, p.1-177, 1983.

# Instrumento Virtual para Aquisição de Sinais Bioelétricos

Marco Aurélio B. Rodrigues<sup>1</sup>, Fernando M. de Azevedo<sup>1</sup> & José Marino-Neto<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Grupo de Pesquisas em Engenharia Biomédica - GPEB - Departamento de Engenharia Elétrica

<sup>2</sup>Laboratório de Neurofisiologia I - Departamento de Ciências Fisiológicas

Universidade Federal de Santa Catarina - UFSC

Florianópolis - Santa Catarina SC

e-mail: benedetti@gpeb.ufsc.br, azevedo@gpeb.ufsc.br

**Resumo** - Neste trabalho é apresentado um instrumento virtual baseado em computador IBM-PC Pentium compatível para aquisição, armazenamento, processamento e análise de sinais eletroencefalográficos, eletrooculográficos, eletromiográficos e eletrocardiográficos que amplie o arsenal de ferramentas numéricas e estatísticas desenvolvidas em um sistema anterior denominado de SAASBIO - "Sistema de Aquisição e Análise de Sinais BIOelétricos"<sup>1,2,3</sup>. São, também, utilizados métodos baseados em técnicas de Inteligência Artificial (IA) - Simbólica e/ou Neural para reconhecimento de padrões.

**Abstract** - This work presents a virtual instrument based in the Pentium IBM-PC compatible computer for acquisition, storage, processing and analysis of electroencephalographic, electrooculographic, electromyographic and electrocardiographic signals. This system was introduced to amplify the arsenal of the numerical and statistics tools previously developed and know by SAASBIO - "Sistema de Aquisição e Análise de Sinais BIOelétricos"<sup>1,2,3</sup>, and include methods based on Artificial intelligence (IA) techniques - symbolic and/or Neural to pattern recognition.

## Introdução

Dentre os importantes avanços nas Neurociências, nos últimos anos, um dos mais significativos consiste no conjunto de procedimentos e técnicas envolvendo o uso da tecnologia computacional na aquisição, armazenamento, processamento e análise das atividades bioelétricas. O crescimento do emprego de sistemas computadorizados, abrangendo tanto a pesquisa básica quanto a pesquisa e rotina clínica, tem feito com que novos tipos de equipamentos sofisticados sejam projetados a fim de auxiliar o trabalho de médicos e pesquisadores. A alta velocidade, precisão e capacidade de armazenamento de computadores digitais apresenta grandes vantagens comparando-se com os sistemas convencionais de registros dos referidos sinais bioelétricos. Uma das vantagens de se utilizar um sistema virtual de aquisição de dados é a melhora da resolução temporal se comparada com equipamentos convencionais. O erro temporal de traçadores convencionais está situado entre 15 a 33 msec. Um sinal neuronal, como uma descarga de pico, pode percorrer uma distância entre vários eletrodos do escalpo neste mesmo tempo. Neste caso o sinal será invisível aos traçadores convencionais. Entretanto, com técnicas adequadas de tratamento de sinais, isto é, aquisição e processamento de sinais através de

um microcomputador, possibilita-se uma alta precisão e velocidade na progressão espacial de uma descarga de pico.

Este trabalho tem por objetivo implementar um instrumento, baseado em microcomputador do tipo IBM-PC Pentium, capaz de adquirir sinais bioelétricos (ECG, EOG, EMG e EEG), e executar o seu armazenamento, processamento e análise, tanto *off-line* quanto *on-line*.

## O Hardware

Procurou-se desenvolver um hardware robusto, que apresente poucos componentes, baixo custo e grande capacidade de captação de sinais bioelétricos. Uma das principais características do hardware é a sua mobilidade, pelo fato de ser um equipamento de pequeno porte e de ser facilmente conectado a um microcomputador. O equipamento é totalmente modular, possuindo dois módulos principais, um de aquisição e outro de processamento. Cada módulo de aquisição é composto por dois amplificadores de instrumentação (dois canais). Os módulos de aquisição podem ser interligados entre si, até um total de oito, possibilitando assim uma aquisição com 16 canais. Os módulos de aquisição são interligados por cabos ao módulo de processamento, que por sua vez é conectado ao microcomputador.

## O Software

O software apresenta dois módulos: o módulo de aquisição e de controle de parâmetros do hardware e o módulo de armazenamento e tratamento de sinais.

No módulo de aquisição e controle podemos controlar o ganho do amplificador e o acionamento, ou não, de filtros para a aquisição de sinais, bem como a escolha do canal em que desejamos fazer a aquisição. Seleciona-se, ainda, a quantidade de canais (de um máximo de 16) que serão enviados para o módulo de armazenamento sendo que oito canais podem ser visualizados, simultaneamente, na tela do microcomputador. Durante a aquisição do sinal o sistema permite que o operador possa digitar informações sobre o comportamento do paciente que está sendo monitorado, isto é, possibilita correlacionar informações do comportamento do paciente com seus registros fisiológicos.

O módulo de armazenamento apresenta uma interface amigável entre máquina e operador para facilitar a sua operação. Rotinas de processamento de diversos tipos de sinais permitem medidas e quantificações de múltiplos aspectos das atividades bioelétricas, muitas vezes torna-se possível desvendar informações imprescindíveis que são inacessíveis à análise visual. Esta etapa possibilita ao usuário realizar várias análises *off-line* com os sinais armazenados. Através da inserção de filtros de software do tipo passa-faixa em um determinado canal, podemos obter mais informações sobre o referido sinal, sem ter que adquiri-lo novamente. Os dados armazenados podem ser usados para amostragem gráfica e matemática, bem como para análises estatísticas e filtragens do sinal. Com o registro armazenado podemos navegar no tempo, visualizando toda a sua extensão.

Sinais bioelétricos resultam de processos que ocorrem no domínio do tempo, porém algumas vezes é mais eficaz analisar sinais no domínio frequência. O software possui, para isso, algoritmos para análises aperiódicas e de espectro de potência, através de Transformadas Rápidas de Fourier (FFT). Uma vez que o software é construído modularmente, métodos mais poderosos podem ser inseridos na análise dos sinais como, por exemplo, a utilização de técnicas e

métodos de IA (simbólica e neural) para reconhecimento de padrões nos referidos sinais.

## Conclusões

O Sistema está na fase inicial de testes, mas tem sido observado um relevante ganho de desempenho em relação ao sistema de aquisição anterior, plataforma do SAASBIO. O ferramental de técnicas numéricas, estatísticas e de IA está em fase de desenvolvimento. Tais técnicas, juntamente com o software básico de aquisição de dados e o interface homem-máquina (estes já concluídas) constituirão o sistema SAASBIO2. Tal sistema será, em uma próxima etapa, utilizado para explorações em relação ao ciclo sono-vigília, em relação aos correlatos eletrográficos de situações de relevância clínica e cirúrgica (tratamentos com drogas de ação central, acompanhamento de indução anestésica, diagnóstico e acompanhamento neurológico) e em diagnóstico de cardiopatias.

## Referências Bibliográficas

- 1 - Coimbra, A.J.F., Marino-Neto, J., Freitas, C.G., de Azevedo, F.M. & Barreto, J.M., 1994, "Automatic Detection of Sleep-Waking States Using Kohonen Neural Networks", I Congresso Brasileiro de Redes Neurais, Outubro, Itajuba', BRASIL.
- 2 - Coimbra, A.J.F., D'Angelo, G.G., Marino-Neto, J., Freitas, C.G., de Azevedo, F.M. & Barreto, J.M., 1994, "Use of Neural Networks in Brain State Analysis", Proceedings of the Neural Network Contact Group, E. de Bodt & M. Verleysen (edt.), pp 15-23, Louvain-la-Neuve, BELGICA.
- 3 - Coimbra, A.J.F., Marino-Neto, J., Freitas, C.G., de Azevedo, F.M. & Barreto, J.M., 1995, "Brain Electrographic State Detection Using Combined Unsupervised and Supervised Neural Networks", In: D.W. Pearson, N.C. Steele & R.F. Albrecht (eds) "Artificial Neural Nets and Genetic Algorithms". Wien: Springer-Verlag, pp 76 - 79.

# Avaliação de equipamento Vídeo-Urofluxômetro Gravimétrico Computadorizado

Fernanda Isabel Marques<sup>1</sup>; Carlos Inácio Zanchin<sup>1</sup>; Reginaldo Pereira Oliveira<sup>2</sup>

<sup>1</sup> Grupo de Pesquisas em Engenharia Biomédica / UFSC  
Caixa Postal 5199 - Hospital Universitário - Florianópolis - SC - Brasil

*E-mail:* fernanda@gpeb.ufsc.br

<sup>2</sup> Depto de Clínica Cirúrgica / UFSC  
Florianópolis, SC, Brasil

**Resumo** - Este trabalho descreve os procedimentos de comparação entre os resultados fornecidos com o VUCOM - Vídeo-Urofluxômetro Computadorizado<sup>2,3</sup> - e com o urofluxômetro de disco rotativo considerado como de referência. A comparação é baseada no erro médio quadrático e visa determinar a aplicabilidade do VUCOM conforme projeto desenvolvido no GPEB/UFSC.

**Abstract** - This work describes comparison procedures between obtained results with VUCOM - Computerized Video-Uroflowmeter<sup>2,3</sup>, and with rotate disc uroflowmeter, considered as reference. Comparison uses mean square error and aims to determine VUCOM's applicability in accord with project developed at GPEB/UFSC.

## Introdução

O Vídeo Urofluxômetro Computadorizado (VUCOM) foi desenvolvido no Grupo de Pesquisas em Engenharia Biomédica da UFSC, com o objetivo de obter-se um equipamento capaz de fazer o levantamento da curva de fluxo urinário e a medida de volume expelido de urina, como um importante auxílio no diagnóstico de patologias urológicas<sup>1</sup>. Testes preliminares indicaram que a curva de fluxo pode ser obtida com erro de amplitude menor do que 3% F.S. e o volume total expelido estimado dentro de 2,5% F.S. A determinação da curva de calibração do transdutor, uma balança digital, a partir dos dados adquiridos no microcomputador indicaram linearidade total menor do que 1% F.S. No entanto, estes testes foram realizados em laboratório, utilizando-se um sistema que simula a curva de fluxo urinário normal e sobre a medida de volume. Tornou-se agora necessário validar estes resultados em condições reais de operação, com uma abordagem mais próxima do procedimento clínico usual de medida da curva de fluxo em pacientes. A avaliação rigorosa deve

ser feita diretamente sobre a curva de fluxo, e não sobre as medidas indiretas de volume e peso, como feito na etapa preliminar. No entanto, aferição e calibração exigem equipamentos e laboratórios especiais não disponíveis no país. Optou-se então pela utilização de um medidor comercial de fluxo urinário considerado como referência e comparar o VUCOM a ele. O urofluxômetro escolhido foi o de disco rotativo<sup>1</sup>, considerado na literatura como o de menor incidência de erros.

## Metodologia

O VUCOM é um urofluxômetro gravimétrico, ou seja, utiliza como transdutor de fluxo um transdutor de peso onde é medida a variação do peso de líquido urinário acumulado. Já no urofluxômetro a disco rotativo o fluxo cai diretamente sobre o disco, aumentando-se sua inércia e por consequência, a potência necessária para manter-se o disco girando. Isto significa que o líquido urinário não se acumula no transdutor neste caso, ao contrário, é eliminado através de um funil. Aproveitando-se esta característica fica

fácil comparar as curvas obtidas nos dois métodos, basta coletar o líquido urinário na balança do urofluxômetro gravimétrico, após este ter passado pelo disco e ter sido eliminado pelo funil do urofluxômetro a disco rotativo.

Para validar o processo diversas etapas serão percorridas.

O primeiro passo será realizar testes de medida gradual de volumes no urofluxômetro a disco. Ou seja, toma-se um volume conhecido de 20 ml a ser escoado no urofluxômetro a disco rotativo, para que se possa avaliar se o volume fornecido por este equipamento confere. Repete-se este procedimento mais 20 vezes, até chegar-se em 400 ml de líquido. Isto permite levantar-se a curva de calibração do volume em toda a faixa usual de 0 a 400 ml de urina expelida por micção<sup>1</sup>.

O mesmo deve ser feito, em seguida, com o VUCOM e os resultados, comparados, ponto a ponto. A princípio, esta tarefa seria suficiente para verificar-se quão preciso está o VUCOM, em relação ao urofluxômetro a disco, já que a medida de volume está relacionada diretamente com a de fluxo. No entanto, fatores como o peso de líquido e a velocidade em que o líquido escoar influem no cálculo da medida de fluxo de forma diferente para os dois métodos.

Por fim, é necessário que se compare diretamente o fluxo nos dois urofluxômetros escoando-se a urina do a disco no gravimétrico. As curvas obtidas serão comparadas através do cálculo do erro quadrático médio para os principais parâmetros do exame e através da medida que ambas fornecem.

## Discussão e Conclusões

Obviamente esta metodologia de avaliação não é a ideal, já que se vai avaliar um equipamento comparando-o com outro, mas deve-se levar em conta a extrema dificuldade de se medir fluxo

urinário diretamente para estabelecer a exatidão da medida. O artifício utilizado pode ser considerado satisfatório tendo em vista não existir uma tolerância admitida nos valores obtidos num exame urofluxométrico, pois o urologista dá maior importância ao formato da curva que aos valores dos pontos obtidos.

Outro fator a ser considerado é o valor de concentração de urina utilizado no cálculo do fluxo. Como o urofluxômetro a disco rotativo, também o VUCOM assume um valor padrão de concentração ( $c=1,020$  g/ml) então valores diferentes desta concentração afetarão igualmente ambos os equipamentos.

Apesar de simples, os testes propostos levarão a dados mais precisos sobre o desempenho do VUCOM, face aos exames realizados na fase preliminar que utilizaram simulação e água, ao invés de pacientes e urina. A bateria de testes será realizada sob a supervisão de um especialista em Urodinâmica, a quem caberá o encargo da elaboração do protocolo dos testes.

A maior vantagem da realização desta avaliação é proporcionar uma maior confiabilidade no equipamento, já que o mesmo será posto a disposição do Hospital Universitário da UFSC, para ser utilizado no Departamento de Urologia e atender à uma demanda de exames de cerca de 30 exames/dia.

## Referências

<sup>1</sup> D'ANCONA, C.A.L., NETTO JR., N. R., Aplicações Clínicas da Urodinâmica, p. 63-67, Campinas, S.P., 1995.

<sup>2</sup> MARQUES, F. I., Vídeo-Urofluxômetro Computadorizado. Florianópolis: UFSC. Dissertação (Mestrado em Engenharia Biomédica) - Depto de Eng. Elétrica, UFSC, 1996.

<sup>3</sup> MARQUES, F.I., ZANCHIN, C.I., FELIPPE, P., OJEDA, R.G, Vídeo-Urofluxômetro Computadorizado - Electro5 - XI Congresso Chileno de Eng. Elétrica - Chile, 1995.

## Avaliação da Resposta do Padrão Secundário Nacional de Radiodiagnóstico

José Guilherme P. Peixoto<sup>1</sup>, Josefa P. Villalobos<sup>1</sup>, Márcia T. Carlos<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Laboratório Nacional de Metrologia das Radiações Ionizantes - LNMRI/IRD/CNEN  
Av. Salvador Allende S/N - CEP:22780-160 Rio de Janeiro (RJ)

**Resumo** - Foi testada a repetibilidade da câmara de ionização tipo Radcal para radiodiagnóstico após ter sido calibrada no laboratório primário da Alemanha / PTB. A resposta durante toda prática experimental manteve-se dentro do limite de repetibilidade de 0,1 %.

**Abstract** - Before calibration in Germany Primary Laboratory / PTB the Radcal diagnostic ionization chamber repeatability was tested in LNMRI / Brazil. Response of the chamber during experiment for repeatability demonstrate a variance in the range of 0,1 %.

### Introdução

O LNMRI está implementando o serviço de calibração de câmaras de ionização na área de Radiodiagnóstico. A crescente demanda nesta área de atuação justifica a implementação deste serviço em nosso laboratório, desta maneira, as câmaras de ionização utilizadas em Radiodiagnóstico estarão rastreadas ao LNMRI.

Atualmente um grande número de pedidos de calibração de dosímetros na faixa de energia do diagnóstico ( 30 a 150 kV ) tem sido encaminhado a nosso laboratório sem que possamos atendê-los.

O PTB foi o primeiro laboratório primário que desenvolveu a metodologia para a calibração de equipamentos utilizados em radiodiagnóstico e vem atuando nesta área de forma expressiva a nível internacional.

O LNMRI está estabelecendo parceria com o PTB na área de Radiodiagnóstico, realizando a calibração no PTB dos padrões nacionais de radiodiagnóstico através da padronização da grandeza kerma no ar utilizando um conjunto de câmaras de ionização da RADCAL, que é o padrão nacional secundário, mantendo assim os padrões

rastreados ao sistema metrológico internacional.

Avaliação das incertezas, desenvolvimento de procedimentos e metodologias de calibração para as diversas técnicas de metrologia na área de radiologia diagnóstica serão feitas com a cooperação do PTB.

### Metodologia

A câmara padrão nacional para radiologia diagnóstica de fabricação RADCAL modelo 20X5-3 adaptada (série nº 20647), acoplada a um eletrômetro de referência de fabricação Keithley modelo 616 (série nº 284193) foi colocado no feixe do tubo de raios-X nas qualidades PTB, descritas na tabela 01, e monitoradas através da câmara monitora de fabricação PTW modelo 7816 (série nº18) acoplada ao eletrometro de fabricação Keithley modelo 610C (série nº 144875)

O procedimento desta prática experimental constou do posicionamento da câmara padrão nacional a 100 cm do foco do tubo de raios-X, centrado através de lasers e mira óptica.

Para obtermos a medida de repetibilidade a cada série de 10 medidas todo o sistema era desligado, desconectado e guardado nas caixas adequadas para a sua



estocagem, e novamente colocado no arranjo experimental, sempre tomando o cuidado de reposicioná-la da mesma forma a cada série de medidas.

## Resultados

Os resultados das medidas DV100 e DV120 normalizados pela média ( $m / M$ ) no período compreendido do dia 26/04/96 a 03/05/96 são apresentados nas figuras 01 e 02 respectivamente.

O desvio padrão de cada série de 10 medidas não está indicado no gráfico mas encontra-se dentro de 0,1%.

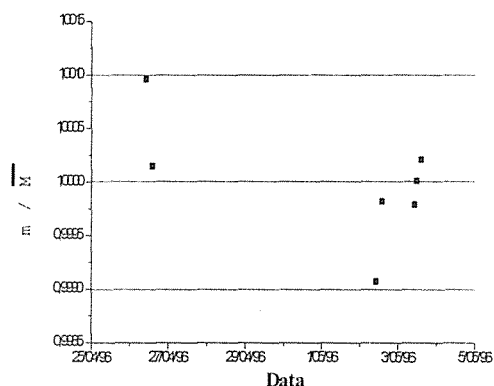


Figura 01: Qualidade DV100

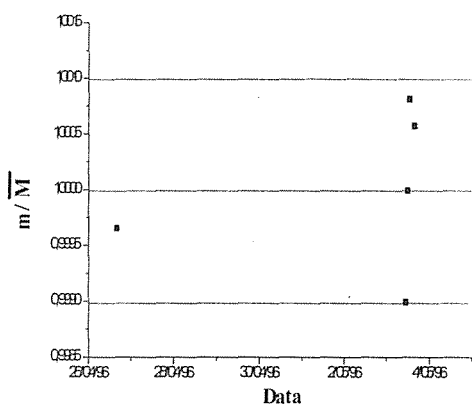


Figura 02: Qualidade DV120

Tabela 01: Qualidades utilizadas para calibração de radiodiagnóstico.

Qualidade	Tensão	Corrente	Filtração
DV100	100 kV	10 mA	2,5mmAl
DV120	120 kV	10 mA	2,5mmAl

## Discussão e Conclusão

Através da análise dos resultados experimentais ( figuras 01 e 02 ) podemos concluir que as respostas das câmaras de ionização estão dentro de uma faixa de repetibilidade menor que 0,1 %.

## Referencias

- Kramer, H. M. ; *Radiation qualities for tests in diagnostic radiology*; Radiation Protection Dosimetry; vol 43 N°1/4pp. 107-110(1992)
- Physikalisch - Technische Bundesanstalt / PTB. Seite 3 zum kalibrierschein vom 01.04.1996, kalibrierzeichen: 3922.

# Método para se reduzir a influência de variações na tensão de alimentação e impedância de carga de circuitos envolvendo um único transdutor aplicável em biotelemetria

Airton P. Pinto Jr.; Paulo J. Abatti

CPGEI - CEFET/PR

Av. Sete de Setembro, 3165 - 80.230-901 - Curitiba (PR)

e-mail: ABATTI @ cpgei.cefetpr.br.

**Resumo** - Um método para se reduzir a influência de possíveis variações na tensão de alimentação e a impedância de cargas de circuitos envolvendo um único transdutor é proposto e analisado em detalhes. Resultados experimentais comprovando a eficácia do método, bem como sua possível utilização em biotelemetria, são também apresentados e discutidos.

**Abstract** - A method to reduce the influence of possible variation on supplied voltage and load impedance in circuits involving a single transducer is proposed and analyzed in details. Experimental results showing the method's efficacy, as well as its possible application in biotelemetry, are also presented and discussed.

## Introdução

Um dispositivo implantável, utilizado para monitorizar parâmetros fisiológicos, deve satisfazer algumas características, entre as quais, pequeno volume e longa vida útil. Para se prolongar a vida útil prefer-se, em geral, circuitos sem baterias, alimentados a partir de uma fonte externa utilizando-se acoplamento magnético<sup>1</sup>. Este procedimento requer, no entanto, circuitos de regulação para se evitar possíveis flutuações na tensão de alimentação. Da mesma forma, o transdutor utilizado deve estar conectado a circuitos de alta impedância de entrada de maneira a se evitar erros devido a impedância de carga. Essas providências, contudo, levam a um aumento na quantidade de componentes no circuito implantável e, conseqüentemente, a um aumento no seu volume final. Isto pode ser contornado utilizando-se tecnologia de circuitos integrados, construindo o transdutor e o circuito na mesma pastilha. Porém, esta técnica é reconhecidamente onerosa, em particular, quando se trata de circuitos específicos que não justificam sua produção em massa. Outra solução possível, é utilizar-se técnicas de projeto de

circuitos que não requeiram um elevado número de componentes.

O objetivo deste trabalho é apresentar um método para se reduzir a influência de possíveis variações na tensão de alimentação e a impedância de carga de circuitos envolvendo um único transdutor. Resultados experimentais são também analisados, mostrando que o método pode ser particularmente útil para circuitos implantáveis de biotelemetria, pois, pode ser implementado utilizando-se um número reduzido de componentes.

## Metodologia

Para avaliar-se a impedância ou a variação da mesma em um transdutor é necessário, a princípio, conhecer a queda de tensão e a corrente que passa pelo mesmo. Porém, em determinadas circunstâncias, a determinação destas variáveis pode ser difícil, particularmente quando a impedância de entrada do circuito de medida for relativamente baixa. Neste caso a corrente drenada pelo circuito de medida pode introduzir erros significativos na avaliação final da impedância do transdutor. Este problema pode ser contornado utilizando-se o circuito de

medida mostrado na figura 1, cuja análise completa fornece as tensões de saída ( V01 e V02, respectivamente ) :

$$V01 = -V_{in} \frac{(R_t R_3 + R_t R_4 + R_3 R_4) R_5}{D} \frac{R_5}{R_2} \quad (1)$$

$$V02 = -V_{in} \frac{R_3 R_4 R_6}{D R_4} \quad (2)$$

onde,

$$D = R1 \left[ R3 + R4 + R_t \left( \frac{R3 + R4}{R2} \right) + \frac{R3 R_4}{R2} \right] + R_t (R3 + R4) + R3 R_4$$

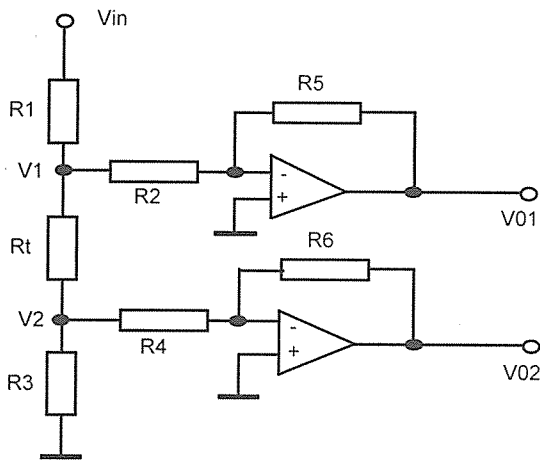


figura 1 - Circuito básico de medida proposto.

Fazendo-se finalmente a relação  $\frac{(V01 - V02)}{V02}$  obtém-se :

$$\frac{V01 - V02}{V02} = \left[ \frac{R5(R3 + R4)}{R2R3R6} \right] R_t + \left[ \frac{R4R5}{R2R6} - 1 \right] + \epsilon \quad (3)$$

onde  $\epsilon$  representa possíveis deslocamentos das tensões de off-set dos amplificadores. Observe-se que a equação 3 mostra uma relação linear entre a impedância do transdutor e o coeficiente  $\frac{(V01 - V02)}{V02}$ .

## Resultados

O circuito para ensaio (figura 1) foi montado utilizando-se o amplificador operacional TL 074 com circuito de compensação de off-set para minimizar os erros finais de leitura ( $\epsilon$ ). Os resistores

foram cuidadosamente escolhidos de forma que :

$$\frac{R4R5}{R2R6} - 1 = 0 \quad \text{e} \quad \frac{R5(R3 + R4)}{R2R3R6} = 1$$

Observa-se na figura 2 um gráfico de  $R_t$  determinado pelo método proposto em função do valor real de  $R_t$  medido com um multímetro de precisão (Philips PM 2525). Estes testes foram feitos para vários níveis do sinal de entrada, todos resultando em um mesmo valor. O coeficiente de correlação medido foi 0,99997 e o erro de compensação final  $(R4R5/R2R6 - 1 + \epsilon)$  de  $19,089 \cdot 10^{-3}$ .

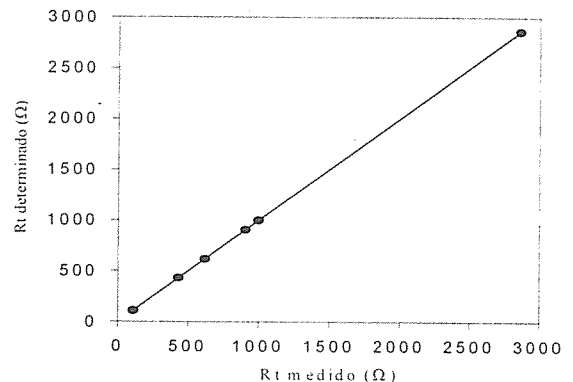


figura 2 - Gráfico da relação entre  $R_t$  determinado e  $R_t$  medido.

## Discussão e Conclusões

O método proposto demonstra que é possível a determinação do valor de impedância de um transdutor independentemente de flutuações na tensão de alimentação e impedância de carga imposta pelo circuito de medida.

A simplicidade do método proposto pode vir a ser útil em sistemas de biotelemetria implantáveis, pois, possibilita em princípio simplificação dos circuitos internos.

## Referências

- SCHNEIDER JR., B. & ABATTI, P. J.; A thermotelemetric system using independent bridge circuits on loading and excitation voltage and a passive low quality factor communication technique. World Congress on Med. Phys. & Biom. Eng., p.590, 1994.

# Projeto de Bobinas para Biotelemetria

## Parte I: Acoplamento entre Bobinas Circulares

Sérgio Francisco Pichorim e Paulo José Abatti

CPGEI-CEFET-PR Centro Federal de Educação Tecnológica do Paraná.  
Av. Sete de Setembro, 3.165 - 80.230-901 - Curitiba, Paraná.

**Resumo** - Métodos simplificados para o cálculo da mútua indutância entre duas bobinas circulares coaxiais, visando a otimização de sistemas de comunicação aplicados à biotelemetria, são apresentados e discutidos em detalhes. Resultados experimentais, mostrando o grau de validade da análise desenvolvida, são também apresentados.

**Abstract** - Simplified methods for calculation of the mutual inductance between two circular coaxial coils, devised to optimize the communication systems applied in biotelemetry, are presented and discussed in details. Experimental results, showing the degree of validation of the developed analysis, are also presented.

### Introdução

O acoplamento indutivo entre uma bobina externa e outra interna ao corpo é utilizado em dispositivos biotelemétricos implantáveis pois seu uso evita os condutores que transpassam a pele, reduzindo o risco de infecção, além de evitar o uso de baterias, que ocupam grandes volumes e necessitam substituição. Evidentemente a determinação ótima dos parâmetros geométricos destas bobinas se faz necessária para a otimização e miniaturização destes dispositivos. Dessa forma, têm sido desenvolvidas análises teóricas e experimentais para algumas configurações de bobinas de uso prático<sup>1,2</sup>. Deve-se ressaltar, entretanto, que as soluções gerais apresentadas pela maioria dos autores são bastante complexas, dificultando sua aplicação prática.

O objetivo deste trabalho é apresentar métodos mais simplificados para o cálculo da mútua indutância entre bobinas circulares, visando a otimização (maior eficiência) do sistema onde as mesmas serão empregadas.

### Desenvolvimento Teórico

Utilizando-se a equação clássica de Neumann para a Mútua Indutância (M) entre dois circuitos quaisquer<sup>1</sup>, o valor de

M para duas bobinas circulares coaxiais de raios a e b, separadas por uma distância D (figura 1), pode ser determinado

$$M = \mu_0 n_1 n_2 \sqrt{ab} \left( \left( \frac{2}{k} - k \right) K(k) - \frac{2}{k} E(k) \right) \quad (1)$$

onde  $k^2 = 4ab / (D^2 + (a+b)^2)$ , K(k) e E(k) são integrais elípticas completas de primeira e segunda espécie, respectivamente e  $n_1$  e  $n_2$  são o número de espiras das bobinas.

Devido às integrais elípticas, a derivação dM/db para determinação do ponto de máximo M, não pode ser efetuada analiticamente, tornando-se necessário, portanto, o desenvolvimento de um método alternativo.

Na figura 1 pode-se notar que, para uma distância D, a máxima mútua indutância ocorre quando a bobina de raio b envolver o maior número de linhas de força do campo gerado pela bobina de raio a. Em outras palavras, quando o raio b for igual a  $x_0$ , ponto onde as linhas são tangentes ao plano da bobina ( $B_z=0$ ), tem-se o máximo M.

Utilizando-se a lei de Biot-Savart, pode-se demonstrar que a densidade de fluxo magnético no ponto P (direção z) é:

$$B_z = \frac{\mu i}{2\pi} \frac{1}{\sqrt{z^2 + (a+x)^2}} \left( \frac{a^2 - x^2 - z^2}{z^2 + (a-x)^2} E(k) + K(k) \right) \quad (2)$$

onde  $k^2 = 4ax / (z^2 + (a+x)^2)$ . Devido às integrais elípticas, não é possível se

determinar de forma algébrica o valor de  $x_0$  para  $B_z=0$ . Entretanto, considerando-se que a distância entre o ponto P e o centro da bobina é muito maior que o seu raio ( $r^2 \gg a^2$ ), a eq. 2 pode ser reescrita como:

$$B_z = \frac{\mu_0 i a^2}{4(z^2 + x^2)^{3/2}} (2z^2 - x^2) \quad (3)$$

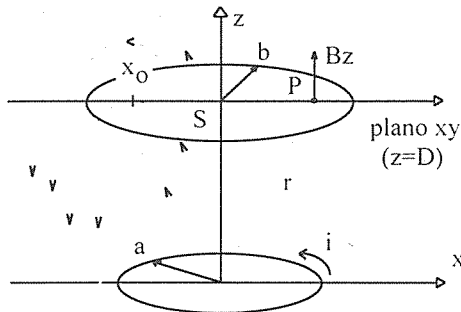


Figura 1 - Bobinas circulares coaxiais com as linhas de força geradas pela corrente  $i$ .

A equação simplificada 3, dentro da condição  $z^2 + x^2 \gg a^2$ , pode ser utilizada para determinar  $M$  entre duas bobinas circulares, obtendo-se:

$$M = \mu_0 \pi n_1 n_2 a^2 \frac{\sqrt{b^2 + D^2}}{2(b^2 + D^2)} \left( 1 - \frac{D^2}{b^2 + D^2} \right) \quad (4)$$

onde o fluxo magnético que atravessa a bobina secundária foi obtido pela integração de  $B_z$  na superfície  $S$ .

Finalmente, o máximo  $M$  em relação ao raio  $b$  é determinado fazendo-se  $B_z$  (eq. 3) igual a zero, obtendo-se

$$b = \sqrt{2} \cdot D \quad (5)$$

## Resultados Experimentais

Uma análise das equações obtidas mostra que para a razão  $D/a=10$  (ou maior) o erro entre a eq. 4 (simplificada) em relação a eq. 1 (geral) é desprezível. Para  $D/a=5$  um erro menor que 4% foi estimado. Porém, erros maiores que 10% foram obtidos para  $D/a=2$  (ou menor). Assim, pode-se dizer que a equação simplificada é aplicável de forma geral para  $D/a > 5$ , ou ainda para  $5 > D/a > 2$  desde que  $b/a > 4$ .

Também uma avaliação prática da eq. 4 foi realizada (figura 2). Pode-se observar que para  $b < 25$  mm, a eq. 4 passa a apresentar erros significativos (7%), pois  $D/a$  é apenas 2,2 (fora da condição acima).

Finalmente, uma avaliação da eq. 5 foi realizada (figura 3). A curva B foi obtida numericamente zerando-se a eq. 2. Observa-se uma grande correlação entre os valores práticos e a eq. 2. Para pequenas distâncias a eq. 5 não é válida, porém para  $D/a > 2$  esta se aproxima assintoticamente dos valores práticos (erro < 6%).

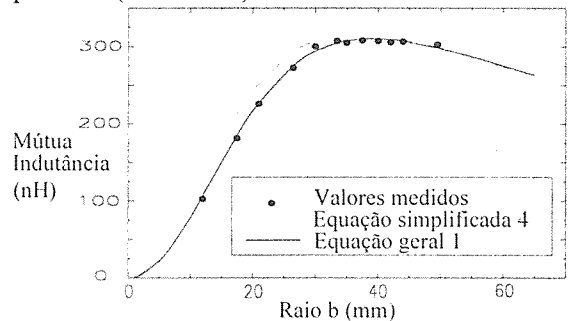


Figura 2 - Mútua indutância em função do raio  $b$ . Bobina primária com  $n_1=15$ ,  $a=12$ mm ( $12,1 \mu H$ ) e distância de 26 mm da secundária ( $n_2=5$ ).

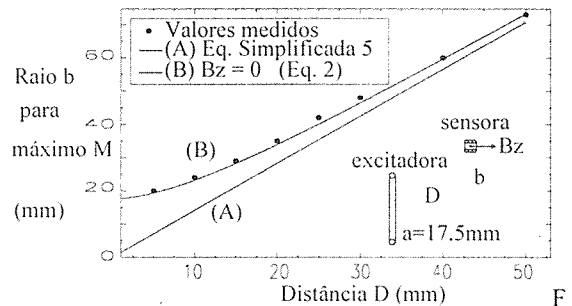


Figura 3 - Raio  $b$  para máximo  $M$  em função da distância  $D$ . Os valores práticos de  $B_z=0$  foram obtidos com o auxílio de uma bobina sensora.

## Conclusões

Tendo em vista que a maioria dos sistemas de biotelemetria práticos utilizam bobinas que estão dentro do grau de validade das equações proposta<sup>1,2</sup>, o método simplificado desenvolvido para o cálculo de  $M$  entre bobinas circulares coaxiais pode vir a ser útil em projetos nesta área.

## Referências

- SOMA, M., GALBRAITH, D. C. & WHITE, R. L., Radio frequency coils in implantable devices: misalignment analysis and design procedure, *IEEE Trans. Biom. Eng.*, 34, 276-282, 1987.
- FLACK, F. C., JAMES, E. D. & SCHLAPP, D. M., Mutual inductance of air-cored coils: effect on design of radio frequency coupled implants, *Med. & Biol. Eng. & Comput.*, 9, 79-85, 1971.

# Projeto de Bobinas para Biotelemetria

## Parte II: Acoplamento entre Bobina Circular e Solenóide

Sérgio Francisco Pichorim e Paulo José Abatti

CPGEI-CEFET-PR Centro Federal de Educação Tecnológica do Paraná.  
Av. Sete de Setembro. 3.165 - 80.230-901 - Curitiba, Paraná.

**Resumo** - Métodos simplificados para o cálculo da mútua indutância entre uma bobina circular e solenóide, visando a otimização de sistemas de comunicação aplicados à biotelemetria, são apresentados e discutidos em detalhes. Resultados experimentais, mostrando o grau de validade da análise desenvolvida, são também apresentados.

**Abstract** - Simplified methods for calculation of the mutual inductance between a circular coil and solenoid, devised to optimize the communication systems applied in biotelemetry, are presented and discussed in details. Experimental results, showing the degree of validation of the developed analysis, are also presented.

### Introdução

Dentre os sistemas de biotelemetria por acoplamento indutivo, observa-se que muitos deles utilizam bobina interna (implantada) em forma de solenóide e, externamente, uma bobina circular em forma de cinto, que contorna o corpo ou membro do paciente<sup>1,2</sup>. A utilização desse arranjo de bobinas (circular e solenóide) levou ao desenvolvimento de análises teóricas e experimentais visando a determinação ótima dos parâmetros geométricos das mesmas<sup>3,4</sup>. Deve-se ressaltar, entretanto, que as soluções gerais apresentadas são bastante complexas, dificultando sua aplicação prática.

O objetivo deste trabalho é apresentar métodos simplificados para o cálculo da mútua indutância entre bobina circular e solenóide, visando a otimização (maior eficiência) do sistema onde as mesmas serão empregadas.

### Desenvolvimento Teórico

De forma genérica, a mútua indutância (M) entre um solenóide e uma bobina circular pode ser obtida somando-se as mútuas indutâncias parciais de cada espira do solenóide e a bobina circular. Assim, utilizando-se a equação de Neumann<sup>5</sup> pode-se escrever:

$$M = \mu_0 n_2 \sqrt{ab} \sum_{i=1}^{i=n} \left( \left( \frac{2}{k} - k \right) K(k) - \frac{2}{k} E(k) \right) \quad (1)$$

$$k = \sqrt{\frac{4ab}{z^2 + (a+b)^2}} \quad z = D + L \frac{i-1}{n-1}$$

onde

a, L e n são o raio, o comprimento e o número de espiras do solenóide, b e n<sub>2</sub> são o raio e o número de espiras da bobina circular, respectivamente, e D é a distância entre as bobinas (figura 1). Infelizmente, a presença das funções elípticas E(k) e K(k) não permite a determinação analítica do ponto de máximo M (dM/db=0) necessário para a

obtenção do raio ótimo da bobina circular. Neste caso, uma solução alternativa é necessária.

Um solenóide com n<sub>1</sub> espiras por unidade de comprimento (figura 1) pode ser dividido em anéis circulares infinitesimais de comprimento dL e distância d da origem, de forma que cada anel conduza uma corrente i<sub>1</sub>n<sub>1</sub>dL. Fazendo-se a integração da equação simplificada para bobina circular<sup>5</sup> no intervalo de 0 a -L, é possível calcular a densidade de fluxo magnético na direção z em um ponto P(x,z). Assim, obtém-se

$$B_z = \frac{\mu_0 n_1 i_1 a^2}{4} \left( \frac{z}{(x^2 + z^2)^{3/2}} - \frac{z+L}{(x^2 + z^2 + 2Lz + L^2)^{3/2}} \right) \quad (2)$$

A partir da eq. 2, o valor de M entre uma bobina circular (raio b) e solenóide (distância z=D) pode ser escrito como:

$$M = \frac{\mu_0 \pi n_1 n_2 a^2}{2} \left( \frac{L+D}{\sqrt{L^2 + b^2 + D^2 + 2LD}} - \frac{D}{\sqrt{b^2 + D^2}} \right) \quad (3)$$

onde o fluxo magnético que atravessa a bobina secundária foi obtido pela integração de B<sub>z</sub> na superfície S.

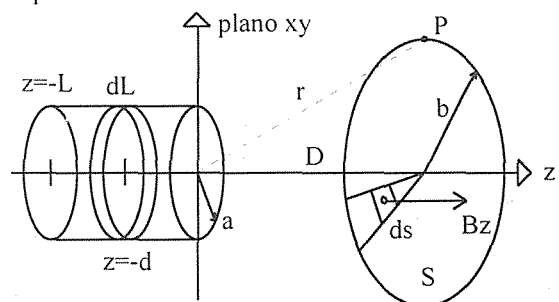


Figura 1 - Arranjo de bobinas circular / solenóide. A bobina solenóide (raio a e comprimento L) está separada da bobina circular (coaxial e raio b) por uma distância D.

Caso o solenóide possua núcleo de ferrite e suas dimensões (raio a e comprimento L) forem pequenas comparadas com as outras dimensões do arranjo (raio da bobina circular b e distância D), a

eq. 3 pode ser utilizada com resultados satisfatórios, desde que um fator multiplicador empírico (gm) seja acrescentado<sup>2</sup>. O fator gm é um ganho na mútua indutância devido ao incremento no fluxo magnético através do solenóide devido a alta permeabilidade do núcleo ( $\mu_r$ ), sem que cause, devido a suas dimensões relativamente pequenas, alterações no campo total da bobina com núcleo de ar. Experimentalmente, esta constante empírica de ganho é somente função da razão entre raio e comprimento do núcleo e sua permeabilidade<sup>2</sup>.

Finalmente, o máximo M em relação ao raio b é determinado fazendo-se  $B_z$  (eq. 2) igual a zero<sup>5</sup>, obtendo-se

$$b = \sqrt{\frac{D^{5/3}}{D^{2/3} - (D+L)^{2/3}} \left( \sqrt[3]{D(D+L)^2} - D - \frac{L^2}{D} - 2L \right)} \quad (4)$$

É importante ser lembrado que todo este desenvolvimento partiu de uma equação simplificada, e portanto, deve-se respeitar a condição  $r^2 \gg a^2$ <sup>5</sup>.

### Resultados Experimentais

Uma avaliação teórica e prática da equação proposta 3 foi realizada (figura 2). Pode-se observar que a solução numérica (eq. 1) e a eq. 3 têm grande correlação com os valores práticos, exceto quando a condição  $r^2 \gg a^2$  não é satisfeita.

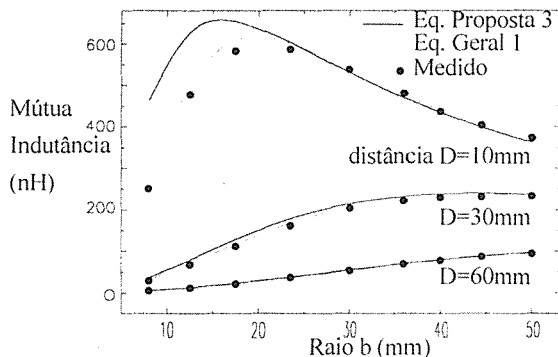


Figura 2 - Mútua indutância em função do raio da bobina circular ( $n_2=5$ ). Solenóide de Ar com  $L=3$ mm,  $n_1=18$  e  $a=10,5$ mm ( $12,2\mu\text{H}$ ).

Para um solenóide de pequeno raio (1,64mm) e núcleo de ar foi possível demonstrar que os dois métodos teóricos se sobrepõe (erro < 0,4%), e um erro de 8% com relação aos valores medidos foi obtido. Testes com solenóide com Ferrite (figura 3), mostraram uma boa correlação (erro=2,2%) com os valores teóricos. A determinação empírica da constante de ganho ( $gm=12,8$ ) foi realizada pelo cálculo do valor médio entre as razões dos valores práticos e teóricos. Diferenças na curvatura ( $D=10$ mm) podem ser resultado de desalinhamentos ou, devido a proximidade entre as bobinas, da distorção no

campo magnético da bobina de ar causada pelo presença do núcleo de ferrite.

Na avaliação prática da eq. 4, uma boa correlação (erro < 2%) foi observada (figura 4), já que neste experimento  $D/a$  foi sempre maior a 4.

### Conclusões

Equações simplificadas para o cálculo da mútua indutância entre uma bobina circular e solenóide, visando a otimização (maior eficiência) de sistemas de comunicação em biotelemetria, foram apresentadas. Devido à sua simplicidade, os autores acreditam que o método desenvolvido possa ser útil em projetos nesta área.

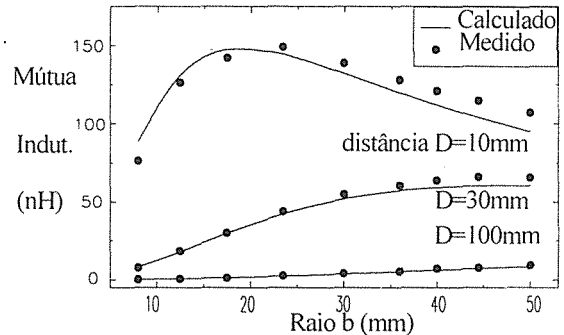


Figura 3 - Mútua indutância entre microsolenóide com núcleo de ferrite ( $\mu_r=3800$ ,  $n=43$ ,  $L=8$  mm e  $a=0,98$ mm ( $11\mu\text{H}$ )) e bobina circular ( $n=5$ ) com raio variável. As curvas são calculadas para  $gm=12,8$ .

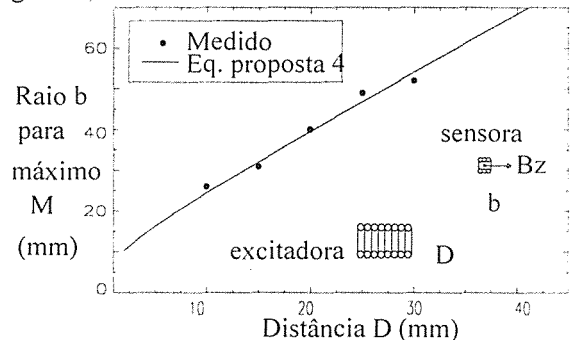


Figura 4 - Raio (b) para máximo M em função da distância D. Solenóide com  $L=18$  mm e  $a=2,5$  mm. Os valores práticos de  $B_z=0$  foram obtidos com o auxílio de uma bobina sensora.

### Referências

1. TROYK, P. R. & M. A. K. SCHWAN. Micromodules for implanted telemetry and stimulation. *Biotelem. XIII*, 105-111, 1995.
2. HEETDERKS, W. J.. RF - powering of millimeter- and submillimeter-sized neural prosthetic implants. *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 35, 323-327, 1988.
3. TROYK, P. R. & M. A. K. SCHWAN, Modeling of weakly-coupled inductive links. *Biotelemetry XIII*, pp 63-68, 1995.
4. HOCHMAIR, F.. System optimization for improved accuracy in transcutaneous signal and power transmission, *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 31, 177-186, 1984.
5. Ver a Parte I deste trabalho.

# Determinação da Forma de Onda de Pulsos de Raios-X com cerâmicas de Zirconato Titanato de Chumbo

Aparecido A. Carvalho<sup>1</sup> e Albert Alter<sup>2</sup>

<sup>1</sup> Departamento de Engenharia Elétrica, Faculdade de Engenharia de Ilha Solteira, UNESP

<sup>2</sup> Department of Medical Physics, University of Wisconsin-Madison

**Resumo** - Este artigo mostra que detectores piroelétricos podem ser utilizados para determinar a forma de onda de pulsos de raios-X. Foram medidos pulsos com duração de 0,8 a 6,0 s, na faixa de diagnóstico (50 a 140 kVp), correspondendo à energia média efetiva de 29 a 45 keV. A resposta de um detector de zirconato titanato de chumbo (PZT) é explicada através de um modelo fundamentado nas características elétricas e térmicas do detector e de seu circuito pré-amplificador.

**Abstract** - This paper shows that pyroelectric detectors can be used with a recorder equipment for recording the waveshapes of X-rays pulses. Pulses with exposure times from 0.8 to 6.0 s in the diagnostic range from 50 to 140 kVp, corresponding to an effective mean energy of 29 to 45 keV, were measured. The PZT detector response to a radiation pulse conforms to theoretical prediction based upon the thermal and electrical characteristics of the detector and its amplifier.

## Introdução

Em 1984, M. H. de Paula et al.<sup>1</sup> descreveram o dosímetro de radiação piroelétrico. Carvalho et. al.<sup>2</sup> propuseram dois métodos térmicos para medir a fluência de energia de pulsos de raios-X, com detectores piroelétricos e fotoacústicos. O presente trabalho mostra que formas de ondas de pulsos de raios-X podem ser determinadas utilizando detectores piroelétricos de PZT. A determinação da forma de onda pode ser útil, por exemplo, como um dos parâmetros para se efetuar o controle de qualidade de equipamentos de raios-X. Elaborou-se um modelo teórico para o sinal piroelétrico produzido por um pulso de raios-X, a partir de parâmetros do detector e seu circuito pré-amplificador.

## Metodologia

Utilizaram-se cerâmicas piroelétricas de dois diferentes fabricantes. Foram

colocados no interior de uma câmara de alumínio, sobre um suporte de nylon. O equipamento utilizado foi um Philips, modelo MG-23, com alvo de tungstênio. A filtração do feixe foi de 2 mm de berílio e 3 mm de alumínio. Este tubo pode operar na faixa de 50 a 140 kVp, com correntes de 0 a 150 mA. A distância do alvo do tubo ao detector foi de 50 cm e a área irradiada do detector foi de 78 mm<sup>2</sup>. O amplificador empregado foi um conversor corrente-tensão. O detector de referência utilizado para monitorar a forma de onda do pulso de raios-X foi um cristal de CsI. Para elaboração do modelo teórico considerou-se o detector como ideal, excitado por um pulso de raios-X com forma de onda quadrada. Nas condições experimentais usuais a constante de tempo elétrica do circuito de entrada é muito menor que o tempo de exposição do pulso de raios-X e este é menor que a constante de tempo térmica do detector.



## Resultados

A Fig. 1 mostra as formas de onda produzidas pelo CsI e pelo piroelétrico.

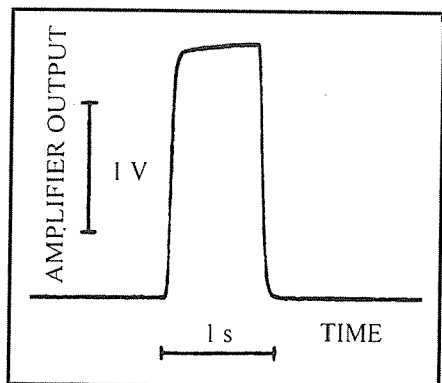


Fig. 1a.- Sinal produzido pelo CsI

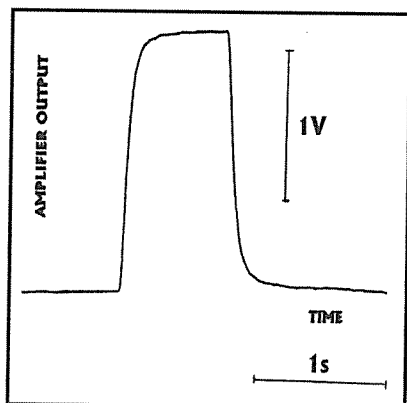


Fig. 1b - Sinal produzido pelo detector piroelétrico

A Fig. 2 mostra a forma de onda obtida utilizando-se o modelo teórico elaborado.

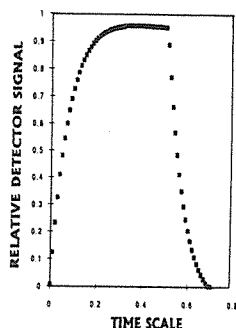


Fig. 3. Forma de onda obtida através de simulação do modelo teórico.

## Discussões/Conclusões

Dois transdutores com cerâmicas piroelétricas de PZT, de diferentes fabricantes, mostraram-se adequados para monitorar a forma de onda de pulsos de raios-X na faixa de diagnóstico. As respostas obtidas com um cristal de CsI e com os piroelétricos são muito similares. O modelo teórico elaborado, ainda que feito considerando um detector ideal, explica as principais características do sinal elétrico produzido por um pulso de raios-X. O trabalho mostra que detectores piroelétricos podem ser úteis para monitorar a saída de equipamentos de raios-X.

## Referências

- <sup>1</sup> DE PAULA, M.H.; CARVALHO, A.A.; MASCARENHAS S.; ZIMMERMAN, R.L. A New Radiation Dosimeter Using a Pyroelectric Detector. *Med. Phys.*, v. 11, p. 866-868, 1984.
- <sup>2</sup> CARVALHO, A.A.; MASCARENHAS, S.; DE PAULA, M.H.; CAMERON J.R. Two Thermal Methods to Measure the Energy Fluence of a Brief Exposure of Diagnostic X-Rays. *Med. Phys.*, v. 19, p. 575-577, 1992.

## Analizador não invasivo de icterícia neonatal

José Carlos da Cunha<sup>1,2</sup>; Pedro M. Gewehr<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Serviço de Eletromedicina - HC - UFPR

Rua Gal. Carneiro, 181 - 80060-900 - Curitiba - PR

<sup>2</sup>CPGEI/CEFET-PR, Av. 7 Setembro, 3165

80230-901, Curitiba - PR

**Resumo** - Desenvolveu-se um instrumento não invasivo para a avaliação da icterícia neonatal. Utilizam-se feixes de fibras ópticas para detectar a reflectância óptica da pele, a qual é relacionada à concentração sérica da bilirrubina. Com esse instrumento, espera-se fazer a triagem de pacientes recém-nascidos, selecionando aqueles que necessitam da dosagem sérica da bilirrubina.

**Abstract** - The development of a non invasive instrument for neonatal jaundice evaluation is described. Optical fibers are used to detect the optical reflectance of the skin which is related to the serum bilirubin concentration. The instrument is to be used for the screening of newborn patients, thus selecting only those who need the serum bilirubin determination.

### Introdução

A icterícia é uma condição clínica caracterizada pela elevação da bilirrubina no soro. Em níveis elevados, pode resultar em danos ao sistema nervoso central de recém-nascidos<sup>1</sup>.

Neste trabalho, descreve-se o desenvolvimento de um instrumento não invasivo, utilizando fibras ópticas, para a avaliação transcutânea do nível de bilirrubina em recém-nascidos. Esses níveis são correlacionados com as concentrações séricas, podendo ser utilizados na triagem de bebês, eliminando-se critérios visuais sujeitos a falhas. Assim, somente aqueles recém-nascidos que apresentam valores transcutâneos elevados serão submetidos ao procedimento invasivo.

### Metodologia

O instrumento desenvolvido (Fig. 1) é composto por um sistema opto-eletrônico que utiliza os princípios da reflectância óptica. É composto por três guias ópticos, sendo um para transmitir a energia radiante emitida por uma

lâmpada de arco xenon até a pele e os outros dois para transmitir a energia radiante refletida pela pele até dois filtros ópticos passa-faixa centrados em 460 e 550 nm, com largura de banda de 10 nm. As energias refletidas são detectadas por dois fotodiodos, que enviam essas informações ao módulo de processamento. Neste módulo, além do tratamento dos sinais provenientes dos fotodiodos, são realizadas operações algébricas que eliminam a influência da hemoglobina na leitura da bilirrubina, produzindo na saída do instrumento uma tensão proporcional à concentração sérica desta no recém-nascido. Para os cálculos, utilizam-se genericamente os princípios da absorciometria e a lei de Beer.

### Resultados

A avaliação de desempenho do instrumento foi efetuada utilizando-se um padrão para dosagem de bilirrubina em laboratório. A partir de várias concentrações deste padrão, aferidas com um bilirrubinômetro, realizaram-se medidas com o instrumento desenvolvido, sobre cubetas contendo as amostras, as

quais simulavam a pele do paciente. Os valores obtidos com o instrumento

apresentaram um coeficiente de correlação

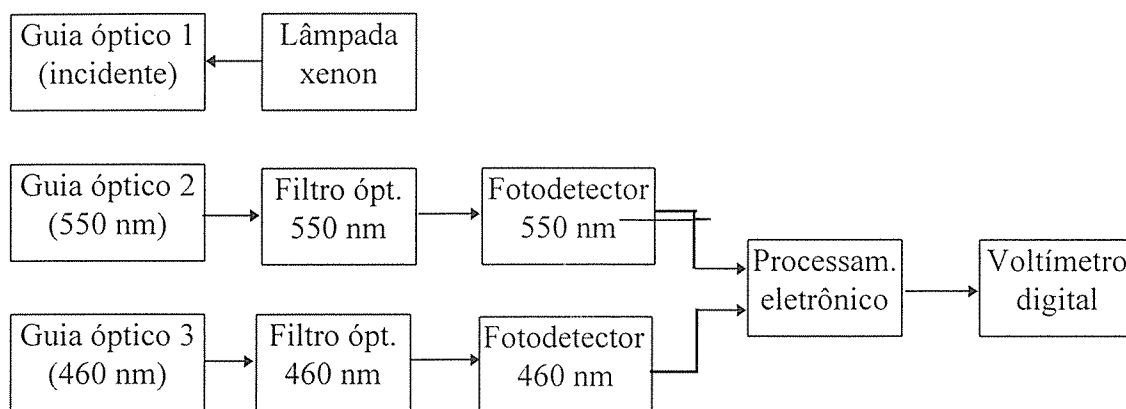


Fig. 1 Diagrama em blocos do instrumento desenvolvido

igual a 0,989 aos valores obtidos com o bilirrubinômetro. A reta de regressão apresentou um coeficiente igual a 0,32 ( $\log V_o / (\text{mg/dl})$ ) para os dados considerados, isto é, até 20 mg/dl, que são de interesse na triagem de recém-nascidos. A figura 2 apresenta a correlação obtida com os dois métodos de medição.

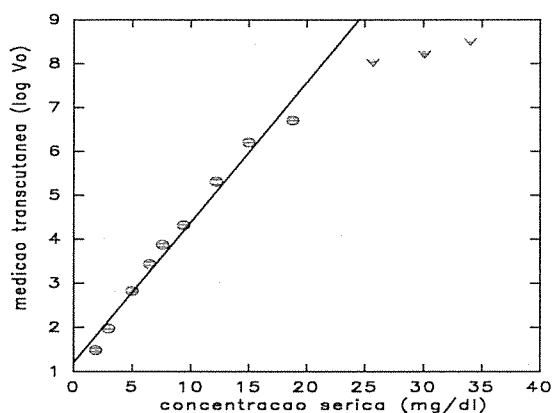


Fig. 2 Correlação das medições do instrumento e dosagem sérica. Os valores de concentração sérica acima de 20 mg/dl (♦) não foram considerados para a reta de regressão.

### Discussão e Conclusões

Os resultados obtidos até o momento com o instrumento são

comparáveis aos do equipamento desenvolvido por Yamanouchi et al.<sup>2</sup> e as avaliações feitas por Hannemann et al.<sup>3</sup>. Desta forma, o instrumento pode ser uma ferramenta útil na triagem de recém-nascidos ictericos, tornando o seu controle mais fácil e rápido e evitando dolorosas picadas no calcanhar dos pacientes para a retirada de amostras de sangue. O instrumento, no entanto, requer testes “in vivo” para uma avaliação mais criteriosa de seu desempenho. Este procedimento “in vivo” está sendo objeto de estudo atualmente.

### Referências

- DANI, R.; CASTRO, L. P. Gastroenterologia clínica. 3 ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1990.
- YAMANOUCHI, I ; YAMAUCHI, Y.; IGARASHI, I. Transcutaneous bilirubinometry: preliminary studies of noninvasive transcutaneous bilirubin meter in the Okayama National Hospital. *Pediatrics*, v. 65, n 2 , p. 195-202, 1980.
- HANNEMANN, R.; SCHREIDER, R.; DEWITT, D.P. et al. Evaluation of the Minolta bilirubin meter as a screening device in white and black infants. *Pediatrics*, v.69, n.107, p. 107-109, 1982.

# Instrumentação de estado sólido para excitação de indicador fosforescente de O<sub>2</sub>

Gilberto Branco; Douglas R. Jakubiak; Pedro M. Gewehr

CPGEI - CEFET/PR

Av. 7 de setembro, 3165 - 80230-901 - Curitiba (PR)

**Resumo** - Descreve-se a construção e desempenho de um instrumento para excitar o indicador fosforescente de O<sub>2</sub>, Paládio (Pd) coproporfirina imobilizado em um polímero. A excitação é efetuada via LEDs. Os resultados mostram que é possível a excitação do indicador, entretanto com baixa relação sinal/ruído. Pela utilização das medidas de tempos de vida de fosforescência, concentrações de O<sub>2</sub> até 21% podem ser determinadas.

**Abstract** - The construction and performance of an instrument to excite the dye Pd coproporphyrin and to measure its phosphorescence lifetimes are described. The instrument employs LEDs as optical source. The results have shown that it is possible the excitation of the dye, although the intensity of the registered signals was very low. By measuring phosphorescence lifetimes concentrations up to 21% of gaseous oxygen can be determined when the dye is immobilised in a polymer.

## Introdução

Compostos fosforescentes como metalporfirinas, estão sendo utilizadas como base para sensores de oxigênio<sup>1</sup>. Um destes compostos é Pd coproporfirina, que apresenta intensidade e tempos de vida de fosforescência adequados à monitorização de uma larga faixa de O<sub>2</sub><sup>2,3</sup>. A forma de excitação típica é a aplicação de pulsos de luz de curta duração, usualmente obtidos de uma lâmpada xenon. Outra possibilidade de excitação é a utilização de LEDs com circuitos de chaveamento eletrônico para produzir pulsos de luz. LEDs apresentam vantagens como baixo custo, resistência ao manuseio e características luminosas quase monocromáticas. O objetivo deste artigo é a descrição de um instrumento utilizando LEDs verdes como fonte óptica para excitar e assim medir tempos de vida de um indicador fosforescente. Os tempos de vida de fosforescência são utilizados para determinar o oxigênio do meio<sup>3</sup>.

## Metodologia

O pico de absorção do Pd coproporfirina ocorre próximo a 387 nm e o máximo da emissão fosforescente em

torno de 667 nm. Esse indicador também absorve em 512 nm e 544 nm. Em 544 nm, a absorção é menor que em 387 nm, mas pode ser uma alternativa para a excitação. Para verificar esta possibilidade, realizaram-se alguns experimentos imobilizando Pd coproporfirina no polímero policloreto de vinila (PVC).

A membrana sensora de PVC utilizada foi obtida pela mistura de uma parte (volume) de Pd coproporfirina (1,2 mg previamente dissolvida em 1,0 ml de THF-tetrahidrofurano), com cinco partes de solução de polímero (110 mg de PVC puro, dissolvido em 7 ml de THF). Para estudos com a membrana, uma câmara de amostras foi construída com uma entrada e uma saída para o gás, outra entrada para um feixe de fibras ópticas e uma outra saída acoplada a um filtro de interferência e válvula fotomultiplicadora para a medição de fosforescência. Os tempos de vida são relacionados ao oxigênio por meio da relação de Stern-Volmer, expressa como  $\tau_0/\tau = 1 + K_Q \cdot [O_2]$ , onde  $\tau_0$  e  $\tau$  são os tempos de vida na ausência e a uma concentração de O<sub>2</sub> respectivamente, e  $K_Q$  é a constante de Stern-Volmer<sup>2</sup>. A figura 1 mostra o diagrama em blocos completo do

instrumento desenvolvido. O gerador fornece uma onda quadrada de 100 Hz (com ciclo de trabalho de 50%) para o chaveamento de 10 LEDs (HLMP-8605, HP) via um transistor IRF 530 (Motorola). Dez fibras ópticas de acrílico (cada de 1,5 mm de diâmetro) tipo J2535 (Edmund Sc.) de 15 cm de comprimento transportam a energia radiante dos LEDs. Em cada encapsulamento dos LEDs abriu-se um orifício e prendeu-se um extremo da fibra. O outro extremo foi conectado à câmara de amostras. Com a excitação, o indicador imobilizado produz fosforescência que é selecionada por um filtro de interferência tipo J43.139 (Edmund Sc.) com pico de transmissão em 671 nm e coletada por uma válvula fotomultiplicadora tipo R5600U-01 (Hamamatsu). A fotocorrente da válvula é convertida para tensão por meio de um amplificador LM318 (National) e aplicada a um osciloscópio TDS 420 (Tektronics) que efetua a média das curvas de decaimento. O osciloscópio é conectado via barramento de dados GPIB a um PC486 que calcula o tempo de vida associado a uma determinada  $[O_2]$ . O tempo de resposta total medido do sistema é cerca de 10  $\mu$ s.

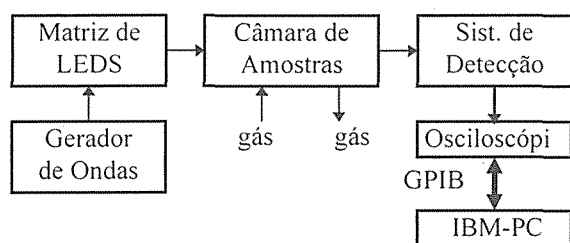


Fig.1 Diagrama em blocos do instrumento

## Resultados

Após a excitação do indicador imobilizado no polímero, foram obtidas para várias concentrações de oxigênio, sinais de fosforescência. Concentrações acima de 21% não foram determinadas devido a baixa intensidade dos sinais. Usualmente, 500 curvas eram mediadas para obter um único sinal de

fosforescência, e a partir deste, calculavam-se por fitagem, os tempos de vida para um decaimento monoexponencial. A figura 2 apresenta a relação de Stern-Volmer obtida com as medições efetuadas.  $K_Q = 0,131(\%O_2)^{-1}$ .

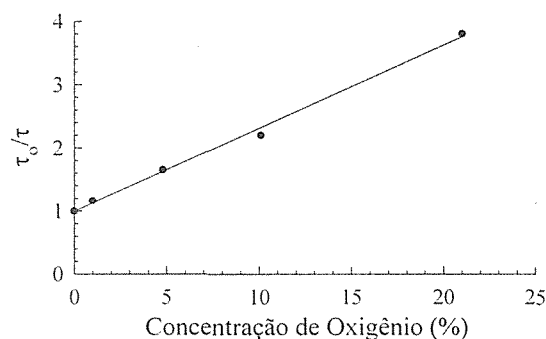


Fig.2 Relação de Stern-Volmer obtida com o instrumento desenvolvido

## Conclusões

Desenvolveu-se um instrumento baseado no método de excitação pulsada para a medição de tempos de vida de fosforescência, utilizando LEDs como fonte óptica para excitar Pd coproporfirina. Os resultados mostram que LEDs podem ser uma alternativa às lâmpadas xenon, na excitação de indicadores utilizados em sensores ópticos.

## Referências

- PAPKOVSKY, D. B. Luminescent porphyrins as probes for optical (bio)sensors. *Sensors and Actuators B*, 11, p. 293-300, 1993.
- VANDERKOOI, J. M.; MANOR, G.; GREEN, T. J.; WILSON, D. F. An optical method for measurement of dioxygen concentration based upon quenching of phosphorescence. *J. Biol. Chem.*, 262, p. 5476-5482, 1987.
- GEWEHR, P. M.; DELPY, D. T. Optical oxygen sensor based on phosphorescence lifetime quenching and employing a polymer immobilised metalloporphyrin probe-part2: sensor membranes and results. *Med. & Biol. Eng. & Comput.*, 31, p. 11-21, 1993.

# Gerador de Pressão para a determinação da impedância Mecânica de pacientes ventilados artificialmente

<sup>1</sup>José Felício da Silva; <sup>2</sup>Réné Peslin, <sup>2</sup>Claude Duvivier

<sup>1</sup>Departamento de Tecnologia Mecânica/NETEB-Mestrado em Eng. Biomédica-UFPB

<sup>2</sup>INSERM unité 14-Nancy - França

Cidade Universitária - Caixa Postal 5053- 58051-970- João Pessoa - Pb

E-mail: felicio@terra.npd.ufpb.br

**Resumo** - Para se determinar a impedância mecânica de pacientes intubados e ventilados artificialmente em UTI, o gerador de pressão senoidal deverá ser capaz de suportar pressões produzidas pelo ventilador, e gerar pressões de amplitudes de 2 a 4 hPa pico a pico. Para a implementação do gerador uma simulação numérica foi realizada tendo como objetivo encontrar a melhor montagem que satisfizesse as condições para tal aplicação. O gerador implementado foi testado em um sistema RIC.

**Abstract**-To determine the mechanical impedance of the intubated and artificially ventilated patients in Intensive Care Unit (ICU), the sinusoidal pressure generator must be capable of supporting the pressure generated by the ventilator and to generate a pressure amplitude from 2 to 4 hPa peak to peak. To make the generator assembly, a numerical simulation has been realized, to obtain the best assembly which could satisfy the requirements for such application. The implemented generator has been tested in RIC model system.

## Introdução

A aplicação do Método de Oscilações Forçadas em sujeitos submetidos a ventilação artificial tem sido utilizada em se desligando o ventilador por poucos segundos, tempo suficiente para que seja aplicada as pressões senoidais geradas (1). Para a aplicação deste método em pacientes ventilados artificialmente, e durante todo ciclo ventilatorio certas condições devem ser observadas: o sistema não deverá ser obstáculo em unidades de terapia intensiva; o gerador de pressão deverá funcionar de maneira satisfatória quando submetido as variações de pressões desenvolvidas pelo ventilador, e que podem apresentar pressões de até 60 hPa; o gerador deverá ser capaz de aplicar ao paciente pressões de amplitude de 2 a 4 hPa pico a pico na gama de frequência desejada.

Este trabalho descreve um gerador de pressão que foi implementado com o

objetivo de realizar medidas durante todo ciclo ventilatorio.

## Metodologia

A figura 1 mostra a montagem que foi implementada, onde as câmaras na frente e atrás do alto-falante são curto circuitadas por um tubo de impedância mecânica

$$Z = R + j.2\pi.f.I \quad \text{Eq. 1}$$

onde R é a resistência e I é a inertância. Estes parâmetros são funções do comprimento e da seção do tubo. Em baixa frequência Z será baixa pois R é baixa, o que faz com que a diferença de pressão aplicada a membrana do alto-falante seja mínima. Por outro lado I reduz a influência do curto circuito a medida que a frequência aumenta, o que permite ao alto-falante desenvolver os sinais desejados. Foi realizada uma simulação numérica, com o objetivo de otimizar a montagem. Para

isto, duas condições foram observadas, estando representadas pelos circuitos equivalentes: 1- o gerador é submetido a pressão do ventilador figura 2A; 2- o gerador esta fornecendo a pressão ao paciente, figura 2B. O gerador foi implementado após esta simulação tendo sido testado em um sistema físico representando o sistema respiratório.

A influência do ventilador sobre o alto falante foi determinada em se verificando o diferencial de pressão, DP, entre as duas câmaras, no domínio do tempo em função do fluxo instantâneo liberado pelo ventilador. Para a condição de fornecimento da pressão pelo gerador, a simulação constitui-se em determinar a relação entre a amplitude da pressão aplicada ao paciente, PS, e a tensão aplicada ao alto-falante, na gama de frequência de 4 a 32 Hz.

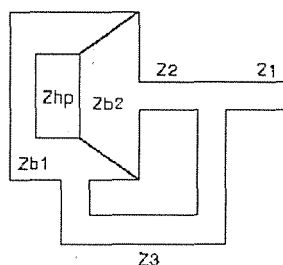


Fig 1- Gerador implementado, onde  $Z_{b1}$  impedância da câmara atrás do alto-falante,  $Z_{b2}$  impedância da câmara na frente do alto-falante,  $Z_{hp}$  impedância do alto-falante,  $Z_1$ ,  $Z_2$ ,  $Z_3$  impedância dos tubos

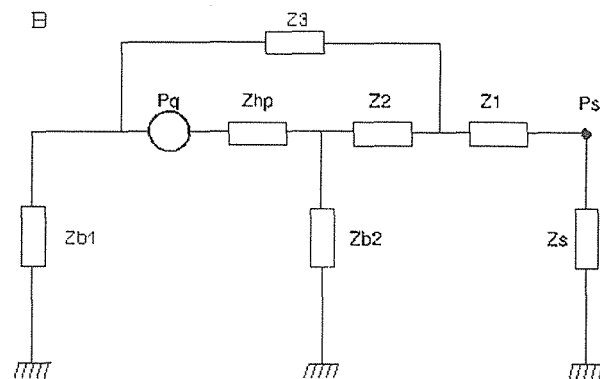
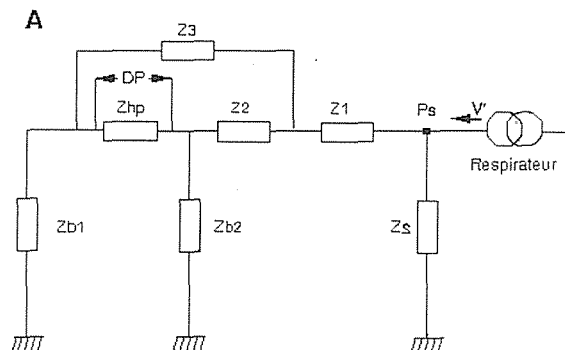


Figura 2 - Circuito equivalente do gerador de pressão.

## Resultado

O gerador implementado apresenta as seguintes dimensões: L<sub>1</sub>=70 cm, D<sub>1</sub>= 2,0 cm, L<sub>2</sub>=24 cm, D<sub>2</sub>= 1,5 cm, l<sub>3</sub>= 300 cm, D<sub>3</sub>= 1,2 cm. A caixa onde esta o alto-falante 14x14x13 cm. Medidas foram realizadas em mono frequência em 5, 10 e 20Hz, observando-se um bom comportamento do gerador tanto no aspecto do sinal gerado como o de suportar as pressões do ventilador.

## Discussão

Recentemente Farré (2) desenvolveu um gerador servo controlado que pode ser considerado como avanço, mas ainda assim muitas contribuições podem advir para este tipo de aplicação.

## Referências

- 1-Bates J.H.T. Doroczy B. Hantos Z. A comparison of interrupter and forced oscillation measurements of respiratory resistance in dog J. Appl. Physiol. v 72, p 46-52, 1992
- 2-Farré R. Ferrer M. Rotger M. Navajas D. Servocontrolled generator to measure respiratory impedance from 0,25 to 26 Hz in ventilated patients at different PEEP levels. Eur. Respir. J. v-8, p-1222-1227, 1995

# Dispositivo para Determinação da Impedância Mecânica do Sistema Respiratório por Oscilações Forçadas.

Ivson Ferreira dos Anjos<sup>1</sup>; José Felício da Silva<sup>2</sup>; Joselma Silva Guimarães<sup>3</sup>

<sup>1</sup> Mestrando em Eng. Biomédica - UFPB<sup>2</sup> Prof. do Departamento de Tecnologia mecânica/ Mestrado em Eng. Biomédica - UFPB <sup>3</sup>Aluna de Iniciação científica DTM

Cidade Universitária - Caixa Postal 5053 - 58051-970 - João Pessoa - PbE- mail: felicio@terra.npd.ufpb.br

**Resumo** - O método de oscilações forçadas, proposto por Dubois em 1956, permite a determinação da impedância mecânica do sistema respiratório. O sistema em desenvolvimento é baseado em microcomputador PC AT 486, serão realizadas medidas na faixa de 2 a 48 Hz em mono freqüência e multi freqüência, o gerador de pressão é realizado a partir de alto-falante. O software será implementado em C++. O sistema será testado em um sistema utilizando um modelo físico RI, bem como em testes clínicos no HU.

**Abstract** - The forced oscillations method proposed by Dubois in 1956, makes possible to determine the mechanical impedance of the respiratory system. The developing system makes use of a PC AT 486 microprocessor. The measurements will be made in a 2 to 48 Hz range in mono and multi frequency adjustments, the pressure generator is based on a loudspeaker. The software will be implemented in C++ language. The system will be tested in a physical RL model system, as well as clinical measurements at HU.

## Introdução

A determinação da Impedância Mecânica do Sistema Respiratório pelo método de Oscilações Forçadas foi proposta por Dubois & Brody, em 1956 [1]. Este método consiste na aplicação de variações de pressão senoidal ao sistema respiratório através de um gerador externo. Estas variações de pressão induzem variações de fluxo gasoso onde a amplitude e a fase deste dependem das propriedades mecânicas do sistema respiratório. As medidas de pressão e fluxo são realizadas durante a respiração espontânea, não exigindo assim cooperação por parte do indivíduo.

A impedância mecânica é determinada pela relação entre a pressão aplicada (P) e o fluxo resultante (V')

$$Z = \frac{P}{V'} \quad \text{Eq. 1}$$

s geradores de pressão utilizados podem ser desenvolvidos a partir de bombas senoidais e alto falantes [1,2],

sendo o segundo tipo mais utilizados pois, permite a regulação da freqüência e da amplitude da pressão e apresentam um menor custo em relação as bombas senoidais.

O presente trabalho tem como objetivo fazer uma descrição sucinta da técnica de O.F., bem como do sistema que esta sendo desenvolvido.

## Materiais e Métodos

O sistema em desenvolvimento é baseado em microcomputador compatível com IBM PC AT 486. As medidas serão realizadas em uma faixa de freqüência de 2 a 48 Hz, fazendo-se medidas em mono freqüência que é caracterizada por uma série de sinais discretos, e a multi freqüência que é caracterizada pela aplicação de um sinal apresentando uma soma de freqüências permitindo assim a determinação da impedância através de uma única excitação dentro da gama de freqüência desejada.

O "software" está sendo implementado em C++ da Borland



constando de rotinas, para geração de sinais tendo como finalidade excitar o gerador, rotinas de aquisição, rotinas de tratamento de sinais e cálculo dos parâmetros da impedância, rotinas de calibração e rotinas de gerenciamento do sistema.. O gerador foi implementado a partir de um alto falante.

Para a medida de fluxo é utilizado um pneumotacógrafo de fleisch tendo a ele acoplado um transdutor de pressão diferencial Celesco, para a medida de pressão também é utilizado um transdutor diferencial de pressão Celesco.

O sistema será validado através de testes metrológicos utilizando modelos físicos representando o sistema respiratório constituído de Resistência Compliância e Inertância (RIC), os testes clínicos serão realizados no serviço de pneumologia do HU.

### Resultados

Concluído a parte física ou seja o gerador e os circuitos referentes a placa de aquisição, amplificadores para os transdutores, amplificador de potência para alimentação do alto-falante, esta sendo realizado medidas com um sistema físico para a validação de todo o sistema no tocante ao "hardware" e "software".

### Discussão e Conclusão

Devido a facilidade da execução da manobra ou seja a não exigência da cooperação por parte do indivíduo durante as medidas, a utilização da técnica de O.F. vem crescendo gradativamente na exploração funcional pulmonar e principalmente em aplicações clínicas em indivíduos obstrutivos e restritivos (3, 4), bem como em crianças (6). Estudos tem sido realizados comparando esta técnica com espirometria, pletismografia (4, 5) e tem mostrado que a determinação da Impedância Mecânica do Sistema Respiratório pelo método de Oscilações Forçadas é de grande utilidade tanto em

estudos epidemiológicos como em aplicações clínicas. No Brasil, dentro de pouco tempo terá varias equipes desenvolvendo trabalhos principalmente para melhorar o desempenho, desta técnica bem como em aplicações clínicas e em medicina do trabalho.

### Referencias Bibliográficas

- 1 - Dubois, A. B. ; Brody, A.W. ; Burgess Jr.F. Oscillations mechanics of lungs and chest in man. J. Appl Physio. v.8, p. 587-594, 1956.
- 2 - Peslin R. ; Fredberg J.J. Oscillation mechanics of respiratory system. Handbook of Physiology. v. III, capitulo 11, 1986.
- 3 - Demedts, M.F. C.C.; Van Noord J.A.; Van de Wosestijne K.P. Clinical Applications of Forced Oscillation Technique. Chest v.99, p. 795-797, 1991
- 4 - Páiron J.C.; Iwatsubo Y.; Hubert C.; Lorino H.; Nouaigui H.; Gharbi R.; Brochard R. Measurement of bronchial responsiveness by forced oscillation technique in occupational epidemiology. Eur. Resp. J. v.7, p. 484-489, 1994.
- 5 - Pham Q.T.; Bourgard E. ; Chau N.; Willim G.; Megherbi S.E.; Teculescu D.; Bohadana A.; Bertrand J.P. Forced Oscillation technique (FOT): a new tool for epidemiology of occupational lung diseases? Eur. Resp. J. v.8, p. 1307-1313, 1995.
- 6- Desager K.N.; Buhr W.; Willemen M.; Van Bever H.P.; De Backer W.; Vermeire P.A.; Lãndsér F.J. Measurement of total respiratory impedance in infants by forced oscillation technique. J. Appl. Physio. v 71(2), p. 770-776, 1991

### Agradecimentos

Ao CNPq pela ajuda no tocante as bolsas de Iniciação Científica e de Pesquisador, bem como financiamento do projeto. À equipe de mecânica ventilatória do INSERM unité 14 em Nancy na França, pelo apoio dado.

## Características Gerais de um Oxímetro de Pulso

M. Marcelino F<sup>o</sup>1, J.T.F. Leite<sup>2</sup>, S.M. Ferreira<sup>2</sup> e M.N. Oliveira Jr<sup>1</sup>

(1) Laboratório de Engenharia Biomédica-DBR-UFPE

(2) Núcleo de Estudos e Tecnologia em Engenharia Biomédica-UFPB

**Resumo** - Este trabalho apresenta as principais características de um oxímetro de pulso atualmente em desenvolvimento pelo LEB-UFPE e NETEB-UFPB. O sistema emprega um microcontrolador como unidade central de processamento e um mostrador gráfico de cristal líquido para apresentação da curva pletismográfica e dos valores da SpO<sub>2</sub> e da frequência cardíaca.

**Abstract** - This paper reports on the design and development of a microcontroller-based pulse oximeter able to display the absorption pulse, the SpO<sub>2</sub> and the heart rate on a graphic LCD.

### Introdução

A oximetria de pulso é uma técnica correntemente utilizada para a monitorização da saturação de oxigênio do sangue arterial (SpO<sub>2</sub>) em salas cirúrgicas, salas de recuperação e em UTIs. A detecção precoce da hipoxemia permite a tomada de medidas corretivas mais antecipadamente, prevenindo suas consequências adversas, como arritmias cardíacas, isquemia do miocárdio e morte cerebral.

A técnica da oximetria é também de grande utilidade na monitorização de pacientes portadores de doenças pulmonares crônicas, na avaliação da resposta à administração de oxigênio em certos tipos de coma (COLE et al.<sup>1</sup>) e no estudo do sono (AUBRY et al.<sup>2</sup>).

O amplo uso da oximetria, motivou o desenvolvimento de um oxímetro de pulso, cujas características gerais são:

1. Sensor espectrofotométrico
2. Mostrador gráfico LCD, 256x64 pontos
3. Teclado com 6 teclas
4. Alarmes sonoro e visual
5. Temporizador cão de guarda
6. Memória EEPROM serial
7. Bateria de chumbo selada 1,2 Ah

### Metodologia

A oximetria de pulso determina a saturação de oxigênio do sangue através do princípio espectrofotométrico, ou seja, baseado na diferença existente entre os coeficientes de absorção óptica da oxiemoglobina (HbO<sub>2</sub>) e da desoxiemoglobina

(Hb) para diferentes comprimentos de onda. A saturação de oxigênio calculada pelo oxímetro de pulso (SpO<sub>2</sub>) corresponde a *Saturação de Oxigênio Funcional*:

$$SpO_2 \equiv SaO_2(\text{func.}) = \frac{[HbO_2]}{[HbO_2] + [Hb]} \times 100 \quad (1)$$

Um sensor opto-eletrônico constituído por dois Diodos Emissores de Luz (LED) e um fotodiodo PIN é posicionado na ponta do dedo indicador. Um dos LEDs emite luz na região do vermelho com comprimento de onda ( $\lambda_p$ ) de 660 nm e o outro na região do infravermelho com  $\lambda_p$  de 940 nm.

Os emissores são ativados um após o outro por fontes de corrente de intensidades controladas por um conversor D/A a uma frequência de 400Hz.

O sinal fornecido pelo fotodiodo, após amplificação e filtragem, tem o aspecto típico apresentado na Figura 1. O componente AC do sinal representa a variação da absorção de luz causada pela pulsação do sangue arterial e o componente DC a absorção dos demais tecidos.

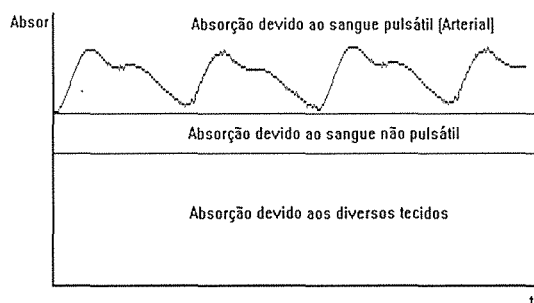


Figura 1. Absorção de luz pelos tecidos existentes na ponta do dedo. Adaptada de OHMEDA<sup>3</sup>.

Um conversor A/D de 12 bits faz a amostragem das duas curvas de absorção, uma que representa a absorção da luz vermelha e outra que representa a absorção da luz infravermelha. Estas curvas constituem os dados a serem utilizados pelo algoritmo de cálculo da SpO<sub>2</sub>.

O algoritmo de cálculo da SpO<sub>2</sub> fundamenta-se na relação existente entre a razão das absorbâncias em 660 nm e 940 nm ( $R=A_{660}/A_{940}$ ) e a saturação de oxigênio funcional (POLOGE<sup>4</sup>).

A unidade central de processamento é constituída por um microcontrolador (80C32) e dispõe de 32 Kbytes de memória para armazenamento de programa e 32 Kbytes para armazenamento de dados.

A operação do sistema é comandada através de menus, com opções visualizadas diretamente no mostrador gráfico. O sistema dispõe de três telas: a primeira destina-se à configuração do oxímetro, a segunda à visualização da curva pletismográfica e dos valores médios, calculados nos últimos vinte ciclos, da SpO<sub>2</sub> e da frequência cardíaca (FC) e a terceira à visualização da tendência dos valores da SpO<sub>2</sub> nas últimas doze horas de monitorização.

A tela de configuração permite que o operador, através de teclas, selecione e valide uma das opções possíveis:

- ▣ Ajustar intensidade do alarme sonoro
- ▣ Ajustar alarme para SpO<sub>2</sub> mínima
- ▣ Ajustar alarme para SpO<sub>2</sub> máxima
- ▣ Ajustar alarme para FC mínima
- ▣ Ajustar alarme para FC máxima

A memória EEPROM serial (24C04) incorporada ao oxímetro guarda os valores programados na última utilização, os quais são usados como valores *defaults*, quando de uma nova utilização do equipamento.

Para a geração de alarmes sonoros de intensidade programável emprega-se um *buzzer* piezolétrico com alimentação controlada por um conversor D/A.

O temporizador cão de guarda (MAX1232) garante uma maior imunidade do sistema a falhas geradas por ruídos na

alimentação e por interferências eletromagnéticas, que podem provocar desvios lógicos no programa monitor.

No início da fase de medida o equipamento realiza um procedimento denominado de "procura do pulso", onde as intensidades das correntes fornecidas aos LEDs são progressivamente incrementadas, até a detecção de pulsos que satisfaçam uma resolução de pelo menos 256 valores numéricos entre pico e vale da curva de absorção. Este procedimento adaptativo permite a adequação do equipamento a diferentes condições de medidas, tais como: variações da anatomia do dedo, da cor da pele e da vascularização.

## Resultados

O sistema encontra-se com o seu *hardware* básico desenvolvido e os testes iniciais do algoritmo de cálculo da SpO<sub>2</sub> se mostraram bastante satisfatórios.

Todos os programas estão sendo desenvolvidos em linguagem de programação C51 (Keil SoftWare) para a família de microcontroladores MCS-51.

## Conclusão

A avaliação metrológica do oxímetro de pulso será realizada empregando-se um simulador disponível comercialmente, através do qual poderão ser alteradas as condições gerais da medida, variando-se a SpO<sub>2</sub> e simulando-se diversos tipos de artefatos.

A avaliação clínica do oxímetro de pulso será realizada no Hospital das Clínicas-UFPE.

## Referências Bibliográficas

- <sup>1</sup> COLE JS, MARTIN WE, CHEUNG PW et al. Clinical studies with a solid state fiberoptic oximeter. *Am. J. Cardiol.* 29(3):383-388, 1972.
- <sup>2</sup> AUBRY P, JUNIEAUX V, ROSE D et al. Ear oximetry for polysomnographic investigation in actual practice. *Eur. Respir. J.* 3(11):517-518, 1990.
- <sup>3</sup> OHMEDA. Pulse Oximeter Operation Manual, mod. 3700, p. 1.3, 1988.
- <sup>4</sup> POLOGE JA. Pulse Oximetry: Technical aspects of machine design. *Int. Anesthesiol. Clin.* 25:137-152, 1987.

# Espectros de Raios-X Medidos com Fotodiodos Pin: Estudo Comparativo

Paulo R. Costa<sup>1</sup>, Ricardo A. Terini<sup>2</sup>, Tânia A.C. Furquim<sup>1</sup>, Silvio B. Herdade<sup>3</sup>

<sup>1</sup> Instituto de Eletrotécnica e Energia da USP - IEE/USP

Av. Prof. Luciano Gualberto, 1289 - CEP 05508-900 - São Paulo - SP

http://www.iee.usp.br - Tel. (011) 818-4816 - Fax (011) 210-7750 - pcosta@iee.usp.br

<sup>2</sup> Pontifícia Universidade Católica de São Paulo - PUC-SP

Rua Marquês de Paranaguá, 111 - CEP 01303-050 - São Paulo - SP - Tel. (011) 256-1622

<sup>3</sup> Instituto de Física da USP - IFUSP

Rua do Matão, travessa R - CEP 05508-900 - São Paulo - SP

Tel. (011) 818-6927 - Fax (011) 814-0503 - sherdade@if.usp.br

**Resumo** - O trabalho apresenta dois modos distintos para a avaliação de espectros de raios-X utilizados em radiodiagnóstico: uma baseada num modelo semi-empírico e outra pela medição através de um fotodiodo PIN de silício. Valores medidos e calculados usando combinações de filtrações e quilovoltagens típicas são comparados.

**Abstract** - The work presents two different approaches for the evaluation of diagnostic X-ray spectra: one based on a semiempirical model and other based on measurements made by using a silicon PIN photodiode. Measured and calculated values using typical kVp and filter combinations are compared.

## Introdução

O conhecimento do espectro de energias demonstra ser o modo mais completo de se obter informações sobre as características de um feixe de raios-X. Este conhecimento viabiliza a possibilidade de intercomparações e a rastreabilidade entre medições feitas por diferentes laboratórios. Normas de reconhecimento internacional<sup>1-3</sup> recomendam metodologias de medição que indicam combinações de filtrações e altas tensões (kVp) bem definidas na avaliação de parâmetros característicos de acessórios de equipamentos de raios-X e de dispositivos utilizados em radioproteção. Medições espectrais convencionais, contudo, mostram-se pouco atrativas economicamente, pelo alto custo de equipamentos como detectores de germânio de alta pureza (HPGe), ou ainda pela pouca praticidade experimental, uma vez que estes detectores devem operar sob criogenia.

Visando solucionar problemas deste tipo, foi desenvolvido um sistema de medição espectral utilizando fotodiodos PIN de silício, operando a temperatura ambiente. A qualidade dos resultados apresentados por este sistema foi avaliada pela comparação com resultados de um modelo semi-empírico elaborado por Tucker *et al*<sup>4</sup>. Este modelo foi testado por comparação com outros, publicados anteriormente, apresentando vantagens em sua implementação<sup>5</sup>.

## Metodologia

*O Modelo de TBC:* No início desta década, Tucker, Barnes e Chakraborty<sup>4</sup> apresentaram uma metodologia para calcular o espectro de radiação

emitido por um tubo de raios-X,  $N(E)$ , baseada na teoria quântica para o *bremsstrahlung* e adotando parâmetros obtidos empiricamente. O modelo apresentado pode ser descrito pela seguinte equação:

$$N(E)dE = \frac{\sigma_0 Z^2}{A} \frac{dE}{E} \int_E^{T_0} \frac{B(T + m_0 c^2)}{T} \frac{F(E, T)}{S(T)} dT \quad (1)$$

onde  $\sigma_0 = \alpha r_e^2$ , sendo  $\alpha$  a constante de estrutura fina e  $r_e$  o raio clássico do elétron,  $Z$  e  $A$  o número atômico e a massa atômica do material que compõe o alvo do tubo de raios-X,  $B$  é uma função paramétrica proporcional ao número de fótons produzidos por elétrons incidentes no alvo com energia cinética  $T$ ,  $T_0$  é a energia cinética inicial dos elétrons quando estes atingem o alvo e  $S(T)$  é o *mass stopping power* do material que compõe o alvo.

A equação (1) considera apenas a parte contínua do espectro. Um equacionamento semelhante permite, ainda, determinar a região característica do espectro.

*O sistema de medição:* Fotodiodos PIN apresentam baixa eficiência para a detecção de raios-X e  $\gamma$ , devido à pequena espessura da camada de depleção e ao baixo número atômico do silício. Tal característica torna-se vantajosa, porém, para superar os problemas experimentais que ocorrem nas medidas de altos fluxos de raios-X nos feixes utilizados em diagnóstico médico, tais como empilhamento de pulsos eletrônicos e aumento do tempo morto do sistema. Estes problemas são normalmente contornados com o uso de colimadores muito estreitos, que geralmente podem ser dispensados no caso dos fotodiodos PIN. Além

disso, ao contrário dos detectores de germânio, os fotodiodos de silício podem ser usados à temperatura ambiente<sup>6,7</sup>.

**Tabela 1 Espectros medidos**

FEIXE	kVp	fitr.ad [mm]		HVL mmAl	CH Al
		Al	Cu		
H60	60	4,0	0,61	6,0	94
H100	100	4,0	5,2	13,5	100
M50	50	1,021		1,02	66
M60	60	0,9		1,68	68
M100	100	4,5		4,98	76
L50	50	0,639		0,75	58
L80	80	1,284		1,83	58
L100	100	1,978		2,8	58

Neste trabalho foi utilizado um fotodiodo SIEMENS SFH 206K acoplado à um pré-amplificador EG&G Ortec (modelo 142IH). O sinal resultante, por sua vez, foi amplificado por um amplificador EG&G Ortec (modelo 572) e os espectros foram analisados com auxílio de um analisador multicanal EG&G Ortec ACE/A-63-B4. Os espectros medidos diretamente foram corrigidos para a eficiência total do detector e para a absorção nos materiais existentes entre o ponto focal e o *wafér* de silício. Foram registrados espectros de feixes de raios-X produzidos por um equipamento Siemens Gigantus do Laboratório de Ensaio em Equipamentos Eletromédicos do IEE-USP. As combinações de quilovoltagens e filtrações avaliadas estão descritas na

Tabela 1 e são semelhantes às utilizadas nos laboratórios do NIST e do CDRH/FDA, nos EUA, e no PTB, na Alemanha.

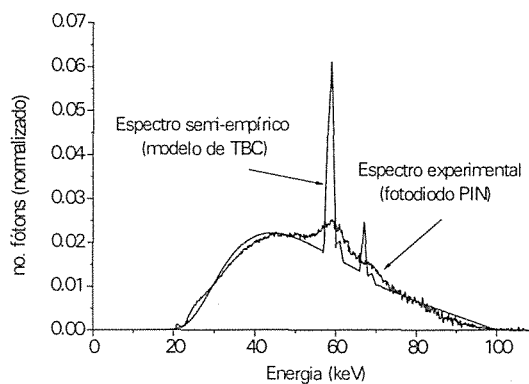
## Resultados

A Figura 1 apresenta, como exemplo, uma comparação entre os espectros determinado experimentalmente e calculado utilizando o modelo semi-empírico. Estes espectros foram medidos e calculados para a emissão por um tubo de raios-X de 17,5° de ângulo anódico, acionado com 100 kVp e com, 4,5 mmAl de filtração total (espectro M100 - Tabela 1).

## Discussão

Na comparação com o modelo de TBC, as diferenças percentuais encontradas para a região do *bremsstrahlung* foram todas inferiores a 10%. Na região dos raios-X característicos, a discrepância observada é devida à diferença entre a resolução experimental e a do modelo semi-empírico.

Com o presente trabalho mostrou-se a viabilidade da utilização de fotodiodos PIN para o controle espectral de feixes utilizados em ensaios de equipamentos eletromédicos. Sua facilidade de uso e seu baixo custo constituem-se vantagens no sentido que permitem garantir a reprodutibilidade e a rastreabilidade destes ensaios sem aumentos consideráveis dos custos laboratoriais.



**Figura 1 - Resultados comparativos: Feixe M100**

## Referências

- <sup>1</sup> IEC 601-1-3 - "Medical Electrical Equipments-Part 1: General Requirements for Safety - 3. Colateral Standard: General requirements for radiation protection in diagnostic X-ray equipment". IEC, Geneve, 1994.
- <sup>2</sup> IEC 806 - "Determination of the maximum symmetrical radiation field from a rotating anode X-ray tube form medical use". IEC, Geneve, 1984
- <sup>3</sup> IEC 1331-1 - "Protective Devices Against Diagnostic Medical X-radiation Part 1: Determination of Attenuation Properties of Materials". IEC, Geneve, 1994.
- <sup>4</sup> TUCKER, D.M.; BARNES, G.T.; CHAKRABORTY, D.P. - "Semiempirical model for generating tungsten target X-ray spectra". Medical Physics 18(2):211-218, 1991
- <sup>5</sup> BISSONNETTE, J-P; SCHREINER, L.J. - "A Comparison of semiempirical models for generating tungsten target X-ray spectra". Medical Physics 19(3):579-582, 1992.
- <sup>6</sup> MELLO, F.A., "Desenvolvimento de um dosímetro para radiação gama utilizando fotodiodo", Dissertação de Mestrado, Universidade Federal de Pernambuco, 1987.
- <sup>7</sup> TERINI, R.A., TAVOLARO, C.R.C. E HERDADE, S.B., "Detecção de fótons e elétrons com fotodiodos PIN, isolados ou acoplados a cintiladores, na região keV de energia", Anais do III ENAN 7-11 Agosto 1995, Águas de Lindóia, SP, Brasil, Vol.II, pgs. 643-648.

---

---

9.

SENSORES E  
TRANSDUTORES

---

---



# Estudo da eficiência de captação de energia entre cateter monofibra e polifibra

Carlos J. Lima, Renato A. Zângaro, Marcos TLadeu T. Pacheco

IP&D/UNIVAP - Universidade do Vale do Paraíba, São José dos Campos, SP, Brazil

**Resumo** - Neste trabalho é realizado o estudo comparativo entre o cateter convencional tipo polifibras (6x1), e uma nova configuração do mesmo dispositivo utilizando apenas uma fibra. Os resultados demonstram que esta nova configuração apresenta melhor eficiência da coleta de radiação do sinal retroespalhado pela amostra.

**Abstract** - This work aims the comparative study between a standard multifiber catheter (6x1), and a new configuration of the same device using only single fiber. The results show that this new configuration has better collection efficiency for the backscattering signal from the sample.

## Introdução

Quando se trabalha com radiação laser via endoscópica, o cateter de fibras ópticas desempenha um papel fundamental. Este sistema deve apresentar simultaneamente um elevado grau de coleta de radiação espalhada pelo tecido, e um eficiente acoplamento à fonte de radiação externa (laser), permitindo assim um diagnóstico preciso da patologia estudada. As características dos cateteres são funções da região a ser observada ou tratada e da patologia envolvida. No caso específico deste trabalho, existe interesse no desenvolvimento de cateteres para diagnóstico<sup>(1)</sup> de diaplásias planas que ocorrem no cólon intestinal, esôfago<sup>(2)</sup> e no pulmão. Os cateteres à fibra óptica, do tipo polifibra, apresentam uma fibra central e mais seis de igual diâmetro circundando esta primeira<sup>(3)</sup>. A fibra óptica central é utilizada para conduzir a radiação de excitação laser, enquanto que as outras fibras têm a função de coletar o sinal espalhado pelo tecido e conduzi-lo até o espectrógrafo.

radiação de excitação gera espalhamento na fibra óptica, dificultando ou mesmo impedindo a análise do espectro do sinal produzido pelo tecido. Entretanto, nas situações que técnicas de fluorescência possam ser utilizadas para diagnósticos, como é o caso de diaplásias por exemplo, os cateteres polifibras podem ser substituídos por cateteres monofibra. Neste trabalho apresenta-se uma nova configuração de cateter, onde utiliza-se apenas uma fibra, conforme pode ser observado na figura 1. Neste caso para otimização do acoplamento da radiação de excitação utiliza-se um prisma, enquanto que para obter-se junto ao detector um feixe em forma de fenda, utiliza-se uma lente cilíndrica. Os resultados experimentais relativos à coleta de radiação são apresentados na figura 2 para os dois tipos de dispositivos, utilizando-se um laser HeNe e um difusor padrão, onde este último simula o espalhamento de radiação no tecido. A medida do sinal detectado é realizada utilizando-se uma fenda com dimensões de 250  $\mu\text{m}$  x 12mm, o que permite boa aproximação do caso real, onde são utilizados espectrógrafos. Os cateteres utilizados como polifibras utilizam fibras com diâmetro de núcleo de 200 $\mu\text{m}$ , onde o diâmetro total do cateter é igual à 1,1mm. Para o caso do cateter a fibra única, são apresentadas duas opções, uma com fibra de 400  $\mu\text{m}$  e outra fibra de 600  $\mu\text{m}$  de diâmetro.

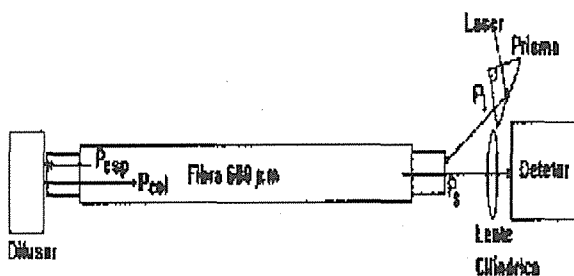


Fig. 1- Cateter a Fibra Única

## Metodologia- Resultados

A configuração com mais de uma fibra em cateteres, foi desenvolvida visando separar fisicamente os caminhos da radiação de excitação e do sinal coletado. Esta separação é muito importante quando se usa espectroscopia Raman para diagnósticos, pois durante a propagação, a

## Discussão

Como se pode observar, o cateter monofibra apresenta uma melhoria substancial no fator de captação de energia. Esta melhoria é função do aumento da área útil de captação do sinal, bem como de sua melhor geometria. No sistema multifibras a radiação de excitação utiliza somente a região central do cateter, enquanto que a recepção utiliza a região periférica do mesmo. No caso da monofibra, a excitação e a recepção utilizam a mesma área, daí a otimização da geometria e consequentemente da eficiência de recepção do



sinal retroespalhado. Outra vantagem do cateter monofibra é a de apresentar máximo valor de recepção do sinal coletado quando a extremidade distal da fibra óptica está em contato com a superfície da amostra, o que não ocorre para o dispositivo multifibras que, devido a sua geometria e dimensões, apresenta máxima eficiência de coleta quando a fibra encontra-se à uma distância de aproximadamente 1mm da amostra. A potência ótica do laser Hélio Neônio utilizado é de 1mW, sendo que as potências na extremidade distal com o cateter polifibra e com os cateters monofibra de diâmetro de 400 $\mu$ m e 600 $\mu$ m são respectivamente: 865 $\mu$ W, 710 $\mu$ W e 720 $\mu$ W. A menor potência na saída dos cateteres monofibra é devido à utilização de um prisma para acoplamento da radiação. Devido à facilidade de obter-se maior nível de potência utilizando-se diferentes tipos de lasers, o fator de acoplamento da potência laser junto a entrada da fibra foi desprezado na realização da medida comparativa de eficiência entre cateteres apresentada na figura 2. Esta eficiência, foi obtida através do cálculo da razão entre a potência que atinge o detetor e a potência que atinge o difusor, normalizando-se em relação à área do cateter. Na montagem com cateteres monofibra tem-se a necessidade da incorporação de uma lente cilíndrica na extremidade proximal-deteção, de maneira que o feixe seja formatado espacialmente com uma distribuição retangular para se otimizar o acoplamento desta radiação na fenda do espectrômetro.

## Bibliografia

1-R. Richards-Kortum, A. Mehta, G. Hayes, R. Cothren, T. Kolubayev, C. Kittrel, N. B. Ratliff, J. R. Kramer, M. S. Feld. Spectral Diagnosis of Atherosclerosis Using an Optical Fiber Laser Catheter, American Heart Journal, St Louis, Vol. 118, No 2, p.p. 381-391, 1989.

2-Masoud Panjehpour, Bergein F. Overholt, James L. Schmidhammer, Christie Farris, Paul Buckley, Tuan Vo-Dinh. Spectroscopic Diagnosis of Esophageal Cancer: New Classification Model, Improved Measurement System. Gastrointestinal Endoscopy, Vol. 41, No 6, p.p. 577- 581, 1995.

3-James F. Brennan, George I. Zonios, Thomas D. Wang, Richard P. Rava, Gary B. Hayes, Ramachandra R. Dasari, Michael S. Feld. Portable Laser Spectrofluorimeter System for in Vivo Human Tissue Fluorescence Studies. Applied Spectroscopy, Vol. 47, No 12, p.p. 2081- 2086, 1993.

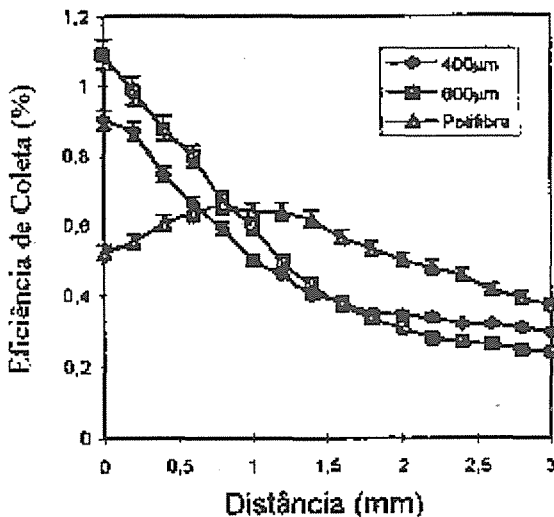


Fig. 2 - Eficiência de Coleta de radiação para os diferentes cateteres em função da distância da extremidade distal à superfície da amostra.

# Sobre o comportamento browniano dos fônons em sensores de NaI destinados à detecção de radiações ionizantes

Helcio Ramos de Lima<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Físico Sanitarista - ABFM - n.º 825

Rua Jaú, 1229 apto 213 - 11701-190 - Boqueirão - Praia Grande - SP

**Resumo** - Este trabalho demonstra um tratamento teórico para o deslocamento quadrático médio dos *quanta* das ondas vibracionais da cadeia cristalina de cristais cúbicos, aplicada ao detector de NaI inativado com as estimativas concordando com o comportamento da equação de Einstein<sup>1</sup> aplicada para o Hélio. Sob o aspecto da interação fóton-fônon, descrita por Blakemore<sup>2</sup>, o comportamento caótico dos fônons abre discussão sobre a possibilidade de ruídos em medidas de energias próximas a 100 KeV.

**Abstract** - This work demonstrate one theoretical treatment for the quadratic mean displacement of *quanta* of vibration waves of crystalline lattices of the cubic crystals applied to the inatived NaI detector with estimates according with the behaviour of the Einstein's<sup>1</sup> equation applied to the Helium. Under the aspect of photon-phonon interaction, described by Blakemore<sup>2</sup>, the chaotic behaviour of the phonons open discussion about the possibility of noises in measurements of energies near 100 KeV.

## Introdução

Os átomos dos sólidos cristalinos, segundo Blakemore<sup>2</sup>, oscilam em torno de um ponto de equilíbrio devido ao pequeno grau de liberdade, determinado pela estrutura cristalina, possibilitando a presença constante dos espectros vibracionais. Sendo os *quanta* das ondas vibracionais na cadeia cristalina, segundo Kittel<sup>3</sup>, classificados como *bósons*, possuem as mesmas propriedades dos gases, possibilitando um tratamento matemático semelhante.

Beghian & Kegel<sup>4</sup> demonstraram a eficiência do NaI inativado para a detecção da radiação de baixa energia ( $\cong 100$  KeV), com a meia vida de decaimento de 27 ns para o componente fluorescente forte. Para isso o NaI deve ser resfriado a 80 K, tornando o seu desempenho comparável ao NaI( $10^{-3}$  Tl). Nestas condições as *quasi-partículas* da cadeia cristalina do NaI inativado devem apresentar o comportamento do deslocamento quadrático médio semelhante ao descrito por Einstein<sup>1</sup> e Millikan<sup>5</sup>. E essa característica é demonstrada a seguir.

## Demonstração

Partindo do resultado de Unlenbeck & Ornstein<sup>6</sup> para o deslocamento quadrático médio, ou seja:

$$\overline{s^2} = \frac{1}{3} n \Lambda^2 \quad (1)$$

As características cristalográficas dos sólidos cristalinos, descritas por Donnay & Memoir<sup>7</sup>, associadas com as características dos *fônons* descritas por Blakemore<sup>1</sup>, Reissland<sup>8</sup>, podem ser associadas de forma que o livre percurso médio passa a ser definido em função do número ocupacional, temperatura

característica de Debye, frequência vibracional da cadeia cristalina, direção cristalográfica e o gradiente de térmico, assume a seguinte forma:

$$\Lambda \cdot \nabla T = \frac{15a}{h^2 \omega \theta} \cdot \frac{\left( e^{\left( \frac{h\omega}{k_b T} \right)} - 1 \right)^2}{\left( e^{\left( \frac{h\omega}{k_b T} \right)} \right)} \cdot \sqrt[3]{\frac{4\pi^2 k_b^7}{1940}} \quad (2)$$

Considerando que o número de colisões nas quais os fônons são submetidos durante o deslocamento estão associados aos sucessíveis saltos, o número médio de colisões assume a seguinte forma:

$$\overline{nk} = \frac{v_n^3 R T}{c^2} \cdot \frac{\left[ \frac{1}{2} + \left( e^{\left( \frac{h\omega}{k_b T} \right)} - 1 \right)^{-1} \right]}{\left( e^{\left( \frac{h\omega}{k_b T} \right)} - 1 \right)} \cdot t \quad (3)$$

Substituindo as Equações (2) e (3) na Equação (1), obtém-se o deslocamento quadrático médio dos *fônons* igual a:

$$\overline{s^2} \cdot [k \cdot \nabla T] = \frac{5 R T v_n^3 a}{c^2 h^2 \omega \theta} \cdot \frac{\left[ \frac{1}{2} + \left( e^{\left( \frac{h\omega}{k_b T} \right)} - 1 \right)^{-1} \right] \cdot \left( e^{\left( \frac{h\omega}{k_b T} \right)} - 1 \right)}{\left( e^{\left( \frac{h\omega}{k_b T} \right)} \right)} \cdot \sqrt[3]{\frac{4\pi^2 k_b^7}{1940}} \cdot t \quad (4)$$

## Conclusões

A estimativas através da Equação (4), demonstram que o comportamento do deslocamento quadrático médio para os *fônons* é semelhante ao comportamento descrito através da equação de Einstein<sup>1</sup> e Millikan<sup>5</sup> para o Hélio, (Gráf. 1). Em concordância com as descrições de Frutuoso Amado<sup>9</sup>, conclui-se que os *fótons* emitidos no processo de cintilação atravessam um gás de *quasi-partículas* deslocando-se aleatoriamente através da cadeia cristalina. Como o detector de NaI inativado trabalha a 80 K, as interações entre os fótons e os átomos, como por exemplo o efeito fotoelástico descrito por Mueller<sup>10</sup>, altera algumas variáveis associadas à cadeia cristalina, provocando variações no espectro vibracional. Isso nada mais é do que uma alteração do *quantum* da onda vibracional da cadeia cristalina, ou seja, interações fótons-fônons, descrita por Blakemore<sup>2</sup>.

A não-linearidade na dispersão dos fônons, sob a óptica das interações *fótons-fônons* em conjunto com as leis de conservação, são evidências do possível *ruído* no espectro incidente no fotocátodo do detector.

## Símbolos

$\Lambda$  - Livre percurso médio;

T - Temperatura;

t - Tempo;

$\omega$  - Frequência de vibração da cadeia;

V - Velocidade da onda vibracional;

$c_*$  - Velocidade da Luz;

$\bar{n}$  - Número médio de colisões;

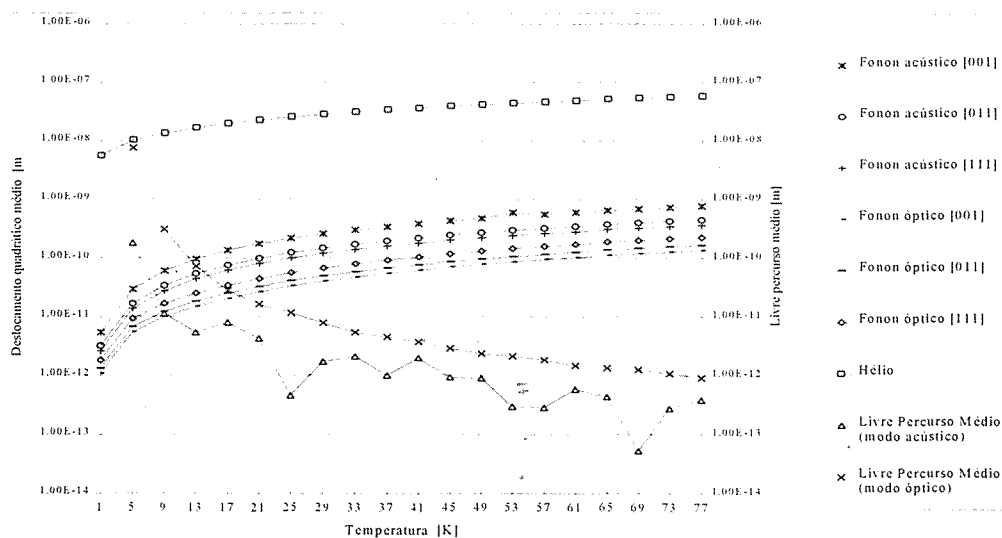
$\mathbf{k}$  - Vetor da direção cristalográfica;

$\theta$  - Temperatura característica de Debye;

$a$  - Distância média de ligação entre os átomos.

## Referências

- EINSTEIN, A. Investigation on the Theory of the Brownian Movement. (Ed. R. Fürth - trad. A. D. Cowper), Dover Publication Inc, New York, USA, 1956.
- BLAKEMORE, J.S. Solid State Physics. W.B. Saunders Company, USA, 1940.
- KITTEL, C. Thermal Physics. John Willey & Sons Inc, USA, 1969.
- BEGHIAN, L.E.; KEGEL, G. The Use of Unactivated Sodium Iodine. Scintillation Spectroscopy of Gamma Radiation. vol. 1. Edited by Stephen M. Shafroth. Bartol Research Foundation. New York, 1967.
- MILLIKAN, R. A. Brownian Movements in Gases at Low Pressures. *Phys. Review*, vol. 1. p. 218. (2.º series), 1939.
- UNLENBECK, G. E.; ORNSTEIN, L. S. On the Theory of the Brownian Motion. *Phys. Review*, vol. 36, p. 823, 1930.
- DONAY, J. D. H.; MEMOIR, W. N. Crystal Data: Classification of Substances by Space Groups and their Identification from Cell Dimension. 60.º of the Geological of America, 1954.
- REISSLAND, J. A. The Physics of Phonons. John Willey & Sons Ltd, Toronto, Canada, 1973.
- FRUTUOSO AMADO, A. T. Comportamento Randômico de uma Partícula sob a Ação de um Campo de Força Constante. *Leopoldianum*, vol. 20, (56), p. 51, 1994.
- MUELLER, H. Theory of the Photoelastic Effect of Cubic Crystals. *Phys. Review*, vol. 47, p. 947, 1935.



Gráf. 1 - Estimativas do Livre percurso médio, Equação (3); Deslocamento quadrático médio, Equação (4), para os *fônons* e, a estimativa do Deslocamento quadrático médio do Hélio através da equação estabelecida por Einstein<sup>1</sup>.

# A Influência do Pré-Tensionamento Mecânico na Eficiência de Transdutores Piezoelétricos

Francisco J. Arnold\* e Sérgio S. Mühlen\*\*\*

\*CESET - UNICAMP

Caixa Postal 456 - 13484-420 - Limeira/SP

\*\*\*Centro de Engenharia Biomédica, Depto. de Engenharia Biomédica - FEEC/UNICAMP

Caixa Postal 6040 - 13083-970 - Campinas/SP

E-mail: smuhlen@deb.fee.unicamp.br

**Resumo** - Os litotripsores utilizados em terapia urológica percutânea geralmente empregam transdutores constituídos de cerâmicas piezoelétricas e peças metálicas. Estes transdutores necessitam de pré-tensionamento mecânico para prevenir a fratura da cerâmica quando submetidas a trações elevadas. Esta condição modifica, no entanto, o comportamento das cerâmicas piezoelétricas e conseqüentemente seu desempenho. Este trabalho apresenta um estudo do fator de acoplamento piezoelétrico e das perdas mecânicas dos transdutores pré-tensionados com o objetivo de caracterizar os níveis de compressão em que o transdutor seja mais eficiente.

**Abstract** - The lithotriptors used in percutaneous urologic therapy generally employ transducers constituted of piezoelectric ceramics and metallic parts. These transducers need to be mechanically pre-stressed in order to avoid the fracture of the ceramic when under tensile forces. This effect however changes the ceramic behaviour and consequently its performance. This work shows a study on the coupling factor and on the mechanical losses of pre-stressed transducers aiming to find compression levels in which the transducer become more efficient.

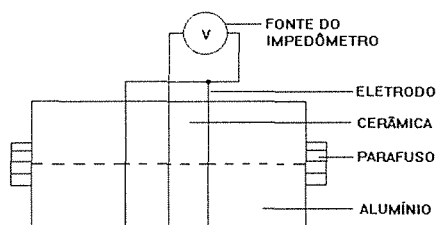
## Introdução

Litotripsores percutâneos utilizados em terapia urológica empregam transdutores constituídos de cerâmicas piezoelétricas e peças metálicas. Estes transdutores desenvolvem grandes deformações mecânicas que podem fraturar as cerâmicas. O pré-tensionamento mecânico ajuda a prevenir a fratura, mas provoca modificações nas características das cerâmicas<sup>1</sup> e no desempenho do transdutor.

Este trabalho investiga o fator de acoplamento piezoelétrico e as perdas em relação ao pré-tensionamento. Isto objetiva a determinação dos valores de pré-tensionamento em que os transdutores apresentem melhor desempenho.

## Metodologia

Foram montados 3 transdutores compostos, simétricos ao plano central, usando cerâmicas piezoelétricas anulares fabricadas pela Thornton-Inpec de Vinhedo - SP e polarizadas nos planos perpendiculares ao eixo longitudinal de 6,3 mm de espessura, e 12,7 e 38,0 mm de diâmetro interno e externo respectivamente (ver fig. 1).



**Figura 1** Transdutor composto empregado nos experimentos.

Os transdutores denominados A, B e C se diferenciam pela espessura de cada uma das peças de alumínio (26, 33 e 41 mm respectivamente). Através do furo central destas peças passa um parafuso de aço que pré-tensiona o conjunto. Os níveis de pré-tensionamento (até 50 MPa) são determinados através de uma curva de calibração feita previamente<sup>2</sup>.

As frequências de ressonância  $f_r$  e anti-ressonância  $f_a$ , foram identificadas através do impedômetro HP4192A. O fator de acoplamento piezoelétrico<sup>3</sup>  $k_{33}$  é calculado pela equação 1.

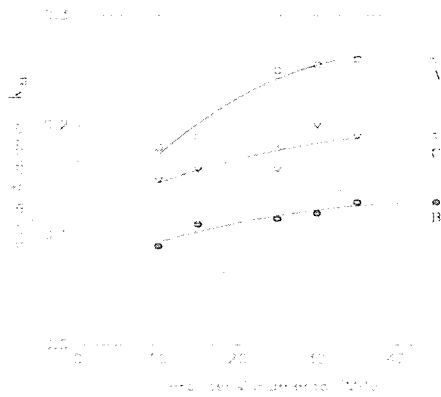
$$k_{33}^2 = 1 - \left( \frac{f_r}{f_a} \right)^2 \quad (1)$$

Os valores da impedância na frequência de ressonância  $Z_m$  (valor mínimo) e da capacitância em uma frequência bem inferior à ressonância  $C_o^T$  (800 Hz) são usados para calcular a perda mecânica do transdutor ( $\tan \delta$ ) através da equação 2.

$$\tan \delta = k_{33}^2 2\pi |Z_m| C_o^T \quad (2)$$

## Resultados

Os gráficos das figuras 2 e 3 apresentam o fator de acoplamento piezoelétrico e as perdas mecânicas em relação ao pré-tensionamento, respectivamente.

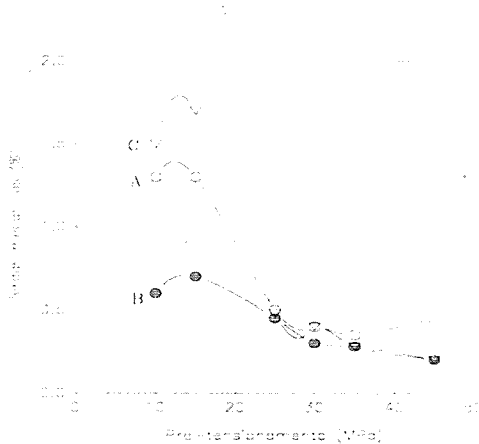


**Figura 2** Gráfico do fator de acoplamento piezoelétrico  $k_{33}$  em função do pré-tensionamento em MPa.

## Discussão e Conclusão

Os resultados mostram que o fator de acoplamento piezoelétrico cresce com o pré-tensionamento e se estabiliza a partir de 30 MPa nos transdutores estudados. As perdas mecânicas também são reduzidas com o pré-tensionamento. Isto indica que a aplicação de um campo mecânico externo pode produzir efeitos de saturação dipolar nas cerâmicas<sup>4</sup> e melhoria no contato acústico entre as partes do transdutor.

Pode-se concluir que pré-tensionamentos superiores a 30 MPa contribuem para o aumento da eficiência dos transdutores piezoelétricos.



**Figura 3** Gráfico das perdas mecânicas (%) em relação ao pré-tensionamento (MPa).

## Referências

- <sup>1</sup>KRUEGER, H.; BERLINCOURT, D. "Effects of High Static Stress on the Piezoelectric Properties of Transducer Materials" *J. Acoust. Soc. Am.* 33(10) 1339-1344 (1961).
- <sup>2</sup>ARNOLD, F.; MÜHLEN, S. "Investigação sobre o Comportamento de Cerâmicas Piezoelétricas Submetidas a Pré-Tensionamento Mecânico" *Anais do XI Congresso Brasileiro de Engenharia e Ciência dos Materiais* 693-696 (1994)
- <sup>3</sup>TOULIS, W. "Electromechanical Coupling and Composite Transducers" *J. Acoust. Soc. Am.* 35(1) 74-80 (1963).
- <sup>4</sup>HOM, C.; PILGRIM, S.; SHANKAR, N.; BRIDGER, K.; MASSUDA, M.; WINZER, S. "Calculation of Quasi-Static Electromechanical Coupling Coefficients for Electrostrictive Ceramic Materials" *IEEE Trans. on Ultrasonics, Ferroelectrics and Freq. Control.* 41(4) 542-551 (1994).

# Desenvolvimento de membranas sensoras para detecção de oxigênio gasoso

Douglas R. Jakubiak; Gilberto Branco; Pedro M. Gewehr

CPGEI - CEFET/PR

Av. 7 de setembro, 3165 - 80230-901 - Curitiba (PR)

**Resumo** - O desenvolvimento de um sensor óptico para oxigênio gasoso utilizando a propriedade de extinção de fosforescência é descrita. O sensor consiste no indicador Pd coproporfirina imobilizado em um polímero termoplástico. Os dados referentes à curva de calibração do sensor na faixa de 0 a 21 % de O<sub>2</sub> são apresentados e discutidos.

**Abstract** - The development of an optical oxygen sensor using phosphorescence lifetime quenching is described. The sensor is produced with the dye Pd coproporphyrin immobilised in a polymer. The calibration curve for the sensor is presented over the range 0 - 21 % of O<sub>2</sub>.

## Introdução

A necessidade clínica da monitorização dos gases fisiológicos com exatidão e rapidez utilizando métodos simples e confiáveis tem levado ao desenvolvimento de novos sensores ópticos de oxigênio<sup>1,2</sup>. Sensores ópticos para O<sub>2</sub> tendo por base a extinção de fosforescência do indicador Pd coproporfirina têm sido desenvolvidos<sup>1</sup>. O indicador é imobilizado em polímeros para as medições. Utiliza-se o pico de absorção do indicador em 387 nm tendo como fonte de excitação uma lâmpada xenon. A máxima emissão (fosforescência) ocorre em 667 nm<sup>1</sup>.

Este artigo apresenta os resultados do desenvolvimento de uma membrana sensora de O<sub>2</sub> que usa o indicador acima e a medição dos tempos de vida de fosforescência. Entretanto, as membranas ora desenvolvidas diferem das anteriores por serem excitadas em um pico de absorção secundário do indicador em 544 nm, possibilitando o uso de dispositivos de estado sólido como fonte óptica<sup>3</sup>.

## Metodologia

Os polímeros utilizados neste trabalho são: poli(cloreto de vinila)-PVC1 (Furukawa) e PVC2 (EVC, UK); poli(metacrilato de metila)-PMMA obtido de fibras ópticas (Edmund Sc.) e; polistireno-PS (Atochem, UK). Esses polímeros foram utilizados por apresentarem características químicas que mantêm a integridade do indicador e, físicas que proporcionam boa resistência mecânica e qualidade óptica. Também foram escolhidos por seus coeficientes de difusão e solubilidade, os quais interferem na sensibilidade e no tempo de resposta do sensor. O indicador foi adquirido da Porphyrin Products (USA).

As soluções de polímeros foram preparadas com os solventes tetra-hidrofurano-THF e metil etil

cetona-MEK da Aldrich (USA) de acordo com a tabela 1. O indicador dissolveu melhor em THF e por este motivo foi o solvente preferido. Assim, dissolveu-se 1200 µg de Pd coproporfirina em 1,5 ml de THF. Para a produção das membranas, misturou-se 1 ml de solução de polímero com 0,25 ml de solução do indicador. A tabela 1 além das soluções de polímeros utilizadas, apresenta as intensidades relativas e os tempos de vida obtidos sem oxigênio para as membranas sob teste. Para os testes, elas foram fixadas em um cartão de papel preto com um orifício circular, padronizando-se a área sujeita a luz de excitação direta em 107 mm<sup>2</sup>. Como fonte utilizou-se uma lâmpada xenon, selecionando-se a luz em torno de 544 nm através de filtros ópticos. A membrana foi inserida em uma câmara à prova de luz, expondo-a a diferentes concentrações de O<sub>2</sub>. Na saída óptica da câmara, acoplou-se um filtro centrado em 670 nm direcionando a luz fosforescente a uma válvula fotomultiplicadora (R928, Hamamatsu). Para as medições de tempo de vida utilizou-se um osciloscópio TDS 420 (Tektronics), o qual captura o sinal de fosforescência da válvula, amplificado e convertido em tensão. Os dados do osciloscópio são transmitidos via GPIB para um PC 486 que efetua o cálculo dos valores de tempo de vida pelo ajuste aos dados.

**Tabela 1** Soluções de polímeros utilizadas para as membranas e dados pertinentes.

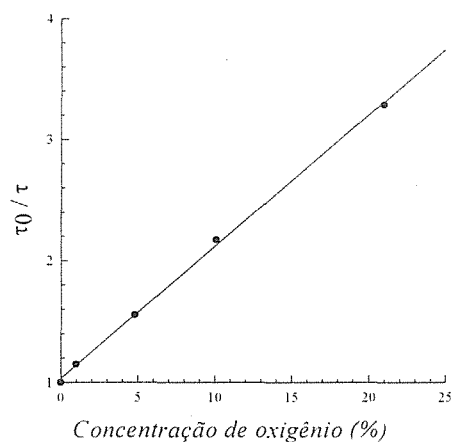
Polímero + solvente	I <sub>0</sub> (rel.)	τ <sub>0</sub> (µs)
90 mg de PMMA+5,0 ml de MEK	0,60	1300
117 mg de PMMA+6,3 ml de THF	0,34	1365
259 mg de PS + 10,5 ml de THF	0,88	1226
161 mg de PVC2 + 9,8 ml de THF	1,00	1236
171 mg de PVC1 + 9,8 ml THF	0,46	1019

## Resultados

Para relacionar a extinção de fosforescência com concentrações de oxigênio [O<sub>2</sub>], utilizou-se a equação de Stern-Volmer:  $\tau_0/\tau = I_0/I = 1 + K_Q[O_2]$ , válida para intensidades e tempos de vida. Os índices "0" denotam ausência de oxigênio, I é a intensidade e  $\tau$  é tempo de vida.  $K_Q$  é a constante de Stern-Volmer<sup>1</sup>. A figura 1 mostra a curva de calibração de Stern-Volmer para uma membrana de PVC1 e THF. Utilizaram-se para as medidas, concentrações de oxigênio na faixa de 0 a 21 %. A reta de regressão mostrou uma excelente linearidade para essa faixa. Concentrações de O<sub>2</sub> acima de 21 % não foram utilizadas devido à baixa intensidade dos sinais de fosforescência registrados. Pela tabela 1, observa-se que o tipo de polímero e solvente influenciam o tempo de vida, pois a área de exposição à luz de excitação e a concentração do indicador foram mantidas constantes. O tempo de resposta da membrana utilizada com 10  $\mu$ m de espessura, foi estimado em menos de 1 s.

## Conclusões

A membrana sensora desenvolvida possui sensibilidade adequada, tempo de resposta rápido e é de fácil fabricação. Os resultados indicam ser viável o desenvolvimento de um sensor para medição de O<sub>2</sub> gasoso. O indicador Pd coproporfirina é excitado em seu pico de absorção secundário em 544 nm, tendo como vantagem a possível utilização de uma fonte de excitação de estado sólido como LEDs<sup>3</sup>.



**Figura 1** Curva de calibração para PVC1 e THF  
 $K_Q = 0,109 (\% O_2)^{-1}$ .

## Referências

- <sup>1</sup> GEWEHR, P. M.; DELPY, D. T. Optical oxygen sensor based on phosphorescence lifetime quenching and employing a polymer immobilised metalloporphyrin probe-part2: sensor membranes and results. *Med. & Biol. Eng. & Comput.*, 31, p. 11-21, 1993.
- <sup>2</sup> VANDERKOOI, J. M.; MANOR, G.; GREEN, T. J.; WILSON, D. F. An optical method for measurement of dioxygen concentration based upon quenching of phosphorescence. *J. Biol. Chem.*, 262, p. 5476-5482, 1987.
- <sup>3</sup> HAUSER, P. C.; LIANG, C. L. C.; Müller, B. A solid-state instrument for fluorescence chemical sensors using a blue light-emitting diode of high intensity. *Meas Sci. Technol.*, 6, p. 1081-1085, 1995.

# Biosensor de ácido úrico para determinação em fluxo contínuo

Dutra, R.A.F.; Morais, M.M.C.; Da Silva, V.L.; Lima Filho, J.L.

Setor de Biotecnologia, LIKA/UFPE

Av. Prof. Moraes Rego, S/N, Cidade Universitária, 50670-901, Recife - PE

E-mail : rafid@npd.ufpe.br

**Resumo** - O objetivo deste trabalho foi desenvolver um biosensor para dosagens de ácido úrico no soro humano. A uricase foi imobilizada em pasta de grafite modificada usando TCNQ como mediador e então, pressionada sobre um eletrodo de ouro. A corrente elétrica produzida pela reação enzimática foi diretamente proporcional à concentração de ácido úrico presente na amostra. Este sistema demonstrou uma sensibilidade linear entre 12.5  $\mu\text{M}$  a 250  $\mu\text{M}$  de solução de ácido úrico. O sistema foi testado usando medições em fluxo contínuo (FIA).

**Abstract** - The aim of this work was to develop a biosensor to determine uric acid concentration in human serum. Uricase was immobilized in modified graphite paste using TCNQ as a mediator and then packed onto a gold electrode. The current produced by the enzyme reaction was proportional to the uric acid concentration in the sample. The response of this system showed a linear sensitivity between concentrations of 12.5  $\mu\text{M}$  and 250  $\mu\text{M}$  uric acid solutions. The system was tested using flow injection analysis (FIA).

## Introdução

A importância da dosagem de ácido úrico na clínica é bem conhecida. Diversas doenças estão associadas com a alteração na concentração de urato no plasma. Entre as mais comuns etiologias de hiperuricemia estão gota, insuficiência renal, cetoacidoses e excesso de lactato.

A concentração de ácido úrico é normalmente determinada por métodos químicos e enzimáticos<sup>1</sup>. No caso do método enzimático a quantidade de ácido é determinada pelo consumo de oxigênio na reação, entretanto, este sistema é limitado pela saturação de oxigênio<sup>2</sup>.

O objetivo deste trabalho foi desenvolver um biosensor de baixo custo para determinação de ácido úrico usando uricase em pasta de grafite modificada por TCNQ (tetracianoquinodimethane), um sal condutor orgânico. Este sal atua como um mediador, facilitando a condução de elétrons para o eletrodo a partir da

superfície do mesmo. Esta abordagem eletroquímica não necessita de oxigênio, tem alta linearidade, alta estabilidade e oferece respostas rápidas<sup>3</sup>.

## Metodologia

### Materiais

Uricase (U7128) com atividade de 15-30 U/mg da Sigma, 7,7,8,8-Tetracianoquinodimethane : TCNQ (T1636) da Sigma, Pó de Grafite e Óleo Mineral da Schering-Plough e outros reagentes de grau analítico.

### Sensor

O eletrodo enzimático com 2mm de diâmetro foi coberto com uma pasta de carbono obtida como segue : pó de grafite (31.34%), óleo mineral (31.34%), TCNQ (26.56%) e uricase (10.76%). Como referência foi usado um eletrodo de Ag/AgCl.



## Experimento e medidas

Concentrações de ácido úrico foram medidas através do fluxo de elétrons produzido pela reação enzimática do eletrodo, submetido à uma tensão diferencial de 180mV em relação ao eletrodo de referência. Amostras de ácido úrico de 300uL foram injetadas no sistema de fluxo contínuo carregado por 100 mM de tampão fosfato pH 8.0, numa taxa de fluxo de 3.2 ml/min, a temperatura ambiente.

## Resultados e conclusões

Amostras de ácido úrico em diferentes concentrações molares preparadas em tampão fosfato pH 8.0 foram testadas. O sistema apresentou uma resposta linear na faixa de 25uM a 250uM. Estes resultados indicam uma possível utilização para dosagem de ácido úrico em sangue.

## Referências

<sup>1</sup> Woo, J. and Cannon, D.C. In: *Clinical Diagnosis and Management by Laboratory Methods*, Ed.. Henry, W.B. Saunders, N.Y., 140-143, 1991.

<sup>2</sup> Enfors S.O.; Molin G. *The influence of temperature on the growth inhibitory effect of carbon dioxide on Pseudomonas fragi and Bacillus cereus*. Can J Microbiol, 27: 1, 1981.

<sup>3</sup> Pandey, P.C.; Katastha, A.M.; Pandey, V. *Amperometric Enzyme Sensor for Glucose Based on Graphite Paste-Modified Electrodes*. Applied Bioch. and Biotec., Vol 33, 139-143, 1992.

# Otimização da camada de retaguarda para Transdutores ultra-sônicos de alta frequência

<sup>1</sup> Luiz A. S. Glória, <sup>1</sup> Wagner C. A. Pereira e <sup>1</sup> João C. Machado

<sup>1</sup> Programa de Engenharia Biomédica - PEB - COPPE/UFRJ

CP 68510 - CEP 21945-970 - Rio de Janeiro - RJ

E-mail: wagner@serv.peb.ufrj.br

**Resumo** - As especificações técnicas de um transdutor de ultra-som são funções das propriedades físicas do elemento piezoelétrico e das condições de contorno acústicas e elétricas entre as estruturas a ele associadas. O projeto de um transdutor envolve o perfeito equacionamento entre necessidades construtivas antagônicas, podendo a otimização de um destes fatores, ocasionar a deterioração dos outros. É apresentada, neste artigo, uma simulação computacional de uma camada de retaguarda ("backing") que visa maximizar a resolução axial sem prejudicar as demais características do transdutor.

**Abstract** - The technical specifications of an ultrasound transducer are functions of the physical properties of the piezoelectric element and the acoustic and electrical contour conditions of the associated structures. The project of an ultrasound probe needs the antagonistic constructional requirements to be perfectly matched, otherwise the optimization of one of these factors may degrade the others. This work presents a computational simulation for a backing layer to maximize the axial resolution and preserve the other characteristics of the transducer.

## Introdução

A resolução axial de um transdutor de ultra-som pode ser definida como a menor distância entre dois obstáculos, dispostos ao longo do seu eixo principal, que pode ser discriminada. Ela está intimamente relacionada à largura do pulso de ultra-som transmitido e recebido que, por sua vez, depende do tempo de reverberação acústica nas estruturas internas do transdutor. A camada de "backing" tem papel fundamental na redução deste tempo e, portanto, na maximização da resolução. A literatura relata a construção de transdutores ultra-sônicos empregando camadas de "backing" estratificadas<sup>1,2</sup> e com formas geométricas especiais<sup>3</sup>. Estes dispositivos são capazes de produzir pulsos compactos. Este trabalho apresenta, um refinamento teórico para o projeto destes tipos de "backings" a partir de simulação computacional.

## Fundamentos Teóricos

Conforme descrito por Brown e Weight<sup>1</sup> e posteriormente por Foster e Hunt<sup>2</sup> e Swartz, Plummer e Meindl<sup>3</sup> o formato da(s) camada(s) de "backing" tem importante papel na redução e/ou eliminação de reverberações advindas de reflexões internas nas estruturas do transdutor. Seguindo estes princípios, o presente projeto utiliza a associação de duas camadas de "backing" para a obtenção de um pulso ultra-sônico bipolar<sup>2</sup>. A 1ª camada, adjacente ao elemento piezoelétrico, é constituída de um material de alta impedância acústica para promover o casamento mecânico ideal (coeficiente de reflexão igual a zero) com o mesmo. O coeficiente de atenuação acústico deste material é considerado igual a zero para fins da simulação. A 2ª camada de "backing" envolve fisicamente a primeira e promove a total absorção do pulso ultra-sônico. Para isto, deve-se assegurar que o seu coeficiente de atenuação

seja o mais alto possível. Para simplificar o entendimento, o método será simulado tendo como base um disco cerâmico piezoelétrico de 10mm de diâmetro e frequência de ressonância paralela fundamental de 8,3MHz. A Figura 1 apresenta um diagrama esquemático (vista lateral) da estrutura em questão.

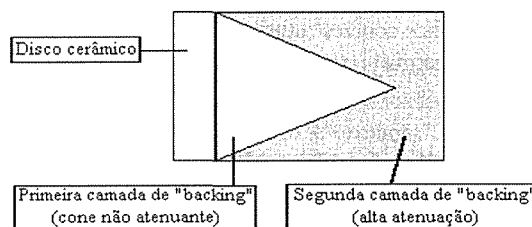


Figura 1 - Diagrama esquemático do transdutor (vista lateral).

Esta montagem, similar a proposta de Brown e Weight<sup>1</sup>, utiliza os conceitos introduzidos por Swartz, Plummer e Meindl<sup>3</sup>. Cabe aqui, ressaltar que será introduzido um aprimoramento do método de projeto deste tipo de "backing".

A literatura<sup>3</sup> baseia-se apenas em acústica geométrica para o cálculo do ângulo do cone, desconsiderando o acoplamento do pulso ultra-sônico entre o cone e a segunda estrutura do "backing". Esta abordagem pode dar origem às pequenas deformações nos pulsos gerados, conforme Foster e Hunt<sup>2</sup>.

O presente trabalho estuda o acoplamento acústico entre as estruturas cônica e cilíndrica do "backing". A análise ocorre a partir da modelagem matemática dos fenômenos de reflexão, transmissão e conversão sofridos por uma onda que incide obliquamente na interface de dois meios sólidos distintos<sup>4</sup>. Este equacionamento clássico permite calcular os dois pares de

coeficientes de reflexão e de transmissão (um longitudinal e outro transversal) em função do ângulo de incidência da onda (relativamente à normal no ponto de incidência) e das propriedades elásticas dos meios. Dessa forma, é possível determinar a angulação ótima (que propicia a máxima transmissão do pulso acústico) entre as estruturas cônica e cilíndrica do "backing".

### Materiais & Métodos

As seguintes condições foram impostas na simulação:

- modelo de propagação unidimensional, seguindo os princípios da acústica geométrica;
- a espessura da interface entre as várias estruturas é igual a zero;
- o cone composto por material homogêneo, isotrópico e não atenuante e de impedância acústica característica próxima a do disco cerâmico;
- segunda estrutura do "backing" composta de material isotrópico com alta atenuação acústica, absorvendo a energia irradiada em sua direção.

A simulação foi realizada adotando-se dois materiais fictícios cujas *constantes elásticas* são numericamente iguais as do zinco (cone) e do estanho (cilindro). A utilização de um material com impedância acústica idêntica a do zinco gera um descasamento em torno de 7% em relação as cerâmicas de PZT.

Através da simulação, o ângulo do cone é determinado de forma a maximizar (i) o número de reflexões na interface cone/estrutura cilíndrica e (ii) a transferência de energia entre elas (sentido cone/cilindro).

### Resultados

As Figuras 2 e 3 representam os coeficientes de reflexão e transmissão acústicos simulados.

Os ângulos de incidência (em relação a normal no ponto de incidência) que propiciam uma reflexão no modo longitudinal nula na interface são, aproximadamente, 35° e 63°. Já o ângulo que propicia a transmissão total do modo longitudinal está em torno de 42°.

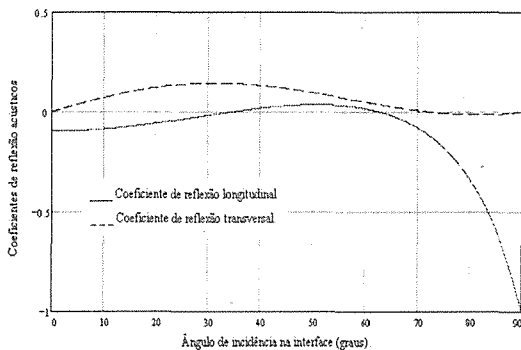


Figura 2 - Variação dos coeficientes de reflexão acústicos em função do ângulo de incidência.

A análise subsequente, por acústica geométrica, demonstra que um cone com ângulo  $\theta=40^\circ$  (correspondendo a um ângulo incidente na interface cone/cilindro igual a 70°) estipula em 4 o n° de refle-

xões necessárias para que o pulso longitudinal emitido, paralelo ao eixo do cone, retorne a face da cerâmica e provoque padrões de interferência que possam comprometer a resolução axial.

Note-se, entretanto, que sempre há conversão de modos de propagação longitudinal para transversal, originando coeficientes de reflexão e transmissão transversais não nulos. Desde que o ângulo de incidência na interface seja escolhido conforme descrito anteriormente e o coeficiente de atenuação acústico da segunda camada de "backing" seja elevado, este fato não deverá afetar o desempenho do conjunto.

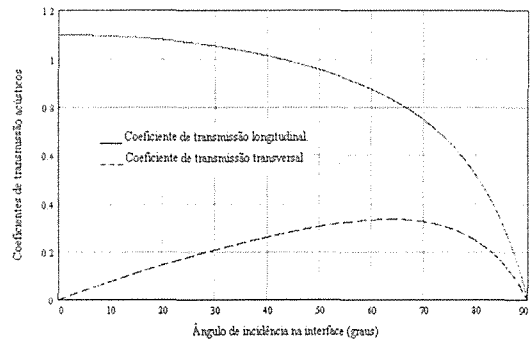


Figura 3 - Variação dos coeficientes de transmissão acústicos em função do ângulo de incidência.

### Discussão & Conclusões

A simulação sugere ser possível otimizar a transferência e a atenuação da energia acústica entre as duas camadas do "backing", desde que seus materiais constituintes sejam determinados acústica e morfologicamente para se obter a angulação ótima entre as duas estruturas que o constituem. Isso resulta em pulsos ultra-sônicos mais compactos, melhorando a resolução axial.

Por fim, apesar da simulação ter sido com materiais hipotéticos, é factível o emprego de materiais reais com estas propriedades<sup>1, 2, 5</sup>. Este é o estágio atual desta pesquisa.

### Bibliografia

- <sup>1</sup> BROWN, A. F. and WEIGHT, J. P., "Gen. and recep. of wideband ultras.", *Ultras.*, V. 12, p. 161-167, July 1974.
- <sup>2</sup> FOSTER, F. S. and HUNT, J. W., "The design and charac. of short pulse ultras. transd.", *Ultras.*, V. 16, p. 116-122, May 1978.
- <sup>3</sup> SWARTZ, R. G., PLUMMER, J. D. and MEINDL, J. D., "An Improved Wedge-Type Backing for Piezoelectric Transducers.", *IEEE Trans. on Sonics and Ultras.*, V. SU-26, N. 2, p. 140-142, March 1979.
- <sup>4</sup> AULD, B. A., *Acoustic Fields and Waves in Solids*, V. 2, John Wiley & Sons, New York, 1973.
- <sup>5</sup> LEES, S., GILMORE, R. S. and KRANZ, P. R., "Acoustic Properties of Tungsten-Vinyl Composites.", *IEEE Trans. on Sonics and Ultras.*, V. SU-20, N. 1, p. 1-2, January 1973.

Este projeto é suportado financeiramente pela CAPES.

# Dispositivo para transdução de força em uma cadeira de Bonett

Giovanni L.F. Mendonça<sup>1</sup>; José G. Almeida<sup>2</sup>; José Tadeu F. Leite<sup>1</sup>;  
Jerônimo F. de Alencar<sup>3</sup>; José Jamacy de A. Ferreira<sup>3</sup>

<sup>1</sup> Núcleo de Estudos e Tecnologia em Engenharia Biomédica/UFPB

<sup>2</sup> Departamento de Tecnologia Mecânica/CCT/UFPB

<sup>3</sup> Departamento de Fisioterapia/CCS/UFPB

email: tadleite@mail.openline.com.br

**Resumo** - Este trabalho propõe um mecanismo de automação para uma Cadeira de Bonett adaptada, visando uma avaliação do ganho real de força obtido através de dois métodos de fortalecimento muscular, DE LORME e DAPRE.

**Abstract** - This paper describes a device for the automation of Bonett chair, with the aim to compare the real gain of strength, using two methods of analyzing muscular strengthening, proposed by DE LORME and DAPRE.

## Introdução

As técnicas de fortalecimento muscular visando o treinamento de atletas e a aceleração do processo de reabilitação de indivíduos lesionados têm evoluído enormemente nas últimas décadas, devido sobretudo ao crescente desenvolvimento tecnológico.

Dentre as diversas técnicas já bastante difundidas e aplicadas em larga escala, destaca-se o método preconizado por De Lorme que, durante a segunda guerra mundial propôs a técnica de resistência progressiva, com o objetivo de tratar músculos após traumatismo, buscando o seu fortalecimento (BRUSNNSTROM 1987)<sup>(1)</sup>. De Lorme estabeleceu como princípio básico para o fortalecimento, a técnica da resistência máxima, fixando um índice de resistência máxima, a partir do qual eram estabelecidas cargas submáximas, através da utilização de 4 séries diárias, com 10 repetições cada e cargas progressivas com reajuste semanal.

Posteriormente, KNIGHT 1979<sup>(2)</sup>, propôs o método DAPRE (do inglês, *The Daily Adjustable Progressive Resistive Exercise*), que se baseia no treinamento com cargas progressivas e número de repetições determinado pela capacidade de cada indivíduo, sendo a carga máxima ajustável diariamente.

Ambos os métodos buscam o fortalecimento muscular, mas apresentam, no entanto, eficiências distintas no ganho de força, na resistência e na hipertrofia muscular. Visando a comparação e a execução de técnicas de fortalecimento muscular, propõe-se neste trabalho incorporar a uma Cadeira de Bonett, um sistema para medição do ganho real de força exercido pelos indivíduos, a nível de musculatura do quadríceps.

Para tanto, foi desenvolvido inicialmente um transdutor de força baseado em extensômetros e adaptado ao braço esquerdo da alavanca da cadeira.

Para a aplicação do transdutor, foi empregada uma Cadeira de Bonett adaptada que está sendo desenvolvida para o Laboratório de Fortalecimento Muscular do Curso de Fisioterapia/UFPB.

## Materiais e Métodos

O transdutor de força é composto por uma célula de carga e uma ponte amplificadora. A força aplicada na célula provoca deformação elástica ( $\epsilon = \Delta l/l$ ), sendo estas deformações transformadas em variações de resistência elétrica ( $\Delta R/R$ ), através de extensômetros de resistência colados na célula. Os extensômetros, com resistência nominal de 110 ohms, são configurados em circuito tipo ponte completa, que fornece um sinal elétrico de desbalanço ( $\Delta V/V$ ) proporcional a ( $\Delta R/R$ ). O sinal fornecido pela ponte é amplificado por um amplificador de instrumentação (Burr-Brown INA114).

Como a informação sofre vários estágios de processamento, desde a excitação (força) até a resposta ( $\Delta V/V$ ), pode-se definir a sensibilidade para cada estágio conversor da informação:

$$S_c = (\Delta l/l)/(F).$$

$$K = (\Delta R/R)/(\Delta l/l);$$

$$S_p = (\Delta V/V)/(\Delta R/R);$$

onde,

$S_c$  = sensibilidade da célula de carga.

$K$  = sensibilidade dos extensômetros

$S_p$  = sensibilidade da ponte

Levando-se em consideração uma plena escala de 50 Kgf, é necessário um ganho de 2730 para obtenção de uma tensão final de +5 volts.

O sinal fornecido pelo transdutor é amostrado por um microcomputador PC, através de um conversor analógico digital com tensão de entrada  $\pm 5$  Volts e 10 bits de resolução. Assim, a resolução do sistema é de 0,097 Kgf. O transdutor de força é calibrado no início de cada sessão, adotando-se como procedimento a medida inicial do zero, seguida da aplicação de um peso conhecido, exatamente no ponto de apoio da perna do indivíduo com o braço de alavanca da cadeira. Este ponto de apoio é ajustado para cada indivíduo, visto que depende da sua estatura. Durante a calibração o sistema obtém a média de 50 valores correspondentes ao zero e ao peso conhecido (normalmente, 5 Kgf), calculando um fator de calibração que será usado, deste modo, nos procedimentos de medida da sessão em curso.

### Resultados

O sistema foi avaliado inicialmente do ponto de vista da linearidade e de simetria com relação as forças ascendente e descendente.

Nos testes de linearidade constatou-se em uma série de 5 medidas que a sensibilidade do transdutor é independente do valor do mesurando para forças ascendentes ( $y=0,0684x-0,0056$ ,  $r=0,98$ ) e descendentes ( $y=0,0994x-0,0040$ ,  $r=0,99$ ). No entanto, observa-se uma sensibilidade menor para as forças ascendentes do que para as forças descendentes.

Foi observada no sistema uma deriva térmica inicial, estabilizada após 20 minutos de alimentação do circuito.

### Conclusões

A não simetria do sistema pode ser justificada pelas diferentes formas com que estas forças foram aplicadas. Enquanto que nas forças descendentes os pesos foram colocados diretamente nos pontos de apoio, no caso das forças ascendentes empregou-se um sistema de cabo e roletes, submetido a perdas por atrito.

Como próxima etapa do projeto, será implementada uma outra célula de carga, a ser implantada no braço de alavanca direito da cadeira.

Para a medida das forças isométricas desenvolvidas pelo indivíduo o *software* apresenta como resultado a maior força aplicada em um intervalo de tempo determinado pelo operador.

### Referências

1. LEHMKUHL, L.D. and SMITH, L.K., Cinesiologia Clínica de Brunstron, 4º edição, Ed. Manole Ltda, São Paulo, 1987.
2. KNIGHT, K. L., "Knee rehabilitation by the Daily Adjustable Progressive Resistive Exercise Technique", *Am J. Sport Med.*, 1979, 7(1):366-367.

# Medição de pressão com sensor capacitivo como elemento de matriz

Carlos P. Baumhardt<sup>1</sup>; Ildon G. Borchardt<sup>1</sup>; Sérgio Luiz Bertoldo Zin<sup>1</sup>

<sup>1</sup> PPGEMM/IEE - Instrumentação Eletro-Eletrônica

av. Osvaldo Aranha 103 sala 206 - 90035-180 - Porto Alegre - RS

e-mail: baumhart@vortex.ufrgs.br

**Resumo** - O equipamento descrito utiliza um sensor capacitivo para a medição de pressão plantar. O condicionador de sinais constituiu-se de um amplificador de cargas capaz de resolver capacitâncias da ordem de 0,01 pF. O equipamento será posteriormente modificado para medir a distribuição de pressões no pé durante o caminhar.

**Abstract** - The equipment described below employs a capacitive sensor and a charge amplifier to measure pressure under the foot. The charge amplifier could resolve capacitances of 0.01pF. It will be extended, in the future, to read a sensor matrix to map the foot forces during walking.

## 1. Introdução

O mapeamento dinâmico de pressões exercidas pelo pé humano tem sido objeto de pesquisa em vários laboratórios (Miyazaki & Ishida<sup>1</sup>). Uma das técnicas possíveis é a utilização de duas membranas, com trilhas condutoras, dispostas de forma ortogonal separadas por uma membrana dielétrica, formando, em cada cruzamento de duas trilhas, um capacitor. Assim, as variações de pressão sobre os elementos sensores são medidas através da variação da sua capacitância, sendo posteriormente mapeadas na tela de um computador.

Este trabalho é parte do "Projeto de Mapeamento Dinâmico de Pressões do Pé Humano" desenvolvido nos laboratórios do IEE-DELET-UFRGS com apoio da FINEP (ref. no0582/91).

## 2. Materiais e Métodos

### 2.1 Sensor Capacitivo

A medição de grandezas físicas utilizando-se o princípio capacitivo pode ser feita das seguintes maneiras:

- através da variação da permissividade relativa.
- através da variação da área das placas.
- através da variação da distância entre as placas.

O sensor utiliza um dielétrico elástico para converter a pressão aplicada sobre a superfície em variação de capacitância (exemplo c, acima). Ao aplicarmos uma pressão normal à superfície do sensor, comprimimos o dielétrico alterando a distância entre as placas do capacitor, o que causa um aumento de capacitância. A capacitância do sensor (equação (1)) será inversamente proporcional à distância entre as placas (1/d).

$$C = \epsilon_0 \cdot \epsilon_r \cdot \frac{A}{d} \quad (1)$$

Supondo que o dielétrico é uma mola que obedece a lei de Hooke, temos

$$d = d_0 - \frac{F}{k} = d_0 - \frac{P \cdot A}{k} \quad (2)$$

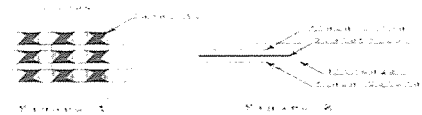
Substituindo (2) em (1) obtemos a capacitância como função da força aplicada (3).

$$C(F) = \epsilon_0 \cdot \epsilon_r \cdot \frac{k \cdot A}{(d_0 \cdot k) - F} \quad (3),$$

onde  $\epsilon_0$  = permissividade do vácuo  
 $\epsilon_r$  = permissividade relativa do dielétrico  
 $A$  = área das placas  
 $d$  = distância entre as placas, sem carga  
 $k$  = constante elástica do material

Deve-se observar que a resposta deste tipo de sensor é do tipo (1/x) como pode ser verificado pelo equação (3) acima.

Utilizamos nos testes, como sensor, duas placas metálicas quadradas com área de 0,25cm<sup>2</sup> e um dielétrico de latex com espessura de 0,06mm.



A figura 1 mostra esquematicamente um segmento da matriz que será utilizada para o mapeamento de pressões. Na figura 2, observamos um sensor em corte. A blindagem foi utilizada para reduzir a captação de ruídos pelo amplificador do condicionador de sinais.

### 2.2 Condicionador de Sinais

O condicionador de sinais utilizado é composto dos seguintes módulos:

- oscilador senoidal (frequência de 100kHz) com saída em quadratura (i.e. seno e cosseno);
- amplificador sensível a cargas;
- filtro passa-banda para a eliminação de ruídos;
- retificador síncrono para converter o sinal CA em sinal CC proporcional à capacitância.

Dos diversos blocos que compõem o condicionador de sinais, o mais importante é o amplificador sensível a cargas, pois é nesta etapa que as variações de capacitância são convertidas em ten-

são. Nas seções seguintes, descrevemos o funcionamento do amplificador sensível a cargas e do retificador síncrono. No condicionador para a leitura de uma matriz de sensores não é aconselhável o uso do filtro passa-banda devido ao elevado tempo de estabilização do sinal de saída.

### 2.2.1 Amplificador Sensível a Cargas

O amplificador sensível a cargas (figura 3) é o responsável pela conversão das variações de capacitância no sensor  $C_m$  em tensão. A capacitância inerente à montagem dos sensores e a fiação a eles associada (capacitância residual) é compensada através de uma tensão de excitação senoidal defasada de 180 graus, em relação à tensão de excitação, aplicada ao capacitor  $C_{ref}$ . A compensação da capacitância residual através da utilização de duas tensões de excitação defasadas de 180 graus ocasiona uma inversão na fase do sinal de saída nos casos de sub-compensação e de sobre-compensação do capacitor a ser medido. Neste instante a amplitude do sinal de saída atinge o seu valor mínimo.

Após a compensação do sensor, a tensão de saída crescerá linearmente com a variação da capacitância. Abaixo temos a função de transferência, simplificada, do amplificador (supondo que  $\omega t \cdot R_f \cdot C_f \gg 1$ ).

$$V_{out} = \text{sen}(\omega \cdot t) \cdot \left( \left( V_{s2} \cdot \frac{C_x}{C_f} \right) - \left( V_{s1} \cdot \frac{C_{ref}}{C_f} \right) \right) \quad (4)$$

A partir da equação (4) concluímos o seguinte:

- o ganho do amplificador é dado pela relação entre as capacitâncias de entrada e a capacitância de realimentação;

- caso  $C_m$  torne-se menor que  $C_{ref}$  ocorre a inversão de fase do sinal de saída, indicando que o capacitor que está sendo medido tornou-se menor que o capacitor de referência.

A utilização de detectores síncronos permite a medição correta do valor do sinal de saída mesmo quando ocorre a inversão de fase.

Figura 3 - Amplificador Sensível a Cargas



### 2.2.2 Retificador síncrono:

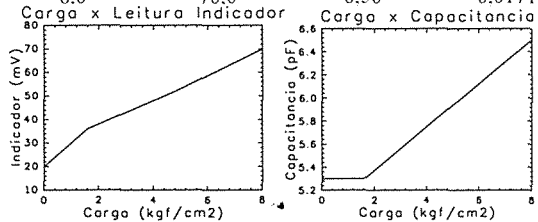
O retificador síncrono (ou retificador sensível à fase) tem a finalidade de converter o sinal senoidal à sua entrada em corrente contínua, onde a inversão de fase do sinal medido, com relação à excitação (sinal de referência), é indicada através da inversão da polaridade do sinal de saída (i.e. ele torna-se negativo). No circuito da figura 4, a reti-

ficação é obtida através do chaveamento do ganho do amplificador de saída entre +1 e -1.

## 3. Resultados

Na tabela e nos gráficos abaixo temos os resultados dos testes efetuados com o equipamento descrito:

Carga	Leitura	Leitura	d
0	20,0	5,30	0,0600
1,6	36,0	5,30	0,0333
3,2	44,0	5,60	0,0273
4,8	52,0	5,90	0,0231
8,0	70,0	6,50	0,0171



Membrana : Látex

Espessura : 0,06mm ± 0,02mm

Capacitância residual : 6pF

Osciloscópio: escala 20mV/divisão

Capacímetro: Ponte RLC TETTEX mod.210B

A leitura obtida com pressão 0 deve ser desconsiderada para fins estatísticos devido à acomodação da montagem mecânica. Observamos que a ponte RLC utilizada não foi capaz de medir a variação de capacitância resultante da acomodação das placas. A distância  $d$  entre as placas sensoras foi estimada a partir da variação da capacitância medida.

## 4. Conclusões

A tabela da seção anterior mostra que o condicionador de sinais utilizado nos testes foi capaz de resolver a capacitância do elemento sensor com maior resolução que a ponte disponível no laboratório.

Os resultados dos testes demonstraram a viabilidade de se construir um equipamento para a medição de pressões com o uso de sensores capacitivos de pequenas dimensões (5 mm x 5 mm), os quais podem ser utilizados como elementos sensores em uma matriz capacitiva.

## 5. Bibliografia

- MIYAZAKI, S.; ISHIDA, A.: Capacitive transducer for continuous measurement of vertical foot force. *Medical & Biological Eng. & Computing*, Julho/1984, p.309-316
- HALLIDAY, D.; RESNICK R.: Física II, vol.1, Rio de Janeiro, LTC Editora, 1978
- STOUT D.; KAUFMAN M.: Handbook of Operational Amplifier Circuit Design, New York, McGraw-Hill, 1976
- KESTER, Walt; et alii: Transducer Interfacing in: *Linear Design Seminar*, Analog Devices Inc., 1995, p.9-7, 9-70 a 9-72

# Caracterização do Polímero PVdF ( polifluoreto de vinilideno) como Sensor Piroelétrico para Utilização em Termometria.

Glauber Fernando Furlan<sup>1</sup> ; João Sinézio de Carvalho Campos<sup>2</sup> .

<sup>1</sup>Departamento de Física e Matemática - FFCLRP/USP  
Avenida Bandeirantes - 3900 - Monte Alegre. CEP 14040 901 Ribeirão Preto - SP  
E-mail: furlan@biomag.ffclrp.usp.br

<sup>2</sup>Departamento de Física - IGCE\_UNESP, Rio Claro,S.P.

**Resumo** - Este trabalho apresenta a caracterização de um sensor piroelétrico utilizando o polímero PVdF e visa estabelecer condições para seu uso como detetor térmico em aplicações na área médica onde são de interesse medidas de variações de temperatura da ordem de décimos de graus <sup>(1)</sup>.

**Abstract** - The objective of this work is to determine the basic characteristics of a pyroelectric sensor based on the polymer PVdF to establish the conditions for its use as a thermal detector in medical applications for which small temperature differences are of interest.

## Introdução

Materiais piroelétricos são aqueles que apresentam uma polarização elétrica cuja magnitude é uma função da temperatura<sup>(2,3)</sup>. Os princípios da detecção piroelétrica envolvem a absorção da radiação infravermelha proveniente do objeto sob investigação pelo material sensor. Tal absorção produz uma mudança na temperatura do sensor resultando na alteração de sua polarização e como consequência modifica-se o campo elétrico externo. O estudo do comportamento deste material é analisado através de suas características térmicas e elétricas. O sensor responde a variações de temperatura sendo necessária uma modulação mecânica do fluxo de radiação incidente caso este seja constante. O objetivo deste trabalho é estudar a resposta do sensor de PVdF a pequenas variações de temperatura visando a sua utilização em medidas que sejam de interesse na área médica.

## Metodologia

O sensor piroelétrico responde a uma variação de temperatura  $\Delta T$  gerando uma corrente  $i_s$  dada pela equação (1)<sup>(2,3)</sup>

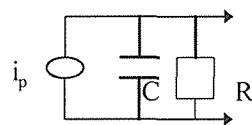
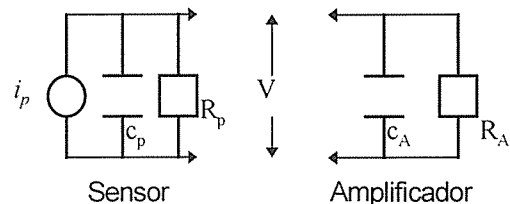
$$i_p = \omega p A \Delta T \text{ (Amperes)} \quad (1)$$

onde  $\omega$  (Hz) é a frequência de modulação  $p$  ( $\text{Cm}^{-2}\text{K}^{-1}$ ) constante piroelétrica do material e  $A$  ( $\text{m}^2$ ) a área dos eletrodos. A tensão resultante é dada pela equação (2)<sup>(2,3)</sup>.

$$V_S = \omega p A \Delta T R (1 + \omega^2 \tau_e^2)^{1/2} \text{ (Volts)} \quad (2)$$

onde  $\tau_e = RC$ , constante elétrica do circuito (Figura 1).

A figura 1 representa o elemento sensor como uma fonte de corrente ( $i_p$ ) em paralelo com uma capacitância ( $C_p$ ) e uma resistência ( $R_p$ ) conectado a entrada de um amplificador cuja impedância de entrada pode ser representada por uma capacitância ( $C_A$ ) em paralelo com uma resistência ( $R_A$ ) temos então que a tensão aplicada ao amplificador pode ser calculada usando-se o circuito equivalente. Esta tensão permanecerá praticamente constante para frequência de modulação ( $\omega$ ) menor que a constante de tempo elétrica ( $\tau_e$ ) do circuito e diminuirá com a frequência para  $\omega > 1/\tau_e$ .



**Circuito Equivalente**

$R_v$ , sensibilidade de resposta em tensão ( $\text{V/W}$ ), dada pela equação (3)<sup>(2,3,4)</sup> é definida como sendo a razão entre a tensão de saída ( $V_S$ ) pela potência de radiação incidente ( $I_\omega = \Delta T(G^2 + \omega^2 H^2)^{1/2} / \eta$ ).

$$R_v = \eta (\omega p A R / G) (1 + \omega^2 \tau_e^2)^{-1/2} (1 + \omega^2 \tau_T^2)^{-1/2} \text{ (V/W)} \quad (3)$$

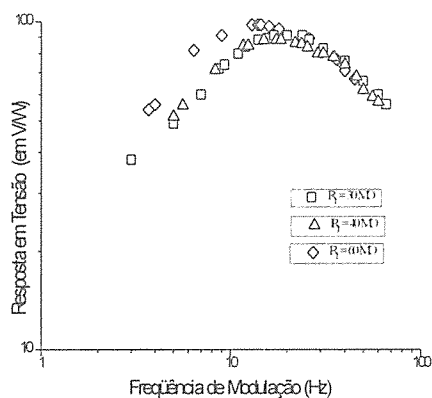
onde  $\eta$  é a emissividade do material sensor,  $G$  ( $\text{W K}^{-1}$ ) sua condutividade térmica e  $\tau_T = H/G$  a constante de tempo térmica ( $\text{s}^{-1}$ ), sendo  $H$  ( $\text{J K}^{-1}$ ) sua capacidade térmica. Medidas de  $V_S$  com a variação da frequência de modulação  $\omega$  foram



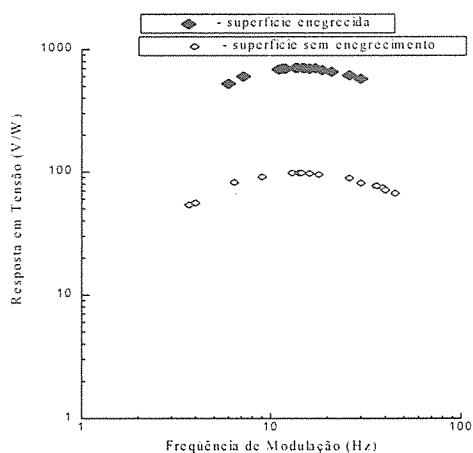
realizadas para alguns valores colhidos de  $R$  (através da variação de  $R_A$ ) e para  $R$  fixo com a superfície do sensor enegrecida. (mudando-se assim o valor de  $\eta$ ).

## Resultados

A figura 2 mostra o comportamento de  $R_V$  em relação a  $\omega$  para valores de  $R$  iguais a 30, 40 e 60  $M\Omega$ . Na figura 3 são apresentados os resultados de  $R_V$  contra  $\omega$  com  $R=60 M\Omega$ , para a superfície do sensor com e sem enegrecimento. Utilizou-se um detector de área  $A$  igual a  $2 \times 10^{-5} m^2$ .



**Figura 2.** Resposta em Tensão ( $R_V$ ) versus Frequência de Modulação ( $\omega$ ) para diferentes valores de  $R_1$ .



**Figura 3** - Resposta em Tensão ( $R_V$ ) versus

Frequência de Modulação ( $\omega$ ) para  $R_1 = 60 M\Omega$  sendo a superfície dos sensor com e sem enegrecimento.

## Discussão e Conclusão

Na figura 2 pode-se ver que  $R_V$  cresce com o aumento de  $R$  e seu comportamento com a frequência apresenta os seguintes resultados: i) para baixas frequências de modulação ( $f < 10$  Hz)  $R_V \propto \omega$ , assim  $R_V \rightarrow 0$  quando  $\omega \rightarrow 0$ ; ii) para valores intermediários de frequência ( $10 \text{ Hz} < f < 30 \text{ Hz}$ )  $R_V$  torna-se independente de  $\omega$ , sendo esta região ótima de trabalho do sensor; iii) para altas frequências ( $\omega \gg 1/\tau_T, 1/\tau_E$ ) ( $f > 30$  Hz)  $R_V$  varia com  $\omega^{-1}$ . Tais resultados mostram um comportamento de  $R_V$  em acordo com a literatura<sup>(2,3,4)</sup>. A análise da figura 3 mostra que ao enegrecer a superfície o sensor aumenta sua sensibilidade.

Cálculos da potência de radiação incidente utilizando dados experimentais (figuras 2 e 3) resultam em valores da ordem de  $10^{-4} W$ , o que nos leva a concluir que o sensor apresenta boa sensibilidade e que pode medir variações de temperatura da ordem de décimos de graus. Melhorias no processo de enegrecimento do sensor podem ser feitas para se aumentar a sua sensibilidade.

## Referências

- <sup>1</sup> JACKSON, D. F.; Imaging with Non-Ionizing Radiations, Surrey University Press, Vol. 2, London, 1983.
- <sup>2</sup> PUTLEY, E. H.; Semiconductors and Semimetals, Academic Press, Vol 5, p.p.259, New York, 1970.
- <sup>3</sup> PORTER, S. G., A Brief Guide to Pyroelectric Detectors, Ferroelectrics, Vol.33, p.p. 193-206, 1981.
- <sup>4</sup> GRUM, F., Optical Radiation Measurements, Academic Press, Vol 1, New York, 1979.

# Avaliação do potencial gerado na interface eletrodo de referência-pele na medida do pH esofágico

Helder R. Florentino<sup>1</sup>; José Tadeu F. Leite<sup>1</sup>; Francisco F. Borges<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Núcleo de Estudos e Tecnologia em Engenharia Biomédica/UFPB  
Caixa Postal 5016 58051-970 João Pessoa-PB  
email: tadleite@mail.openline.com.br

**Resumo** - Para medição do pH esofágico usa-se normalmente um eletrodo de vidro não combinado, o qual necessita de uma referência externa. Esta referência externa é obtida por meio de um eletrodo descartável de prata-cloreto de prata, que deve ser fixado na pele do paciente. Na interface eletrodo de referência-pele, é gerado um potencial cuja variação pode ser confundida com uma alteração na medida do pH esofágico. Quantifica-se neste trabalho esta variação de potencial, com a finalidade de verificar a sua influência na monitoração 24 horas do pH.

**Abstract** - In order to measure the esophageal pH we normally use a combined glass electrode, which needs an external reference. This external reference is got through a silver-silver chloride electrode, which must be fixed to the patient skin. In the electrode-skin interface a potential is developed and its variation can be confused with an alteration of the esophageal pH measure. In this work, this potential variation is quantified in order to verify its influence in the 24 hours esophageal pH monitoring.

## Introdução

O refluxo gastroesofágico (RGE) ocorre ocasionalmente na maioria dos indivíduos, sendo que em alguns casos pode alcançar níveis onde é responsável por sintomas como eructação, disfagia e regurgitação, chegando a provocar esofagite e ulceração do esôfago. Por outro lado, o refluxo gastroesofágico pode provocar também sintomas atípicos, não atribuídos à presença do suco gástrico no esôfago, tais como: tosse crônica, dor no peito semelhante a angina, vômito, rouquidão ou sintomas pulmonares como asma e pneumonia recorrente (DeMeester, 1980)<sup>(1)</sup>.

Diversos métodos são usados para diagnóstico do refluxo gastroesofágico, incluindo radiografia contrastada com bário, perfusão ácida, endoscopia e monitoração 24 horas do pH esofágico. Esta última técnica tem sido uma das mais comumente empregadas na atualidade para diagnóstico do RGE (Tan et alii, 1990)<sup>(2)</sup> apresentando, segundo Johnsson et alii<sup>(3)</sup>, uma sensibilidade de 87% e uma especificidade de 97%.

A medida eletroquímica de íons ativos envolve basicamente dois eletrodos: um eletrodo indicador e um eletrodo de referência. O eletrodo indicador é projetado para ser sensível aos íons de interesse (no caso da medida do pH, íons hidrogênio), enquanto que o eletrodo de referência, teoricamente estável, fornece uma tensão de referência, promovendo continuidade elétrica no sistema de medida. No caso da monitoração do pH esofágico com eletrodo não combinado, emprega-se como referência um eletrodo descartável de

prata-cloreto de prata, posicionado no tórax, sobre a pele do paciente.

O emprego destes eletrodos está associado à geração de um potencial na interface eletrodo-pele (potencial de meia-célula), que tem origem no fluxo de elétrons e de íons, nos sentidos eletrodo-pele e pele-eletrodo, respectivamente. Com o objetivo de estabelecer um baixo contato ôhmico com os fluidos do corpo estes eletrodos possuem uma camada de solução eletrolítica, que, em medidas de longa duração pode evaporar parcialmente (Gueddes, 1971)<sup>(4)</sup>, provocando alterações no potencial final gerado.

Variações deste potencial provocam erros de leitura, visto que estas podem ser atribuídas equivocadamente a variações do pH, durante o procedimento de medida. Deste modo, este trabalho teve como objetivo avaliar a influência das mudanças deste potencial nos resultados obtidos na monitoração a longo prazo do pH esofágico.

## Materiais e Métodos

O sistema em implantação no Hospital Universitário da UFPB, para monitoração 24 horas do pH esofágico emprega um eletrodo de vidro não combinado, com diâmetro de 1,2mm (Microeletrodes Inc. - MI508) e que exige uma referência externa, posicionada na pele no indivíduo.

Foram realizadas medidas do potencial entre o eletrodo de referência (eletrodo descartável para ECG, Meditrace Ag/AgCl), posicionado no tórax do indivíduo e o eletrodo de pH imerso em

uma solução com pH neutro. As medidas foram realizadas com intervalo entre si de 24 horas e em 8 indivíduos. O circuito elétrico foi estabelecido através do toque dos indivíduos em um pedaço de gaze parcialmente imerso na solução.

### Resultados e Conclusões

A tabela 1 mostra a equivalência, em unidades de pH, das variações dos potenciais medidos em um intervalo de 24 horas.

Os resultados obtidos mostram uma variação média de  $0,36 \pm 0,17$  pH, tendo sido encontrada uma variação máxima de 0,53 unidades de pH. Esta deriva, com origem na variação no potencial eletrodo de referência-pele, aparenta não ser suficientemente grande para comprometer a eficácia da monitoração 24 horas do pH esofágico. Este valor é equivalente à histerese [ $3,5 < \text{pH} < 4,5$ ] associada ao algoritmo para reconhecimento de períodos de refluxo, caracterizado por valores de pH abaixo de 4.

Tabela 1. Variação em equivalentes de pH, com intervalo de medida de 24 horas.

Indivíduo	Variação do pH
1	0,53
2	0,18
3	0,27
4	0,48
5	0,32
6	0,27
7	0,53
8	0,32

### Referências

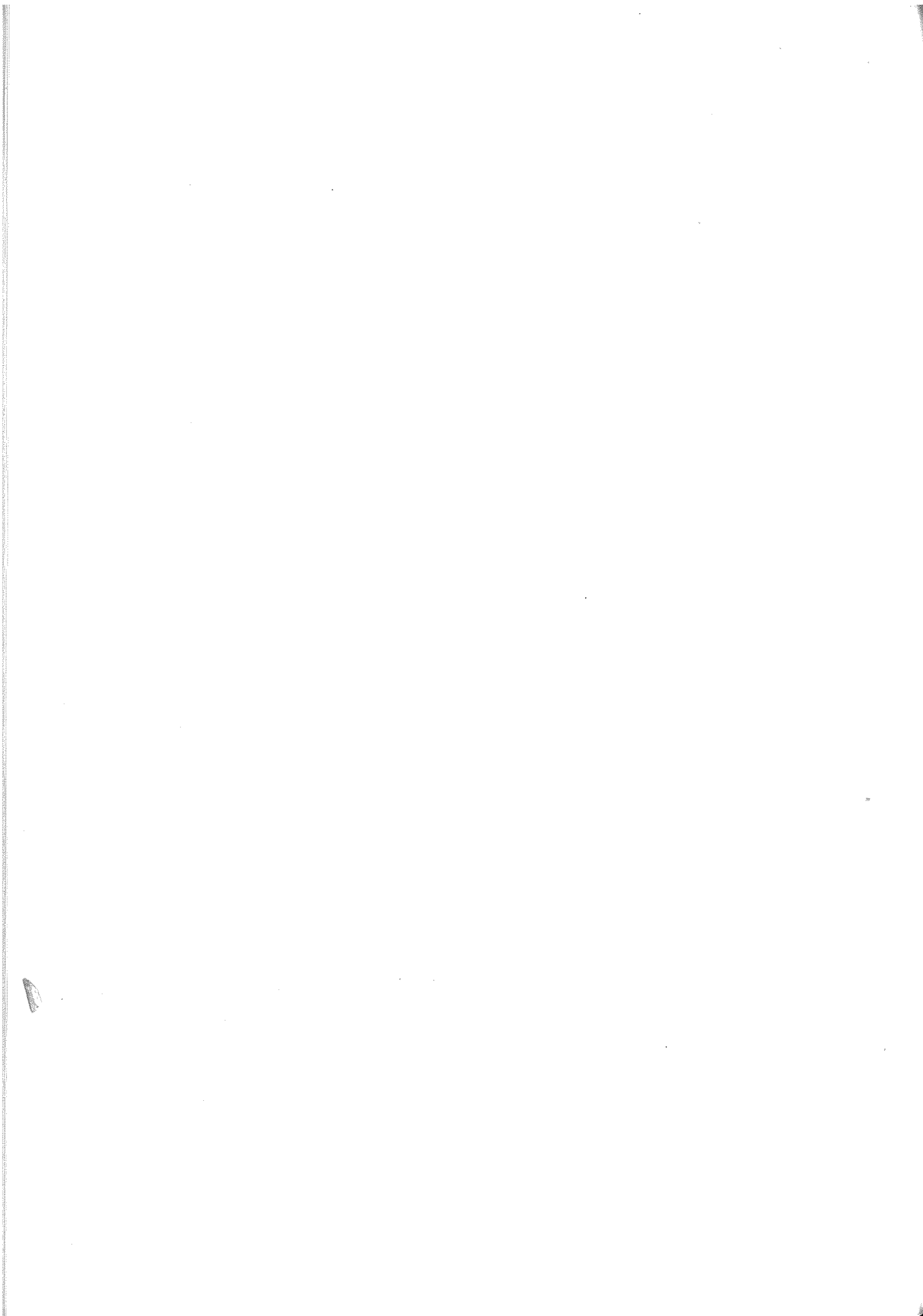
1. DeMEESTER T. R., WANG C.I., WERNLY J. A., PELEGRINI C. A., LITTLE A. G., BERMUDEZ G. and SKINNER D. B. (1980), "Technique, indications, and clinical use of 24 hour esophageal pH monitoring", *J. Thorac. Cardiovasc. Surg.*, 79: 656-670.
2. TAN W.C.; MARTIN R.J.; PANDEY R. AND BALLARD R.D. (1990), 'Effects of spontaneous and simulated Gastroesophageal reflux on sleeping asthmatics', *Am. Rev. Resp. Dis.*, 141:1394-1399.
3. JOHNSON L.F. and DeMEESTER T.R. (1986), 'Development of the 24-hour Intraesophageal pH Monitoring Composite Scoring System', *J.Clin. Gastroenterol.*, 8(1):522-58.
4. GUEDES L. A.(1971), Eletrodes and the measurement of bioelectric events, Ed. John Wiley & Sons, 469p.

---

10.  
ÓTICA BIOMÉDICA

---

---



# Análise Transcutânea de Sangue Utilizando Espectroscopia Raman

Landulfo Silveira Junior, Renato Amaro Zângaro, Marcos Tadeu T. Pacheco

IP&D/ UNIVAP - Universidade do Vale do Paraíba, São José dos Campos, SP, Brasil

**Resumo** - Neste trabalho é apresentada a proposta para a determinação de componentes do sangue humano *in vivo*, através da utilização da espectroscopia Raman. A obtenção das quantidades de glucose e de gases dissolvidos no sangue por via transcutânea, remotamente e em tempo real, utilizando fibras ópticas, demonstra-se de grande utilidade para a rápida tomada de decisão em um ambiente hospitalar. A utilização de um dispositivo especialmente projetado para aumentar a coleta de luz pelo sistema de fibras ópticas amplia as perspectivas de utilização da técnica.

**Abstract** - In this work we present the proposal for obtaining human blood components *in vivo*, using Raman spectroscopy. The determination of glucose and dissolved gases quantities in the whole blood transcutaneously, remotely and in real time by means of fiber optics, shows to be very important for rapid decision in a hospital environment. The use of a device specially designed for increase the collection efficiency of the fiber optic system opens the viewfinder for this technique.

## Introdução

A espectroscopia Raman (ER) vem se mostrando cada vez mais como uma poderosa ferramenta na análise qualitativa e quantitativa de compostos bioquímicos<sup>1</sup>. A grande meta é a determinação dos diferentes bio-compostos *in vivo* em tempo real, e com isto caracterização histoquímica de materiais biológicos *in situ*, fazendo-se uso de sistemas remotos minimamente invasivos, onde as fibras ópticas tem um papel fundamental. Através do uso de lasers com comprimentos de onda de excitação no infravermelho, pode-se reduzir significativamente a geração da fluorescência nas amostras biológicas, otimizando a relação sinal/ruído do sinal Raman obtido. A análise de sangue utilizando a técnica de espectroscopia Raman em tempo real vem permitir a determinação de concentrações de diversos componentes, tais como: CO<sub>2</sub>, O<sub>2</sub>, glucose, ácido láctico e a creatinina entre outros. Estas informações são essenciais na implementação de diagnósticos clínicos rápidos, como também no gerenciamento da respiração e metabolismo durante procedimentos cirúrgicos e em salas de UTIs<sup>2</sup>. No caso de diagnósticos clínicos, a não invasividade da análise transcutânea é a preferível, pois é indolor e requer processos menos estéreis, porém exigem a utilização de sistemas de excitação e coleção do sinal que apresentem alta eficiência. As grandes dificuldades desta técnica relacionam-se principalmente ao grande número de constituintes do sangue, sendo necessário uma caracterização de todos os componentes presentes e a devida separação do que realmente é interessante do ponto de vista clínico, ao fraco sinal Raman gerado por estes componentes e à necessidade de penetração da radiação em regiões subcutâneas onde se encontram os vasos sanguíneos, que são permeados

por grossa camada de tecido biológico. Para aumentar a eficiência de coleção dos sinais Raman, a idéia principal é a utilização do conceito de óptica não-imageadora através de um dispositivo de otimização da coleção e acoplamento de luz junto à extremidade distal de um cabo de fibras ópticas, denominado Dispositivo Concentrador Parabólico (DCP)<sup>3</sup>, que pode aumentar o sinal coletado de um fator de sete.

## Metodologia

As amostras de sangue humano utilizadas para a realização dos experimentos *in vitro* foram colhidas 3 horas antes da realização do experimento e misturadas a uma solução de heparina, de forma a evitar-se a coagulação do mesmo. O plasma foi separado do sangue por meio de centrifugação. O sistema Raman utiliza como fonte de excitação, um laser de Ti:Safira sintonizado em 830nm, bombeado por um laser de Argônio. Diversos dispositivos compõem o sistema tais como: óptica de filtragem do feixe de excitação, posicionador para amostras, óptica de coleção e filtragem do sinal espalhado, detetor do tipo CCD "Deep Depletion" refrigerado por N<sub>2</sub> líquido e microcomputador para o controle do detetor e armazenamento dos espectros. Espectros de sangue e plasma foram obtidos em cuvetas de quartzo para evitar a fluorescência que vidros comuns pudessem introduzir nos espectros.

## Resultados

A figura 1 mostra o espectro Raman de uma amostra de sangue humano obtido com 150 mW de potência do laser de Ti:Safira e tempo de exposição de 100s. A presença da glicose pode ser identificada pela banda em 1446 cm<sup>-1</sup>, conforme pode ser verificado na figura 2 e discutido mais

adiante. O oxigênio dissolvido ( $O_2$ ) é identificado pela banda em  $1560\text{ cm}^{-1}$ . A figura 2 apresenta o espectro Raman de uma amostra de plasma obtido do mesmo doador. As bandas que são predominantes no espectro do plasma são as de  $1654\text{ cm}^{-1}$ ,  $1449\text{ cm}^{-1}$  e a banda de  $1325\text{ cm}^{-1}$ .

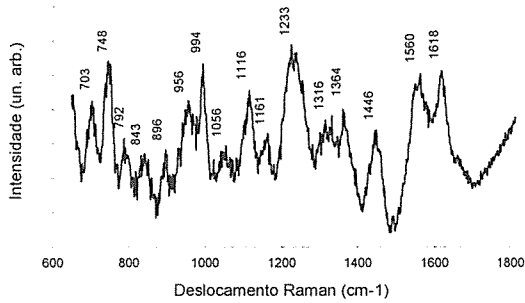


Fig. 1- Espectro Raman obtido a partir de amostra de sangue humano (Comprimento de Onda de Excitação:  $830\text{ nm}$ , Potência do Laser:  $150\text{ mW}$ , Tempo de Exposição:  $100\text{ s}$ )

No espectro do sangue a única banda observável devido à glicose é a banda em  $1446\text{ cm}^{-1}$ , sendo que as outras se combinam com bandas de outros componentes, não sendo separáveis à primeira vista.

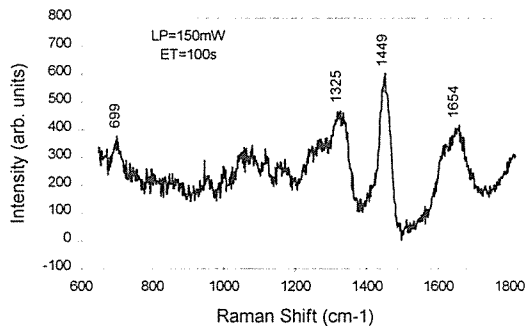


Fig. 2- Espectro Raman obtido a partir de amostra de plasma humano (Comprimento de Onda de Excitação:  $830\text{ nm}$ , Potência do Laser:  $150\text{ mW}$ , Tempo de Exposição:  $100\text{ s}$ )

## Conclusão

A determinação dos componentes do sangue é de extrema importância no campo clínico, e a espectroscopia Raman mostra-se bastante promissora na identificação e quantização dos componentes do sangue. Os próximos passos caminham na obtenção dos espectros dos diferentes componentes do sangue separadamente e relacioná-los ao espectro do sangue observado, e na exploração do uso de sistemas baseados em fibras ópticas para a obtenção dos mesmos, e ao mesmo tempo desenvolver a espectroscopia no limite da sensibilidade dos sistemas de aquisição de espectros, utilizando ferramentas computacionais (filtragem digital) para a restauração do espectro original a partir de sinais extremamente ruidosos.

## Bibliografia

1. Manoharan, R., Wang, Y., Feld, M. S., Histochemical Analysis of Biological Tissues Using Raman Spectroscopy, *Spectrochimica Acta A*, to be published (1996).
2. Mendelson, Y., *Biomedical Sensors*, Cap. 52, p. 764, Ed. CRC Press (1995).
3. Tanaka, K., Pacheco, M. Tadeu T., Brennan, J. F., Itzkan, I., Berger, A., Dasari, R., Feld, M., Compound Parabolic Concentrator Probe for Efficient Light Collection in Spectroscopy of Biological Tissue, *Applied Optics*, 35 (4), p. 758-763 (1996).

# Cateter Óptico Para Aplicações Espectroscópicas

Carlos J. Lima, Landolfo Silveira Jr., Renato A. Zangaro e Marcos Tadeu T. Pacheco

IP&D/UNIVAP - Universidade do Vale do Paraíba, São José dos Campos, SP, Brazil

**Resumo** - Neste trabalho é apresentada a caracterização de cateteres utilizando fibras ópticas para aplicações de espectroscopia *in vivo*. Estes cateteres apresentam a configuração de seis fibras em torno de uma fibra central de mesmo diâmetro, sendo estas fibras do tipo multimodo com diâmetro de núcleo de 100  $\mu\text{m}$ . A eficiência de coleta de radiação para este tipo de cateter é da ordem de 0,05%, variando em função da distância ao tecido e da distribuição de intensidade de sinal retroespalhado na superfície do mesmo.

**Abstract** - In this work we describe the characterization of fiber optic catheters for *in vivo* spectroscopy applications. This type of catheters have the geometry of one central fiber surrounded by six 100  $\mu\text{m}$  diameter multimode fibers. The collection efficiency of these type of catheter is about 0.05% and it changes with the distance to the tissue surface and the signal intensity distribution on it.

## Introdução

A espectroscopia Raman vem se apresentando como uma técnica bastante promissora na identificação de compostos bioquímicos<sup>1</sup>. O uso da espectroscopia como ferramenta de diagnósticos clínicos *in vivo* exige o desenvolvimento de técnicas de excitação e coleção do sinal gerado pela amostra, onde cateteres de fibras ópticas são utilizados na guiagem desta radiação. A vantagem da utilização deste tipo de cateter é que a sua flexibilidade e seu pequeno diâmetro, da ordem de 1,2 mm (configuração 6:1), permitem que o mesmo seja introduzido no organismo humano utilizando-se os diversos dispositivos clínicos já existentes, tais como: laparoscópios, colonoscópios, angioscópios entre outros. Desta forma, estes cateteres permitem que a radiação atinja pontos de difícil acesso<sup>2</sup> e que se obtenha reprodutibilidade na geometria de excitação e coleção dos sinais.

A geometria usual utilizada em cateteres multifibra é a de uma fibra de excitação central circundada por seis fibras de coleção, denominada por "seis em torno de uma", apresentada na figura 1. Na extremidade de coleção, as fibras são arranjadas em linha, otimizando desta maneira o acoplamento da luz coletada pelo cateter na entrada da fenda do espectrômetro.

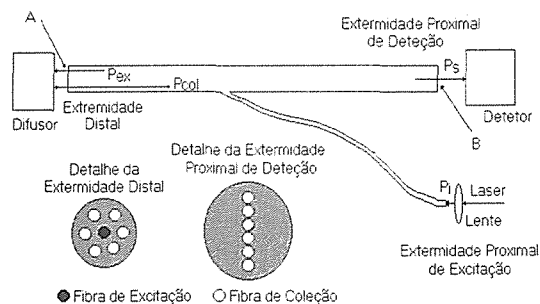


Fig.1- Esquema de montagem para caracterização do cateter multifibra.

## Metodologia

As fibras ópticas utilizadas para a fabricação dos cateteres são de fabricação da Fiberguide Industries (NJ, USA) e possuem as seguintes características: 100  $\mu\text{m}$  de diâmetro do núcleo; 110  $\mu\text{m}$  de diâmetro de casca e 0,2 de abertura numérica. Os cateteres possuem comprimento total de aproximadamente 3 metros, sendo que 2 metros são destinados a inserção intracorpórea. Na extremidade de excitação, é utilizado um conector, que permite a facilidade do alinhamento óptico do sistema Raman, e evita a quebra da extremidade proximal do cateter, que pode ocorrer como consequência do processo de esterilização que os cateteres são submetidos antes de cada procedimento clínico.

A caracterização do cateter é realizada utilizando-se um laser de He-Ne de 1 mW de potência, acoplado à fibra central de excitação com o auxílio de uma lente com distância focal de 25mm. Para se verificar o efeito da distribuição de radiação retroespalhada na superfície da amostra, foram utilizados dois tipos de anteparos posicionados juntos a extremidade distal do cateter: um difusor que simula a distribuição de intensidade da radiação espalhada em um tecido, e um espelho que reflete specularmente esta radiação, ou seja, condição máxima de acoplamento. A radiação transmitida pela fibra óptica alcança a extremidade distal do cateter (Pex), sendo espalhada pelo difusor ou refletida pelo espelho. Parte desta radiação é coletada pelas seis fibras de recepção (Pcol) e detetada pelo fotodiodo (Ps). O experimento realizado determina a eficiência de coleta do cateter em função da distância do difusor/refletor posicionado junto à extremidade distal conforme figura 1.



## Resultados

Os resultados obtidos e apresentados na figura 2 mostram que a eficiência máxima de acoplamento utilizando-se um espelho como anteparo situa-se em 3,5% em relação à radiação de excitação acoplada, e em torno de 0,15% quando o anteparo é o difusor. A curva do difusor apresenta-se multiplicada por um fator de 10 para efeito de comparação. A distância no qual o cateter apresenta a máxima eficiência de coleta é encontrada quando a extremidade do cateter está a uma distância de aproximadamente 1mm da superfície da amostra (no caso difusor e espelho). Isto se explica pela geometria da extremidade distal do cateter, onde a excitação, ocorrendo através da fibra central, gera uma região de baixa eficiência de coleta pelas fibras circunscritas, quando a extremidade distal está próxima ao anteparo. A uma distância de aproximadamente 1 mm da amostra, a sobreposição do cone formado pela abertura numérica das fibras de excitação e coleta é máximo. As fibras estão separadas por uma distância média da ordem de 100 $\mu$ m, com uma abertura numérica de 0,2.

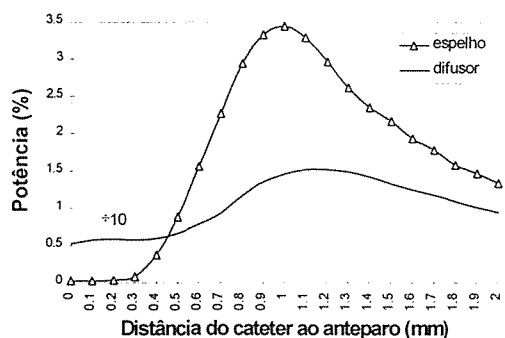


Fig. 2- Eficiência de coleta de radiação em função da distância da extremidade distal da fibra ao anteparo.

## Conclusão

Cateteres para diagnóstico de diferentes patologias humanas utilizando técnicas espectroscópicas ópticas apresentam severas limitações com relação à coleta da radiação retroespalhada. A eficiência de coleta depende da distância da extremidade distal do cateter ao tecido, onde a máxima eficiência, neste caso, é obtida quando esta distância é da ordem de 1mm.

## Bibliografia

- 1 Manoharan, R., Wang, Y., Feld, M. S., Histochemical Analysis of Biological Tissues Using Raman Spectroscopy, Spectrochimica Acta Part A, to be published (1996).
- 2 Cothren, R. M., Kittrell, C., Hayes, G. B., Willett, R. L., Sacks, B., Malk, E. G., Ehmsen, R. J., Bott-Silverman, C., Kramer, J. R., Feld, M. S., Controlled Light Delivery for Laser Angiosurgery, IEEE Journal of Quantum Electronic, Vol. QE-22 (1) (1986).

# Sensor de Pressão a Fibra Óptica de Média Birrefringência

Renato A. Zângaro, Ricardo E. Medrano, Rubens B. da Silva e Marcos Tadeu T. Pacheco

IP&D/UNIVAP - Universidade do Vale do Paraíba, São José dos Campos, SP, Brasil

**Resumo** - Neste trabalho são apresentados e discutidos os resultados experimentais de um sistema para medida e peso para aplicações ergométricas, utilizando fibra óptica de média birrefringência. O sensor de 10cm de comprimento contém uma fibra óptica monomodo com comprimento de onda de corte de 1,24 μm, operando com um laser semiconductor emitindo em 1,3 μm. Os resultados experimentais mostram que o sistema responde sem redundância na faixa de 0 a 130 kg, com sensibilidade de aferir variações de dezenas de gramas.

**Abstract**- In this work the experimental results for a weighing sensor for ergometric applications using medium birefringence optical fiber are presented. The sensor is 10cm long and it has a singlemode optical fiber inside, with 1.24 cutoff wavelength, and a semiconductor laser emitting at 1.3 μm. The experimental results show that the system works without redundancy from 0 to 130 kg, with a sensibility good enough to detect variations of order of 0.01 Kg.

## Introdução

A determinação de parâmetros mecânicos utilizando radiação eletromagnética é um ponto de grande interesse tecnológico industrial. A aferição destes parâmetros deve ser efetuada de maneira precisa e livre de interferências internas ou externas ao ambiente de medida, tipo descargas atmosféricas. Observando-se estes aspectos, a utilização de radiação eletromagnética na região do infravermelho próximo, utilizando laser ou LED's, aparece como solução confiável e de baixo custo.

## Metodologia

Neste projeto utilizou-se uma fibra óptica monomodo de média birrefringência ( $\lambda_c = 1,24 \mu\text{m}$ ), acoplada a um laser semiconductor polarizado ( $\lambda = 1,3 \mu\text{m}$ ), inserida em um corpo de prova de resina epoxi composta por Araldite CY-248 e catalisador HY-956. Para otimização da transferência de carga à fibra óptica, a mesma é inserida no corpo de prova (fig.1) sem a usual proteção de acrílico. Quando o conjunto é submetido a uma carga transversal em relação ao eixo longitudinal da fibra, através de uma máquina de ensaios de compressão, o efeito fotoelástico induz birrefringência na fibra óptica, modificando o estado de polarização da luz guiada. As mudanças no estado de polarização da luz são então convertidas em variação de intensidade luminosa após passar por um analisador. O sinal é então detectado por um fotodiodo de germânio, sendo feito posteriormente a aquisição e tratamento do sinal em um microcomputador. Os resultados apresentados neste trabalho complementam um trabalho anterior<sup>(1,2)</sup>, apresentando soluções relativas à compactação do sistema, bem como uma melhor transferência da carga aplicada sobre o corpo de prova à fibra óptica. Inicialmente foi realizado um estudo teórico para se determinar a distribuição de tensões aplicadas à fibra óptica, quando esta

encontra-se inserida no interior do corpo de prova. Através do método de elementos finitos, foram calculadas as tensões na fibra quando aplicada uma carga no corpo de prova e, verificou-se que sob certas condições, esta distribuição de tensão pode ser considerada constante na seção transversal da fibra.

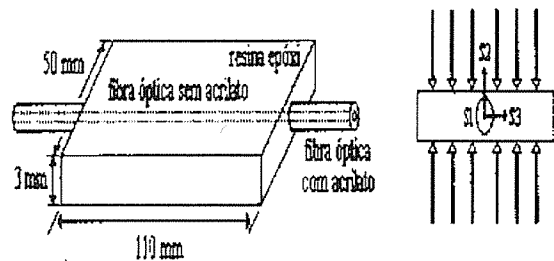


Fig. 1 - Corpo de prova

Conhecendo-se as tensões aplicadas e a birrefringência da fibra óptica, pode-se determinar a defasagem entre as componentes de polarização do feixe laser nas direções principais conforme a equação abaixo (3)

$$\Delta\phi(S'_i) = \frac{2\pi}{\lambda} \cdot L \cdot \left\{ \begin{aligned} & \left[ B + \frac{1}{2} (n_{0,3}^3 - n_{0,2}^3) \cdot P_{12} \right] \cdot S_1^f + \\ & + \frac{1}{2} (n_{0,3}^3 \cdot P_{12} - n_{0,2}^3 \cdot P_{11}) \cdot S_2^f - \\ & \frac{1}{2} (n_{0,2}^3 \cdot P_{12} - n_{0,3}^3 \cdot P_{11}) \cdot S_3^f \end{aligned} \right\}$$

onde,  $\lambda$  é o comprimento de onda do laser,  $L$  é o comprimento sobre o qual é aplicada a carga no corpo de prova,  $B$  é a valor da birrefringência da

fibra,  $n_{0,i}$  ( $i = 2,3$ ) é o índice de refração,  $P_{11}$  e  $P_{12}$  são constantes de tensão óptica da fibra e  $S_j^f$  ( $j = 1,2,3$ ) é a deformação imposta a fibra.

## Resultados

A utilização de um laser semiconductor acoplado diretamente à fibra óptica melhora a estabilidade ótica-mecânica do sistema. O sistema de detecção utiliza um detetor de germânio, com boa resposta na região entre 0,8 e 1,8  $\mu\text{m}$  e analisador de polarização posicionado entre a saída da fibra óptica e o detetor. O sinal captado pelo fotodiodo é enviado a uma placa conversora A/D de 12 bits - Labtec modelo PLC 711, acoplada à um microcomputador o qual apresenta os resultados. Os ensaios de compressão sobre o corpo de prova, foram realizados em uma máquina MTS, no Laboratório de Ensaios. Mecânicos da UNICAMP conforme fig. 2.

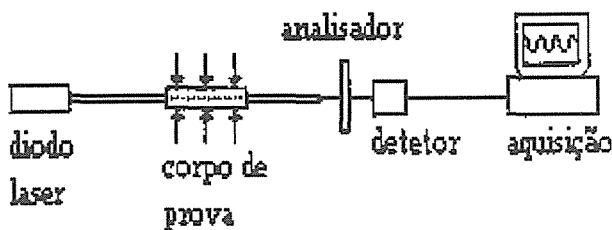


Fig. 2 - Esquema de montagem do ensaio experimental

Diversos ensaios de compressão, estáticos e dinâmicos, foram realizados, utilizando um comprimento  $L = 10$  cm. Nos ensaios dinâmicos o tempo de aplicação da carga foi de 30 segundos.

Os resultados obtidos experimentalmente estão de acordo com os previstos teoricamente, sendo que na figura 3 podemos observar os resultados relativos aos resultados teórico e experimental (estático e dinâmico).

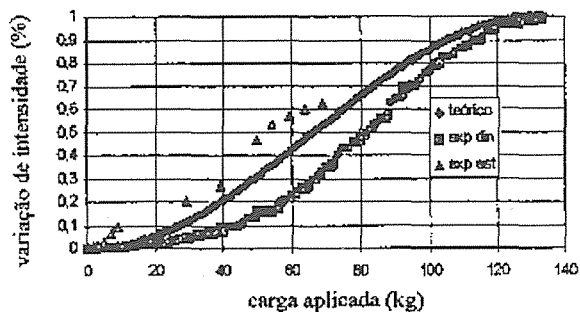


Fig. 3 - Intensidade (%)x Carga Aplicada

## Conclusão

A utilização do conjunto laser semiconductor e fibra, possibilitou a compactação do sistema. A utilização da resina epoxi permitiu obter-se material com alto coeficiente de elasticidade, o qual aliado à retirada da proteção de acrilato resultou em uma otimização na transferência de carga à fibra óptica. Deste modo o dispositivo apresenta uma faixa de operação e sensibilidade que se adaptam às necessidades de testes ergométricos, podendo ser utilizado em conjunto com sistema de aquisição de dados para se realizar aferições em larga escala, com alta precisão e confiabilidade.

## Agradecimentos

Agradecemos ao CPqD Telebrás pela doação da fibra óptica, a AsGa Microeletrônica S/A pela doação do laser semiconductor e fotodetetor, e a CIBA-GEYGY Química S.A. pela doação da resina epoxi.

## Bibliografia

- 1 - R. Barreto da Silva et al, Célula de Carga Via Fibra Óptica, PLILIIUS do XVIII ENFMC, Grupo de Instr., pp. 157-160, Caxambu, 1995.
- 2 - R. Zângaro et al, Optical Characterization of optical Fiber Submitted to Radial Strength, in Proceeding SPIE vol 2509, Smart Structures, Optical Instrumentation and Sensing Systems. SPIE Bellingham Wash, USA (1995) pp 31-35
- 3 - James S. Sirkis, Unified approach to phase-strain-temperature models for smart structure interferometric optical fiber sensors: part 1, development; part 2, applications. Optical Engineerings v. 32, pp. 752-773, 1993.

# Desenho Ótico e Mecânico do Instrumento Oftálmico: Lâmpada de Fenda

Fátima M. M. Yasuoka<sup>†</sup>; Antônio C. Romão<sup>‡</sup>; Jarbas C. de Castro Neto<sup>‡</sup>

Departamento de Física e Química - FEIS - UNESP<sup>†</sup>

Instituto de Física de São Carlos - USP<sup>‡</sup>

E-mail : fatima@uspfsc.ifsc.usp.sc.br

**Resumo** - Este trabalho tem por objetivo desenvolver uma linha de pesquisa bastante interessante dentro da área de Instrumentação Ótica, a parte da Ótica Técnica denominada de Desenho Ótico integrada à área de Oftalmologia, cujo o intuito é desenvolver um instrumento oftálmico muito utilizado na área oftálmica: a Lâmpada de Fenda. A Lâmpada de Fenda é um instrumento ótico bastante utilizado pelos oftalmologistas para a realização de exames da visão.

**Abstract** - This work has been developed in an interesting line of research within the Optical Instrumentation area named Optical Design, associated to the Ophthalmology area, with the purpose of designing a widely used ophthalmic instrument: the Slit Lamp. The Slit Lamp is an optical instrument widely used by ophthalmologists for eye examination.

## 1. Introdução

Com o desenvolvimento tecnológico nas diversas áreas da Ciência, o Desenho Ótico vem desenvolvendo um papel importante no projeto de sistemas óticos cada vez mais sofisticados, conforme as mais variadas finalidades requeridas por específicos instrumentos em determinadas áreas tecnológicas. A principal função do Desenho Ótico é a produção de uma imagem otimizada através de um sistema ótico, para tal estudam-se as técnicas de desenho, análise e avaliação dos sistemas óticos. O Desenho Ótico de um sistema fundamenta-se na aplicação de princípios físicos, matemáticos e de engenharia para a caracterização de uma imagem ótica otimizada para uma específica aplicação. O objetivo deste trabalho é desenvolver um instrumento bastante difundido na Oftalmologia, denominada de Lâmpada de Fenda, utilizando as técnicas de Desenho Ótico. A Lâmpada de Fenda consiste-se de uma fenda mecânica variável projetada na córnea por meio de um sistema ótico de iluminação, de maneira que a imagem de qualquer parte do olho pode ser observada

por meio de um estereo-microscópio. A aplicação mais importante deste aparelho é a observação de cada parte do olho, da córnea à retina e o fundo do olho

## 2. Metodologia

### 2.1. Desenho Ótico

A técnica de Desenho Ótico de um sistema consiste basicamente de três estágios: o primeiro é esquematizar o sistema ótico a partir do traçado de raios paraxiais, o segundo é encontrar uma solução aproximada por algum método numérico a partir de teoria de aberrações de terceira ordem e o terceiro é alterar as variantes iniciais do sistema ótico gradualmente a partir do traçado de um grande número de raios até atingir a solução final, minimizando as aberrações residuais de ordens mais altas e satisfazendo todas as condições impostas<sup>[1]</sup>. Estes três estágios são obtidos com o auxílio de “softwares” de Desenho Ótico. O Desenho Ótico fornece um sistema ótico totalmente otimizado, mantendo uma relação entre objeto e imagem minimizada quanto às imperfeições naturalmente estabelecidas pelos constituintes de

quaisquer sistemas óticos. O sistema ótico tem como função principal a formação de uma imagem, ou para ser detectada e registrada por algum sensor de imagem tal como um filme fotográfico, um sensor CCD ou mesmo para serem examinadas diretamente pelo olho humano<sup>[2]</sup>, como é o caso do instrumento oftálmico: Lâmpada de Fenda.

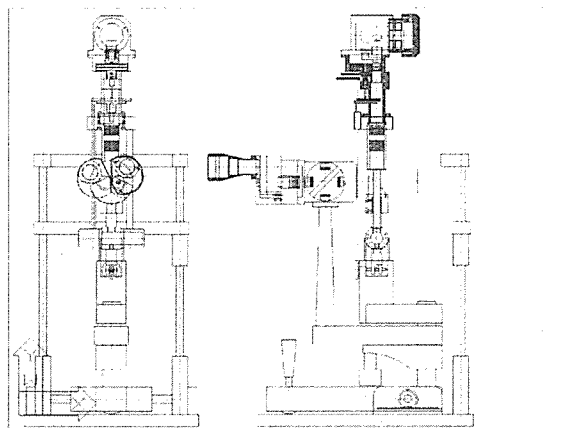
## 2.2. Lâmpada de Fenda

A Lâmpada de Fenda consiste-se de três elementos<sup>[3]</sup>: a) dispositivo de iluminação em forma de fenda (o que originou seu nome), b) estereomicroscópio, c) base de fixação do paciente, conjugando o microscópio com o dispositivo de iluminação. A Lâmpada de Fenda é uma combinação perfeitamente funcional do dispositivo de iluminação e do estereo-microscópio, interligando ambos por meio de um eficiente sistema mecânico. Este sistema mecânico é projetado para servir de base de fixação do paciente, além de permitir o controle total de orientação, alinhamento e ajuste do sistema como um todo ao usuário.

## 3. Resultados

Na figura 1 está ilustrada o desenho mecânico da Lâmpada de Fenda projetada para acoplar a parte ótica do estereomicroscópio e do dispositivo de iluminação, que por sua vez foram projetados cuidadosamente com o intuito de melhorar: a qualidade de imagem, a confortabilidade do paciente e do usuário, a facilidade de manuseio ao usuário, a facilidade de produção, a disponibilidade dos componentes óticos e mecânicos no mercado nacional e o baixo custo de produção. O sistema de iluminação e o microscópio estão montadas sobre uma base mecânica equipada com guia para movimentação ortogonal. A movimentação da base no plano horizontal, nas direções x e y, é feita por meio de um único elemento de manuseio, a alavanca de comando. A base instrumental contém ainda um

dispositivo de deslocamento vertical, por meio do qual a fenda e o centro do campo visual do microscópio podem ser movimentados na direção vertical z. Assim, o usuário pode adaptar o objeto em observação com relação à Lâmpada de Fenda utilizando as três coordenadas do espaço.



**Figura 1: Esquema da Lâmpada de Fenda.**

## 4. Conclusão

O projeto da Lâmpada de Fenda foi desenvolvido criteriosamente considerando os requisitos básicos e funcionais requeridos pelos oftalmologistas, com a finalidade de obter um instrumental de fácil e confortável manuseio. O objetivo principal deste trabalho foi de realizar um projeto utilizando tecnologia totalmente nacional, barateando o custo e mantendo uma ótima qualidade requerida pela Lâmpada de Fenda, que é um dos instrumentos imprescindíveis numa consulta oftálmica.

## 5. Referências

- [1] R. Kingslike; Lens Design Fundamentals; Academic Press Inc., New York, 1978.
- [2] R. Kingslike; lens Design; Applied Optics and Optical Engineering, volume III, Academic Press Inc., New York, 1965.
- [3] S. Duke-Elder and D. Abrams; System of Ophthalmology - Ophthalmic Optics and Refraction, volume V, London, 1970.

# Desenvolvimento de um Sistema Computadorizado para Medida da Esfericidade da Córnea Durante o Ato Cirúrgico

Luis A. V. de Carvalho, Sidney Julho de Faria e Souza\* e Jarbas Caiado de Castro

*Instituto de Física de São Carlos-USP  
Caixa Postal 369, 13560-970, São Carlos, S.P., Brasil  
e-mail: lavcf@ifqsc.sc.usp.br  
\*Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto-USP*

**Resumo:** Neste trabalho foi desenvolvido um ceratômetro intracirúrgico computadorizado. Projeta-se um anel iluminado na córnea e, através do processamento computacional do reflexo desta imagem calcula-se a curvatura da região central, gerando mapas coloridos codificados de acordo com a dioptria.

**Abstract:** An intra-surgical computerized keratometer was developed. By projecting an illuminated ring on the anterior surface of the cornea and processing the reflection of this image, the central curvature was calculated and colored dioptric coded maps were generated

## Introdução

Existem diversas maneiras para se medir a curvatura da córnea. Algumas precisas como o topógrafo computadorizado, outras menos precisas como os ceratômetros convencionais. O topógrafo é baseado no processamento das imagens refletidas por um conjunto de anéis concêntricos projetados sobre a córnea. Os ceratômetros em geral utilizam-se do alinhamento de um conjunto de miras ao eixo ótico do paciente para que o oftalmologista possa fazer a medida.

Nenhum deles pode ser utilizado para monitorar a curvatura da córnea durante o ato cirúrgico. Têm sido utilizados somente para diagnósticos pré e pós-operatórios, limitando o controle da precisão de cirurgias como a ceratotomia radial, catarata e outras.

Neste trabalho foi desenvolvido um ceratômetro intracirúrgico baseado no princípio dos anéis de Plácido<sup>1</sup>. Não é tão preciso quanto o topógrafo mas espera-se comprovar sua utilidade para o oftalmologista cirurgião e para medições fora da cirurgia que requerem maior

precisão que os ceratômetros convencionais.

## Material e Métodos

Como projetor foi utilizado um sistema feito com aproximadamente 15 mil fibras óticas alinhadas numa estrutura metálica de tal maneira a formar um anel iluminado, alimentado por uma fonte de 50W. Este foi acoplado a uma lâmpada de fenda convencional para efeito de testes iniciais e depois a um microscópio cirúrgico do Hospital das Clínicas da USP de Ribeirão Preto, SP. Em ambos os casos as imagens refletidas foram captadas por um CCD monocromático compacto acoplado ao divisor de feixe destes instrumentos, e conectado a uma placa de aquisição.

A análise das imagens foi realizada em um micro-computador Pentium, através de técnicas de processamento de imagens<sup>2</sup> e princípios de ótica geométrica<sup>3</sup>.

Através da figura 1, utilizando o modelo esférico para a região central da córnea<sup>4</sup>, podemos deduzir uma expressão

para o raio de curvatura  $R$  de cada ponto iluminado:

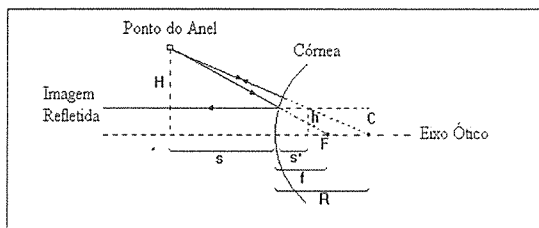


Figura1: princípio óptico do ceratômetro intracirúrgico considerando a região central da córnea como um "espelho" esférico. Todos os parâmetros mostrados baseiam-se em princípios simples da ótica geométrica.

$$f = \frac{2Sh^2 + 2hH\sqrt{S^2 + H^2 - h^2}}{2(H^2 - h^2)}$$

$$R = \frac{Sh + \left(\frac{fS}{S-f}\right)H}{H-h}$$

## Resultados

Foram realizadas medidas em esferas de calibração e olhos de adultos, tanto na lâmpada de fenda quanto no microscópio cirúrgico.

Em ambos os casos pode-se detectar casos comuns de ametropias como o astigmatismo e outras asfericidades e, no caso de córneas esféricas, pode-se observar um padrão uniforme na coloração dos mapas.

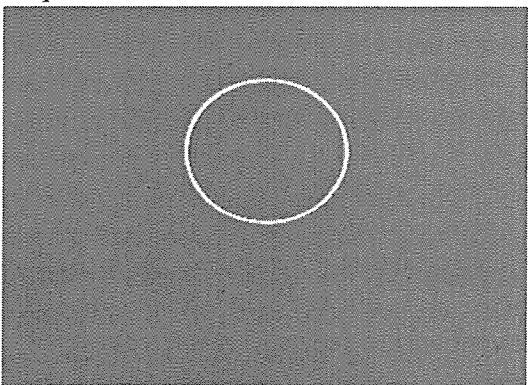


Figura2: Imagem refletida da projeção do iluminador anelar na superfície anterior de uma córnea astigmática.

Na figura 2 tem-se a imagem refletida de um olho astigmático. Na figura3 apresenta-se o mapa colorido desta mesma córnea. Percebe-se claramente o astigmatismo, com uma boa precisão na dioptria e no ângulo deste.

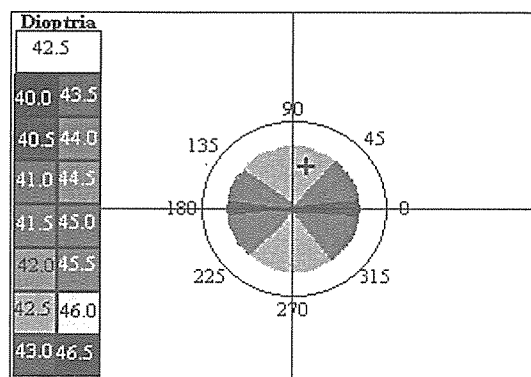


Figura3: Mapa colorido com código de cores para dioptria, gerado a partir do processamento computacional da imagem da figura 2.

## Conclusões

Diversas medidas foram realizadas e comparadas com aquelas de outros aparelhos, mostrando-se precisas e coerentes na maioria dos casos.

Há uma certa dificuldade para se alinhar o sistema ao eixo ótico do paciente, o que resulta em algumas medidas imprecisas e de difícil reprodutibilidade. Este problema ainda tem que ser solucionado.

O aparelho está em fase de testes e será brevemente transferido a alguns centros cirúrgicos para que se comprove sua real utilidade para o cirurgião oftalmologista no controle intra-cirúrgico da curvatura central da córnea.

## Referências

- <sup>1</sup>Placido A. Novo Instrumento de Exploração da Córnea. *Periódico d'Oftalmológica Practica*, Lisbon, v.5:p.27-30,1880.
- <sup>2</sup>Schalkoff Robert J. *Digital Image Processing and Computer Vision*. John Willey & Sons, Inc., 1989.
- <sup>3</sup>Pedrotti, Frank L.; Pedrotti, Leno S. *Introduction to Optics*. Prentice Hall, Inc., New Jersey, 1987.
- <sup>4</sup>Mandell, R.B.; Helen R.St. Mathematical Model of the Corneal Contour. *Brit. J. Physiol. Optics*, v.26, p. 183-197, 1971.

## Sistema de Análise Topográfica da Córnea Humana

Ernany Paranaguá da Silva; Luis Alberto V. de Carvalho; Silvio Antonio Tonissi Junior; Luiz Eduardo dos Santos; Antonio Carlos Romão; Antonio César de Oliveira, Jarbas C. Castro.

IFSC - Instituto de Física de São Carlos - Grupo de Ótica  
Av. Dr Carlos Botelho, 1465, 13560-250 São Carlos, SP, Brasil  
ernany@foton.ifqsc.sc.usp.br

**Resumo:** Um sistema computadorizado de análise do contorno da córnea foi desenvolvido. Anéis iluminados são projetados na córnea e a imagem refletida é processada, gerando como resultado mapas coloridos com códigos de cor.

**Abstract.** A computerized system which analyses the contour of the cornea was developed. Illuminated rings are projected on the subject and the reflected image is processed. As a result, color-coded maps are generated.

### Introdução

Nos últimos 150 anos, os oftalmologistas têm pesquisado maneiras de descrever as características topográficas da córnea (Gormley et al.<sup>1</sup>). A maior parte destes estudos, baseiam-se na projeção de miras na superfície anterior da córnea, onde, através da análise do reflexo, traça-se seu perfil geométrico.

Nesta pesquisa desenvolveu-se um sistema computadorizado para análise da topografia da superfície da córnea, baseado nos anéis de Placido<sup>2</sup>. Este sistema permite analisar uma região maior da córnea, comparado com as técnicas tradicionais como por exemplo o ceratômetro (Westheimer<sup>3</sup>). As informações são apresentadas em mapas coloridos codificados (cada cor corresponde a uma dioptria), tornando a interpretação simples e rápida.

### Metodologia

As imagens da córnea são obtidas por meio de um sistema de aquisição, com o uso de uma câmera CCD. Essas são processadas utilizando-se algoritmos baseados em princípios de visão computacional, ótica geométrica e oftalmologia clínica.

Inicialmente realiza-se a detecção dos anéis projetados sobre a córnea, através de uma varredura angular de 1 em 1 grau. Utilizando-se um modelo elíptico (Mandel-Helen<sup>4</sup>) para o contorno de cada um dos 360 meridianos, calcula-se pelo método dos mínimos quadrados, a melhor elipse para cada um destes ângulos. Através da equação que descreve a curvatura de uma função  $f(x)$ :

$$k(x) = \frac{f''(x)}{[1 + [f'(x)]^2]^{3/2}}$$

Determina-se a dioptria  $D(x)$  associada a cada um dos pontos utilizando a expressão:

$$D(x) = 0.3375k(x)$$

onde 0.3375 é o valor do índice de refração da córnea menos o índice de refração do ar.

Para construir o mapa colorido contínuo interpolou-se tais valores, com passo de 0.01 em 0.01 grau, gerando assim, um padrão suave e preciso.

### Resultados

Foram realizadas diversas medidas em córneas humanas, obtendo-se mapas coloridos contínuos com as dioptrias associadas. Pode-se identificar várias



anomalias conhecidas, dentre elas o astigmatismo e o ceratocône.

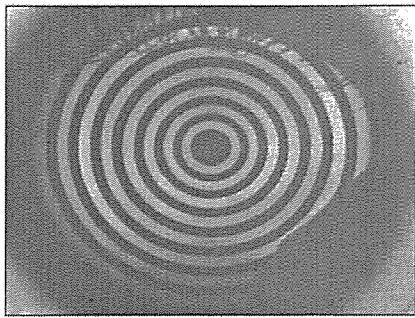


Figura 1 - Imagem formada na córnea de anéis projetados

Na figura 1, tem-se a imagem do reflexo do projetor na córnea de um paciente astigmata. Na figura 2 apresenta-se o mapa topográfico desta mesma córnea, através do qual pode-se diagnosticar a existência do astigmatismo, com informações precisas sobre o ângulo e o grau.

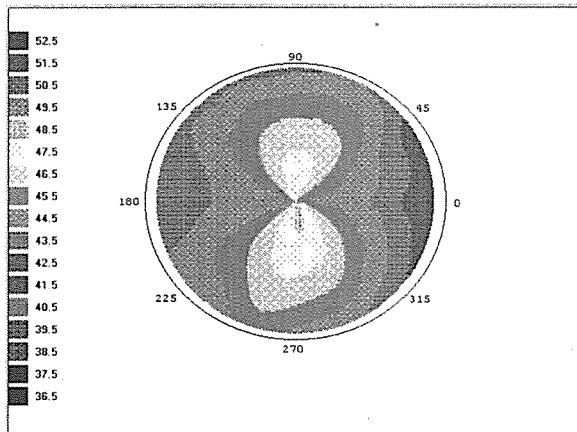


Figura 2 - Mapa topográfico com valores em dioptrias

No caso de uma córnea com formato muito próximo ao esférico, observa-se através do mapa colorido a uniformidade das cores para distâncias fixas ao centro, as quais variam lentamente na periferia, devido a um leve achatamento nessa região.

## Discussão e Conclusões

O sistema desenvolvido apresentou bons resultados para córneas normais, esféricas e astigmáticas. Entretanto existem algumas restrições ao modelo matemático adotado ( elíptico ) onde perturbações na córnea tais como ceratocône e outras que provocam pequenas erupções localizadas, não são detectadas adequadamente uma vez que uma elipse não apresenta tal formato. Neste caso, o sistema detecta uma grande variação de dioptria no lugar problemático, mas o seu contorno não é mostrado corretamente. Estão sendo pesquisados outros modelos matemáticos (“Arc-Stepping”, tangencial (Hannush et al.<sup>5</sup>, Wang et al.<sup>6</sup>)) e suas adaptações de maneira a solucionar este problema.

## Referências

- <sup>1</sup>Gormley, D. J. et al. Corneal modeling. *Cornea*, v.7 no.1, p. 30-35, 1988.
- <sup>2</sup>Placido, A. Novo instrumento de Exploração da Cornea, *Periodico d'Oftalmologica Practica*, v.5, p. 27-30 1880.
- <sup>3</sup>Westheimer, G. A. Method of Photoelectric Keratoscopy. *Amer. J. Optom.*, v. 42, p. 315. 1965.
- <sup>4</sup>Mandel, R. B.; Helen, R.St. Mathematical model of the corneal contour. *Brit. J. Physiol. Optics.*, v. 26, p. 183-197, 1971.
- <sup>5</sup>Hannush, S.B. et al. Accuracy and precision of keratometry, photokeratoscopy, and corneal modeling on calibrated steel balls. *Arch Opht.*, v.107, p. 1235-1239, 1989.
- <sup>6</sup>Wang, J.Y.; Rice, D.A.; Klyce, S.D. A new reconstruction algorithm for improvement of corneal topographical analysis. *Refract Corneal Surg.*, v.5, p. 379-387, 1987.

# Detecção de Bordas de Imagens Refletidas pela Superfície Anterior da Córnea

Luis Albrerto V. de Carvalho; Ernany Paranaguá da Silva; Luiz Eduardo R. dos Santos; Silvio Antonio Tonissi Junior; Antonio Carlos Romão; Antonio César de Oliveira; Jarbas C. Castro

IFSC-Instituto de Física de São Carlos-Grupo de Ótica  
Av. Dr. Carlos Botelho, 1465, 13560-250 São Carlos, SP, Brasil  
ernany@ifqsc.sc.usp.br

**Resumo:** Desenvolveu-se neste trabalho um método para detecção de bordas de imagens refletidas pela superfície anterior da córnea, quando iluminada por anéis concêntricos baseando-se em técnicas de processamento de imagens.

**Abstract:** A method for edge detection from images reflected off the anterior surface of the cornea was developed, based on image processing techniques.

## Introdução

Há várias décadas os oftalmologistas têm estudado o contorno da córnea humana. Nos anos de 1820 o oftalmologista francês Ferdinand Cuignet propôs a primeira descrição de um método para o estudo de imagens refletidas pela superfície anterior da córnea, chamando a técnica de "ceratoscopia". Desde então foram desenvolvidos diversos métodos, baseados nos mais diferentes tipos de imagens projetadas.

Neste projeto foi desenvolvido um método para análise das imagens refletidas pela córnea quando utilizado um projetor de anéis de Plácido<sup>1</sup>. São determinados as principais medidas de interesse: o contorno preciso dos anéis; a distância destes até o centro dos anéis; detecção de pontos isolados pertencentes a anéis que foram parcialmente encobertos pela sombra do nariz e dos cílios. O principal interesse nestes valores está na possibilidade da geração de mapas topográficos da córnea.

Estes resultados são parte integrante de um trabalho mais geral cujo objetivo da determinação da topografia da córnea, que já está sendo submetido em outro congresso\*.

## Materiais e Métodos

Utilizou-se para este sistema um micro-computador Pentium 100, com uma placa de vídeo conectada a um CCD. Os anéis de Plácido foram construídos em um cone de acrílico transparente com 16 anéis concêntricos.

Na Figura 1 tem-se a imagem do reflexo dos anéis do projetor na superfície anterior da córnea. Essas imagens capturadas foram processadas utilizando-se algoritmos baseados em técnicas de processamento de imagens.

Inicialmente são realizadas duas varreduras, uma no eixo x e outra no eixo y, passando pela região central da córnea. Assim, determina-se o centro geométrico dos anéis.

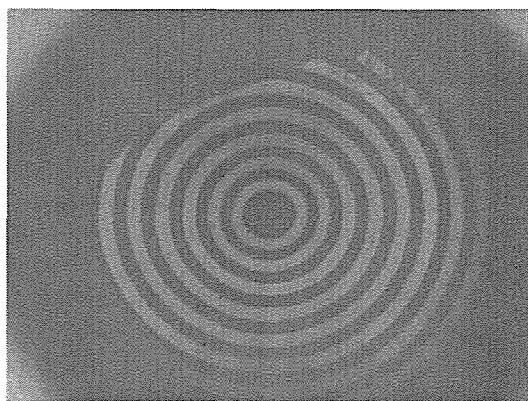


Figura 1 - Imagem da córnea com os anéis projetados

Fazendo-se uma projeção dos anéis em duas dimensões, conforme Fig. 2, observa-se as variações dos níveis de cinza de um corte passando pela região central da córnea.

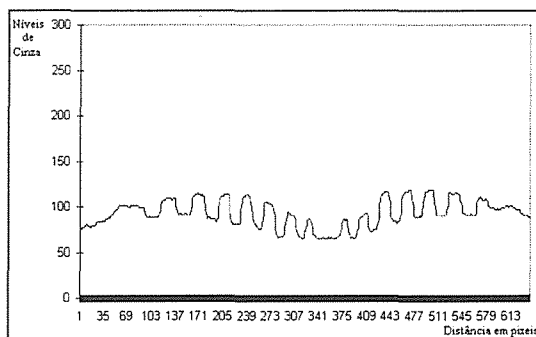


Figura 2 - Perfil de intensidades de níveis de cinza da região central da córnea.

Para a determinação das bordas dos anéis, calcula-se a derivada ponto a ponto na imagem. Entretanto, para evitar a presença de ruídos faz-se uma suavização dos pontos, de acordo com a equação abaixo:

\* Sibgrapi 96

$$I(x) = 0.5 * I(x) + 0.25 * (I(x+1) + I(x-1))$$

onde  $I(x)$  corresponde à intensidade do ponto  $x$ .

Para melhor expor a metodologia, na Fig. 3 apresentamos a detecção do contorno dos anéis. A Linha 1 mostra as derivadas positivas, pintadas de amarelo, e na linha 2 as derivadas negativas, cor vermelha.

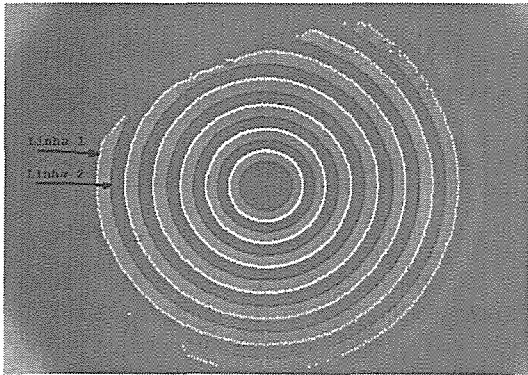


Figura 3 - Imagem do resultado da detecção dos anéis através da derivada.

Após a modularização da derivada, aplica-se um "threshold" para limitar a quantidade de dados e evitar ruídos. Assim, com esse resultado obtém-se a localização das bordas dos anéis com maior precisão.

## Resultados

Os resultados da detecção dos anéis, tanto para olhos escuros quanto para claros, foram satisfatórios. Entretanto, problemas têm surgido em regiões denominadas como críticas, onde ocorre a sombra do nariz e dos cílios. Nestas regiões verifica-se perdas de pontos dos anéis. Em olhos muito claros esta dificuldade aumenta. A solução para tal problema é modificar os fatores de suavização e de "threshold" que são utilizados na imagem.

Outros métodos como busca heurística e Sobel<sup>2</sup> modificado foram testados, mais nenhum deles mostrou resultados satisfatórios. A Busca Heurística perde a sequência dos pontos de borda. Isto ocorre quando a diferença de intensidades de níveis de cinza é muito baixa. O Sobel modificado mostrou-se eficiente para delimitar bordas, entretanto provoca muitos ruídos conforme Fig.4.

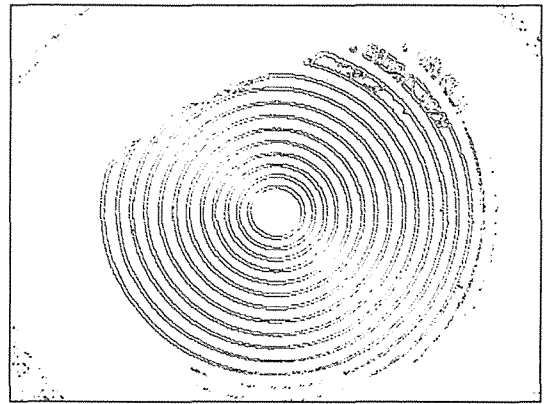


Figura 4 - Imagem do resultado da detecção dos anéis através de Sobel Modificado.

## Conclusão

O mapeamento topográfico da superfície anterior da córnea<sup>3</sup> é de importância fundamental para detecção de patologias como Ceratocone<sup>4</sup>, Astigmatismo, Miopia<sup>5</sup>, Cataratas, etc., e proporciona ao médico uma avaliação dos quadros pré e pós operatórios.

Para olhos muito claros, onde existem regiões de contraste muito baixo e em regiões de sombra, ocorrem perdas nas bordas. Os algoritmos estão sendo aprimorados para que funcionem em várias cores de olhos e para que interpolem regiões parcialmente encobertas por sombras.

## Referências

- <sup>1</sup>PLACIDO A. Novo Instrumento de Exploração da Cornea. *Periodico d'Oftalmologica Practica*, Lisbon, v.5:p.27-30,1880.
- <sup>2</sup>SCHALKOFF R. J. *Digital Image Processing and Computer Vision*. John Willey & Sons, Inc.,1989.
- <sup>3</sup>KLEIN, S.A., MANDELL,R.B. Axial and Instantaneous Power Conversion in Corneal Topography. *Investigative Ophthalmology & Visual Science*, v. 36, n. 10, p. 2155-2159, 1995.
- <sup>4</sup>RABINOWITZ, Y.S., McDONNELL, P.J. Computer-assisted Corneal Topography in Keratoconus. *Refractive & Corneal Surgery*, v. 5, p.400-408, 1989.
- <sup>5</sup>STEVEN E.W. et al. Changes in Corneal Topography after Eximer Laser Photorefractive Keratectomy for Myopia. *Ophthalmology*, v. 98, n.9, p. 1338-1346, 1991..

## Refrator Ocular Automático

Liliane Ventura, Sidney J.F. Sousa\* e Jarbas C. Castro

Instituto de Física de São Carlos - USP

Cx. Postal 369 13560-970 São Carlos - SP e-mail: LILIANE@IFQSC.SC.USP.BR

\* Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto - USP

**Resumo** - Um sistema de medidas automáticas e objetivas de erros refrativos oculares (miopia, hipermetropia e astigmatismo), utilizando tecnologia laser, foi desenvolvido.

O sistema consiste em projetar, através de um laser de diodo ( $\lambda=850\text{nm}$ ), um alvo luminoso (um anel) no fundo do olho do paciente e os feixes de luz que emergem do olho e atingem um detector CCD matricial são analisados quanto às suas vergências.

Os feixes emergentes do olho testado são divididos em seis partes (três meridianos) e são analisados dois a dois pelo CCD. A distância entre as duas imagens formadas em cada meridiano fornece o poder de refração naquele meridiano. Com os poderes de refração dos três meridianos ( $0^0$ ,  $120^0$  e  $240^0$ ) é possível determinar o erro refrativo ocular.

Comparativamente com os sistemas por nós anteriormente desenvolvidos<sup>1,2,3</sup>, este sistema utiliza o mesmo princípio básico de medidas, porém a forma do alvo de medida e o detector utilizados, resultaram num sistema menos complexo para o alinhamento ótico e com menor introdução de erros.

Medidas em olhos artificiais e em olhos humanos foram realizadas apresentando excelente concordância com os resultados obtidos em consultórios oftalmológicos e estão dentro da precisão requerida para estes tipos de medidas ( $0,125\text{di}$  e  $5^0$ ).

**Abstract** - An automatic and objective system for measuring ocular refractive errors (myopia, hyperopia and astigmatism) was developed using laser technology.

The system consists of projecting a light target (a ring), using a diode laser ( $\lambda=850\text{nm}$ ), at the fundus of the patient's eye. The light beams scattered from the retina are analyzed by a CCD detector (matrix) regarding their vergence.

The beams which emerge from the tested eye are divided into six portions (three meridians) and are analyzed in pairs by the CCD. The distances between the two images in each meridian provide the refractive power in that particular meridian. As the refractive power is obtained for the three meridians ( $0^0$ ,  $120^0$  e  $240^0$ ), it is possible to determine the ocular refractive error.

This system uses the same basic principle for detecting the refractive errors as our previous ones<sup>1,2,3</sup>, but the new measuring target and the detector have provided a less complex system for the optical alignment avoiding most of the measurement errors introduced in the other system.

Measurements in artificial eyes and in human eyes were done and they are in good agreement with the retinoscopic measurements and also they are as precise as these kinds of measurement require ( $0,125\text{di}$  and  $5^0$ ).

### Introdução

Nas últimas décadas, vários sistemas de medidas automáticas de vícios de refração oculares têm sido desenvolvidos e particularmente, nos últimos cinco anos, três sistemas diferentes foram por nós

desenvolvidos<sup>1-3</sup>. Nesses sistemas desenvolvidos anteriormente, utilizamos dois diferentes métodos para medir o vício de refração. O sistema que aqui apresentamos e denominado Sistema DVL-2 foi o que apresentou melhores resultados.

## Metodologia

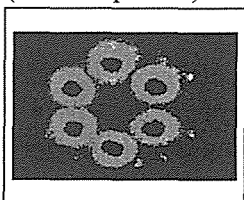
Se posicionarmos uma fonte de luz puntual na retina, os feixes de luz emergentes do olho serão paralelos, convergentes ou divergentes, para os emétopes, míopes e hipermétropes, respectivamente. Se projetarmos, então, uma fonte de luz na retina do paciente, apenas pela análise da vergência dos feixes emergentes do olho podemos ter medidas qualitativas e quantitativas das ametropias em todos os meridianos.

O sistema desenvolvido dispensa sistemas dinâmico-mecânicos de medidas e utiliza feixes provenientes de um laser de diodo, que passam através de um alvo imóvel vazado e são focalizados na pupila de entrada. Ao contrário dos demais sistemas, que utilizam feixes paralelos incidentes no olho, um alvo luminoso é projetado no fundo do olho do paciente e a luz emergente do olho é dividida em seis porções (três meridianos). A vergência dos feixes de cada meridiano é analisada, em função da distância entre as duas imagens formadas em cada CCD, pelos três CCDs lineares acoplados a um circuito eletrônico e que envia os dados a um "software" dedicado.

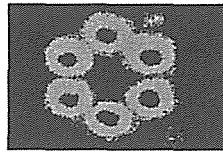
## Resultados

A potência de incidência do laser ( $\lambda=850\text{nm}$ ) por unidade de área foi de  $500\mu\text{W}/\text{cm}^4$ .

Assim, foram realizadas medidas em 15 voluntários. A figura 1 apresenta uma medida real de um voluntário alto hipermetrope. O vício de refração do paciente obtido em consultório foi de: +3,00 esf +0,25 cil  $5^0$  (olho direito) e +4,25 esf (olho esquerdo).



a)



b)

**Figura 1:** Imagem real obtida no CCD a partir da medida do vício de refração vivo (a) olho esquerdo; (b) olho direito.

A média das medidas (5 medidas em cada olho) obtidas em nosso sistema foi exatamente a obtida acima pelos métodos tradicionais da retinoscopia<sup>4</sup>.

## Discussão e Conclusão

O sistema apresentou um excelente desempenho para o uso clínico, que além de possuir precisão adequada para os exames de vício de refração ocular ( $0,125\text{di}$  e  $5^0$ ), também é rápido o suficiente (tempo de medida estimado em torno de ms) para que nenhum erro, devido a mobilidade do olho testado, seja introduzido. Este sistema, por possuir um alvo de medida em forma de anel, permite a dilatação do fundo de escala de medida do equipamento ( $-20\text{di}$  a  $+20\text{di}$ ) e não irradia desnecessariamente partes da retina. Desta forma, o sistema está apto a se tornar um protótipo para uso clínico.

## Referências

1. VENTURA, L. et al. Desenvolvimento de um Sistema de Detecção de Luz I.V. Espalhada pela Retina. *Rev. Fís. Aplic. Instr.*, v.8, n.3, p.111-116, Set., 1993.
2. VENTURA, L. & SOUSA, S.J.F. & CASTRO, J.C. Desenvolvimento de um Sistema para Diagnóstico de Erros Refrativos Oculares. *Rev. Fís. Aplic. Instr.*, v.9, n.2, p.55-60, Jun. 1994.
3. VENTURA, L. et al. Novo Método de Medidas Objetivas de Erros Refrativos Oculares *Rev. Fís. Aplic. Instr.*, v.9, n.4, p.147-151, Dez. 1994.
4. VENTURA, L.; SOUSA, S. J. F.; CASTRO, J. C. - **Sistema Automático de Medidas de Vícios de Refração Ocular** - *Rev. Fís. Aplic. Instr.*, v.10, n.4, Dez. 1995.

# Um Programa Simples para a Adição de Erros de Refração

Sidney Júlio de Faria e Sousa<sup>1</sup> e Liliane Ventura<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Departamento de Oftalmologia - FMRP/USP e-mail: sjdfesou@fmrp.usp.br

<sup>2</sup>Instituto de Física de São Carlos - USP

**Resumo** - O objetivo deste trabalho é apresentar um curto programa para somar todos os tipos de erros de refração, discutir o seu potencial prático e as maneiras de maximizá-los. O programa foi escrito em QBasic da Microsoft. Consiste essencialmente em um método matemático para adição de erros refrativos e dois algoritmos. O método requer o uso sequencial de apenas três equações. Os algoritmos decodificam certos resultados matemáticos para a prática. O programa soma qualquer número de esferas, cilindros, esfero-cilindros e suas combinações. Por causa de seu pequeno tamanho ele pode também ser usado em calculadoras programáveis, com poucos ajustes.

**Abstract** - The objective of this paper is to present a short program to add all kinds of refractive measurements, discuss its practical potential and the ways to maximize it. The program was written in Microsoft QBasic. It consists essentially of one method of addition of refractive errors and two algorithms. The method requires the sequential use of only three equations. The algorithms decode certain mathematical results to practice. The program adds any number of spheres, cylinders, spherocylinders and their combinations. Because of its short size it can be used also in a programmable calculators, with few adjustments.

## Introdução

Há infinitas maneiras de construir programas para somar cilindros cruzados obliquamente. Temos apenas que escolher qualquer um dos métodos disponíveis e usar tantos algoritmos quanto necessários para obter resultados consistentes<sup>1</sup>. Entretanto, a despeito dos resultados satisfatórios, isso tende a gerar programas imensos devido ao excesso de algoritmos. O problema é ainda agravado quando estendido para os cálculos de outras medidas refratométricas. Tem-se que criar ainda mais algoritmos para fazê-los adicionar esferas puras e cilindros ortogonais. Uma estratégia melhor é selecionar um método que é simultaneamente simples e abrangente, requerendo um mínimo de instruções de uso. O objetivo deste trabalho é apresentar um programa com essa filosofia discutindo seu potencial prático e as maneiras de maximizá-lo.

## Metodologia

O programa foi escrito em QBasic da Microsoft. A diferença fundamental da linguagem Basic das calculadoras programáveis é a presença da variável R, que converte graus em radianos. Ele inclui um método matemático para adição de erros de

refração e dois algoritmos. O método matemático requer o uso sequencial de três equações:

$$\tan 2\theta = \frac{C_1 \sin 2\alpha_1 + C_2 \sin 2\alpha_2}{C_1 \cos 2\alpha_1 + C_2 \cos 2\alpha_2} \quad (1)$$

$$C = C_1 \cos(2\theta - 2\alpha_1) + C_2 \cos(2\theta - 2\alpha_2) \quad (2)$$

$$S = \frac{C_1 + C_2 + 2(S_1 + S_2) - C}{2} \quad (3)$$

Ele foi idealizado considerando que a adição de dois esfero-cilindros obliquamente cruzados de parâmetros respectivamente  $S_1$   $C_1 \times \alpha_1$  e  $S_2$   $C_2 \times \alpha_2$  resulta em outra lente esferocilíndrica dada por  $S$   $C \times \theta$ . As equações (1) e (2), determinam respectivamente o eixo e o poder do cilindro resultante. A equação (3) dá o componente esférico.

O primeiro algoritmo diz que quando a Equação (1) apresenta uma divisão de zero por zero, o programa deve anular a variável C, pular a Equação (2) e ir para a Equação (3). Isto porque as mesmas situações que fazem a Equação (1) indeterminada também nulificam a Equação (2). Espera-se que este evento ocorra nas seguintes situações: (1) quando os componentes cilíndricos igualam zero porque as lentes adicionadas são esféricas; (2) quando os cilindros adicionados tem a mesma direção e poder mas sinais

opostos; (3) quando os cilindros tem o mesmo poder algébrico mas eixos perpendiculares. A lógica da terceira situação é que toda vez que  $\alpha$  e  $\beta$  estão separados por noventa graus, segue-se que:  $\sin 2\alpha = -\sin 2\beta$  e  $\cos 2\alpha = -\cos 2\beta$ .

O segundo algoritmo diz que quando o denominador da Equação (1) é nulo e seu numerador diferente de zero, o programa deve fazer  $\theta = 45^\circ$  e avançar para as equações (2) e (3). Nessa circunstância,  $\tan 2\theta = \infty$ ,  $2\theta = 90^\circ$  and thus  $\theta = 45^\circ$  or  $135^\circ$ . Sem esses algoritmos o programa pararia quando achasse uma divisão por zero.

### Resultados

O programa adiciona qualquer número de esferas, cilindros, esfero-cilindros e suas combinações. Antes de aceitar os dados, ele pede pelo número de lentes a serem adicionadas. Depois ele pede pelos parâmetros. Para cada lente há três entradas separadas por vírgulas: a esfera, o cilindro e o eixo. Os valores que eventualmente faltam devem ser preenchidos por zeros. Para subtrair qualquer lente, temos apenas que inverter os sinais dos componente esférico e cilíndrico deixando o eixo intocado.

### O Método Universal

Para aqueles que não gostam de programas, há ainda a possibilidade da adição dos erros refrativos usando diretamente as equações matemáticas. Nesse caso, o grupo mais apropriado de equações é:

$$\tan 2\theta = \frac{\sum_{i=1}^N C_i \sin 2\alpha_i}{\sum_{i=1}^N C_i \cos 2\alpha_i} \quad (4)$$

$$C = \sum_{i=1}^N C_i \cos (2\theta - 2\alpha_i) \quad (5)$$

$$S = \frac{\sum_{i=1}^N C_i + 2\sum_{i=1}^N S_i - C}{2} \quad (6)$$

Eles foram deduzidos usando o mesmo formalismo algébrico para duas lentes<sup>2,3</sup>. As únicas exigências desse método são: usar as três equações em seqüência e saber como interpretar as situações onde o denominador da Equação (4) é nulo. Tal como o método anterior, ele soma todos os tipos de erros de refração. Diferentemente dele, em vez de pares, ele soma qualquer número de medidas ao mesmo tempo.

### Conclusão

A simplicidade desse programa está em seu suporte matemático que é simultaneamente simples abrangente. Para aproveitá-lo por completo, temos que ter alguma metodologia de equacionamento dos problemas e reconhecer a maneira como o astigmatismo está sendo representado. Embora o ressurgimento dos métodos matemáticos tenham a haver com objetivos mais sofisticados, as utilidades primárias continuam sendo a solução de problemas simples envolvendo sobre-refrações e astigmatismos residuais.

### References

1. Calossi A. A Basic program to resolve obliquely crossed spherocylinders. *Optometry and Vision Science* 1993; 70:1055-1057
2. Faria e Sousa SJ.: Addition of obliquely crossed spherocylindrical lenses. *Ophth and Physiol Optics* 1995;15:153-156.
3. Faria e Sousa SJ.: Reply: Addition of obliquely spherocylindrical lenses. *Ophth and Physiol Optics* 1996; [ in press ].

# Sistema de Medidas Automáticas de Áreas de Úlceras de Córnea

Caio Chiaradia\*, Mário Gazziro, Sidney J.F. Sousa\* e Liliane Ventura

Instituto de Física de São Carlos - USP

Cx. Postal 369 13560-970 São Carlos - SP e-mail: LILIANE@IFQSC.SC.USP.BR

\* Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto - USP

**Resumo** - Úlceras são feridas na córnea com alta potencialidade de cegueira, pois mesmo curadas tendem a tirar a transparência. Nos países em desenvolvimento e de natureza agrícola elas respondem por cerca de 10% das causas de cegueira. Uma das formas de acompanhar o tratamento delas é pela estimativa subjetiva de sua dimensão. Evoluções favoráveis tendem a promover uma diminuição da ferida. No entanto, as medidas existentes para essa estimativa são rudimentares. Assim, este trabalho apresenta o desenvolvimento de um sistema de captação de imagem em Lâmpada de Fenda (instrumento utilizado para analisar as córneas) e um "software" dedicado para o delineamento e cálculo da área ulcerada para ser implementado num hospital público (400 pacientes por semana). Inserido no contexto será desenvolvida uma biblioteca de arquivamento e análise de imagens de enfermidades corneanas.

**Abstract** - Corneal Ulcer is a very common disease in agricultural countries and it is responsible for 10% of the blindness causes. One of the main aspects to be observed in these cases is the increasing or decreasing of the affected area. We have been developing an automatic optical system in order to evaluate the affected area (the ulcer) to be implemented in a public hospital (400 patients per week are analyzed). The optical system is implemented in a Slit Lamp and connected to a CCD detector. The image is displayed in a PC monitor by a commercial frame grabber and a dedicated software for determining the area of the ulcer has been developed.

## Introdução

A parte anterior do olho humano, de aspecto transparente, é a córnea (veja a figura 1). Ela possui, de fora para dentro, as seguintes camadas: o epitélio, o estroma e o endotélio.

O **epitélio** é o revestimento externo da córnea. Funciona como uma proteção mecânica da mesma forma como a pele protege as demais regiões de nosso organismo.

O **estroma** é a córnea propriamente dita pois corresponde a 95% da espessura da mesma. É constituído por tecido fibroso disposto em lamelas regulares com muito baixa hidratação e sem nenhum vaso sanguíneo. Tais características respondem por sua transparência acentuada.

Finalmente, o **endotélio** reveste a face interna da córnea com uma camada única de células poligonais. Algumas condições agredem o epitélio corneano provocando solução de continuidade na mesma. Se, nessa situação, algum germe acesa-se no estroma desnudo, teremos configurado uma úlcera de córnea de origem infecciosa. A úlcera é uma enfermidade particularmente grave pelo alto potencial de cegueira. Acontece que, mesmo quando curada, tende a deixar uma zona de opacificação suficientemente importante para dificultar a visão. Na verdade, nos países agrícolas de baixo nível sócio-econômico, essa enfermidade tende a responder por cerca de 1 a 5% das causas de cegueira unocular.

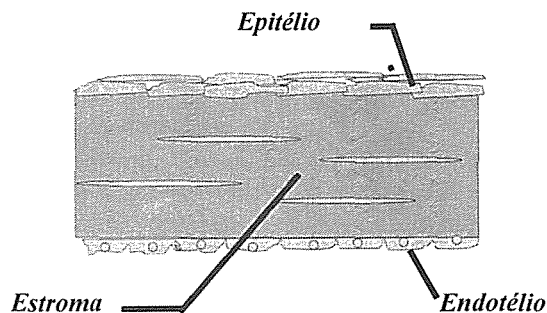


Figura 1: Esquemática da córnea.

Na avaliação da resposta terapêutica das úlceras entram em jogo uma série de variáveis clínicas como o grau de infiltração de células inflamatórias no estroma, grau de hidratação da lesão, profundidade e extensão da ulceração. Todas essas variáveis são potencialmente difíceis de serem mensuradas, a exceção da extensão. Na verdade um dos parâmetros mais utilizados pelo clínico na identificação de uma evolução favorável é a diminuição da área da úlcera. Mesmo essa estimativa é altamente subjetiva por falta de instrumento adequado de medida. Quando muito, o médico mede a extensão horizontal da úlcera e infere sobre sua área. Outras vezes compara-a com a área de iluminação de seu biomicroscópio para criar sua impressão. Assim, faz-se necessária uma medida automatizada da área da úlcera.



## Metodologia

A metodologia consiste em captar a imagem, proveniente de uma lâmpada de fenda (figura 2), da córnea a ser analisada. Para tal, algumas adaptações óticas e mecânicas foram realizadas: um sistema ótico (2 lentes convergentes, uma íris e um prisma) foi acoplado no carona da Lâmpada de Fenda, que é um local do caminho ótico da imagem observada que tem como propriedade o paralelismo dos feixes, permitindo assim a inserção de prismas e/ou separadores de feixes para desvio da imagem; um detector do tipo CCD colorido e de alta resolução foi acoplado no sistema ótico e envia sinais a uma placa de vídeo digitalizadora, que faz a interface do sistema para o micro computador.

A imagem sendo captada com boa resolução e dimensão, é tratada por um "software" dedicado que está sendo desenvolvido, para a determinação da área da úlcera. O programa deverá possuir reconhecimento automático e alternativamente, reconhecimento iterativo (com "mouse") da área de interesse. O resultado também deve ser passível de interação com imagens afins, armazenadas em um arquivo eletrônico.

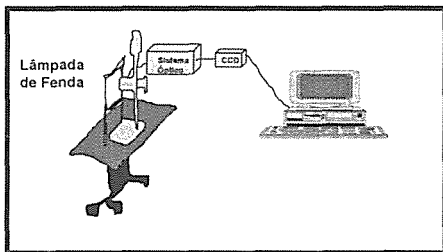


Figura 2: Esquemática da Montagem Experimental do Sistema.

## Resultados

Para se obter a imagem desejada, utiliza-se a seguinte metodologia:

1. Instilam-se gotas de fluoresceína no fundo de saco conjuntival do olho afetado - procedimento clínico usual para individualização da área ulcerada;
2. O paciente é posicionado à Lâmpada de Fenda, e o olho é focalizado com nitidez, pelo médico. A área é corada pela fluoresceína (úlceras) e iluminada por uma luz azul, fazendo com que o corante fluoresça no verde;

O sistema ótico adaptado à Lâmpada de Fenda, o CCD e o interfaceamento com o PC, proporciona a imagem da úlcera no monitor.

### "Software" de Tratamento da Imagem

A imagem proporcionada possui a característica de que, apenas a região ulcerada é verde, ou seja, os limites de bordo da enfermidade são bem definidos, oferecendo uma descontinuidade de cor

entre a úlcera e o resto da imagem.

Assim, o desenvolvimento do "software" para o reconhecimento das imagens obedece os seguintes passos:

1. Binarização da imagem (tornar a imagem em apenas dois níveis de cinza: preto e branco);
2. Determinação do contorno da superfície de interesse;
3. Mensuração da área da superfície de interesse.

## Discussão e Conclusão

O sistema ainda em estágio inicial, vem apresentando resultados satisfatórios no que se refere à boa qualidade da imagem proporcionada para o desenvolvimento do "software" e à determinação do contorno de borda da úlcera. Porém, o tempo de processamento da imagem, ainda, encontra-se em torno de 20s. A precisão do sistema ainda não está estimada, pois várias modificações estão sendo realizadas constantemente.

## Referências

1. UPADHYAY, M.P., et al  
**Epidemiologic Characteristics, Predisposing Factors and Etiologic Diagnosis of Corneal Ulceration in Nepal** *American Journal of Ophthalmology* 111:92-99, Jan. 1991.
2. HOGAN, M.J.; ALVARADO, J.A.; WEDDELL, E.: **Histology of the Human Eye** Philadelphia, WB Saunders, 1971.

# Desenvolvimento de um Sistema para a Contagem Automatizada de Células Endoteliais da Córnea

Paulo E. M. Ribeiro, Flávio Isaac, Sidney J.F. Sousa\* e Liliane Ventura

Laboratório de Física Oftalmológica - FMRP-USP

Instituto de Física de São Carlos - USP

Cx. Postal 369 13560-970 São Carlos - SP e-mail: LILIANE@IFQSC.SC.USP.BR

\* Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto - USP e-mail: SJDFOUSOU@FMRP.USP.BR

**Resumo** - A análise do endotélio de uma córnea doada é um dos procedimentos para se obter um laudo final quanto à sua qualidade e viabilidade para o transplante. O presente projeto tem como finalidade o desenvolvimento de um sistema ótico automatizado, que realize medidas de formas objetiva e padronizada de córneas a serem utilizadas em transplante. Como, atualmente, essa análise é feita subjetivamente, o sistema em desenvolvimento deverá proporcionar uma avaliação objetiva da córnea dentro de seu meio de conservação, evitando, portanto, a sua desesterilização e danificação. Ainda, visa a aplicação imediata do sistema no Banco de Olhos do Hospital das Clínicas de Ribeirão Preto, que é responsável pela distribuição de córneas naquela cidade e região.

**Abstract** - The corneal endothelium analysis is one of the used ways to evaluate the quality and viability of the donated cornea for the transplanting. The goal of the present work is the development of an automatic optical system for objectively measuring the donated corneas for transplant uses. As this measurement is generally subjectively done in the Brazilian eye banks, the system in development should allow an objective evaluation of the cornea in its conservation environment avoiding damages. This system is to be implemented in the Banco de Olhos do Hospital das Clínicas de Ribeirão Preto, which is responsible for distributing corneas in that region.

## Introdução

O Banco de Olhos do Hospital das Clínicas de Ribeirão Preto é responsável, entre outras coisas, pela distribuição de córneas humanas a serem transplantadas naquela cidade e região. Um grande número de córneas são analisadas mensalmente.

A aprovação da córnea para ser indicada ao transplante depende de vários fatores, tais como a análise celular (contagem das células endoteliais), feita através da lâmpada de fenda, o tempo decorrente desde a sua remoção até o seu uso e da "transparência" da córnea, ou seja, do espectro de transmissão da mesma. Estas análises, porém, são feitas apenas subjetivamente, através da observação de seu aspecto, ou seja, através da observação da córnea doada através da Lâmpada de Fenda (microscópio especial para análises de córneas, cuja iluminação é da forma de uma fenda de luz branca). Uma análise subjetiva e apenas qualitativa é feita em relação à contagem das células endoteliais (para se ter uma idéia, uma córnea sadia possui por volta de 2500 células sadias/mm<sup>2</sup>) e em relação à determinação da transparência da córnea.

Segundo a estatística do Banco de Olhos do H.C. de Ribeirão Preto 50% das córneas retiradas não são utilizadas em transplantes por apresentarem aspectos duvidosos quanto à sua transparência e quanto ao número de células endoteliais sadias, ou seja, algumas delas são desprezadas por excesso de zelo. Embora este cuidado seja justificável no sentido de

proteger o paciente, ele leva a uma perda indesejável de tecido tão precioso. Daí a importância do refino da seleção do material.

Desta forma, estamos desenvolvendo um sistema automatizado e interativo de contagem de células endoteliais de córneas *in vitro* no intuito de padronizar e objetivar os laudos finais.

O sistema proposto será implementado no Banco de Olhos do HC e ficará disponível para uso diário e efetivo.

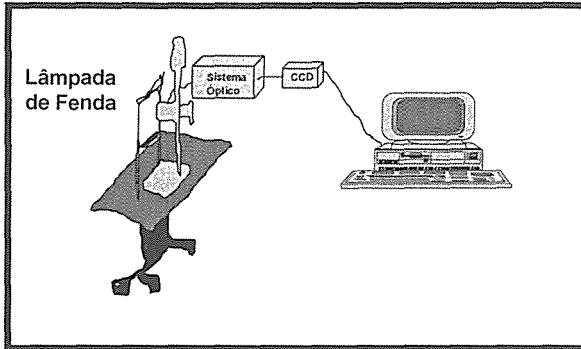
## Metodologia

A metodologia consiste em captar a imagem, proveniente de uma Lâmpada de Fenda, do endotélio da córnea a ser analisada. Para tal, algumas adaptações óticas e mecânicas devem ser realizadas na Lâmpada de Fenda.

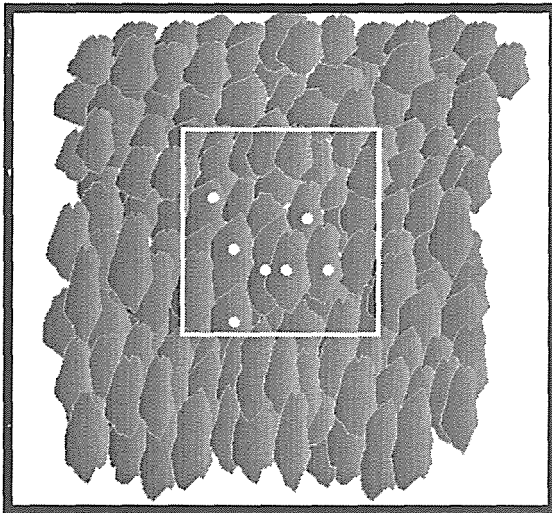
A parte ótica pertinente à magnificação e a captação da imagem objetivam permitir a visualização das células desejadas de maneira distinta e de dimensão suficiente para que se possa fazer uma pré-contagem das mesmas num retículo padrão (cerca de 20 células deverão ser contadas). A figura 1 mostra a esquematização da montagem experimental.

A imagem sendo captada com boa resolução e dimensão suficiente, é tratada e um "software" dedicado estima o número de células endoteliais de boa e má qualidades existentes naquela córnea. O programa deverá ser interativo de modo que, para

uma área pré-determinada, o examinador escolhe as células saudáveis através de um sistema de marcação com o "mouse" do computador e então, a estimativa da porcentagem de células saudáveis em toda a córnea é feita (apenas como dado informativo, uma córnea sadia possui 2500-2700/mm<sup>2</sup> de células vivas). A figura 2 mostra uma simulação da imagem e da janela interativa que se pretende obter.



**Figura 1:** Esquemática da montagem experimental do sistema de contagem de células endoteliais da córnea.



**Figura 2:** Simulação da imagem das células endoteliais de uma córnea. A janela serve para a interação médico-sistema, onde o médico marca as células saudáveis (pontos brancos) para a avaliação final do "software".

Este sistema é inédito e bastante simples, comparado aos microscópios especulares (instrumento próprio para a contagem de células endoteliais) importados existentes e que terá ampla aplicação nos Bancos de Olhos do Brasil, uma vez que todos eles já dispõem da Lâmpada de Fenda.

## Resultados

Um suporte especial para a análise das córneas foi confeccionado e consiste basicamente de um espelho posicionado a 45°.

O sistema ótico atualmente apresenta uma ampliação da imagem de 100X e a imagem das células já podem ser vistas num monitor de um micro computador do tipo PC. A resolução da imagem é suficiente para o clínico poder distinguir as células e o "software" para a contagem das células está ainda em fase inicial.

## Discussão e Conclusão

O sistema ainda em estágio inicial, vem apresentando resultados satisfatórios no que se refere à boa qualidade da imagem proporcionada para o desenvolvimento do "software" para a contagem interativa das células. A precisão do sistema ainda não está estimada, pois várias modificações estão sendo realizadas constantemente.

A ampliação da imagem deverá ainda ser aumentada para 200X, para que sua visualização e resolução sejam melhores.

## Referências

1. HOGAN, M.J.; ALVARADO, J.A.; WEDDELL, E.: **Histology of the Human Eye** Philadelphia, WB Saunders, 1971.

## Implementação de um Banco de Olhos Virtual

Rodrigo Tuma Rotta, Stella Barretto\*, Sidney Júlio de Faria e Sousa\*\* e Liliane Ventura

LABORATÓRIO DE FÍSICA OFTALMOLÓGICA - FMRP-USP

Instituto de Física de São Carlos - USP

e-mail: LILIANE@ifqsc..sc.usp.br ou ROTTA@ifqsc..sc.usp.br

\* Banco de Olhos do Hospital das Clínicas de Ribeirão Preto

\*\* Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto - USP e-mail: sjdfesou@fmrp.usp.br

**Resumo** - O intuito deste projeto é incluir o serviço do Banco de Olhos do H.C. de Ribeirão Preto no servidor WWW (*World Wide Web*) via **Internet**.

O objetivo não se limita apenas à implantação de um "site" informativo, mas sim de um serviço efetivo para a comunidade médica, no ramo da Oftalmologia.

As principais vantagens da implementação deste sistema via WWW, em relação aos demais sistema de consulta *on-line* existentes (telnet, gopher, renpac, etc) está na popularidade e facilidade em sua interface.

O projeto subdivide-se em três partes principais: um *site* informativo para a população em geral, um *site* informativo para a comunidade médica e um servidor exclusivo para a comunidade médica. As duas primeiras partes do projeto já encontram-se disponíveis e a última está em desenvolvimento.

**Abstract** - The main goal of this project is to include an eye bank (Banco de Olhos do Hospital das Clínicas da USP de Ribeirão Preto) service in the WWW (World Wide Web) server via Internet.

The main advantages in implementing this system via WWW over the other service systems (telnet, gopher, renpac, etc) are its popularity and the interface's facility.

The work is divided in three main parts: an informative site for the population in general, an informative site for the clinicians and an exclusive server site for the clinicians. The first two parts are already done and the third one is still in development.

### Introdução

O Banco de Olhos é uma instituição responsável pela captação, preparo e distribuição de córneas humanas para transplante. O transplante é uma das formas mais baratas e efetivas de reabilitação funcional dentro da Medicina. Dentro de todos os transplantes de órgãos, o de córnea é o que apresenta melhores resultados. A colocação de um Banco na WWW oferece oportunidade única de veiculação de informações pertinentes ao seu funcionamento e aos recursos disponíveis a comunidade e também um serviço inédito no Brasil.

### Metodologia

O projeto consiste na de três partes:

1. Uma seção de esclarecimento à comunidade sobre a importância das doações de córneas, o procedimento para doação, um formulário para preenchimento para doações (vale a pena mencionar que este item é no sentido de informar ao Banco de Olhos as pessoas com

interesse à doação e também para se criar o hábito na população para doações de órgãos) e sobre o funcionamento do Banco de Olhos, de um modo generalizado;

2. Uma seção de esclarecimento aos Médicos sobre o funcionamento técnico do Banco de Olhos, do pessoal envolvido, das estatísticas do Banco, dos serviços prestados, de como se obter uma córnea e formulário disponível para credenciamento do Médico junto ao Banco de Olhos;

3. Esta seção será de uso exclusivo dos Médicos, que terão uma senha de acesso restrito e que será enviada vinculada ao credenciamento dos mesmos. Nela conterá todas as informações sobre as córneas disponíveis no momento, como por exemplo, características do doador (idade, etc), causa da morte do doador, dados relativos à córnea, como horário da extração, tempo e modo de conservação, análise biomicroscópica da córnea preservada, incluindo aspecto das células endoteliais (imagens do endotélio corneano estarão disponíveis). Informações

sobre a situação dos pacientes na lista de espera dos diferentes médicos cadastrados também estarão disponíveis, bem com o os dados relativos ao destino e envio das córneas.

Ainda, nesta seção o médico poderá imprimir e preencher o formulário de recebimento da córnea, assinando-o e enviando-o por correio regular.

Finalmente, um sistema de perguntas interativas será implementado, onde o usuário poderá comunicar-se, dependendo das facilidades de que dispõe em seu consultório, via escrita, via áudio e via áudio-visual. O Banco de Olhos terá uma chamada de solicitação de pessoal para responder às perguntas do usuário de forma interativa.

### **Discussão e Conclusão**

O *site* disponível do Banco de Olhos atualmente é apenas o informativo. Um *site* servidor está sendo implementado. Como o sistema tem pouquíssimo tempo de vida, não se têm dados estatísticos de frequência de solicitação de informação.

# Terapia Fotodinâmica em Hiperoxigenação Hiperbárica: Uma estratégia clínica a ser desenvolvida no tratamento do câncer.

V.C. Colussi<sup>1,2</sup>, K. Metzger<sup>1</sup>, P. Iazzetti<sup>1</sup>, D. Cabral<sup>1</sup>, C. Hackel<sup>1</sup>, E.D. Nicola<sup>1</sup>, J.H. Nicola<sup>2</sup>  
*1Faculdade de Ciências Médicas, 2Instituto de Física "Gleb Wataghin"*  
UNICAMP - Tel-Fax. (019) 239-5948, Cx.Postal 6173 CEP 13.083-970 Campinas, SP

**Resumo** - A Terapia Fotodinâmica (PDT) tem-se mostrado uma técnica seletiva promissora no tratamento do câncer. Após injeção intravenosa de um sensibilizador, que é retido por várias horas em células neoplásias, o tecido é irradiado por um laser, e devido a um mecanismo de transferência de energia não radiativa, agentes citotóxicos são produzidos, induzindo as células tumorais à morte. A técnica de hiperoxigenação hiperbárica (HBO) permite elevar o suprimento de oxigênio molecular, nos tecidos tumorais permitindo potencializar a PDT. Para avaliar o efeito combinado (PDT+HBO), desenvolvemos um modelo experimental que consiste na irradiação de tumores sólidos subcutâneos em dorso de ratos.

**Abstract** - Photodynamic Therapy (PDT) have been demonstrated a very promising **selectivity** potential in cancer treatment. After an intravenous infusion of **sensitizers**, which is retained for several hours inside the neoplastic cells, the tissue is irradiated with a laser beam, and due a non-radiative transfer mechanism, cytotoxic agents are produced, inducing death of the tumor cells. Hyperbaric hyperoxia (HBO) allows the tissues to achieve high supply of molecular oxygen. In order to evaluate this combined effect of both therapies an experimental model was developed, creating a tumor mass in the dorsal subcutaneous tissue of rats.

## Introdução

A Terapia Fotodinâmica (PDT), é baseada na iluminação local, de um sensibilizador retido no tecido tumoral. Seus efeitos conseqüentes podem ser detectados por métodos físicos e citológicos. Alguns autores atribuem a ação citotóxica da PDT a uma hipóxia precedida por Isquemia causando carência nutricional, sugerindo que morte celular é secundária a oclusão vascular (1). Agarwal e col. mostraram que PDT em linfoma de camundongo usando *Pc-IV*, causa rápida indução de Apoptose ( $T > 1h$ ) (morte celular programada) (2). Em conseqüência destes estudos, Zaidi e col. mostram que a PDT, com um Derivado de Hematoporfirina (HpD:PhotofrinR), em fibrossarcoma (RIF-1), ativou condensação do DNA nas células tumorais (indícios de apoptose) (3).

Muito pouco é conhecido sobre a bioquímica e eventos metabólicos que ocorrem durante a PDT. O potencial promissor desta técnica é devido a habilidade do HpD para acumular-se em mais altas concentração no tecido maligno do que em tecido normal após a aplicação da droga, e à sua habilidade de produzir oxigênio singlete, quando ativado por luz vermelha (4). Um achado relevante é que o próprio processo Fotodinâmico pode consumir oxigênio a uma taxa suficiente para inibir seus efeitos fotodinâmicos (5).

Recentemente foi sugerido um modelo que combina os efeitos da Terapia Fotodinâmica com a terapia de Hiperoxigenação Hiperbárica (HBO) para o tratamento de Câncer (6,7-independente).

A associação de PDT-HBO representa um novo aspecto a ser considerado no tratamento do câncer, pois a PDT+HBO pode ser realizada em conjunto com técnicas como radioterapia e quimioterapia sem

contra-indicação (8). Oxigênio, além de potencializar a ação da PDT é uma das principais variáveis no sucesso da radioterapia e algumas quimioterapia (9).

## Mecanismo da PDT

Fig.1 mostra os principais eventos fotoquímicos envolvidos na PDT. Como podemos observar, a molécula do fotosensibilizador no estado excitado triplete ( $T^*$ ) transfere energia ao oxigênio molecular (triplete), promovendo-o para estado ativo singlete.

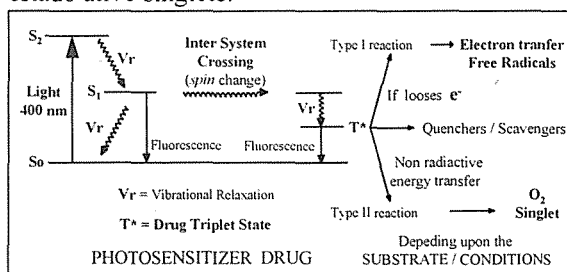


Figura 1: Principais eventos envolvidos na PDT.

## Material e Método

**Inoculação do Tumor:** Foram utilizados, em todos os experimentos, ratas albinas Wistar pesando entre 150-200g, alimentadas com ração comercial padrão e água à vontade. As células tumorais Walker 256 (linfoma espontâneo de rato) foi cedida gentilmente pelo Dr. O. Rettori (Lab. Pesq. Bioquím. -CAISM). As células foram inoculadas e crescidas no tecido subcutâneo do dorso dos animais pela inoculação de 10<sup>7</sup> células/sítio, em 4 sítio distintos.

**Aplicação da Droga:** Hematopofirina Ester-HpE (Paisley Biochem., UK), foi injetada (i.v), em dose clínica (10mg/kg), em animais pré-escolhidos, 24 horas do tratamento.

**Tratamento:** O animal a ser tratado foi anestesiado, e introduzido no interior da câmara (Fig.2). Em seguida a câmara foi pressurizada a 3 ATA-O<sub>2</sub>:100% com ventilação constante (½l/min). Nestas condições o tumor foi irradiado por um laser HeNe (P≅7mW) durante 45 minutos. Os animais foram sacrificados após 24 horas do tratamento.

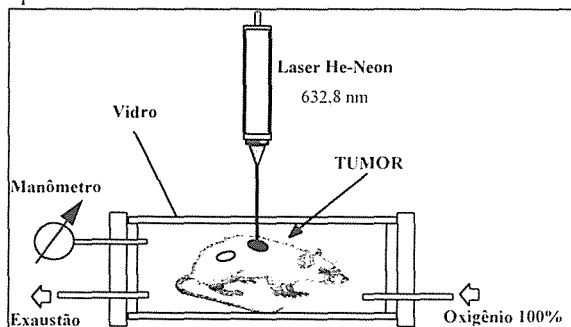


Figura 2: Tratamento PDT na Câmara Hiperbárica

## Resultados

A histopatologia foi realizada logo após sacrifício. Áreas não irradiadas mostraram uma difusa e densa infiltração pelas células neoplásicas, especialmente em tecidos muscular e subcutâneos. A zona irradiada do tumor dos 10 animais tratados (PDT-HpE+HBO) (Grupo.1), mostrou uma perda completa de células tumorais exibindo a presença de necrose coagulativa e intensa quantidade de corpúsculos apoptóticos observados. O estudo do DNA das áreas demarcadas é mostrado abaixo:

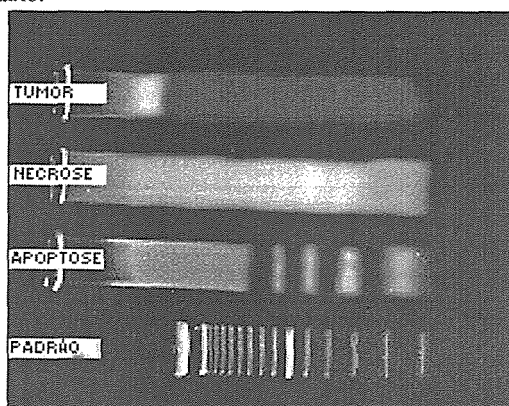


Figura 3: Fragmentação do DNA após PDT+HBO.

A Histologia identificou *região Tratada, Necrose espontânea e Tumor (controle)*. A fragmentação do DNA feita por Eletroforese em gel de agarose 1,5%.

## Discussão

Este experimento nos permitiu evidenciar a potencialização da PDT, pelo fornecimento de Hiperoxigenação Hiperbarica, constantado pela destruição

significativa das células tumorais. A associação da PDT-HpE e HBO foi letal para o tumor de Walker 256. Este modelo experimental, além de indicar uma nova estratégia clínica no tratamento do câncer, demonstrou um excelente modelo de estudo do mecanismo da PDT, onde pode ser testados vários novos tipos de sensibilizadores, linhas tumorais e laser "ablation"

**Agradecimentos:** Um dos autores (VCC) agradece a FAPESP pela bolsa de estudos. Este trabalho foi desenvolvido no Núcleo de Medicina e Cirurgia Experimental/UNICAMP, e financiado pelo CNPq e UNICAMP. Os autores agradecem ao Dr. O. Rettori pelo fornecimento da linha tumoral W256, a Maria D. Oliveira e Gisele Turini pelo suporte técnico.

## Referências

1. B.W. Henderson, T.J. Dougherty. How does Photodynamic therapy work?. *Photochem. Photobiol.* 1992. 55(1):145-157.
2. M.L. Agarwal, M.E. Clay, E.J. Harvey, H.H. Evans, A.R. Antunez, N.L. Oleinick. Photodynamic Therapy induces rapid cell death by Apoptosis in L5178Y mouse Lymphoma cells. *Cancer Res.* 1991. 51(11):5993-5996.
3. S.I.A. Zaidi, N.L. Oleinick, M.T. Zaim and H. Mukhtar. Apoptosis During Photodynamic Therapy-Induced Ablation of RIF-I Tumours in C3H Mice: Eletron Microscopic, Histopathologic and Biochemical Evidence. *Photochem. Photobiol.* 1993. 58(6):771-776.
4. K.R. Weishaupt, C.J. Gomer, T.J. Dougherty. Identification of Singlet Oxygen as the Cytotoxic Agent in Photo-Activation of a Murine Tumour. *Cancer Res.* 1976. 36:2326-2329.
5. Foster (1992) TH., SL Gibson, L. Gao R. Hilf. Analysis of photochemical oxygen consumption effects in photodynamic therapy. In. *Proc SPIE Vol. 1645 "Optical Methods for tumor treatment and detection: Mechanisms an Techniques inPDT"* (Edited by T.J. Dougherty) pp. 104-114, SPIE press, WA.
6. D.M. Zzell. Processos para Monitorização e Otimização da Terapia Fotodinâmica de Tumores, *Doctoral Thesis advised by Dr. J.H.Nicola, UNICAMP, 1991, Brazil*
7. M. Jirsa Jr. P. Poucková, J. Dolezal, J. Pospisil, M. Jirsa. Hyperbaric oxygen and photodynamic therapy in tumour-bearing nude mice. *Eur. J. Cancer* 1991. 27(1):109.
8. V.C. Colussi, E.D. Nicola, J H. Nicola. Fototerapia, quimioterapia e alguns fotosensibilizadores - accepted for publication, *Rev. Assoc. Med. Brasil* (April, 1995).
9. R.P. Hill . The Basic Science of Oncology. Edited by I.F. Tannock, R.P. Hill. McGraw-Hill, Inc Health Professions Division. 271. 1994.

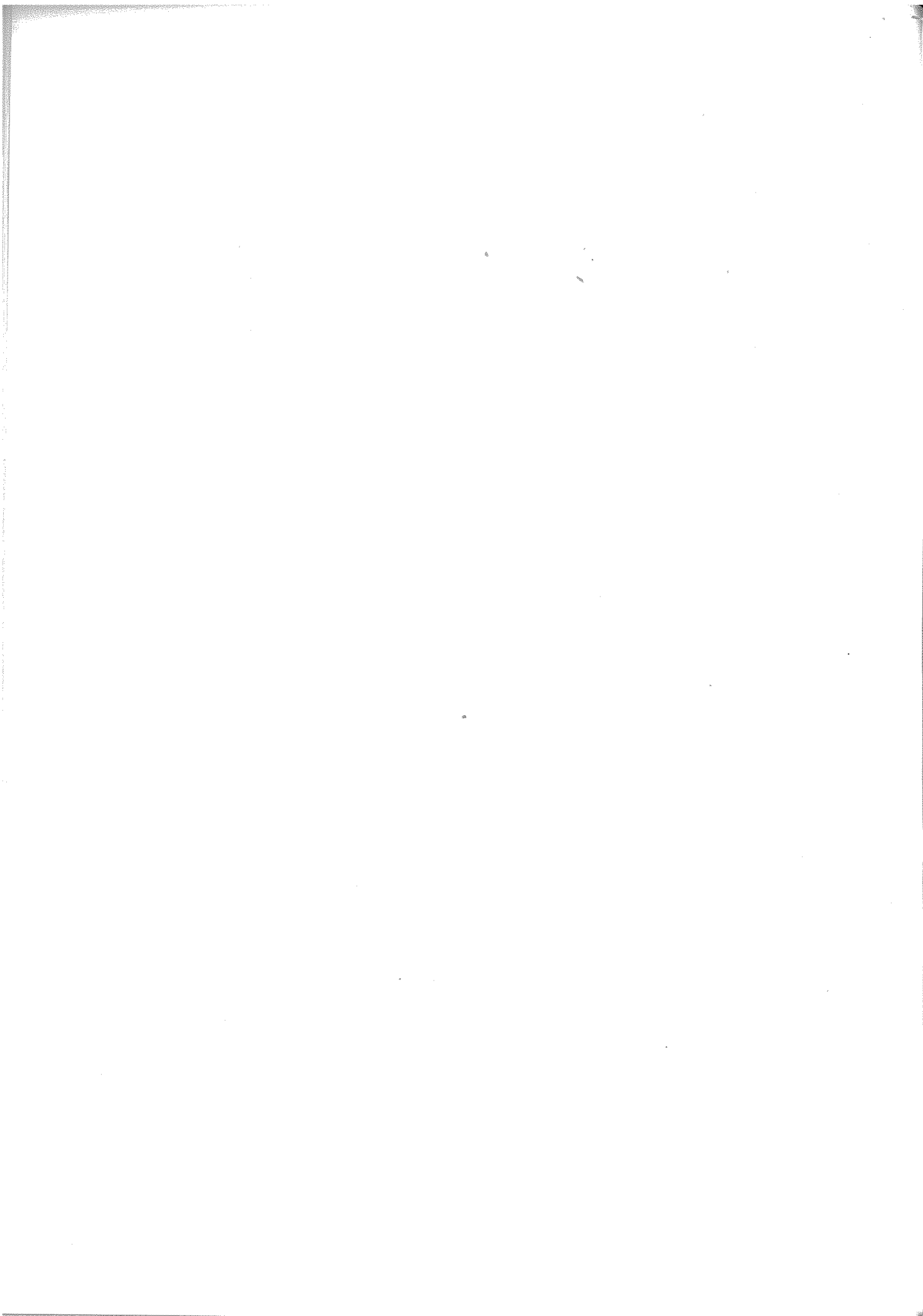
---

11.

ULTRA-SOM EM  
MEDICINA

---





# Novo Método para Identificação de Ecos Reais e Ecos de Reverberação em Meios Multicamadas

Marcelo de A. Duarte<sup>1</sup> ; João C. Machado<sup>1</sup> e Wagner C. A. Pereira<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Programa de Engenharia Biomédica - PEB - COPPE / UFRJ  
Caixa Postal 68510 - 21945-970 - Rio de Janeiro (RJ)  
e-mail: duarte@serv.peb.ufrj.br

**Resumo** - Este trabalho visa testar a potencialidade de um método de mínimos quadrados na diferenciação entre ecos reais e ecos de reverberação. Como exemplo, serão analisados os resultados de um experimento.

**Abstract** - This work intends to test the potentiality of a minimum square method to differ real echoes from reverberation ones. As an example, the results of an experiment will be analysed.

## Introdução

Em medicina, o ultra-som (US) é utilizado para o auxílio ao diagnóstico, através de exames Doppler e de ultra-sonografia, que gera imagens bidimensionais dos tecidos biológicos (Fish<sup>1</sup>). Essas imagens são passíveis de artefatos, que podem ser causados pela presença de reverberação. Um método que possibilite a separação entre ecos reais (1a reflexão em um anteparo) e de reverberação (demais reflexões no mesmo anteparo), eliminando os últimos, permitirá a formação de imagens mais próximas das reais e com maior contraste.

Além disso, em outros estudos com US, é importante que apenas os ecos reais, sejam processados, para não se introduzir erros nos resultados. Exemplos estão em Pereira<sup>2</sup> e Greco<sup>3</sup>, que estudaram propagação em meios multicamadas; e Coleman e aliá<sup>4</sup> e Fei et al<sup>5</sup>, em caracterização de tecidos biológicos.

Este trabalho propõe uma técnica para identificação de ecos reais e de reverberação, pela comparação entre os seus espectros de potência, utilizando um método de mínimos quadrados, e pela relação temporal existente entre eles. Um exemplo, de um experimento, será apresentado e analisado.

## Teoria

Os espectros de potência dos ecos são calculados via FFT, e normalizados, para ficarem entre 0 e 1. Esses espectros são comparados entre si, através da medida de um erro mínimo residual (E(K)), que compara a amplitude de cada frequência dos espectros, duas a duas, definido por:

$$E(K) = \sum_{n=1}^N (P_{1(n)} - K \cdot P_{2(n)})^2 ; \quad \text{onde:}$$

N - no de pontos dos espectros;

n - "n-ésimo" ponto do espectro;

P<sub>1</sub>(n) - potência do "n-ésimo" ponto do 1o espectro;

P<sub>2</sub>(n) - potência do "n-ésimo" ponto do 2o espectro;

K - constante que minimiza E(K) entre os espectros.

O algoritmo proposto é o seguinte:

1 - Analisa-se os tempos de chegada (TC) dos ecos, localizando os possíveis ecos de reverberação como sendo aqueles em que o TC é múltiplo inteiro do TC de um eco anterior, ou ainda, é uma combinação linear dos tempos de chegada dos ecos anteriores. Nesses casos, os tempos de chegada são denominados "tempos candidatos à reverberação (TR)". Foi estabelecida uma margem de erro aceitável de 1 μs (tamanho da salva emitida pelo transdutor) para as comparações entre TC e TR. Assim:

• TC ≠ TR ⇒ ecos de interfaces diferentes.

• TC = TR ⇒ possível eco de reverberação.

Passa-se à fase seguinte.

2 - Comparam-se os erros residuais E(K) com a mediana entre todos os erros calculados (med). Assim:

• E(K) < med ⇒ eco de reverberação na interface que determinou TC = TR.

• E(K) ≥ med ⇒ retorna ao item (1). Caso todos os erros, entre o eco em teste e os anteriores sejam maiores ou iguais à "med", este eco será considerado real.

Neste trabalho, a função E(K) será testada, quanto à sua potencialidade, na discriminação de ecos provenientes de camadas diferentes.

## Metodologia Experimental

O experimento foi realizado em um tanque acústico, com o transdutor (Tx) e o corpo de prova ("phantom") submersos em água. Tx opera enviando salvas de senóide a cada 1 ms, na frequência de 7,65 MHz, com 1 μs de duração. A amplitude do sinal de excitação é 100 Vpp. Utilizou-se um "phantom" cilíndrico, com camada única de alumínio (60 mm de espessura e 125 mm de diâmetro), sendo sua face posicionada paralelamente à do Tx. A distância entre Tx e "phantom" foi determinada experimentalmente em 36 mm, por ter melhor relação sinal-ruído na recepção. Utilizou-se uma lente esférica acoplada ao transdutor, que produz foco a uma distância de 27,53 mm de sua face.

Cada eco foi amostrado, em osciloscópio digital (Tektronix TDS 420), a 2,5 GHz, resultando em um sinal com 15.000 pontos. A seguir, foram obtidos, por processo visual, os tempos de chegada de cada eco. Para a análise, utilizou-se um trecho com 8192 amostras de boa relação sinal-ruído de cada eco. O processamento foi realizado em uma estação "Sun Sparc 20", utilizando-se o software "Matlab 4.2". Para cada eco, foi realizada a promediação de 5 espectros.

Sabendo-se a espessura (L) das camadas (água - 36 mm e alumínio - 60 mm) e a velocidade de propagação (c) nesses meios (1500 m/s e 6300 m/s, respectivamente) (Kinsler et alii6), pode-se calcular, teoricamente, o tempo de ida e volta (T) dos ecos por cada uma delas. Esses tempos foram comparados com os valores obtidos no experimento, para verificar a coerência dos tempos encontrados. Assim:

Água:  $T = 2L/c = 2 \cdot 0,036 / 1500 = 48 \mu s$ .  
 Alumínio:  $T = 2 \cdot 0,060 / 6300 = 19,05 \mu s$ .

### Resultados

Foram coletados sete ecos (entre reais e de reverberação), conforme a figura 1. Os tempos de chegada de cada um deles está listado abaixo:

1o: 48,04 $\mu$ s	4o: 95,08 $\mu$ s	7o: 191,88 $\mu$ s
2o: 66,44 $\mu$ s	5o: 114,60 $\mu$ s	
3o: 91,88 $\mu$ s	6o: 143,24 $\mu$ s	

A figura 2 apresenta, como exemplo, a comparação entre os espectros do 2o e do 5o ecos, obtidos pela técnica. Nesse caso,  $TC = TR$  e  $E(K) < med$ , classificando o 5o eco como de reverberação, na mesma interface de reflexão do 2o. Na tabela 1, estão os resultados obtidos pela técnica, na classificação dos ecos.

Tabela 1: Classificação dos ecos. A última linha relaciona o eco de reverberação ao eco que refletiu, antes, na mesma interface. (R: real e rv: reverberação).

eco	1	2	3	4	5	6	7
TR	nã	nã	nã	si	si	si	si
	o	o	o	m	m	m	m
E(K),med	-	-	-	<	<	<	<
classe	R	R	R	rv	rv	rv	rv
interface	-	-	-	1o	2o	4o	6o

### Discussões e Conclusões

A técnica identifica corretamente os 1o e 2o ecos como reais, pois são a primeira reflexão nas interfaces água-alumínio (H2O-AI) e alumínio-água (AI-H2O), respectivamente. Também é correta a identificação dos 4o, 5o, 6o e 7o ecos, como de reverberação nas interfaces H2O-AI, AI-H2O,

H2O-AI e H2O-AI (mesmas interfaces dos 1o, 2o, 4o e 6o ecos), respectivamente.

O 3o eco, identificado como real, é, na verdade, decorrente de uma segunda reflexão na interface H2O-AI, após uma reflexão desse sinal na peça que fixa a lente ao transdutor. O erro cometido, nesse caso, ocorre em uma situação atípica. Do total de 7 ecos, 6 foram identificados corretamente.

A análise torna-se mais complexa com o aumento do no de camadas e com a similaridade entre elas. Isso está sob investigação com novos experimentos.

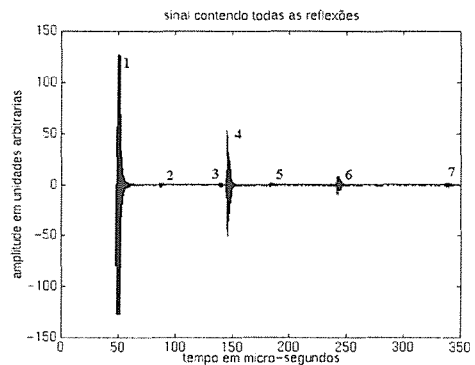


Figura 1: Ecos coletados (15000 pontos).

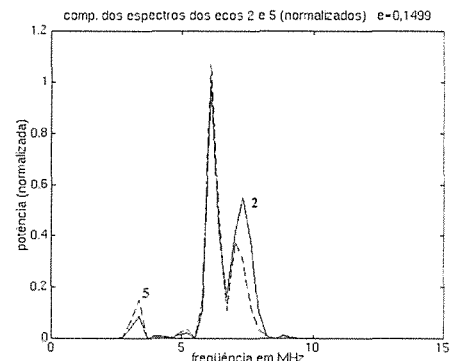


Figura 2: Comparação dos 2o e 5o espectros.  $TC = TR$ ,  $E(K) = 0,150$ ,  $med = 0,860$ .

### Referências

- FISH, P., *Physics and Instrum. of Diagn. Medical Ultras.*, John Wiley & Sons, England, 1990.
- PEREIRA, W.C.A., *Método Ultra-Sônico de Pulso-Eco Para a Determ. Simult. da Veloc. de Prop. da Onda e Espes. em Meios Multicamadas.*, Tese D.Sc.- COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, 1992.
- GRECO, A.V.D., *Modelo Misto de Prop. do Ultra-Som em Meios Multic. Baseado em Acúst. Geom.*, Tese M.Sc. - COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, 1995.
- COLEMAN, D.J., LIZZI, F.L., SILVERMAN, R.H., HELSON, L., TORPEY, J.H. e RONDEAU, M.J., "A Model for Acoustic Charac. of Intraoc. Tumors", *Invest. Ophthal & Vis Sci.*, V.26, N.4, p.545-550, 1985.
- FEI, D.Y. e SHUNG, K.K., "Ultrasonic Backscatter from Mammalian Tissues", *JASA*, V.78, N. 3, pp. 871-876, 1985.
- KINSLER, L.E., FREY, A.R., COPPENS, A.B. e SANDERS, J.V., *Fundam. of Acoustics*, 3rd Edition, John Wiley & Sons, USA, 1982.

Os autores agradecem o apoio financeiro do CNPq e da CAPES.

# A Influência do Diagrama de Radiação de Transdutores de Ultra-som na Estimativa de Espessuras

<sup>1</sup>Ana V.D. Greco, <sup>1</sup>Wagner C.A. Pereira e <sup>1</sup>João C. Machado

<sup>1</sup>Programa de Engenharia Biomédica - PEB - COPPE/UFRJ  
CP 68510 - CEP 21945 970 - Rio de Janeiro - RJ  
E-mail: valeria@serv.peb.ufrj.br

**Resumo** - Este trabalho apresenta uma comparação de desempenho de dois transdutores focalizados em um modelo de Acústica Geométrica para estimar espessura em meios multicamadas. São apresentados resultados experimentais com transdutores de 1,9 MHz e 8,65 MHz. É feita a análise de camada (água), com espessuras comparáveis em ambos os experimentos. Os resultados apresentaram melhor acurácia (< 5 %) e precisão (< 5 %) para os experimentos com o transdutor de 8,65 MHz utilizando uma salva de excitação longa. São discutidas a influência dos diagramas de radiação e da largura da salva de excitação.

**Abstract** - This work presents a performance comparison of two focused transducers with a Geometrical Acoustics model that estimates thickness in layered media. Experimental results with transducers of 1.9 MHz and 8.65 MHz are available. We present the estimates for one layer (water) of comparable thicknesses for both experiments. We obtained better accuracy (< 5%) and precision (<5%) with the 8.65 MHz transducer with a long transmission burst. The influence of the radiation diagram and the width of the excitation burst is investigated.

## Introdução

A utilização do Ultra-som (US) em análise não-destrutiva já se solidificou nas mais diversas áreas de engenharia e medicina. Cada vez mais se amplia sua aplicação, com o aparecimento de novos transdutores e o avanço da tecnologia computacional (Ye et alii<sup>1</sup>). Sua aplicação mais usual é a estimativa de espessuras utilizando o método de pulso-eco (Kinra et alii<sup>2</sup>). Neste trabalho, faz-se uma comparação do desempenho de dois transdutores de frequências e diagramas de radiação diferentes na obtenção das estimativas de espessura de uma camada de água.

## Fundamentos Teóricos

As estimativas de espessura baseiam-se em um modelo de Acústica Geométrica. A hipótese básica é que o comprimento de onda do US seja muito menor que as dimensões físicas dos elementos envolvidos: transdutores e meio de propagação (Kinsler et alii<sup>3</sup>). O modelo (Greco<sup>4</sup>) utiliza os ecos recebidos pelo próprio transdutor transmissor focalizado ( $T_x$ ) e por um receptor pontual ( $R_x$ ) posicionado paralelamente a ele (figura 1). De acordo com o caminho geométrico do feixe de US, determinam-se os tempos de chegada (TOF-time-of-flight) dos ecos:  $T_0$  (TOF de  $T_x$  a  $T_x$ ) e  $T_1$  (TOF de  $T_x$  a  $R_x$ ):

$$T_0 = \frac{2Z}{C}; \quad T_1 = \frac{F_z}{C} + \frac{2Z - F_z}{C \cos \theta} \quad (1)$$

onde  $\cos \theta$  é obtido pela Lei de Snell e por semelhança de triângulos.  $F_x$  e  $F_z$  são as coordenadas do

foco. Dividindo-se  $T_1 / T_0$ , obtém-se a espessura ( $Z$ ).

$$Z = \frac{1}{2[(T_1 / T_0) + 1]} \left[ F_z \pm \sqrt{F_z^2 + (X - F_x)^2 \cdot \frac{(T_1 / T_0) + 1}{(T_1 / T_0) - 1}} \right] \quad (2)$$

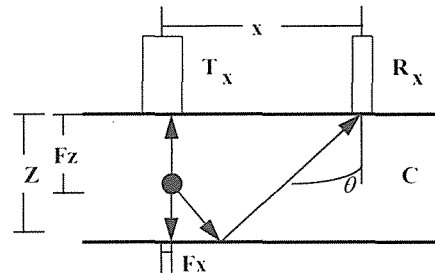


Figura 1: Trajetória do feixe de US para 1 camada.

Os parâmetros  $X$ ,  $F_x$ ,  $F_z$ ,  $T_0$  e  $T_1$  são obtidos experimentalmente (Greco<sup>4</sup>). Emprega-se a correlação cruzada entre os ecos recebidos em ( $T_x$  e  $R_x$ ) para estimar  $T_0$  e  $T_1$ . Esses parâmetros são mais sensíveis ao diagrama de radiação.

## Materiais & Métodos

Os dados dos transdutores utilizados se encontram na tabela I. O de 8,65 MHz ( $T_{x2}$ ) é focalizado em (-0,04; 22,72)mm (Greco<sup>4</sup>). Já  $T_{x1}$ , é focalizado em (-2,46; 72,42) mm. Na figura 2, vê-se os diagramas de radiação dos transdutores. Com  $T_{x1}$  investigou-se a camada de água (150 mm) entre o transdutor e um refletor plano. Com  $T_{x2}$ , a camada de água é de 70 mm (Greco<sup>4</sup>).

Tabela I - Dados dos transdutores circulares

Função	Freq.	Diâm.	Fabricante	Material
--------	-------	-------	------------	----------

	MHz	mm		piezoelétrico
$T_{x1}$	1.9	19	Acrotech	cerâmica
$T_{x2}$	8.65	9	LUS/PEB	cerâmica
$R_x$	1 a 10	0,6	MedicoTek	PVDF

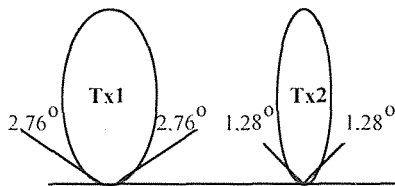


Figura 2: Lobo principal dos diagramas de radiação dos  $T_x$  (ângulos em graus).

A figura 3 apresenta o diagrama de blocos da montagem experimental. Em geral, a salva de excitação deve conter 5 ciclos senoidais. Para  $T_{x1}$ , enviou-se uma salva de 3  $\mu$ s de largura. Com  $T_{x2}$  fez-se experimentos com uma salva de 650 ns (curta) e outra de 1,5  $\mu$ s (longa). Assim, é possível verificar que efeitos podem ocorrer no processo de correlação, ao se excitar o transdutor por mais tempo. Foram realizados 8 experimentos com  $T_{x1}$ , e 10, com  $T_{x2}$ . O  $R_x$  é movido em sentido paralelo ao transmissor, com passo de 2 mm. São captados os ecos de 10 posições de  $R_x$ .

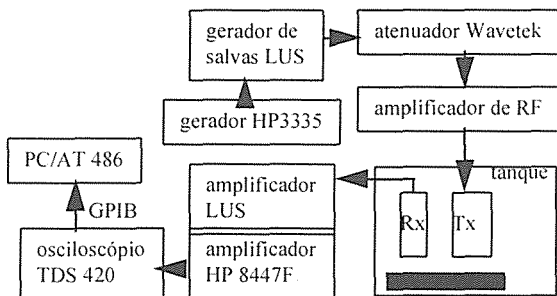


Figura 3: Diagrama da montagem experimental.

As equações (1) e (2) foram implementadas em linguagem Fortran 5.1 em microcomputador PC-486. Os ecos dos experimentos com  $T_{x1}$  foram digitalizados a 512 MHz e os demais, a 2,5 GHz. Promoveu-se então a correlação entre o eco da posição de referência ( $T_x$ ) com cada um dos 10 ecos de  $R_x$ . Para determinar a espessura (equação 2) basta se obter um par de tempos de chegada ( $T_0, T_1$ ). Os 10 tempos de chegada referentes às 10 posições de  $R_x$  formaram 10 pares ( $T_0, T_1$ ). Cada experimento gerou 10 estimativas de espessura e seus valores médios são utilizados como resultado final.

## Resultados

A figura 4 apresenta a acurácia das estimativas de espessura para os experimentos com  $T_{x1}$  e  $T_{x2}$ . A precisão ficou abaixo de 5% em todos os casos.

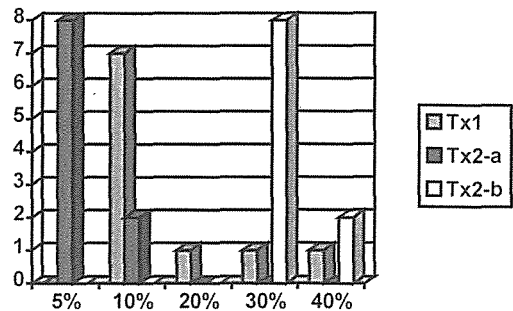


Figura 4: Histograma das estimativas de espessura para a camada de água. Tx2-a: salva longa; Tx2-b: salva curta.

## Discussão & Conclusão

Comparando-se os resultados de  $T_{x1}$  e  $T_{x2-b}$  que têm excitações equivalentes, note-se que o primeiro apresenta melhor acurácia por apresentar diagrama mais aberto, ou seja, os sinais recebidos em  $T_{x1}$  e  $R_x$  são mais semelhantes entre si. Ao se dobrar a salva de 650 nseg para 1,5  $\mu$ s para  $T_{x2}$ , a acurácia cai de 30% para menos de 5%, ficando também inferior aos 10% de  $T_{x1}$ . Logo, o aumento da salva torna os sinais recebidos mais semelhantes, fazendo com que as estimativas temporais e portanto, as de espessura, tornem-se mais acuradas. Deve-se ressaltar que, com isso, perde-se resolução podendo comprometer a separação entre os ecos das interfaces em meios multicamadas.

Portanto, a acurácia das estimativas temporais via correlação, é limitada pelo grau de semelhança entre os diagramas de radiação dos transdutores. A influência do diagrama pode ser reduzida com o aumento da salva de excitação, reduzindo entretanto, a resolução axial do sistema.

## Referências

- 1YE, S.G.; HARASIEWICZ, K.A.; PAVLIN, C.J. e FOSTER, F.S., Ultrasound Charact. of Normal Ocular Tissue in the Freq. Range from 50 MHz to 100 MHz, *IEEE-Trans.Ultras., Ferr. Freq. Cont.*, v. 42, n. 1, p. 8 - 14, 1995.
- 2KINRA, V.K.; JAMINET, P.T., ZHU, C. and IYER, V.R., Simult. Measur. of the Acoustic Prop. of a Thin-Layered Medium: The Inv. Problem, *JASA*, v. 95, n. 6; p. 3059 - 3074, 1994.
- 3KINSLER, L.E.; FREY, A.R.; COPPENS, A.B. and SANDERS, J.V., *Fund. of Acoustics*, 3<sup>rd</sup> Ed., John Wiley & Sons Editors, USA, p.98-115, 1982.
- 4GRECO, A.V.D. Mod. Misto de Prop. do US em meios Multicam. baseado em Acústica Geométrica. *Tese de MSc. do PEB/ COPPE/UFRJ*, 1995.

Os autores agradecem apoio financeiro do CNPq.

# Modelo de Propagação de Ultra-Som por Acústica Geométrica Aplicado à Transdutor Linear Focalizado

Luiz C.A. Fonseca<sup>1</sup>, Wagner C.A. Pereira<sup>1</sup> e João C. Machado<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Programa de Engenharia Biomédica - COPPE/UFRJ - C.P. 68510 - CEP 21945 970 - Rio de Janeiro - RJ  
E-mail: lcaf@serv.peb.ufrj.br

**Resumo:** Este trabalho apresenta um modelo matemático baseado em acústica geométrica, que estima a espessura e velocidade de propagação do ultra-som de um meio multicamadas a partir dos atrasos temporais de uma frente de onda acústica medidos entre os elementos piezelétricos de um transdutor linear. São apresentados e discutidos os resultados de um experimento com duas camadas: água + PVC.

**Abstract:** This work presents a geometrical acoustics model which estimates both thickness and speed of ultrasound by measuring time delays of an acoustic wave between piezoelectric elements of a linear array. Results of an experiment using a two layer phantom (water+PCV) are presented and discussed.

## Introdução

Os modelos de propagação de onda baseados em acústica geométrica são atraentes por sua simples dedução, implementação e planejamento experimental. Além disso, possuem aplicação relevante na área médica, tendo um bom exemplo nas imagens em modo-B por ultra-som (U.S.) que estão na rotina diagnóstica há mais de 20 anos. Este trabalho apresenta um modelo baseado no princípio de acústica geométrica para estimar, simultaneamente, espessuras e velocidades da onda em meios multicamadas. São analisados os resultados de um experimento com um transdutor linear de 14 elementos em um meio/de duas camadas (água + PVC).

## Metodologia

No modelo proposto, apresentado nas figuras 1 e 2, uma fonte de U.S. emite um feixe perpendicular a uma superfície plana, com receptores ao lado do transmissor (Pereira<sup>1</sup>). Na montagem experimental a fonte de U.S. é um transdutor linear focalizado (com 14 elementos) e os receptores adjacentes são os próprios elementos dessa matriz.

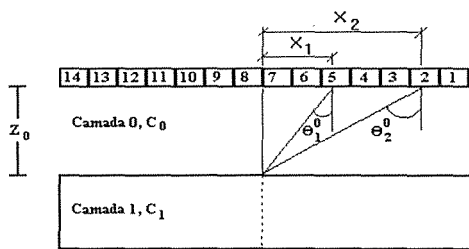


Figura 1 - Trajetória dos raios para a camada 0.

Baseando-se na geometria dos raios da figura 1, pode-se obter os tempos de propagação do feixe até atingir, p. ex., o elemento 5 ( $T_1^0$ ) e o elemento 2 ( $T_2^0$ ) como:

$$T_1^0 = (1 + 1/\cos\theta_1^0) \cdot Z_0/C_0 \quad T_2^0 = (1 + 1/\cos\theta_2^0) \cdot Z_0/C_0 \quad (1)$$

Calculando  $T_2^0/T_1^0$  pode-se obter os valores da espessura ( $Z_0$ ) e da velocidade do U.S. ( $C_0$ ) para a camada 0 ( $A = T_2^0/T_1^0$ ):

$$Z_0 = \frac{(X_2^2 - A^2 \cdot X_1^2)}{\sqrt{4 \cdot A \cdot (A-1) \cdot (X_2^2 - A \cdot X_1^2)}} \quad (2)$$

$$C_0 = \frac{1 + (Z_0^2 + X_1^2)}{T_1^0} \quad (3)$$

Na figura 2 vê-se os raios que são refletidos no fundo da camada 1.

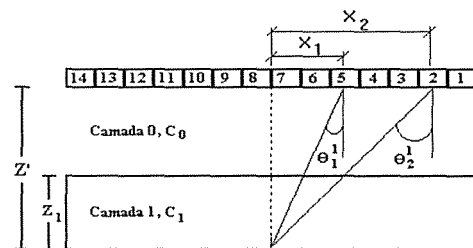


Figura 2 - Trajetória dos raios para a camada 1.

Relações geométricas similares às anteriores podem ser feitas para  $T_1^1$  e  $T_2^1$ , considerando-se agora o conjunto camada 0 e camada 1. A espessura  $Z' = Z_0 + Z_1$  e a velocidade  $C_1$  da camada 1 ficam:

$$Z' = \frac{(X_2^2 - A'^2 \cdot X_1^2)}{\sqrt{4 \cdot A' \cdot (A' - 1) \cdot (X_2^2 - A' \cdot X_1^2)}} \quad (4)$$

$$C_1 = \frac{Z_1}{\frac{T_1^1}{(1 + 1/\cos\theta_1^1)} - \frac{Z_0}{C_0}} \quad (5)$$

onde  $A' = T_2^1/T_1^1$ . Nota-se que para se obter  $Z_1$  e  $C_1$  é necessário conhecer  $Z_0$  e  $C_0$  da camada anterior. Esse modelo pode ser estendido para n camadas gerando equações recursivas<sup>1</sup> similares à (4) e (5).

## Materiais e Métodos

O transdutor linear possui 14 elementos piezelétricos de 0,3mm de espessura, equi-espaciaados de 0,2mm (Pacheco<sup>3</sup>), e sua frequência é 2,9MHz. Consegue-se uma focalização do feixe de U.S. através de um circuito eletrônico de defasagem de pulsos que gera um foco a 20mm. Um cilindro de PVC ( $\phi=50\text{mm}$ , esp.=15mm) é colocado paralelamente à face do transdutor e o conjunto é imerso em água, escolhendo-se a espessura da camada d'água de forma a manter o cilindro de PVC dentro da região focal (Lima<sup>3</sup>). Os ecos são amostrados a 1GHz em osciloscópio digital TDS-420 (Tektronix<sup>®</sup>) num total de 15000 amostras, com uma taxa de emissão de frentes de onda de U.S. de 1kHz. A figura 3 mostra o arranjo experimental. As linhas pontilhadas indicam controle do computador e as cheias indicam a ordem das operações, a ser: 1- carga do perfil de atrasos; 2- excitação do transdutor e recepção dos ecos; 3- comutação dos ecos dos elementos da matriz; 4- amostragem dos ecos pelo osciloscópio, 5- transferência do eco para a memória do computador IBM PC compatível e 6- gravação dos sinais para posterior análise.

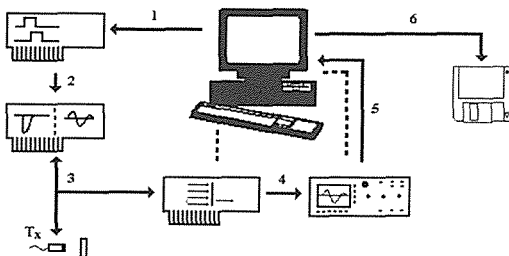


Figura 3. Diagrama em blocos do experimento.

## Resultados

Os atrasos temporais são obtidos em relação ao elemento 7. Nos resultados apresentados, os elementos adjacentes (posições  $X_1$  e  $X_2$ ) necessários ao modelo foram escolhidos entre os elementos 1 a 7 do transdutor. Para a determinação destes atrasos foi utilizada a correlação cruzada do eco de referência com o do elemento em questão.

Os erros percentuais para as estimativas de espessura de um experimento com uma camada d'água de 25mm e outra de PVC de 15mm estão nas tabelas 1 e 2. Para as estimativas de velocidade da onda os erros são similares e não serão, aqui, apresentados.

## Discussão e Conclusão

O fato do transdutor ser uma matriz linear apresenta duas vantagens principais: (a) permite a verificação do paralelismo entre as faces do transdutor e do alvo plano, comparando-se os tempos de chegada dos ecos em elementos simétricos (1 com 14 ou 3 com 12, etc.). Condição essa essencial ao modelo<sup>1</sup>. (b) Como o modelo só utiliza dois tempos de chegada por vez, pode-se escolher qual o par de elementos que gera as estimativas mais precisas e acuradas.

Tabela 1. Erros percentuais para estimativa da espessura da camada d'água (25mm).

$X_2 \backslash X_1$	elem. 2	elem. 3	elem. 4	elem. 5	elem. 6	elem. 7
elem.1	15	8,0	7,2	4,8	7,7	5,2
elem.2		0,7	2,6	0,5	4,8	1,8
elem.3			5,1	0,4	7,3	2,3
elem.4				-5,1	9,2	0,6
elem.5					5,2	7,4
elem.6						-24

Tabela 2. Erros percentuais para estimativa da espessura da camada de PVC (15mm).

$X_2 \backslash X_1$	elem. 2	elem. 3	elem. 4	elem. 5	elem. 6	elem. 7
elem.1	433	132	57	39	70	36
elem.2		38,7	0,96	-2,7	28,8	0,68
elem.3			-34	-24	22,9	-14
elem.4				-12	124	0,24
elem.5					-	17,2
elem.6						-89

Pelas tabelas 1 e 2 observa-se que:

a) As estimativas para a camada d'água apresentam menores erros percentuais do que as de PVC. Isso pode ser devido à limitação teórica do modelo, erros na correlação cruzada devidos à distorção nos ecos e deterioração da relação sinal/ruído, à medida que se avança no número de camadas.

b) Os erros são maiores quando se usa pares de elementos adjacentes (diagonal principal das tabelas) e tendem a diminuir quando se usa pares intercalados por 1 elemento (1 com 3, 2 com 4, etc) ou por 2 elementos (1 com 4, 2 com 5, etc). Quando os pares estão intercalados por mais de 2 elementos (1 com 5, 2 com 6, etc) há uma leve tendência de elevação dos erros percentuais.

Os resultados iniciais apontam para uma investigação mais detalhada (maior nº de experimentos) para se conhecer os limites da validade do modelo, bem como avaliar a qualidade das estimativas ao se aumentar o nº de camadas.

## Referências

- PEREIRA, W.C.A., Método Ultra-Sônico de Pulso-Eco Para a Determ. Simul. da Veloc. de Prop. da Onda e Espes. em Meios Multic., Tese D.Sc., COPPE/UF RJ, Rio de Janeiro, 1992.
- PACHECO, J.C.R., Transd. de U.S. em Arranjo Linear com Vared. Eletr., Tese M.Sc., COPPE/UF RJ, Rio de Janeiro, 1993.
- LIMA, M.A.D., Focaliz. e Deflexão Eletr. do Feixe U.S. de um Transd. Linear. Tese M.Sc., COPPE/UF RJ, Rio de Janeiro, 1995.

## Agradecimentos

Os autores agradecem o apoio financeiro do CNPq.

# Aspectos Preliminares da Utilização Segura do Método de Imagens Ultra-sônicas para Diagnóstico Médico: A Qualificação Profissional

Jairo A. Monteiro Jr<sup>1</sup>; Carlos R. S. Vieira<sup>1</sup>; Wagner C.A. Pereira<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Programa de Engenharia Biomédica - PEB - COPPE/UFRJ

CP 68510 - CEP 21945-970 - Rio de Janeiro - RJ

E-Mail: jairo@serv.peb.ufrj.br

**Resumo:** Apesar da popularidade do diagnóstico médico por imagens de ultra-som, ainda há um longo caminho a percorrer quanto aos aspectos gerais de segurança do método. Este trabalho de investigação busca situar um dos quesitos básicos que é a qualificação do ultra-sonografista. São apresentados e analisados os resultados preliminares da análise de um questionário realizado em um grupo de testes constituído por estes profissionais.

**Abstract:** Although ultrasound medical imaging is a well established diagnostic method, there is still a long way to go when it comes to general safety aspects of the method. This work intends to investigate one of these basic aspects: professional qualification. Preliminary results involving the distribution of a questionnaire among those professionals are presented and analysed.

## Introdução

A imagem ultra-sonográfica, vem sendo utilizada efetivamente como ferramenta de diagnóstico médico, há quase trinta anos, sendo hoje um dos mais populares métodos de diagnóstico médico por imagem, entre outros aspectos, por ser de simples realização e de baixo custo.

A utilização de frequências da ordem de MHz, permite a investigação das estruturas internas do corpo humano de modo não invasivo.

A despeito de milhões de exames já realizados, não se têm evidências documentadas, sobre os efeitos biológicos adversos causados pela exposição ao ultra-som (Barnett et alii)<sup>1</sup>.

Este trabalho apresenta uma investigação preliminar sobre um dos aspectos básicos da utilização segura do ultra-som para diagnóstico médico, qual seja, a qualificação profissional do ultra-sonografista.

## Apresentação do Problema

A segurança creditada ao ultra-som diagnóstico encorajou a sua difusão para aplicações médicas. Todavia, os aperfeiçoamentos na sensibilidade para diagnóstico, têm sido acompanhados de substanciais aumentos nos níveis de intensidade acústica de saída dos equipamentos, especialmente nas aplicações Doppler-pulsátil<sup>1</sup>.

Além disto, o que se sabe é que, potencialmente, o ultra-som pode danificar as estruturas pelas quais atravessa. Infelizmente, estudos epidemiológicos são de difícil realização.

Também de difícil realização, são os estudos em seres humanos, gerando com isto a necessidade de

extrapolação dos resultados obtidos "in vitro"<sup>1</sup>, onde sempre existe a possibilidade desses valores não corresponderem exatamente à realidade.

Assim sendo, o máximo de cuidado deve ser observado antes (na indicação) e durante a realização do exame, não só para se evitar expor os pacientes desnecessariamente ao ultra-som, como também, para diminuir a possibilidade de que os laudos finais resultem em falso-positivos ou falso-negativos. O profissional deve ter em mente que: como todo exame, para diagnóstico, o benefício da sua utilização, deve ser sempre maior que os riscos aos quais o paciente será submetido.

Fundamentalmente, a segurança destes exames deve ser entendida como dependente de um conjunto de 3 aspectos básicos: (a) a qualificação do profissional que realiza o exame, (b) a manutenção correta da aparelhagem envolvida no exame de ultra-som e, por fim, (c) a normatização. No caso do Brasil, cabe aos médicos, somente, a tarefa de realização deste tipo de exame.

Este trabalho procura investigar os aspectos ligados apenas a qualificação técnica do profissional.

## Metodologia

A abordagem inicial concentrou-se em dois pontos básicos: (a) Levantamento da existência de um possível perfil mínimo profissional (normatizado, ou não), ao qual um candidato a ultra-sonografista tivesse que atender no país. (b) Pesquisa de campo entre os profissionais médicos envolvidos com diagnóstico por imagens de ultra-som. Para isto foi elaborado um questionário que contou com a colaboração de uma médica



professora de radiologia, com experiência em diagnóstico baseado em imagens ultra-sonográficas.

O principal objetivo deste questionário, é o de estimar a capacidade destes profissionais em discernir sobre a imagem obtida, ou seja, se esta pode ser utilizada com sucesso em um diagnóstico, ou se a mesma contém artefatos que a inviabiliza como instrumento de diagnóstico (Resende)<sup>2</sup>.

### Resultados Preliminares

Na análise do item (a) da Metodologia, constatou-se que a única exigência para um candidato a ultra-sonografista no Brasil, é que este seja graduado em medicina.

Este consenso é fundamentado na premissa de que somente médicos têm conhecimento anatomo-funcional adequado sobre o interior do corpo humano, capacitando-o a identificar e emitir laudo diagnóstico sobre eventuais anormalidades. Desta forma, o Conselho Regional de Medicina - CRM é quem tem a função de órgão fiscalizador.

Existe ainda um diploma de especialista em ultra-sonografia, concedido pelo Colégio Brasileiro de Radiologia, mediante a aprovação em exame (teórico/prático) de proficiência realizado voluntariamente pelo candidato.

No que se refere ao questionário, item (b) da Metodologia, o mesmo foi aplicado a um grupo de 9 médicos conforme a Tabela 1.

Tabela 1 - Quadro demonstrativo do grupo de teste.

Quant.	Especialidade	Experiência
6	Resid. em Radiologia	2 anos
2	Resid. em Cardiologia	2 anos
1	Ultra-sonografista	8 anos

Das 26 questões propostas, 16 eram pertinentes ao conhecimento básico, específico para um ultra-sonografista. As restantes eram de cunho profissional geral. Foram arbitrados pesos em todas as respostas para, ao final, atribuir, subjetivamente, uma nota a cada questionário. Na escala que atribuiu 1 (ruim), 2 (regular), 3 (aceitável) e 4 (bom), apenas 2 atingiram a nota 3. A Tabela 2 apresenta estes resultados.

Tabela 2 - Distribuição das Notas do Questionário.

Escala de Notas	1	1,5	2	2,5	3	3,5	4
Quantidade	0	1	1	5	2	0	0

É conveniente ressaltar que nos itens referentes à capacidade do profissional em identificar problemas com a imagem (artefatos), em apenas um questionário a identificação era a correta para todos os tipos apresentados.

### Discussão e Conclusões

As informações obtidas nesse primeiro levantamento permitem identificar alguns pontos importantes apresentados a seguir.

A ultra-sonografia possui características próprias quanto a aplicação, e o fato do ultra-sonografista ser médico não garante o sucesso do diagnóstico. Além dos conhecimentos próprios da medicina, que aqui não estão em análise, também é preciso conhecer a metodologia da formação da imagem e suas peculiaridades. Dessa forma os profissionais interessados em utilizar o método deveriam obter uma qualificação técnica específica.

Tal qualificação incluiria o conhecimento da técnica de formação da imagem e seus limites, o conhecimento do aparelho e dos artefatos, além de incluir também o reconhecimento de padrões de mau-funcionamento do aparelho.

O perfil mediano constatado pelo questionário não significa, necessariamente, falha do profissional. Mas aponta para uma necessidade mais ampla, ou seja, a de se dar maior ênfase aos já mencionados aspectos técnicos da ultra-sonografia, durante o treinamento destes profissionais.

É importante frisar que a pouca uniformidade na formação atual dos ultra-sonografistas, quanto ao conhecimento técnico do método de investigação em si e de suas nuances, contribui para o aumento do número de diagnósticos falso-positivos e falso-negativos. O que pode, a longo prazo, fazer com que o método fique desacreditado.

Vale destacar também, que o questionário encontra-se em fase de aprimoramento, e as próprias respostas do grupo teste estão sendo usadas para este fim. Uma segunda versão do questionário será aplicada em um grupo mais amplo, qualitativa e quantitativamente.

### Referências

<sup>1</sup> BARNETT, S. B.; TER HAAR, G. R.; ZISKIN, M. C.; NYBORG, W.L.; MAEDA, K.; BANG, J. - "Current status of Research on Biophysical Effects of Ultrasound", *Ultrasound in Medicine and Biology*, v.20, n°3, p.205-218, 1994.

<sup>2</sup> RESENDE, C. M. C. - Artefatos em Ultra-sonografia e suas bases físicas, 108p., Revinter Ltda, 1988.

### Agradecimentos

Os autores agradecem o apoio financeiro do CNPq e da CAPES.

À Prof<sup>a</sup> Elise Tshie Tonomura pela colaboração na elaboração dos questionários.

À Prof<sup>a</sup> Lilian Terezinha Trotta Xavier pela colaboração na análise dos questionários.

# Modelo Ultra-sônico para a Determinação de Parâmetros da Reologia Sanguínea

Carlos Henrique F. Alves<sup>1</sup>; Wagner C.A. Pereira<sup>2</sup>; João Carlos Machado<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Depto. de Eletricidade - CEFET/RJ. Av. Maracanã, 229, 20271-110, Rio de Janeiro (RJ)

<sup>2</sup>Programa de Engenharia Biomédica - COPPE/UFRJ. C. P. 68510, 21945-970, Rio de Janeiro (RJ)

E-mail: caique@serv.peb.ufrj.br

**Resumo** - Este trabalho apresenta um modelo teórico para o comportamento da velocidade média de micro-esferas imersas em um meio contendo plasma sanguíneo, e agitadas por onda contínua ultra-sônica, durante o processo de coagulação. O modelo parte da movimentação de uma partícula e, generalizado, resulta numa equação diferencial ordinária de 1ª ordem, linear, não-homogênea e de coeficientes variáveis. A solução analítica, simulada em computador, é apresentada e discutida.

**Abstract** - This work presents a theoretical model of the particle ensemble mean velocity inside a host medium, plasma, and agitated by continuous ultrasonic waves during the coagulation process. The mathematical model is based on the particle motion and, generalized, results in a non-homogeneous 1<sup>st</sup> degree linear ordinary differential equation with variable coefficients. A computer simulation of the analytic solution is presented and discussed.

## Introdução

O processo de coagulação sanguínea tem sido alvo de estudos há décadas. O entendimento desse processo é de incontestável aplicação prática, contribuindo para o diagnóstico de doenças como hemofilia, leucemia, entre outras.

Durante este processo, o plasma sai de seu estado líquido passando a um estado denominado viscoelástico. Esta variação de viscosidade foi estudada por Kaibara e Fukada<sup>1</sup>. Eles determinaram experimentalmente os módulos de rigidez dinâmica e de perdas para uma amostra de líquido e realizaram estudos para a coagulação do plasma. Com isso foi possível conhecer a curva de viscosidade durante o processo de coagulação. Porém a técnica empregada resultava em tempos muito longos, o que a inviabiliza para utilização em exames clínicos rotineiros, como tempo de protrombina (TP), tempo de tromboplastina parcial ativado (TTPa), etc.

Este trabalho apresenta um modelo matemático desenvolvido a partir de uma configuração experimental, que visa obter a curva de viscosidade do plasma sanguíneo, durante o processo de coagulação. Uma solução para a equação diferencial do modelo é simulada e discutida.

## Modelagem Teórica

Seja o conjunto de transdutores ultra-sônicos transmissores (TT), figura 1, que emite uma onda, com intensidade suficiente para agitar as micro-esferas imersas na amostra de plasma contida no tubo de ensaio colocado em banho-maria. Para se monitorar o movimento dessas partículas, outra onda ultra-sônica contínua, é também irradiada por Tr na

amostra. Parte da onda espalhada pelas partículas é captada pelo transdutor receptor Rx.

O sinal espalhado é separado nos componentes em “fase” e “quadratura”. Através da análise espectral do componente em “fase”, é possível determinar a energia cinética média relativa ao componente horizontal da distribuição de velocidade das partículas<sup>2</sup>.

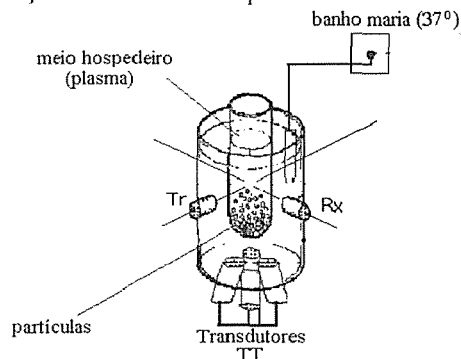


Figura 1. Representação do sistema.

A variação desta energia cinética está relacionada com a variação temporal, da viscosidade do meio hospedeiro. Pode-se analisar o sistema em função de um balanço de energia dado por:

$$\frac{d}{dt} E_u = \frac{d}{dt} K + \frac{d}{dt} E_n \quad (1)$$

onde  $E_u$ ,  $K$ , e  $E_n$  representam, respectivamente, a energia entregue às partículas pela ação da onda ultra-sônica, a energia cinética média do conjunto de partículas e a energia transformada em perdas pela ação da viscosidade.

Para o caso da velocidade de uma partícula, a eq. (1) pode ser reescrita como:

$$\frac{d}{dt} E_u = \frac{d}{dt} \left( \frac{1}{2} m \langle v^2 \rangle \right) + A \eta(t) \langle v^2 \rangle \quad (2),$$

onde:

$\frac{1}{2} m \langle v^2 \rangle$  é a energia cinética média da partícula, sendo  $v$  sua velocidade (uma variável aleatória) e  $m$  sua massa;  $A$  uma constante e  $\eta(t)$  a viscosidade do plasma.

Considerando-se que, na eq. (2), o termo  $\frac{d}{dt} E_u$  é a potência mecânica média entregue pela onda à partícula, a qual por sua vez é função de  $v$  e assim dependente de  $\eta(t)$ , pode-se então representá-lo como função da viscosidade.

A eq. (2) após algumas manipulações algébricas pode ser representada como:

$$\frac{d}{dt} \langle v_h^2(t) \rangle + c_1 S \langle v_h^2(t) \rangle = c_1 \langle P_d(t) \rangle \quad (3),$$

onde:

$c_1 = 4/(V_p(2\rho_p + \rho_r))$ , com  $V_p$  sendo o volume da partícula,  $\rho_p$  e  $\rho_r$  respectivamente, a densidade da partícula e a do plasma;

$S = 6\pi r \lambda \eta(t)$ , com  $r$  sendo o raio da partícula,  $\lambda$  o coeficiente de arrasto<sup>2,3</sup> e  $\eta(t)$  a viscosidade;

$\langle P_d(t) \rangle$  é a potência mecânica entregue as partículas,

$\langle v_h^2(t) \rangle$  é a componente horizontal da velocidade.

### Simulação

A eq.(3) é semelhante a Equação de Bernoulli e possui solução analítica conhecida<sup>4</sup>. Os parâmetros  $c_1$ ,  $r$ ,  $\lambda$ <sup>2,3</sup> são conhecidos. A forma da curva de viscosidade é conhecida<sup>1</sup> e uma função analítica para ela foi obtida. Já para a função representativa de  $\langle P_d(t) \rangle$ , assume-se que tende a zero com o aumento da viscosidade. Logo, para as curvas de viscosidade e potência foram atribuídas as funções mostradas na fig. 2

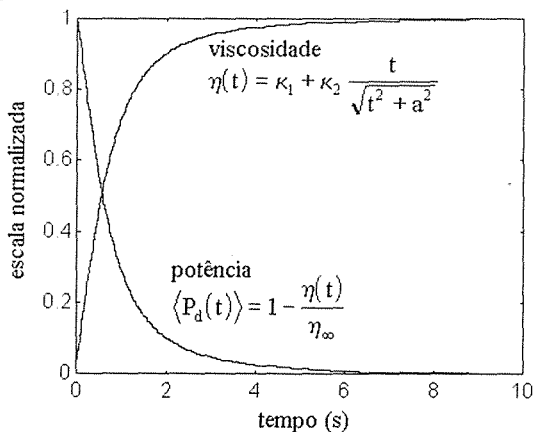


Figura 2. Funções para a viscosidade e potência.

Desta forma a única incógnita na eq.(3) é  $\langle v_h^2 \rangle$ .

### Resultados

A solução simulada  $\langle v_h^2 \rangle$  foi implementada em MatLab<sup>®</sup> e o seu gráfico está na figura 3.

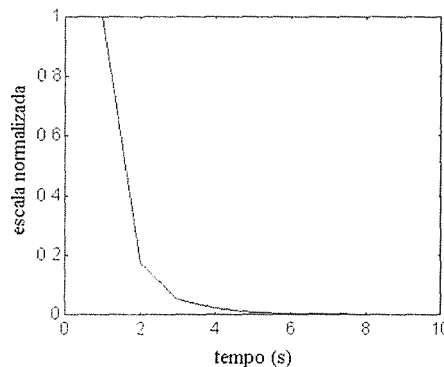


Figura 3. Curva da velocidade para a coagulação.

### Discussão e Conclusões

Analisando-se as figuras 2 e 3, percebe-se uma certa correspondência entre a viscosidade e a velocidade. O plasma, ao iniciar a formação do coágulo, forma uma rede de fibrina que aprisiona as micro-esferas, fazendo-as diminuir sua velocidade. Finda a coagulação as partículas estão totalmente aprisionadas por essa rede e sua velocidade tende a zero. A consistência deste resultado nos autoriza a buscar uma validação experimental do modelo.

Como o que se quer determinar é a curva viscosidade x tempo, o que se busca experimentalmente é a estimativa de uma curva representativa de  $\langle v_h^2(t) \rangle$  e de  $\langle P_d(t) \rangle$ . Assim,  $\eta(t)$  será a única variável da eq. (3), caracterizando um problema inverso.

### Referências Bibliográficas

- <sup>1</sup> KAIBARA, M. e FUKUDA, E., Rheol. of Blood Clotting, Polymer Eng. Rev., v 3, N 2-4, p 383-420, 1983.
- <sup>2</sup> LENZI, A., Utiliz. Ultra-Som na Monitor. da Coagul. e na Med. da Viscos. do Plasma Sang., Tese D.Sc, PEB/COPPE/UFRJ, 1991.
- <sup>3</sup> GLUCKMAN, M. J., PFEFFER, R., e WEINBAUM, S., A new tech. for treat. multiparticle slow viscous flow: axisymmetric flow past spheres and spheroids. J. Fluid Mech., 50, 705-740, 1971.
- <sup>4</sup> Mc LACHLAN, N. W., Ordinary Non-Linear Diff. Eq. in Eng. and Physical Sciences", Oxford Univ. Press, 2<sup>nd</sup> edition, 1955.

Os autores agradecem o apoio financeiro do CNPq e da CAPES.

# Método Ultra-Sônico para a Caracterização do Processo de Coagulação do Plasma Normal e com Deficiência de Fator VIII:C

Antonio P.Q. Cordeiro<sup>1</sup>, Wagner C. A. Pereira<sup>1</sup> e João C. Machado<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Programa de Engenharia Biomédica - PEB - COPPE/UFRJ  
CP 68510 - CEP. 21 945-970 Rio de Janeiro - RJ  
E-mail: Cordeiro@serv.peb.ufrj.br

**Resumo** - Este artigo descreve uma metodologia para a obtenção de um sinal ultra-sônico que contém informações sobre o processo de coagulação de uma amostra de plasma sanguíneo padrão-nível 1. São apresentados e analisados resultados experimentais iniciais do Tempo de Tromboplastina Parcial Ativado (TTPa), de um grupo de amostras de Plasmas Normal e Deficiente em Fat.VIII:C, em função das intensidades ultra-sônicas utilizadas.

**Abstract** - This paper describes an ultrasonic method to extract information from plasma clotting. Initial results of time coagulation measurements of normal and haemophilic standard plasma samples are presented for different ultrasonic field intensities and discussed.

## Introdução

O Fator VIII é uma proteína plasmática essencial no processo da coagulação. Sua deficiência acarreta a hemofilia clássica, hereditária<sup>1</sup>. Diagnósticos são efetuados utilizando-se o tempo de coagulação específico para a Via Intrínseca da cascata da coagulação (TTPa). O Método Ultra-Sônico aqui descrito inclui a coleta dos dados e a análise dos Tempos de Coagulação em função das intensidades ultra-sônicas introduzidas num meio partículas/solução.

## Materiais e Métodos

Dada uma cubeta plástica (4,5 mm de diâm. X 15 mm de comp.) encerrando uma amostra de plasma-padrão nível 1 (SIGMA DIAGNOSTICS<sup>®</sup>) contendo microesferas de vidro (diâm. de 0,074-0,105  $\mu$ m) se agitando aleatoriamente, faz-se passar por esta um sinal ultra-sônico que é espalhado pelas partículas durante a efetivação de um Tempo de Coagulação. O sinal "em fase" é coletado por um transdutor receptor e convertido em sinal elétrico. Acumulado num computador, tal sinal é analisado em função do tempo, obtendo-se, assim, um gráfico representativo da modificação da viscosidade do meio em questão<sup>2</sup>.

A Figura 1 representa o diagrama em blocos do sistema para a obtenção do sinal ultra-sônico "em fase". Em poucas palavras: Gera-se uma onda contínua senoidal (Sintetizador HP3335A). Esta excita 4 transdutores ultra-sônicos (TT) de 9,7MHz, imersos numa cuba contendo água destilada a 37°C. O objetivo é proporcionar uma agitação randômica nas microesferas de vidro imersas na solução da cubeta. Ato contínuo, posiciona-se a cubeta na conjunção focal dos feixes ultra-sônicos.

Uma outra onda de 10,8MHz, criada por um gerador HP8116A, é emitida por um transdutor

(Tr) posicionado horizontal e lateralmente à cubeta, próximo à região de maior agitação das microesferas. A recepção deste sinal é feita por um outro transdutor de 10,8MHz (Rx) situado no mesmo plano do primeiro, num ângulo de 90°. O movimento aleatório das partículas faz com que o sinal emitido seja espalhado, antes de ser captado por Rx. A seguir, o sinal passa por um filtro passa-banda em 10MHz e, depois, demodulado, oferece uma componente 'em fase'. Esta é remetida para um amplificador diferencial AM502 e, daí, para um osciloscópio digital (TEKTRONIX-TDS420). O uso de uma placa GPIB permite seu envio a um microcomputador da linha PC.

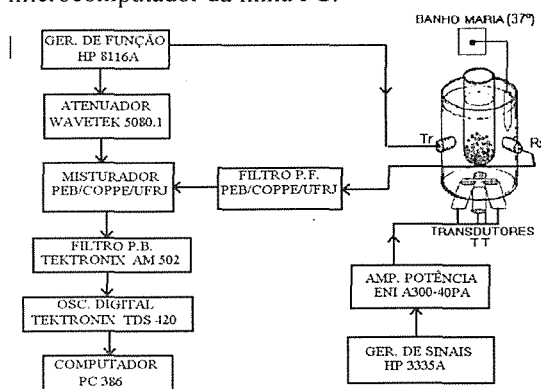


Fig. 1 - Diagrama em Blocos do Circuito

O TTPa é obtido deixando-se, na cubeta, 10 $\mu$ l de plasma normal controle-nível 1 em banho-maria durante 1 min., a 37° C. Junta-se 10 $\mu$ l de cefalina e aguarda-se mais 3 min. Em seguida, 10 $\mu$ l de CaCl<sub>2</sub> pré-aquecido. Com este último, a coagulação tem início. Para a execução do Fat.VIII:C utiliza-se um plasma deficiente em Fat.VIII, no lugar do plasma padrão.

Durante a coagulação o sinal "em fase" é amostrado na razão de 2,5 KS/s num osciloscópio TEKTRONIX-TDS420. O sinal captado, é oriundo

da movimentação das partículas que ocasionam o espalhamento simples do feixe ultra-sônico.

A Figura 2 mostra o sinal 'em fase' de um TTPa efetuado com os 4 transdutores de 9,7 MHz.

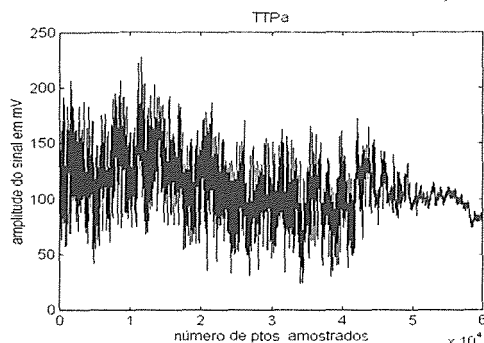


Fig. 2 - Exemplo de um sinal 'em fase' de um TTPa normal, com 60 000 pontos amostrados.

## Resultados

Utilizando-se os transdutores de 9,7MHz para agitar as microesferas, efetuou-se 3 baterias de testes para a mensuração do TTPa normal e uma para Plasmas Deficientes em Fator VIII:C. Seus valores estão na Tabela 1. As intensidades médias (estimadas) ultra-sônicas geradas para o TTPa foram de 0,09; 0,07 e 0,06 W/cm<sup>2</sup>. Para o Fat.VIII; 0,08 W/cm<sup>2</sup>.

Tabela 1. Parâmetros estatísticos para os testes de TTPa e Fat.VIII:C para 4 intensidades médias (estimadas) em W/cm<sup>2</sup>.

Testes	TTPa.	TTPa	TTPa	FVIII
Int. Média	0,09	0,07	0,06	0,08
n° de amostras	30	11	31	25
n° amost. coag.	25	7	20	23
Média (seg.)	51,1	74,7	77,0	95,5
Mediana (seg.)	44,7	49,0	65,1	92,7
Desvio padrão	24,5	45,6	40,9	42,4
Coef. variação(%)	48	61	53	44

Os valores esperados para o TTPa variam entre 27,7 seg. (métodos eletrônicos) até 31,6 seg. (método manual)<sup>3</sup>. Um histograma dos TTPas segundo as intensidades médias de excitação é oferecido pela Poligonal de Frequência na Figura 3.

Verifica-se que, embora a média para a bateria executada com 0,09 W/cm<sup>2</sup> se situe em 51,1 seg., a moda está na faixa entre 30-40 seg. Com 0,07 W/cm<sup>2</sup>, dos 7 testes efetivos, 3 se situaram entre 40-60 seg. Usando-se 0,06 W/cm<sup>2</sup>, obteve-se uma frequência modal entre 80-100 seg.

Um histograma do Tempo de Coagulação para o Plasma Deficiente em F.VIII:C é mostrado na Figura 4. Dos 25 testes, 23 coagularam. A moda deles se situa em 30-60 seg. Na maior diluição apresentada pelo fabricante do kit (1:160), o tempo deveria se situar na faixa de 75,3 seg.

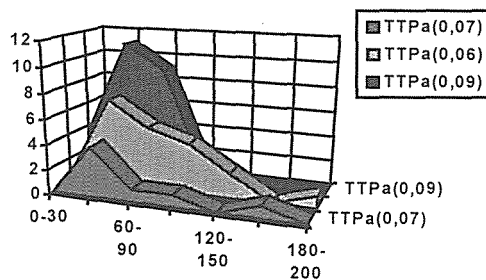


Fig. 3 - Poligonais de Frequência para os Tempos de Tromboplastina Parciais ativados. As Intensidades são múltiplos de W/cm<sup>2</sup>.

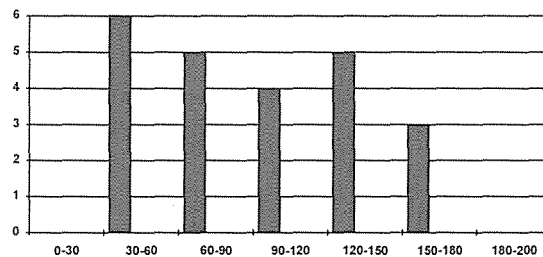


Fig. 4 - Histograma para o Tempo de Coagulação do Plasma Deficiente em Fat.VIII:C.

## Discussão e Conclusão

De acordo com a Tabela 1, a média e a mediana do TTPa para o plasma deficiente são significativamente maiores do que para o normal, conforme a teoria. Mas os valores absolutos dos tempos estão acima do indicado pelo fabricante do kit. Os coeficientes de variação em torno de 50% não representam o esperado para um plasma padrão. É possível que tais fenômenos ocorram em função das intensidades ultra-sônicas irradiadas. Estas interferem na formação da rede de fibrina, retardando o processo. A observação de que menores intensidades estão proporcionando maiores TTPa's, sugere a existência de fenômenos não lineares. A pesquisa atual está voltada para a elucidação destes aspectos.

## Referências

- BRANDT J. T. "Measurement of Factor VIII", Arch Pathol Lab Med 1993 Jan;117(1)
- MACHADO, J.C.; LENZI, A.; SILVA, W. G. "Ultrasonic Method to Measure Human Plasma Coagulation Plasma", JASA 1991; 90(4)
- SIGMA DIAGNOSTICS®. Manual para efetivação do TTPa; 1995

## Agradecimentos

Os autores agradecem o apoio financeiro do CNPq.

# Determinação de Alterações no Tempo de Coagulação em Função da Intensidade Ultra-sônica Irradiada no Plasma Sanguíneo

Luiz Fernando M. Milczewski<sup>1</sup>, Wagner C.A. Pereira<sup>1</sup> e João C. Machado<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Programa de Engenharia Biomédica. - PEB - COPPE/UFRJ

CP 68510 - CEP 21945-970 - Rio de Janeiro, R.J

E-mail: milczewski@serv.peb.ufrj.br

**Resumo** - Este artigo apresenta um estudo experimental para avaliar a faixa de frequência e intensidade ultra-sônica que pode ser usada em aparatos de medição de tempo de coagulação por ultra-som, sobre uma amostra de plasma, sem que resulte em interferência no processo de coagulação.

**Abstract** - This article presents an experimental study to evaluate the ultrasonic frequency range and intensity generated by a set of transducers that can be used in a coagulation time measurement device by ultrasound, on a sample of plasma, without causing any interference on the coagulation process.

## Introdução

No desenrolar da homeostase, uma reação fisiológica para evitar sangramento excessivo, o sistema extrínseco da cascata de coagulação tem um importante papel na formação do coágulo. Desde o contato com a substância desencadeadora até a formação da rede de fibrina e do coágulo, um grande número de reações ocorre. A duração destas depende da ausência ou deficiência de fatores de coagulação (V, VIII, X), cálcio, vitamina K e outros<sup>1</sup>. Testes como TP (Tempo de Protrombina), TTP (Tempo de trombina parcial) e TTPa (Tempo de tromboplastina ativada) são úteis para avaliar o tempo de coagulação. No procedimento básico, a uma amostra de plasma anticoagulado em um tubo de ensaio em banho-maria a 37°C, é adicionada uma substância estimulante da coagulação. Neste momento se dispara um cronômetro. Quando a rede de fibrina surge pára-se o cronômetro e obtém-se o tempo de coagulação. Vários métodos para detecção da formação da rede de fibrina e do coágulo, foram desenvolvidos<sup>2,3,4</sup>. O ultra-som (U.S.) tem sido usado para a caracterização da coagulação e determinação do seu tempo<sup>5,6,7</sup> assim como para o estudo da interação dos eritrócitos e plaquetas<sup>8</sup>. Estes estudos analisam as alterações nas características do feixe ultra-sônico que atravessa a amostra de sangue ou plasma. Um outro sistema de detecção<sup>9</sup> utiliza microesferas suspensas na amostra de plasma, que servem como espalhadoras do US, e permitem uma detecção mais precisa do momento da formação do coágulo.

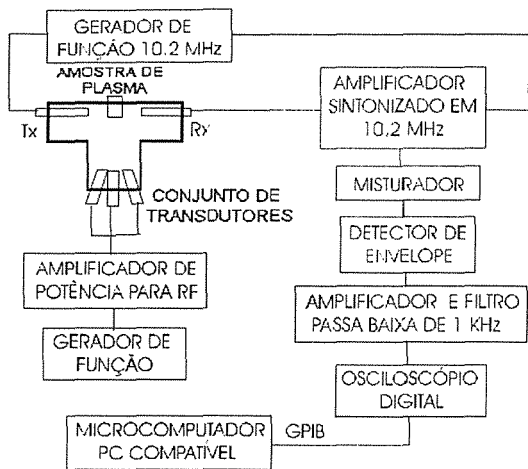
Este trabalho visa identificar uma faixa de frequências e intensidades de U.S. que não interfiram no processo de coagulação, baseado no método desenvolvido por Machado et alii.<sup>9</sup>

## Metodologia

O diagrama de blocos experimental está na figura 1. A cuba acomoda quatro transdutores na base, que podem ser intercambiados, para se variar a frequência. Isto também permite uma gama maior de intensidades ultra-sônicas. O teste de coagulação para os experimentos é o TP. Foram utilizados separadamente dois conjuntos de transdutores de 2,9 MHz e 9,7 MHz. Estes transdutores mantêm as microesferas em movimento enquanto dois outros transdutores de 10,2 MHz (um emissor-Tx e outro receptor-Rx) fazem a geração e captação do sinal espalhado pelas microesferas. Este sinal é filtrado, amplificado e demodulado para se obter seu componente "em fase" e é monitorado em um osciloscópio digital. Inicia-se então a aquisição do sinal com taxa de amostragem de 2,5 KHz e 60 mil pontos e introduz-se a substância estimulante da coagulação ao mesmo tempo em que se dispara um cronômetro. O sinal é então gravado em arquivo digital para posterior análise.

## Resultados

Foram feitos um mínimo de trinta experimentos para cada intensidade e quatro intensidades para cada conjunto de transdutores. As intensidades médias dos feixes são obtidas através de mapeamentos de planos transversais aos feixes de US no ponto em que os feixes coincidem, utilizando-se de um hidrofone produzido no COPPE/PEB<sup>10</sup>. Após o mapeamento, faz-se a média dos valores obtidos (em mV) e corrige-se com um hidrofone calibrado (The Danish Inst. of Biom. Eng.), obtendo-se valores em W/cm<sup>2</sup>. O histograma dos tempos de coagulação de cada intensidade para as frequências de 2,7 MHz e 9,7.MHz.



estão representados nas figuras 2 e 3.  
 Figura 1 - Diagrama de bloco do sistema experimental.

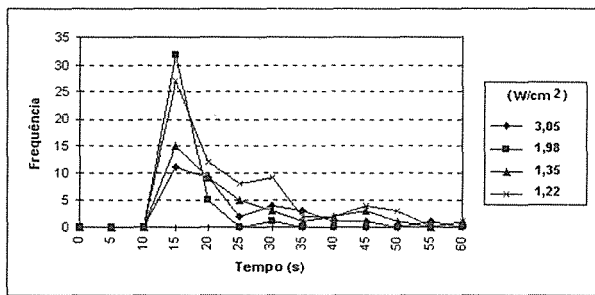


Figura 2 - Histograma dos tempos de coagulação para o conjunto de transdutores de 2,7 MHz.

As Tabelas 1 e 2 apresentam os parâmetros estatísticos básicos para os tempos de coagulação das figuras 2 e 3.

Tabela 1 - Parâmetros estatísticos para TP com transdutores de 2,7 MHz.

Intensidade média (W/cm <sup>2</sup> )	Média (s)	Desvio padrão (s)	Coef. de variação (%)
3,05	21,15	10,49	49,60
1,98	13,73	3,27	23,82
1,35	21,87	11,58	52,95
1,22	20,66	10,13	49,03

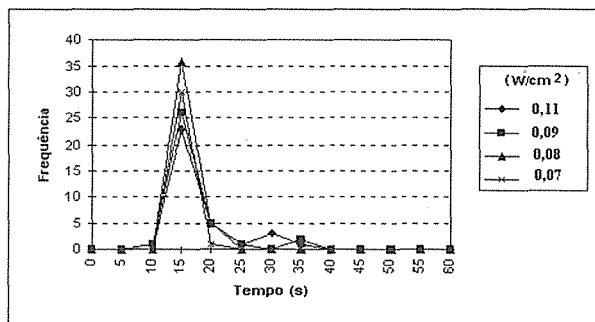


Figura 3 - Histograma dos tempos de coagulação para o conjunto de transdutores de 9,7 MHz.

Tabela 2 - Parâmetros estatísticos para TP com transdutores de 9,7 MHz. \* Valores estimados

Intensidade média* (W/cm <sup>2</sup> )	Média (s)	Desvio padrão (s)	Coef. de variação (%)
0,11	15,11	5,67	37,52
0,09	13,50	5,05	37,41
0,08	13,42	1,94	14,46
0,07	12,24	1,15	9,40

### Discussão e conclusões

Segundo o fabricante do kit de TP, o valor padrão é de 12 a 13 s. É flagrante que na frequência de 2,7 MHz e nas intensidades utilizadas, a agitação causada ao meio interferiu no processo de coagulação, acarretando um alongamento do seu tempo. Este efeito não parece significativo nos experimentos com a frequência de 9,7 MHz. Podemos atribuir o primeiro resultado a dois possíveis fatos: 1) Para esta frequência e intensidades médias, a força atuante sobre as partículas é suficiente para retardar a formação da rede de fibrina e 2) a viscosidade do coágulo necessária para imobilizar as microesferas deve ser maior do que para 9,7 MHz, dilatando o tempo de coagulação. Os valores baixos de intensidade para a frequência de 9,7 MHz podem ser atribuídos, pelo menos em parte, à atenuação intensa causada pela lente, a distância entre o transdutor e a amostra (5,5 cm) além de um pequeno descasamento de impedâncias.

### Referências

- MILLER, O. Lab. para o clínico. 6a edição, Livraria Atheneu, p. 109-110
- DAVEY F.R., FISKE M.L. e MALTBY A., Evaluation of a Photoelectric Automatic Prothrombin Analyser. *Am.J.Clin.Pat* V. 58, 1972
- MIALE J.B., The Fibrometer System For Routine Coagulation Tests. *Am.J.Clin.Pat.*, V. 43 N.5, 1965
- DAVEY F.R., OATES R.P., Evaluation of an Autom. Method for the Determ. of the Activ. Partial Thromboplastin Time. *Am.J.Clin.Pat.*, V. 61, 1974
- SHUNG K.K., SIGELMANN R.A., SCHMER G., *Ultras. Meas. of Blood Coag. Time. IEEE*, Julho 1975
- SHUNG K.K., DING-YU FEI, YING-WEI YUAN, REEVES W.C., *Ultras. Charact. of Blood During Coag. J.Clin.Ultras.*, 12:147-153, Mar/Abr 1984
- CASTRO L.A.P., LIMA J.C.S., MACHADO J.C., *Ultras. Monit. of Blood Clotting. IEEE*, 8th Annual Conf. of the E.M.B.S. 1986
- WILLIAMS A.R., *Interac. of Ultras. With Plat. and the Blood Coag. Syst. Plenum*, NY, 1983, p. 171-177
- MACHADO J.C., LENZI A., SILVA W.G., SIGELMANN R.A., *An Ultras. Method to Meas. Human Plasma Coag. Time, J.A.S.A.*, 90 (4), 1991
- VON KRÜGER M.A., *Hidrof. para Med. de Campo Acúst. U.S.*, I FNCTS'92, p. 63-66

Os autores agradecem o apoio financeiro do CNPq.

## Differentiation between Emboli and Artefacts using Dual Gated Transcranial Doppler Ultrasound.

David H Evans<sup>1</sup>; Julia L Smith<sup>2</sup>; Lingke Fan<sup>1</sup>; John Gittens<sup>1</sup>; A Ross Naylor<sup>2</sup>.

Departments of Medical Physics<sup>1</sup> and Surgery<sup>2</sup>, Faculty of Medicine,  
University of Leicester, Leicester, UK.

*E-mail: dhe@le.ac.uk*

**Abstract** - Transcranial Doppler ultrasound has the ability to detect cerebral emboli, but during intra-operative patient monitoring studies many signals due to artefact are also detected and can be difficult to distinguish from genuine embolic events. We have constructed a Doppler system that can simultaneously range gate at two separate depths in order to test the hypothesis that it should be possible to distinguish between emboli and artefact by comparing the signals from two separate regions within the vessel. 138 (presumed) embolic and 170 artefact signals were analysed. The normalised median (IQR) time delay between detection of embolic signals in the two channels was 13.50ms (6.72 - 23.48ms) but was only 0.08ms (-0.64 - +1.04ms) for artefact ( $p < 0.0001$ ).

### Introduction

Cerebral embolism (CE) is the single most common cause of ischaemic stroke. Transcranial Doppler ultrasound (TCD) is the only method capable of on-line diagnosis of CE but has yet to achieve its full potential, one reason being the current difficulty in differentiating truly embolic signals from artefact.

Emboli passing through the sample volume of a TCD device produce high intensity transient signals (typically <100ms in duration) with relatively narrow band-widths provided that the dynamic range of the Doppler system is sufficient to avoid amplitude saturation<sup>1</sup>. Signals due to probe motion, surgical manipulation or patient motion are also of high intensity, but usually have different spectral characteristics, often being of low frequency and bi-directional. Clearly if embolic events and their clinical consequences are to be studied it is important to be able to distinguish between these two types of signal, and attempts have been made to achieve this based on spectral characteristics<sup>2,3</sup>. Unfortunately such approaches have not proved completely successful and therefore we have adopted a different strategy which

makes use of the knowledge that emboli move with the blood stream.

### Methods

The principal of the new method is that because emboli travel with blood, the time delay between the appearance of an embolic signal in the two channels of a dual gated Doppler instrument will be equal to the time of propagation of an embolus between the start of the two sample volumes. In contrast, artefact should appear in both Doppler channels, more or less, simultaneously. Thus, the absence or presence of any time delay between signals should differentiate emboli from artefact.

A dual gated pulsed wave Doppler unit was constructed by adding a second analogue board to a standard SciMed PC Dop 842 TCD system. The depths of the two range gates can be adjusted independently, but the gate-lengths, although adjustable are the same for each channel. The output signals are recorded on digital audio tape (DAT) for subsequent analysis.

The new system was used to monitor 12 patients undergoing carotid endarterectomy (CEA) and all embolic



signals recorded on tape. Signals due to artefact were obtained from two sources; intra-operatively during CEA, and from control patients with no evidence of vascular disease undergoing non-vascular operations. Artefact was intentionally created as a result of probe motion or surgical manipulation.

The Doppler signals were analysed on a system specifically designed for this purpose. The system displays sonograms from both sample gates on the top half of the analysis screen which together with the audio signal enables the operator to detect suspicious events. When such an event occurs the image is frozen and a region of interest is marked on a timing bar. The computer then retrieves the segment of audio signal corresponding to the marked region from memory, and displays it on an extended time base on the lower part of the screen. Using this technique it is easy to visualise and measure the delay in the onset of the second signal relative to the first.

## Results

Signals were obtained from 138 presumed emboli and 170 artefacts. In all cases these events produced an increase in the amplitude of the received audio signal. The start of any embolic or artefactual signal was defined as the point at which the amplitude of the signal exceeded the background Doppler signal by approximately 100%.

Because the optimum gate separation varied around a median value of 10mm the time delays were normalised to this value for ease of comparison. The median (IQR) normalised time delay for the emboli was 13.50ms (6.72-23.48ms). The signal in the upper channel always preceded the corresponding signal in the lower channel thereby creating a positive time displacement. Comparable results for the artefact signals were 0.08ms (-0.64 - +1.04ms). On no occasion was an embolic

time delay less than 2.24ms or an artefact time delay greater.

## Discussion and Conclusions

Signal characteristics are no longer necessary for differentiating emboli from artefact if the dual gated Doppler method is employed, as it relies solely on the criteria that emboli propagate in blood with time. The single major assumption made in this study was that artefactual signals do not produce any appreciable time displacement as there is no physical target which propagates in time. However, if there were another process by which a significant time displacement between the two artefact signals occurred, it is most likely that negative and positive delays would occur in roughly equal proportions. However there were no large negative time displacements, and thus presumably all of the large positive time displacements (>2.3 milliseconds) were due solely to the presence of emboli within the bloodstream and not artefact.

Incorporating the analysis of the audio signals from the dual gated Doppler unit into an on-line system will greatly benefit the long term post operative monitoring of patients who have undergone CEA, as many artefacts are introduced at this stage due to patient movement and speech. Finally, this study has shown that dual gated TCD is a reliable and conclusive method to distinguish emboli from artefact.

## References

- 1 Smith JL, Evans DH, Fan L et al. Processing Doppler ultrasound signals from blood-borne emboli. *Ultrasound Med Biol*. 20: 455-462, 1994.
- 2 Markus H, Loh A, Brown MM. Computerized detection of cerebral emboli and discrimination from artifact using Doppler ultrasound. *Stroke* 24: 1667-1672, 1993.
- 3 Siebler M, Rose G, Sitzer M et al. Real-time identification of cerebral microemboli with US feature detection by neural network. *Radiology* 192: 739-742, 1994.

# A New Mean Velocity Estimator for use with Narrow Ultrasound Beams.

David H Evans; Robin Willink.

Department of Medical Physics, Faculty of Medicine, University of Leicester, Leicester, UK.

E-mail: dhe@le.ac.uk

**Abstract** - The method of estimating volumetric flow employed by commercial ultrasound duplex scanners relies on uniform vessel insonation, however modern scanners have beam sizes which are small compared to the sizes of blood vessels in which flow measurements are customarily made, and are thus prone to large errors. We present here a new estimator, optimised for narrow ultrasound beams, the 'position and intensity weighted mean frequency' (PIWMF). PIWMF relies on a number of assumptions being valid, but when these are met it can be shown that for relatively narrow beams the new statistic incurs less error than the more conventional 'intensity weighted mean frequency' estimator. The original theory has now been generalised to allow for more complex velocity profiles which consist of simultaneous forward and reverse flow, and we have estimated the errors that might occur when this more general statistic is used to measure flow in vessels such as the carotid, radial, brachial and femoral arteries. The results of these studies are encouraging and suggest that the new more general form of the estimator may be of considerable practical value even when the insonated velocity profiles are relatively complex.

The method that most commercial ultrasound scanners use to estimate mean velocity and hence mean flow is the so-called uniform insonation method<sup>1</sup>. The basis of this method is that if the entire cross-section of a vessel is uniformly sampled by the ultrasound beam, then the Doppler power spectrum will represent the velocity distribution within the vessel, and therefore the mean velocity can be estimated by calculating the intensity weighted mean Doppler shift frequency and substituting this value into the standard Doppler equation. The intensity weighted mean bin number (IWMB) is found using the following expression:

$$IWMB = \frac{\sum_{i=0}^{IMAX} ip_i}{\sum_{i=0}^{IMAX} p_i} \quad (1)$$

where  $p_i$  is the power in the  $i^{\text{th}}$  bin of the Doppler power spectrum.

Clearly the validity of this method breaks down when the vessel is not sampled uniformly because the power from the flow in different regions of the vessel will be weighted according to the beam shape. In particular if the ultrasound beam is relatively narrow and directed through the centre of the vessel, then the flow at the centre of the vessel (which is in general more rapid) will be weighted more than the flow at the periphery. The effect this will have on the accuracy of mean velocity estimates will depend on the exact shape of the beam and the time averaged velocity profile in the vessel, but can easily lead to errors of up to 33%<sup>2</sup>. This source of error has become of particular significance in the latest generation of duplex and colour flow scanners where the same transducers are used for both imaging and Doppler measurements. In general these transducers are optimised to provide the best images, which means

they must use narrow ultrasound beams. With this problem in mind we have developed a new estimator, optimised for narrow ultrasound beams which we have named the 'position and intensity weighted mean frequency' (PIWMF)<sup>3</sup>.

The derivation of PIWMF requires a number of assumptions, the most important of which is that each half of the velocity profile is a monotonic increasing function of distance from the vessel wall.

The detailed derivation of the equation for the PIWM bin (PIWMB) is given elsewhere<sup>3</sup> and is not repeated here, but relies on two simple observations. The first is that if the assumptions noted above are true, then the velocity profile can be reconstructed from the Doppler power spectrum. The second is that given the velocity profile within a blood vessel it is possible to calculate the volumetric flow through it.

$$PIWMB = \frac{\sum_{i=0}^{IMAX} ip_i \left( 2 \sum_{j=i}^{IMAX} p_j - p_i \right)}{\left( \sum_{i=0}^{IMAX} p_i \right)^2} \quad (2)$$

Equation 2 is only strictly valid for ultrasound beam widths that can be treated as being infinitesimally thin. In the case where the beam width is finite, the PIWMF weights the central, higher velocity regions too lightly and leads to an underestimate of the true mean frequency. The extent of this underestimation depends on both beam size and velocity profile and has been explored elsewhere<sup>3</sup>, where it has been shown that for a parabolic velocity profile the new statistic incurs less error than the more conventional IWMF estimator for Gaussian beam response profiles with

a standard deviation of less than 0.4 of the vessel radius.

The assumption that each half of the velocity profile is a monotonic increasing function of distance from the vessel wall is only realistic in vessels which contain no reverse flow, and in order to ease this restriction we have now generalised the theory for profiles that are axi-symmetric and made up of a central monotonic section inside a region of reverse flow which is itself symmetric. As before the details of this derivation cannot be given here, but are available elsewhere<sup>4</sup>.

Whilst the model for mixed flow is an improvement upon the original model for uni-directional flow it is clearly only an approximation to the velocity profiles that will be found in real arteries, and therefore calculations have been performed to determine the accuracy of the new form of PIWMB when used on velocity profiles calculated using velocity waveforms recorded from arteries of 13 healthy volunteers. Overall the error for common femoral arteries using the PIWMB ranged between -2.4% and +3%, those for superficial femoral arteries ranged between -8.3% and +0.7% with one outlying value at -15.9%. In all cases the errors associated with the PIWMB when applied to waveforms from the internal carotid, the common carotid, the radial, and the brachial arteries were negligible. For all arterial sites the IWMB overestimated flow by 33.3%.

If accurate measurements of blood flow are to be made using ultrasound duplex scanners, then either the size of the interrogating Doppler beam will need to be increased, or a new approach will have to be adopted to processing the returning Doppler signal. The approach outlined here, allows the estimation of blood velocity to a good degree of accuracy if certain assumptions are valid. PIWMB can be used to estimate volumetric flow at sites where the flow has a low degree of pulsatility with good accuracy. In vessels with more pulsatile flow the errors are potentially larger but still considerably less than those given by the IWMB.

## References

- 1 Evans DH et al. Doppler Ultrasound. J Wiley & Sons, Chichester, 1989. pp 188-193.
- 2 Evans DH. Some aspects of the relationship between instantaneous volumetric flow and continuous wave Doppler recordings - I. Ultrasound Med. Biol. 8: 605-609, 1982.
- 3 Willink R and Evans DH. A mean blood velocity statistic for the Doppler signal from a narrow ultrasound beam. IEEE Trans. BME 41:322-331, 1994.
- 4 Willink R and Evans DH. Volumetric blood flow calculation using a narrow ultrasound beam. Ultrasound Med. Biol. 21: 203-216, 1995.

# Misturador heterodino para detecção direcional de sinais Doppler ultra-sônicos

Carlos Frederico M. Vasconcelos<sup>1</sup>, Fernando S. Schlindwein<sup>2</sup>, David M. Simpson<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Programa de Engenharia Biomédica - COPPE/UFRJ

Centro de Tecnologia - Bloco H - Sala 327 - Caixa Postal 68510 - 21945-970 - Rio de Janeiro, RJ

E-mail: fred@serv.peb.ufrj.br, david@serv.peb.ufrj.br

<sup>2</sup> University of Leicester, Department of Engineering

University Rd., Leicester LE1 7RH, UK. E-mail: fss1@leicester.ac.uk

**Resumo** - A análise das componentes de fluxo direto e reverso presentes no sinal Doppler é de grande importância no diagnóstico vascular. Este trabalho relata o desenvolvimento de uma placa com circuito misturador heterodino para detecção do fluxo sanguíneo direcional, a partir dos sinais em fase e quadratura de um velocímetro Doppler. O circuito misturador possui uma única saída onde as componentes de fluxo direto e reverso do sinal Doppler situam-se em torno de uma frequência portadora (frequência heterodina) escolhida pelo usuário.

**Abstract** - The analysis of the direct and reverse components of Doppler signals is important in vascular diagnosis. This work reports the development of a heterodyne-mixer circuit board of a microcomputer system for directional blood velocity measurement, based on quadrature demodulated outputs of a commercial Doppler unit. The mixer circuit has only one output with direct and reverse flow components located around a carrier heterodyne frequency chosen by the user.

## Introdução

Após a transmissão do sinal de ultra-som, o eco que retorna ao transdutor é o resultado da reflexão em estruturas que tanto podem estar imóveis como aproximando-se ou afastando-se do transdutor. De acordo com EVANS<sup>1</sup>, o sinal de ultra-som refletido  $S(t)$  pode ser escrito como:

$$S(t) = A_0 \cos(\omega_0 t + \phi_0) + A_d \cos(\omega_0 t + \omega_d t + \phi_d) + A_r \cos(\omega_0 t - \omega_r t + \phi_r) \quad (1)$$

onde os coeficientes  $A$ ,  $\omega$  e  $\phi$  referem-se à amplitude, frequência angular e fase de cada componente e os índices  $o$ ,  $d$  e  $r$  referem-se ao sinal emitido e os componentes do fluxo direto e reverso, respectivamente.

Velocímetros comerciais muitas vezes utilizam a demodulação por fase e quadratura<sup>1</sup> do sinal refletido, retirando a frequência ultra-sônica de transmissão  $\omega_0$  e gerando dois sinais  $D'(t)$  e  $Q'(t)$  com frequências na faixa de áudio e componentes de fluxo direto  $\omega_d$  e reverso  $\omega_r$  defasadas entre si, conforme as Equações (2) e (3) a seguir:

$$D'(t) = A_d' \cos(\omega_d t + \phi_d) + A_r' \cos(\omega_r t - \phi_r) \quad (2)$$

$$Q'(t) = A_d' \cos(\omega_d t + \phi_d + \pi/2) + A_r' \cos(\omega_r t - \phi_r - \pi/2) \quad (3)$$

A utilização de um misturador heterodino produz um único sinal de áudio que contém o fluxo direto e reverso separados em bandas de frequência distintas. Assim, um único analisador espectral é

suficiente para a estimação do fluxo sanguíneo. Este sinal também poderia ser gravado em fita (AM/FM) para posterior análise espectral, enquanto que erros de fase não permitem a separação de fluxo direto e reverso dos sinais  $D'(t)$  e  $Q'(t)$  gravados<sup>2</sup>.

## Materiais e métodos

A placa desenvolvida faz parte de um sistema que inclui um processador digital de sinais (DSP - Digital Signal Processor) com conversor analógico-digital (A/D), para conexão em "slots" padrão de microcomputadores IBM-PC 386<sup>2</sup> (ou equivalentes).

A placa de pré-condicionamento é constituída pelos circuitos do misturador heterodino e filtro "anti-aliasing" programável, além de um amplificador com ganho variável e indicador de saturação. Este sistema é projetado para trabalhar com um DSP e frequência de amostragem máxima em 40,96kHz, otimizando da faixa dinâmica da entrada do conversor A/D.

O circuito misturador heterodino foi implementado com base no trabalho de SCHLINDWEIN<sup>3</sup>. Inicialmente, um oscilador gera dois sinais senoidais,  $A_h \cos(\omega_h t)$  e  $A_h \sin(\omega_h t)$ , com mesma frequência angular  $\omega_h$  e em quadratura (diferença de fase de 90° obtida com filtros analógicos)<sup>4</sup>. Multiplicando-se  $D'(t)$  por  $A_h \cos(\omega_h t)$  e  $Q'(t)$  por  $A_h \sin(\omega_h t)$  e somando os sinais resultantes, obtém-se o sinal  $S_h(t)$  a seguir<sup>1</sup>:

$$S_h(t) = A_d \cos[(\omega_h + \omega_d)t + \phi_d] + A_r \cos[(\omega_h - \omega_r)t + \phi_r] \quad (4)$$

Pode-se notar que no sinal  $S_h(t)$ , as componentes de fluxo direto  $\omega_d$  e reverso  $\omega_r$  estão deslocadas em torno de uma frequência heterodina  $\omega_h$ , escolhida pelo usuário entre os seguintes valores: 0,5; 1,0; 2,0; 4,0 e 8,0 kHz<sup>4</sup>.

Como o misturador heterodino considera uma defasagem de 90° entre as componentes  $\omega_d$  e  $\omega_r$  dos sinais  $D'(t)$  e  $Q'(t)$ , qualquer diferença nesta fase não mais resultará no sinal da Equação (4), gerando componentes "fantasmas" no espectro real (ruído de "cross-talk")<sup>4</sup>.

Após sair do misturador heterodino, o sinal Doppler passa pelo filtro "anti-aliasing" e é amplificado antes de ser digitalizado na placa do DSP, onde o espectro de potência do sinal pode ser estimado tanto por FFT-periodogramas como por modelagem-AR<sup>2-4</sup>.

## Resultados

O circuito foi testado utilizando sinais artificiais e de Doppler obtidos de um velocímetro Parks 806-A nas artérias braquiais e carótida de diversos voluntários normais. Nos testes realizados com sinais puramente senoidais defasados de 90°, a relação entre a componente do fluxo no sentido desejado e o ruído no sentido reverso ("cross-talk") ficou em torno de 26 dB (20 para 1) em amplitude. Entretanto, quando foram utilizados sinais Doppler do velocímetro, foi detectada a presença de um forte ruído de "cross-talk".

A causa detectada para este ruído é que o velocímetro Parks demodula os sinais Doppler com fase diferente de 90°, contrariando as Equações (2) e (3). Após alterações no circuito defasador do velocímetro e reajuste dos ganhos do misturador heterodino, conseguiu-se diminuir o ruído para a faixa de 14 dB (5 para 1) em amplitude<sup>4</sup>. Na Figura 1 é mostrado o sonograma com o espectro de um sinal Doppler com fluxo bidirecional, com a presença do ruído de "cross-talk". Nota-se também na Figura 1, a presença de um espectro de menor amplitude, deslocado para cima, devido a harmônicos da frequência heterodina, gerados após o reajuste dos ganhos do misturador heterodino.

## Conclusão

O sistema heterodino apresentado mostrou-se capaz de separar fluxo direto e reverso a partir de sinais em fase e quadratura. Em conjunto com uma placa DSP num microcomputador, um sistema de baixo custo para geração de sonogramas a partir de um velocímetro comum pode ser obtido<sup>5</sup>.

Max Freq = 10.25 KHz Heterodyne = 2. KHz File = fibft1.son

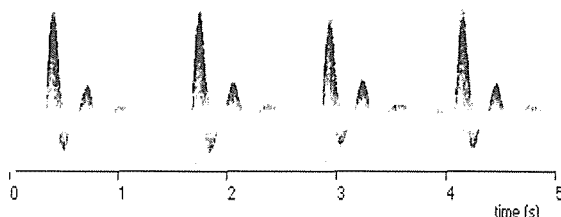


Figura 1 - Sonograma com o espectro de amplitude do sinal Doppler da artéria braquial direita de um indivíduo adulto normal, estimado por modelagem FFT-periodogramas. O eixo horizontal representa o tempo e o eixo vertical, a frequência (velocidade). A amplitude de cada componente de frequência é representada por uma escala de tons de cinza. Notar as componentes de fluxo direto e reverso em torno da frequência heterodina.

## Agradecimentos

Os autores agradecem ao CNPq, FAPERJ, FUJB/UFRJ e COPPE pelo suporte financeiro.

## Referências

<sup>1</sup>EVANS, D. H., McDICKEN, W. N., SKIDMORE, R. e WOODCOCK, J. P. *Doppler Ultrasound*. John Wiley & Sons Ltd, Chichester, UK, 1989.

<sup>2</sup>SCHLINDWEIN, F. S.; VIEIRA, M. H.; VASCONCELOS, C. F. M. e SIMPSON, D. M. Real-time digital processing of Doppler ultrasound signals and calculation of flow parameters. *Medical Progress Through Technology*, v. 20, n. 1-2, p. 81-89, 1994.

<sup>3</sup>SCHLINDWEIN, F. S. *Real-time processing of Doppler ultrasound signals and its application to blood flow measurement*. Ph. D. thesis, University of Leicester, UK, 1990.

<sup>4</sup>VASCONCELOS, C. F. M. *Estimação espectral em tempo-real de sinais Doppler ultra-sônicos e cálculo de parâmetros hemodinâmicos*. Tese de Mestrado, Programa de Engenharia Biomédica, COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, 1994.

## Uma Nova e Simplificada Técnica Ultra-sônica Clínica para a Caracterização de Tecido Ósseo

M Luckey<sup>1</sup>, G Murphy<sup>1</sup>, D Fitzpatrick<sup>1</sup>, W Figueiroa<sup>1</sup>, C DiPerna<sup>1</sup>,  
FP Magee<sup>2</sup>, JT Ryaby<sup>2</sup>, JM Alves<sup>2,4,5</sup>, TA Einhorn<sup>1</sup>, RS Siffert<sup>1</sup>, JJ Kaufman<sup>1,3</sup>

<sup>1</sup>The Mount Sinai Medical Center, New York, NY, USA

<sup>2</sup>OrthoLogic Corp., Phoenix, AZ, USA. <sup>3</sup>CyberLogic Inc., New York, NY, USA

<sup>4</sup>EESC-USP/Depto de Eng. de Materiais / Programa de Pós-Graduação Interunidades Bioengenharia

**Resumo:** A atenuação (*BUA*), medida pela técnica ultra-sônica de caracterização de tecido ósseo, pode ser substituída pela frequência instantânea média (*MIF*), que é um parâmetro mais simples de ser medido e sem perda de informação, utilizando-se a técnica de inserção por contato no calcânhar do paciente. Uma nova forma de classificação da osteoporose poderá ser criada baseada neste novo parâmetro.

**Abstract:** An easy to measure ultrasonic feature namely mean instantaneous frequency (*MIF*) has been demonstrated to provide about the same information as attenuation (*BUA*) in a new contact clinical ultrasonic system. A new classification of osteoporosis may be achieved using this new parameter.

### Introdução

O ultra-som têm despertado muito interesse como uma nova técnica não-invasiva de caracterização de tecido ósseo para o diagnóstico de osteoporose. Ainda que mais simples que os métodos de densitometria óssea por raio-X, a técnica ultra-sônica ainda é relativamente complexa e de custo elevado, o que dificulta a execução em larga escala de programas de detecção de osteoporose. O objetivo deste estudo foi investigar uma nova técnica ultra-sônica de caracterização óssea para uso clínico. Um novo parâmetro ultra-sônico, denominado  $\beta$ , baseado na *média da frequência instantânea (MIF)* dos sinais recebidos, foi comparado à atenuação (*BUA*).

### Metodologia

Trinta e cinco pacientes do sexo feminino com idade entre 34 e 78 anos (média = 56) participaram deste estudo. Elas foram encaminhadas pelos seus médicos para realização de densitometria óssea com o objetivo de avaliar o risco de ocorrência de

fratura. A densidade mineral óssea (*BMD*) de cada paciente foi medida na coluna lombar e no cólo do fêmur utilizando-se absorptômetro de dois fótons modelo QDR-2000 (Hologic, EUA) com tecnologia *DEXA*. As medidas ultra-sônicas utilizaram dois transdutores (modelo V303, Panametrics, EUA) com frequência nominal de 1MHz e diâmetro de 1.27cm, coaxialmente alinhados e colocados em contato direto com as superfícies lateral e medial do calcânhar das pacientes (técnica de inserção por contato). Um transdutor atuou como transmissor e outro como receptor da energia ultra-sônica após sua propagação pelo calcâneo e tecido mole adjacente. Foi utilizado gel ultra-sônico entre a superfície dos transdutores e do calcânhar. As medidas de velocidade (*UV*) e atenuação (*BUA*) ultra-sônicas no calcânhar foram realizadas com técnica padrão<sup>1</sup>. As mesmas medidas foram realizadas em água e o sinal recebido serviu como referência. A *MIF* do sinal recebido do calcânhar e do sinal de referência (*MIFREF*) foi determinada a partir da Transformada de Hilbert destes

sinais<sup>2</sup>. A *MIF* diminui quando a atenuação aumenta. Três medidas independentes da *UV*, *BUA* e *MIF* foram obtidas em cada paciente, com reposicionamento do calcânhar entre cada uma delas.

## Resultados

O gráfico *BUA* versus  $\beta = 1 - MIF/MIF_{REF}$  é mostrado na Fig.1 ( $r=0.96$ ,  $P<0.0001$ ). Correlações  $r=0.64$ ,  $0.67$ ,  $0.65$  foram obtidas entre a *BMD* da coluna lombar e os parâmetros *MIF*, *UV* e *BUA*, respectivamente. Correlações  $r=0.29$ ,  $0.37$  e  $0.26$  foram obtidas entre a *BMD* do cólo femural e os parâmetros *MIF*, *UV* and *BUA*, respectivamente. A Fig. 2 mostra a *MIF* versus *UV* para pacientes cuja *BMD* na coluna lombar está mais do que um desvio padrão acima (círculo sólido) ou abaixo (círculo vazio) do valor médio da população adulta jovem.

## Discussão e Conclusão

Um novo parâmetro (*MIF*) foi medido através da técnica de inserção por contato. O *MIF* tem alta correlação com *BUA*. Sua vantagem é que pode ser medido por circuito analógico, sem a necessidade de amostragem e uso da Transformada de Fourier para determinação da *BUA*. Portanto, é possível significativa redução em complexidade e custo. Não há diferença significativa entre as correlações da *BMD* na coluna lombar com a *MIF* e com a *BUA*. As correlações dos parâmetros ultra-sônicos com a *BMD* na coluna lombar foram melhores que as observadas com a *BMD* no cólo femural. A Fig. 2 mostra que a técnica ultra-sônica pode ser aperfeiçoada. Uma quantificação mais precisa da osteoporose pode ser obtida através da segmentação do espaço *UV-β*, ao invés do uso destes parâmetros isoladamente. Isto é mostrado hipoteticamente pela linha tracejada na Fig.2. Um número maior de pacientes será necessário para melhor demarcar a linha tracejada de classificação e determinar a sua utilidade.

Em resumo, um parâmetro fácil de ser medido ( $\beta$ ) através da técnica ultra-sônica de inserção por contato fornece a mesma informação que à atenuação (*BUA*). Uma nova quantificação da osteoporose foi proposta com base na velocidade e no parâmetro ( $\beta$ ).

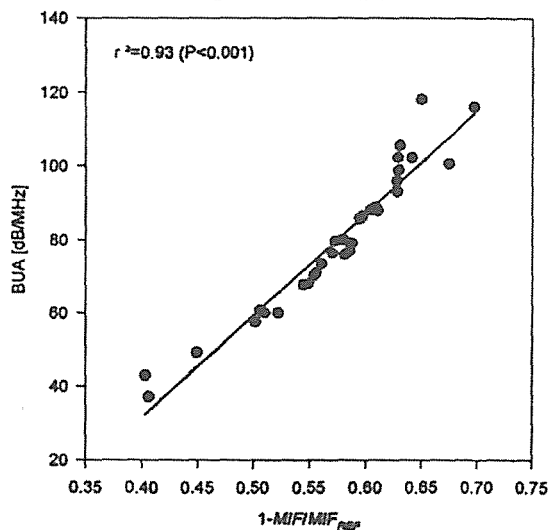


Fig. 1- Correlação entre *BUA* e  $\beta$

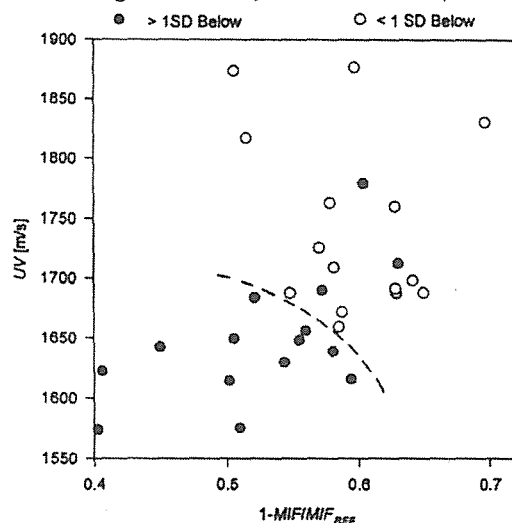


Fig.2 - Classificação da *BMD* na coluna lombar com base em *UV* versus  $\beta$

## Referências

- Kaufman, J.J., Einhorn, T.A. Perspectives: ultrasound assessment of bone. *J Bone Miner Res*, 8(5): 518-525, 1993.
- Alves, J.M. Caracterização de tecido ósseo por ultra-som para o diagnóstico de osteoporose. (Tese de doutoramento, IFSC-USP, 1996).

*Agradecimento:* Este trabalho foi financiado pelo CNPq, Brasil (processo # 201686/88-0) e por OrthoLogic Corp., Phoenix, AZ, EUA.

# Caracterização ultra-sônica de osso trabecular humano e animal: um estudo comparativo

José M. Alves<sup>1,4</sup>, Jonathan J. Kaufman<sup>2,3</sup>, Wei Xu<sup>2</sup>, David Lin<sup>2</sup>, Robert S. Siffert<sup>2</sup>, James T. Ryaby<sup>4</sup>, Frank P. Magee<sup>4</sup>

<sup>1</sup>IEESC-USP/Depto de Eng. de Materiais / Programa de Pós-Graduação Interunidades Bioengenharia  
<sup>2</sup>The Mount Sinai Medical Center/Department of Orthopaedics, New York, NY, USA  
<sup>3</sup>CyberLogic Inc., New York, NY, USA, <sup>4</sup>OrthoLogic Corp., Phoenix, AZ, USA

**Resumo:** Este estudo investigou se o osso trabecular bovino é um bom modelo para se investigar a caracterização ultra-sônica de osso trabecular humano.

**Abstract:** This study assess if bovine trabecular bone is a good model to investigate the ultrasonic characterization of human trabecular bone.

## Introdução

A caracterização ultra-sônica de tecido ósseo para o diagnóstico de osteoporose tem sido investigada como uma alternativa de tecnologias baseadas em radiação ionizante, tal como a absorptimetria de dois fótons por raio-X (*DEXA*). O potencial da técnica ultra-sônica baseia-se no fato que a propagação acústica é influenciada não apenas pela massa mas também pela estrutura e composição do tecido<sup>2</sup>. Consequentemente, o desenvolvimento de instrumentação baseada em ultra-som poderá fornecer uma medida mais precisa das propriedades do osso e do risco de fratura. Este estudo compara as correlações entre a velocidade e atenuação ultra-sônica com a densidade mineral óssea (*BMD*) em amostras de osso trabecular bovino e humano.

## Metodologia

a) **Amostras humanas:** Vértex lombares foram retiradas de cadáveres no prazo máximo de 3 horas após o óbito. Um total de 26 corpos vertebrais de 14 cadáveres, com idade entre 35 e 93 anos, foram usados no estudo. Uma amostra cilíndrica com 2 cm de diâmetro foi retirada da região central do corpo vertebral utilizando-se serra copo circular. A cortical óssea em ambas as extremidades foi removida com o uso de uma serra de baixa velocidade sob constante irrigação. As amostras foram armazenadas à -200C. Para remover a medula óssea as amostras foram enxaguadas em água morna, mantidas em solução de xileno por 48 horas e novamente enxaguadas. Foram então deixadas em solução salina 0.9% à temperatura de 40 C, e mantidas sob vácuo antes das medidas ultra-sônicas.

b) **Amostras bovinas:** Um total de 12 fêmures bovinos frescos foram utilizados no estudo. Vinte e quatro amostras cilíndricas com 2.7 cm de diâmetro e 0.8 cm de espessura foram extraídas do

côndilo distal na região lateral e medial, usando-se serra copo circular e uma serra circular com duas lâminas sob constante irrigação. Para remoção da medula óssea foi utilizada uma mistura de alcóois (etil-metil-isopropil) e acetona na proporção de 3:1. As amostras foram deixadas em solução salina 0.9% à temperatura de 40 C e mantidas sob vácuo antes das medidas ultra-sônicas. A medida da *BMD* das amostras humanas e bovinas foi realizada com absorptômetro de um fóton (*SPA*). A medida da *BMD* em g/cm<sup>2</sup> foi dividida pela espessura da amostra para se obter a densidade em g/cm<sup>3</sup>. As medidas de velocidade e atenuação ultra-sônica em cada amostra humana e bovina foi realizada pela técnica de inserção convencional (em água) utilizando-se dois transdutores com frequência nominal de 0.5MHz e diâmetro de 1.91cm. Um transdutor atuou como transmissor e outro como receptor da energia ultra-sônica que se propagou pela água e pela amostra óssea. O sinal recebido foi coletado em um osciloscópio digital (placa plugin), amostrado com frequência de 40 MHz e armazenado em microcomputador para posterior processamento. O sinal recebido que se propagou apenas através da água (sem a presença da amostra óssea) foi utilizado como sinal de referência. Os sinais recebidos foram processados por FFT e Transformada de Hilbert. A inclinação da curva de atenuação específica de cada amostra, *SDA* (dB/cm-MHz), foi obtida por ajustamento linear no intervalo de frequência de 300KHz-700KHz. A velocidade foi calculada pelo método do tempo de chegada usando-se o envelope do sinal da amostra e de referência. Três medidas independentes de velocidade e atenuação foram realizadas em cada amostra, com reposicionamento da amostra entre cada medida. As medidas ultra-sônicas foram repetidas em todas as amostras usando-se um par de transdutores com frequência nominal de 1MHz e diâmetro de 1.91 cm. Neste caso a *SDA* foi calculada no intervalo de frequência de 0.8MHz - 1.2 MHz.



## Resultados

A *BMD* das amostras humanas variou de 0.056 à 0.142 g/cm<sup>3</sup> e das amostras bovinas de 0.185 à 0.450 g/cm<sup>3</sup>. Os coeficientes de correlação entre a velocidade e *SDA* com relação à *BMD* são mostrados na Tabela 1.

## Discussão e Conclusão

Os resultados confirmam que há uma correlação positiva entre a velocidade e à *BMD* e entre a atenuação e à *BMD* em osso trabecular humano, isto é, com menor densidade. No osso trabecular bovino, com maior densidade, observa-se a mesma correlação positiva entre a velocidade e a *BMD*, mas baixa correlação entre a atenuação e à *BMD*. Portanto, a atenuação não é uma função monotônica da densidade. A arquitetura e conectividade do osso trabecular devem influir significativamente na propagação do ultra-som em tecido ósseo.

Devido a baixa correlação entre atenuação e *BMD* em osso trabecular bovino, este não deve ser usado como substituto do osso trabecular humano para se investigar a caracterização ultra-sônica de tecido ósseo. Este resultado é particularmente importante na realização de estudos sobre a determinação da *BMD* a partir de medidas ultra-sônicas<sup>3</sup>.

## Referências

1 Baran, D.T. Quantitative ultrasound: a technique to target women with low bone mass for preventive therapy. *The American Journal of Medicine*, 98(2A):48S-51S, 1995. 2 Chiabrera, A., Bianco, B., Siffert, R.S., Kaufman, J.J. Ultrasound measures both bone mass and architecture: theoretical results for an idealized model of trabecular bone. *Proceedings of 42nd Annual Meeting, Orthopaedic Research Society*, pg. 600, Atlanta, GA, USA, 1996. 3 Alves, J.M. Caracterização de tecido ósseo por ultra-som para o diagnóstico de osteoporose (Tese de doutoramento, IFSC-USP, 1996).

**Agradecimento:** Este trabalho foi financiado pelo CNPq, Brasília, Brasil (processo # 201686/88-0) e pela empresa OrthoLogic Corp., Phoenix, AZ, EUA.

Table 1: Correlação entre medidas ultra-sônicas e à *BMD*

Osso	Transdutores: 500KHz (300KHz-700KHz)	
	Velocidade	<i>SDA</i>
Humano	r = 0.91 P < 0.0001	r = 0.89 P < 0.0001
Bovino	r = 0.85 P < 0.0001	r = -0.17 P = 0.44
Osso	Transdutores: 1MHz (0.8MHz-1.2MHz)	
	Velocidade	<i>SDA</i>
Humano	r = 0.89 P < 0.0001	r = 0.81 P < 0.0001
Bovino	r = 0.92 P < 0.0001	r = -0.25 P = 0.24

# Efeito do Ultrassom Terapêutico em Lesão Muscular

## Estudo experimental em coelhos

Denise F. Menezes; José B. Volpon; Antônio C. Shimano & Adriano J. Holanda

Laboratório de Bioengenharia da FMRP - USP  
Av. Bandeirantes 3900 - 14049-900 - Ribeirão Preto (SP)

**Resumo** - A investigação deste estudo teve por objetivo analisar o efeito do ultrassom terapêutico em lesões musculares. Foi realizada análise biomecânica através de ensaios de tração dos músculos. Os resultados obtidos neste trabalho sugerem que a estimulação com ultrassom fisioterápico acelera o processo cicatricial no tipo de lesão proposto.

**Abstract** - The proposal of this study was to analyse the therapeutic ultrasound effect in muscle injuries. Mechanical assays were carried out done to permit biomechanical analyses. The results suggest that the therapeutic ultrasound stimulation increase the healing process of this kind of injuries.

### Introdução

Pode-se definir o ultrassom como uma forma de energia mecânica, com frequência acima do limiar audível humano, sendo acima de 20 KHz.

Há três décadas a utilização do ultrassom na medicina tem crescido rapidamente e devido à isto tem sido encorajado sua aplicação como meio terapêutico.

Estudos comprovaram que através do tratamento com ultrassom pode-se induzir mudanças fisiológicas que aceleram o grau de reparação tecidual depois de uma lesão em tecidos moles<sup>1</sup>.

Há evidências clínicas de melhora em lesões musculares através da aplicação com ultrassom, porém é surpreendente que não se tenha uma análise biomecânica após a estimulação com ultrassom no tecido muscular.

Portanto, o objetivo deste trabalho é investigar o efeito do ultrassom fisioterápico na recuperação de lesão muscular experimental em coelhos, através de ensaios mecânicos de tração.

### Metodologia

Foram utilizadas 9 coelhas, com peso médio de 2,2Kg (adulto jovem). A lesão muscular experimental foi baseada com algumas alterações no estudo de Allbrook<sup>2</sup> em 1962. O músculo escolhido foi o reto anterior do quadriceps, com realização do esmagamento na região posicionada à 2 cm da borda superior da patela.

Após 3 dias da lesão os animais foram estimulados com ultrassom terapêutico da forma pulsada com frequência de 1 MHz, com intensidade de 0,48 W/cm<sup>2</sup> por 5 minutos, durante 10 dias consecutivos. Foi estimulado

somente o lado direito tendo o esquerdo como controle, somente lesionado.

Após 3 dias do término da estimulação, os músculos foram submetidos ao ensaio de tração. Os ensaios foram realizados utilizando uma máquina universal de ensaios, com célula de carga de 200Kg.

Através dos valores da carga e deformação obtidos de cada ensaio, foram construídas as curvas carga versus deformação. A análise comparativa dos resultados foi através da utilização do teste *t de Student* pareado, utilizando um nível de significância de 5%.

### Resultados

Os locais de rompimento observados nos músculos ensaiados foram: no grupo estimulado, apenas um músculo rompeu no local onde foi provocada a lesão e no grupo controle 6 músculos romperam na lesão.

Os valores médios da rigidez equivalente para os músculos estimulados foram de 1961,13 N/m e para os músculos controle foram de 1562,62 N/m. Na comparação estatística entre os dois grupos verificou-se que não houve diferença significativa ( $P = 0,47$ ).

Os valores médios da energia absorvida na fase elástica para os músculos estimulados foram de  $163 \times 10^{-3}$  Joules (J) e para os músculos controle foram de  $77 \times 10^{-3}$  J. Na comparação entre os dois grupos verificou-se que houve diferença significativa ( $p = 0,02$ ).

### Discussão e conclusões

As lesões musculares envolvem uma ampla variação de indivíduos como esportistas profissionais ou atletas eventuais.

Muitas são as variedades de tratamentos propostos para as lesões musculares sendo, frequentemente, empregados métodos fisioterápicos. Nesta situação através do emprego do ultrassom como modalidade terapêutica neste trabalho, os resultados obtidos mostraram que houve uma melhora sensível quanto a cicatrização nos músculos do grupo estimulado comparado com os do grupo controle, não estimulado.

Enwemeka<sup>3</sup> em 1989 estudou o efeito do ultrassom na cicatrização de tendões, onde verificou-se um aumento da tensão e da capacidade de absorção de energia, o que comprova a estimulação do processo cicatricial. Nesta pesquisa também foram observadas estas propriedades, com a diferença que o material de estudo foi o tecido muscular de coelhos.

Os resultados obtidos neste trabalho mostraram que a estimulação com ultrassom fisioterápico acelera o processo cicatricial no tipo de lesão proposto, com um aumento da energia absorvida nos músculos do grupo estimulado comparado com os do grupo controle, não estimulado.

#### Referências

- 1DYSON, M. Mechanisms involved in therapeutic ultrasound. *Physiotherapy*, 73, 116-120, 1987.
- 2ALLBROOK, D. An electron microscopic study of regenerating skeletal muscle. *J Anat.* 96, 137-152, 1962
- 3ENWEMEKA, C.S. The effects of therapeutic ultrasound on tendon healing. *Am. J Phys Med Rehabil.*, 68, 283-287, 1989.

# Transductores piezocomposites 1-3 para diagnostico clinico

H. Gómez\*, C.A. Negreira\*, A. Aulet\*, L.A. Basora+, J.A. Eiras+

\*Lab. Acústica Ultrasonora- Instituto Física- Fac. de Ciencias- Montevideo- URUGUAY

+Grupo de Cerámicas Ferroeléctricas-Dpto. Física- Univ. Federal de S. Carlos-BRASIL

**Resumo** - Los transductores piezocomposites 1-3, realizados a partir de "palitos" cerámicos dispuestos en configuraciones periódicas en un sustrato de material polímero, son objeto de numerosas investigaciones recientes. Su baja impedancia acústica, comparada con la de las cerámicas piezoeléctricas puras, su alta flexibilidad y la conservación de un alto factor de acoplamiento electromecánico hacen que, en el rango de frecuencias del orden de los MHz, sean muy eficientes para obtención de imágenes clínicas en medicina.

En este trabajo se estudian los diferentes modos de resonancia cuando transductores piezocomposites 1-3 con "backing" de aire son excitados con un pulso eléctrico. Se analizan los modos: espesor y aquellos propios debidos a la configuración composite en función del porcentaje de PZT de cada transductor. En particular se evalúan las perturbaciones a los modos fundamentales debido a las frecuencias de resonancia "espúreas" estudiando admitancia y respuesta acusto-eléctrica.

**Abstract** -Ceramic-polymer 1-3 transducers composed by periodic ceramic rod arrays embedded in some kind of polymer substract became recently objects of extensive research. Its acoustic impedance lower than of the pure ceramic plates, its mechanical flexibility and high electromechanical coupling factor on the Mhz range make it specially able of use on clinical image applications. Different resonance modes of pulse excited 1-3 piezocomposite transducer with air-backing are analyzed, as well as that ones appearing due to the periodic composite configuration of the transducer, ie. to the percentage of PZT present in it. Particularly we focused on the perturbations of the fundamental vibration modes due to the presence of spourious resonance modes, by means of the analysis of the acousto-electric response.

## Introducion

En los últimos años se ha generalizado la utilización de materiales piezocomposites cerámica polímero 1-3 en el diagnostico clínico en medicina y el control no destructivo por ultrasonido. En el rango de 0.5 a 10 MHz se han realizado numerosos trabajos [1] buscando optimizar las propiedades intrínsecas de dichos materiales que son particularmente adaptadas para imágenes clínicas en medicina, como: buena adaptación de impedancia (en particular con los tejidos biológicos); alto coeficiente de acoplamiento electromecánico y gran flexibilidad mecánica. Entre las diversas formas de conectividad posible de los piezocomposites cerámica-polímero [2], el sistema a dos fases 1-3, que consiste en un arreglo periódico de "palitos" de cerámica piezoeléctrica en una matriz de polímero, ha sido el que más se ha generalizado en las aplicaciones citadas.

El estudio del comportamiento dinámico de estos piezocomposites [3], ha mostrado que, además de los modos de vibración clásicos: modos espesor y planar (que presenta un material piezoeléctrico a una sola fase), en estos materiales a dos fases aparecen modos laterales de vibración que dependen de la periodicidad de los "palitos" de cerámica piezoeléctrica.

En este trabajo se estudian los diferentes modos de resonancia cuando transductores piezocomposites 1-3 con "backing" de aire son excitados con un pulso eléctrico. Se analizan los modos: espesor y aquellos propios debidos a la configuración composite en función del porcentaje de PZT de cada transductor. Este estudio se realiza para piezocomposites con 11, 32, 42 y 100 % de material PZT que vibra. Se evalúan las perturbaciones a los modos fundamentales debido a las frecuencias de resonancia "espurias" estudiando admitancia y respuesta acusto-eléctrica cuando funcionan en regímenes de emisión y recepción.

## Resultados Experimentales

a.-) Impedancias acústicas.

Los valores de impedancia acústica de los piezocomposites fueron determinados por la densidad y la velocidad de propagación del ultrasonido a través de los mismos.

% vol. PZT	Za (Mrayls)
11 %	5.14
32 %	9.26

42 %	12.8
100 %	30

b.-) Medidas eléctricas.

Las medidas de frecuencia de resonancia y antiresonancia eléctricas fueron realizadas con el Analizador de Impedancia HP 4194.

% vol. PZT	Fre (MHz)	Fae (MHz)
11 %	0.57	0.74
32 %	1.02	1.25
42 %	1.12	1.34
100 %	0.89	0.97

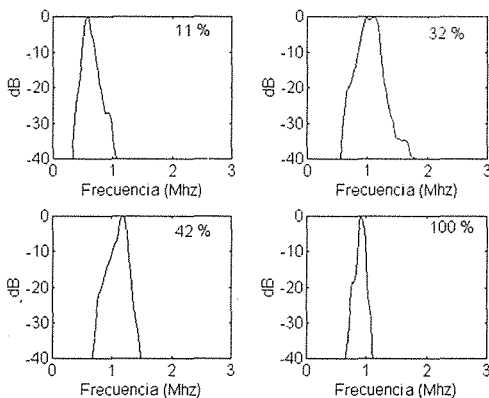
El factor de acoplamiento electromecánico  $kt$  fue determinado a través de:

$$k_t^2 = \frac{\pi f_r}{2 f_a} \operatorname{tg}\left(\frac{\pi f_r - f_a}{2 f_a}\right)$$

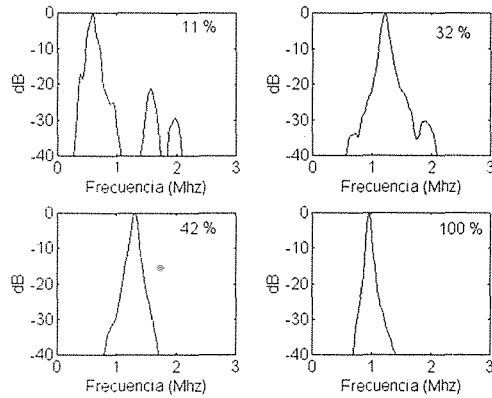
	11 %	32 %	42 %	100 %
$kt$	0.67	0.61	0.58	0.43

c.-) Medidas acústicas.

En las figuras se muestra la respuesta acusto-eléctrica en emisión y recepción. Se observan las frecuencias de resonancia en el modo espesor, así como la presencia de frecuencias de resonancia espúreas, debidas a los modos laterales de vibración. Este fenómeno es más importante en el régimen de recepción que en el de emisión (trasmisión). Se observa a su vez que a medida que aumenta la relación  $\lambda/d$  ( $\lambda$ : longitud de onda,  $d$ : distancia entre los "palitos") la presencia e influencia de estas frecuencias laterales se hace mayor [4].



Respuesta acustoeléctrica en emisión.



Respuesta acustoeléctrica en recepción.

Conclusion

En este trabajo se verifican que los valores de impedancia acústica de los transductores piezocomposites se aproximan a los de la impedancia acústica de los tejidos biológicos (1.5 Mrayl), lo que facilita enormemente la adaptación de impedancias entre el transductor y el paciente. Los valores de los coeficientes de acoplamiento electromecánico son altos, permitiendo que se obtenga una buena sensibilidad en el eco ultrasonoro recibido. A pesar de estas ventajas, en este trabajo se muestra la principal limitación de los piezocomposite 1-3: la presencia de los modos "espúreas" que aparecen justamente a las frecuencias de uso de diagnóstico clínico (1.5 a 3.5 Mhz) dada la relación  $\lambda/d$  para dichas frecuencias. Se manifiestan de forma más importante en el régimen de recepción. Esto indica que para trabajar en modo ecográfico con estos transductores piezocomposites, sería conveniente focalizar en la emisión pero no en la recepción.

Acknowledgments

This work was supported by the Proyecto CONICYT-BID -Fac. Ciencias N.221 (Uruguay), PEDECIBA (Uruguay) and the CNPq (Brasil).

References

[1]GURURAJA,T.R.et al, Piezoelectric composite materials for ultrasonic transducer applications. IEEE Trans. Sonics Ultras. SU-32, (1985).  
 [2]NEWNHAM,R.E.;SKINNER,D.P.ANCROSS, L.E.; Connectivity and Piezoelectric-Pyroelectric Composites; Mat. Res. Bull, USA,23 1978.  
 [3] AULD B.A. et al, Dynamic behavior of periodic piezoelectric composites. IEEE Ultrasound Symp., pp. 554-558, (1984).  
 [4]AULET, A. ;NEGREIRA, C.; GOMEZ, H.;EIRAS, J.E. ;BASSORA,L. Identification of lateral vibration modes of piezo-electric composites 1-3. IEEE Ultrasound Symp., Vol.2 Nov. 1994.

# Analisis por Ultrasonido de un Medio Fibroso Aplicacion a Tejidos Musculares.

A. Arzúa, C.A. Negreira

Lab. Acústica Ultrasonora- Instituto Física- Fac. de Ciencias- Montevideo- URUGUAY

**Resumo** - Con el propósito de ser aplicado al estudio de elasticidad de tejidos musculares, se analiza un medio conformado por fibras. Algunos autores han estudiado una distribución aleatoria de fibras. Nuestro interés es encontrar algún parámetro experimental que contenga información sobre la separación entre fibras, es por eso que se analiza una distribución periódica de las mismas. Es un resultado conocido la relación existente entre la función de coherencia espacial del campo ultrasónico retrodifundido por un medio y la función de autocorrelación de dicho medio. Ese resultado es la base de la técnica denominada 'Composición espacial'. Utilizando esta técnica, elegimos una dirección de barrido y trabajamos en modo pulso-eco para obtener un conjunto de señales que finalmente correlacionaremos entre si para formar la función de coherencia espacial. De la experiencia surge la información esperada : el gráfico de coherencia presenta picos separados entre si en el valor de la separación entre fibras.

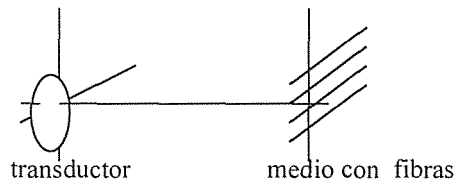
## Introducción:

Las técnicas ultrasónicas son de gran actualidad en la caracterización de tejidos biológicos. En aplicaciones médicas, como la modelización y fabricación de prótesis, adquiere particular interés el estudio de medios fibrosos, similares de tejidos musculares.

Un método que está siendo exitoso en la indagación de estructuras en este tipo de tejidos es el de Composición Espacial. El método permite obtener información sobre la distribución dispersora en un medio. Aquí presentamos el método aplicado al estudio de un medio compuesto por una distribución periódica de fibras.

Se irradian distintas zonas de un medio con señales ultrasónicas, cada una de dichas zonas generará un campo reflejado. La técnica experimental, consiste en recuperar las señales retrodifundidas, representantes de pequeñas zonas del medio, y correlacionarlas entre sí. A partir de correlaciones las señales adquiridas por distintos elementos receptores se genera una función de coherencia espacial en la superficie receptora. Analíticamente puede obtenerse una relación entre la función de coherencia espacial entre elementos receptores por un lado y la función de correlación espacial entre puntos del medio por otro.

## Teoría:



El campo a la salida del transductor a la frecuencia  $\nu$  es  $E_0(\nu) O(x, y)$ .

Usando la aproximación de Fresnel, el campo a la distancia  $z$  del transductor está dado por:

$$E_z(x, y) = E_0(\nu) \frac{e^{ikz}}{i\lambda z} e^{ik \frac{(x^2+y^2)}{2z}} \times \\ \times F \left\{ O(x, y) e^{ik \frac{(x^2+y^2)}{2z}} \right\} \chi(x+s, y) \left( \frac{x}{\lambda z}, \frac{y}{\lambda z} \right)$$

El campo retrodifundido por las fibras dispersoras evaluado sobre el plano transductor se calcula nuevamente en la aproximación de Fresnel.

$$E(x, y) = E_0(\nu) \frac{e^{ikz}}{i\lambda z} e^{ik \frac{(x^2+y^2)}{2z}} \times \\ \times F \left\{ E_z(x, y) \chi(x+s, y) e^{ik \frac{(x^2+y^2)}{2z}} \right\} \left( \frac{x}{\lambda z}, \frac{y}{\lambda z} \right)$$

Integrando sobre la superficie del transductor obtenemos la amplitud de la señal adquirida a la frecuencia  $\nu$

$$E(s, \nu) = \int_{-\infty}^{+\infty} O(x, y) E(x, y) dx dy$$

Definimos las siguientes funciones:

$$\bar{O} = O(x, y) e^{ik \frac{(x^2 + y^2)}{2z}}$$

$$\bar{H} = \left[ F\{\bar{O}\} \left( \frac{x}{\lambda z}, \frac{y}{\lambda z} \right) \right]^2 e^{ik \frac{(x^2 + y^2)}{z}}$$

$$\Pi = \chi \otimes \chi$$

$$\Gamma = \bar{H} \otimes \bar{H}$$

Por último calculamos la función de Coherencia espacial del campo ultrasónico adquirido por el transductor :

I) Siguiendo las ecuaciones de propagación desarrolladas encontramos su relación con la función de autocorrelación espacial del medio en estudio.

$$\sum_s E(s, \nu) E(s+d, \nu) = (\Pi \otimes \Gamma)_{(d)}$$

II) Y tomando transformada de Fourier pasamos al dominio temporal.

$$\sum_s E(s, \nu) E(s+d, \nu) = \sum_s \left[ e(s, t) \otimes_t e(s+d, t) \right]$$

con:

$E_0(\nu)$  ampl. señal de excit. del transductor

$O(x, y)$  función de apertura del transductor.

F Transformada de Fourier

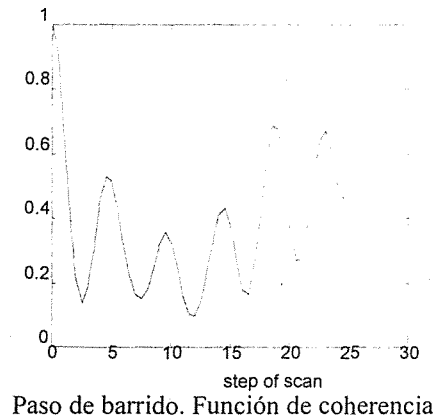
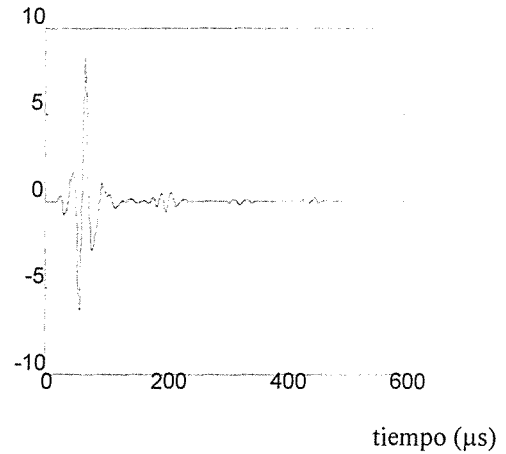
$\chi(x, y)$  función representante del medio

s Coordenada sobre la dirección de barrido

$e(s, t)$  representa la señal temporal adquirida .

### Resultados experimentales.

Se utilizó un símil con fibras metálicas dispuestas periódicamente cada 2.5 mm y se insonorizó el medio con fibras con un transductor plano de frecuencia central de 2.25 Mhz. Se realizó un desplazamiento espacial cada 0.5 mm.



### Conclusiones:

Se muestra la teoría que permite obtener la función de coherencia espacial en un modo pulso-eco ultrasónico, en medios con disposición periódica de fibras. Los resultados experimentales obtenidos a partir de un símil con fibras metálicas permiten obtener la periodicidad de dichas fibras. Actualmente se trabaja en símiles con configuración más complejas y tejidos fibrosos.

### REFERENCIAS:

- [1] Statistical optics, J.W.Goodman, J.Wiley Sons, 1985.
- [2] T. Lhermite and M.Fink, 1990 IEEE Ultras. Symp. ,pp. 1075-1080.
- [3] Spatial Coherence of Ultrasonic Speckle in Composites, IEEE T.Ultrasonics Nov. 1993.

# Considerações sobre a Produção de Campos Ultra-sônicos

F.J.Arnold\* ; C.A.Pelá\*\*

\*CESET - UNICAMP

Caixa Postal 456, 13484-420 - Limeira - SP

\*\*FFCLRP/CIDRA - USP

Av. dos Bandeirantes 3900, 14040-901 - Ribeirão Preto - SP

**Resumo** - O ultra-som é uma das principais ferramentas para diagnósticos na área médica. Através da interação dos campos ultra-sônicos pode-se obter várias características dos tecidos biológicos, portanto é importante conhecer sua distribuição de pressão no meio de propagação. Neste trabalho é estudado o campo ultra-sônico produzido por um transdutor piezoelétrico anular. Os resultados experimentais mostram que o campo ultra-sônico depende do material empregado na construção do transdutor.

**Abstract** - The ultrasound is a important tool for diagnostics on medical area. Throught of ultrasonic field interaction we can obtain some characteristics of the biological tissues, thus it is important to know the pressure distribution in the propagation medium. In this paper is studied the ultrasonic field generated by a ring piezoelectric transducer. The experimental results show the ultrasonic field depends of the material employed in the transducer construction.

## Introdução

A distribuição dos níveis de pressão em um meio de propagação constituem o campo ultra-sônico. Segundo a teoria, a vibração na superfície e a geometria do transdutor determinam o campo gerado<sup>1</sup>. A existência de dimensões efetivas<sup>2</sup> e de vibrações produzidas por partes constituintes do transdutor pode modificar a previsão teórica dos campos. Neste trabalho investiga-se alguns fatores que modificam o campo ultra-sônico de um transdutor anular.

## Metodologia

Foram montados 2 transdutores com cerâmicas piezoelétricas anulares de 6,3 mm de espessura e 6,3 e 19,0 mm de raio interno e externo respectivamente. O furo central de cada transdutor foi completamente preenchido com uma peça circular de polietileno (transdutor 1) e com o adesivo vedante Flexite (transdutor 2). Cada transdutor foi preso a uma placa de aço, mergulhado em um tanque com água desti-

lada e excitado com um sinal elétrico senoidal de 20 V produzido por um gerador de sinais HP-3310A na frequência de ressonância radial de 145 kHz. Isto também produz vibrações na direção da espessura da cerâmica pois os modos de vibração são acoplados<sup>3</sup>. Estas vibrações são captadas por um hidrofone circular de 1 mm de diâmetro, que se movimenta no tanque e converte os níveis de pressão em uma tensão elétrica proporcional. Desta forma, pode-se obter gráficos de pressão em função da posição.

A simulação computacional dos campos baseou-se no método da convolução<sup>4</sup> e foram obtidas subtraindo-se os campos de 2 transdutores circulares de raios iguais ao externo e interno do anel. Foram simuladas modificações na amplitude e na fase da velocidade de vibração,  $v_i$ , do transdutor de raio interno. Para estudar as amplitudes multiplicou-se  $v_i$  por um fator  $x$  entre  $-1$  e  $1$ . Se  $x = -1$ , então a vibração na parte central é a soma em fase das vibrações dos transdutores circulares. Se  $x = 1$ , então  $v_i$  resultante é nula pois as contri-



buições são subtraídas. As fases foram estudadas subtraindo-se ângulos  $\varphi$  de  $\pi/6$ ,  $\pi/3$  e  $\pi/2$  na fase de  $v_j$  e fixando-se  $x=1$ .

## Resultados

As figuras 1 e 2 apresentam as simulações para modificações de amplitudes e fases respectivamente. Na figura 3 são apresentados os resultados experimentais obtidos com os transdutores 1 e 2.

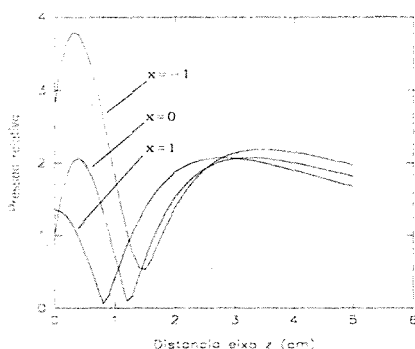


Figura A. Gráfico das simulações da pressão relativa em função da distância no eixo central do transdutor com  $x$  iguais a -1, 0 e 1.

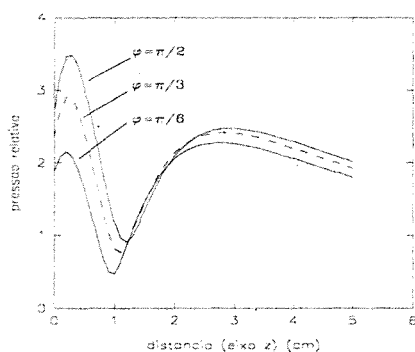


Figura B. Gráfico das simulações da pressão relativa em função da distância no eixo central do transdutor com modificações na fase  $\varphi$ .

## Discussão e Conclusões:

Observa-se nas figuras 1 e 2 que o aumento de amplitude e de diferença de fase produz um aumento no valor da pressão do primeiro máximo e maior afasta-

mento do mínimo e do último máximo de pressão.

Na figura 3 verifica-se que o campo do transdutor 1 é similar ao esperado para um transdutor circular de raio de 38 mm (fig. 1, curva  $x=0$ ) e o campo do transdutor 2 possui um elevado valor de pressão no primeiro máximo. Isto significa que o campo resultante gerado pelo transdutor sofre interferência de vibrações com amplitudes e fases próprias do material que preenche o centro do transdutor e será diferente dos gerados convencionalmente por transdutores planos com vibração de superfície uniforme<sup>1</sup> (fig. 1, curva  $x=1$ ). Conclui-se que, a presença de materiais vedantes no transdutor afeta o campo acústico.

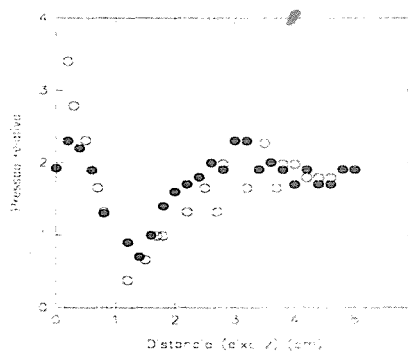


Figura C. Gráfico dos resultados experimentais da pressão relativa em função da distância no eixo central do transdutor. (•: transdutor 1 o: transdutor 2).

## Referências

- <sup>1</sup>Kino, G., "Acoustic Waves" (Prentice-Hall, Englewood Cliffs, New Jersey, 1987) pp.154-180.
- <sup>2</sup>Chivers, R., The Definition and Use of Effective Geometrical Parameters for Radiating Transducers in Experimental Ultrasonics, *Acustica* v.70, p.215-222, 1990.
- <sup>3</sup>Brissaud, M. Characterization of Piezoceramics, *IEEE Trans. on Ultrasonics, Ferroelectrics and Freq. Control.* v. 38(6), p. 603-617, 1991.
- <sup>4</sup>Stepanishen, P. Transient Radiation from Pistons in an Infinite Planar Baffle, *J. Acoust. Soc. Am.* v.49(5), part 2, p. 1629-1638, 1971.

---

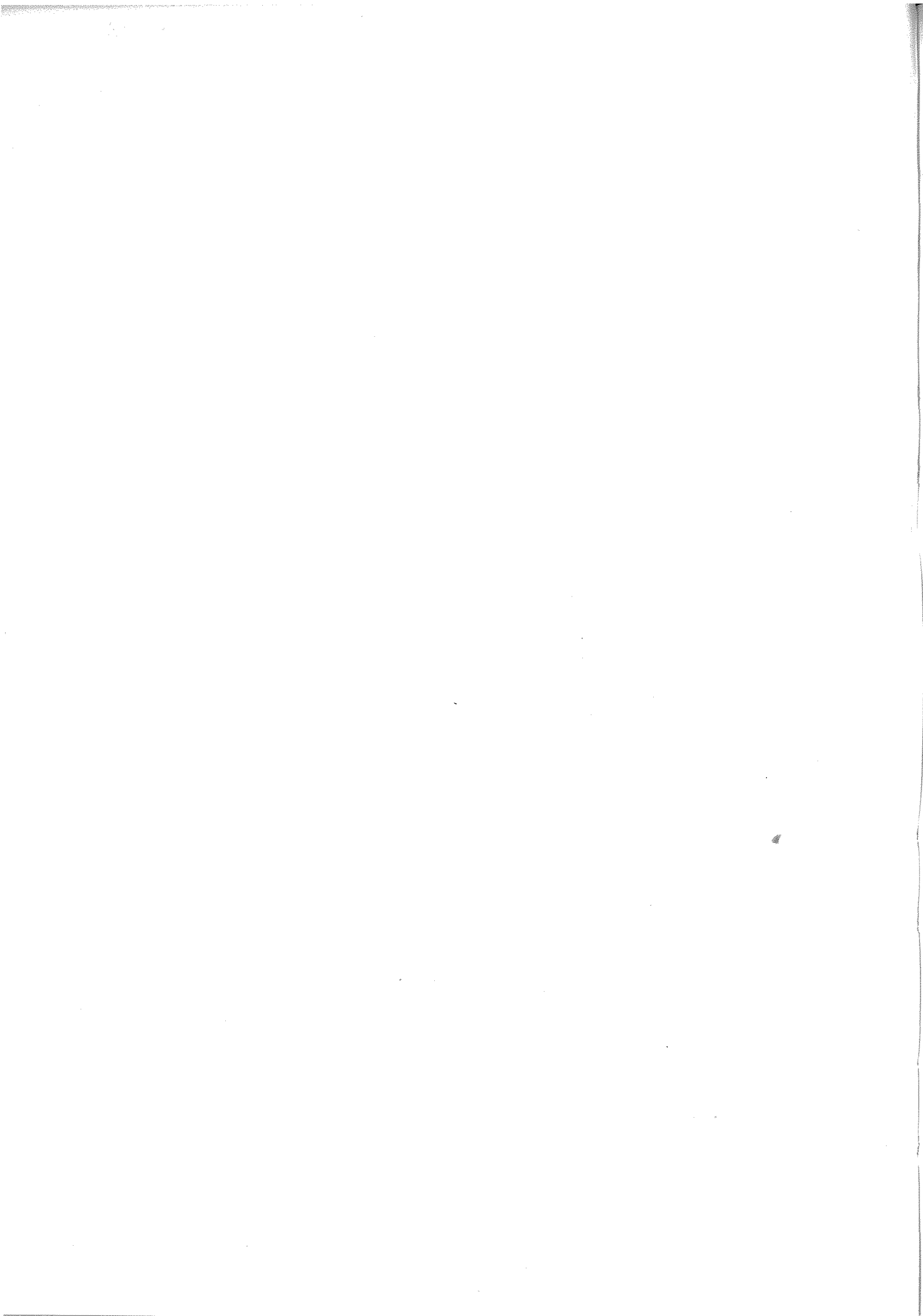
---

12.

MEDICINA  
NUCLEAR

---

---



# Reconstrução 3D Rápida em Tomografia por Emissão de Pósitrons

M.L. Egger<sup>1</sup>, A. Hermann Scheurer<sup>2</sup>, C. Joseph<sup>2</sup>, C. Morel<sup>3</sup>

<sup>1</sup> Divisão de Informática - Instituto do Coração - HCFMUSP

<sup>2</sup> Institute of Nuclear Physics, University of Lausanne

<sup>3</sup> Division of Nuclear Medicine, Geneva University Hospital

**Resumo** - O problema de tempos longos para reconstrução em PET foi abordado de várias formas, resultando em um sistema dedicado, capaz de efetuar reconstruções 3D rotineiras em poucos minutos por frame: a abordagem por hardware usa processadores rápidos e arquitetura paralela; a abordagem software utiliza a implementação eficiente de algoritmos mais rápidos.

**Abstract** - The issue of long reconstruction times in PET has been addressed from several points of view, resulting in an affordable dedicated system capable of handling routine 3D reconstructions in a few minutes per frame: on the hardware side using fast processors and a parallel architecture, and on the software side, using efficient implementation of computationally less intensive algorithms.

## Introdução

O longo tempo necessário para a reconstrução ainda é o maior obstáculo para uma utilização mais ampla de PET 3D (*Positron Emission Tomography* - Tomografia por emissão de pósitrons), uma vez que ele limita o número de imagens em um estudo dinâmico, e diminui a possibilidade de atender a um maior número de pacientes. O desenvolvimento de *scanners* de múltiplos anéis com alta resolução estendidos axialmente torna esse problema ainda mais agudo. Vários aspectos do problema são abordados no presente trabalho: a abordagem por software é feita através da implementação de novos algoritmos, mais rápidos, bem como pelo uso de métodos eficientes para efetuar as operações de filtragem, projeção e retroprojeção; a abordagem por hardware consiste na utilização de arrays de processadores de alto desempenho e técnicas de computação paralelas.

## Metodologia

### *Escolha dos Algoritmos*

A escolha dos algoritmos foi guiada pelo baixo custo de processamento. Embora variações de algoritmos iterativos sejam publicadas regularmente, novos métodos analíticos e de *rebinning* são raros. Defris propôs recentemente um novo algoritmo analiticamente exato, Favor<sup>1</sup>, e um novo algoritmo de *rebinning* muito promissor, Fore<sup>2</sup>. Ambos os algoritmos são significativamente mais rápidos do que o algoritmo mais utilizado atualmente, o método de reprojeção de Kinahan e Rogers<sup>3</sup>. Uma versão simplificada da solução analítica geral conduz ao algoritmo Rampa, que, embora não seja analiticamente exato, produz resultados satisfatórios em muitas situações. O método analítico bi-dimensional e o algoritmo de *rebinning* de um corte<sup>4</sup> (*single-slice rebinning*, SSRB) também foram implementados para comparação. Métodos iterativos 3D não foram considerados neste projeto.

### *Retroprojeção eficiente*

Uma vez que o processo de retroprojeção representa uma parcela considerável do tempo de reconstrução total, foram criados métodos para acelerá-lo. Uma extensão para 3D do algoritmo incremental de Cho<sup>5,6</sup>, explorando as simetrias geométricas do volume de imagens, foi desenvolvida e implementada. A retroprojeção é orientada a partir dos dados e executada feixe-a-feixe, onde um feixe é definido por quatro linhas de resposta adjacentes (LORs). As coordenadas, no plano de projeção, de cada voxel dentro do feixe são encontradas, e os valores dos voxels são atualizados interpolando-se entre os quatro elementos de projeção mais próximos. Isso é repetido para cada uma das direções de projeção. O número de cálculos é drasticamente reduzido pelo uso de constantes de feixe, que são calculadas uma única vez para todos os voxels no feixe. Em particular, este procedimento permite a substituição da maioria das multiplicações necessárias na interpolação bi-linear por adições simples, que são executadas muito mais rapidamente. As simetrias geométricas são exploradas através do fato de que para cada voxel no volume da imagem, existem outros voxels no mesmo ambiente geométrico. Todos os parâmetros geométricos, e em particular as distâncias de interpolação podem, desta forma, ser compartilhados entre vários voxels: um voxel atravessado por um LOR em um ângulo de azimute  $\phi$ , ângulo co-polar  $\theta$ , a uma distância  $s$  do eixo de scanner, compartilha todas as suas propriedades geométricas com os voxels localizados em LORs deslocados ao longo do eixo do scanner por valores inteiros da distância de amostragem axial, com voxels em ângulos de azimute,  $\pi/2 - \phi$ ,  $\pi/2 + \phi$  e  $\pi - \phi$ , com voxels em ângulos co-polares  $-\theta$ , e finalmente com voxels em LORs a distâncias radiais  $-s$  a partir do eixo. Os parâmetros geométricos calculados para um voxel podem, portanto, ser utilizados para 15 outros voxels, vezes o número de projeções ao longo de  $z$ . Essas considerações de simetria também foram utilizadas para acelerar

o processo de projeção utilizado no algoritmo de Kinahan e Rogers.

#### Processamento Paralelo

Os diversos algoritmos foram implementados em uma plataforma paralela com cinco nós híbridos, cada um deles com um processador Alpha para computação de alto desempenho e um transputer para transmitir mensagens entre os nós. A escalabilidade foi investigada através da simulação de redes de até 24 nós, dando atenção particular ao aspecto de transferência de dados entre os nós.

### Resultados

Os tempos de execução de versões sequenciais dos vários algoritmos são mostrados na Figura 1. Todos os seis métodos tem o mesmo software para filtragem e retro-projeção, o que torna a comparação possível. Os resultados foram obtidos a partir dos dados do scanner PRT-1 instalado em Genebra: 256 sinogramas com 96 projeções e 128 elementos por projeção; o volume da imagem é de 127x127x31 voxels. Supõe-se que os dados tenham sido corrigidos para atenuação e espalhamento, e os tempos fornecidos na figura não incluem esses pré-processamentos.

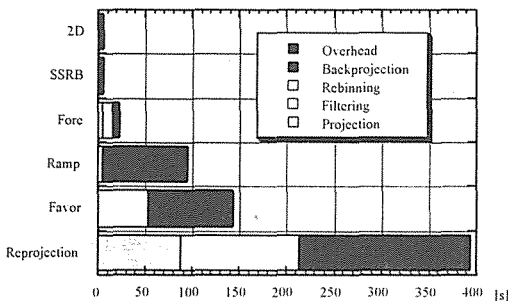


Figura 1: Tempos de execução, em segundos em uma estação Alpha DEC, das versões sequenciais dos vários algoritmos aplicados ao conjunto de dados PRT-1.

A grande diferença entre os tempos de execução dos diversos algoritmos nos coloca a questão do problema de avaliação da qualidade do algoritmo: um estudo comparativo sistemático utilizando todas as ferramentas possíveis, de conjuntos de figuras de mérito e conjuntos estatísticos de phantoms matemáticos até estudos ROC em larga escala com especialistas clínicos, é necessário para garantir aos médicos a confiabilidade em novos algoritmos mais rápidos, que podem ser equivalentes para uma tarefa particular a métodos computacionalmente mais intensivos. Em particular, o algoritmo Fore deverá adquirir importância em um futuro próximo, já tendo os fabricantes iniciado a sua implementação comercial.

Os resultados para os tempos de reconstrução do array de 5 nós são apresentados na tabela 1. O desempenho limitado da comunicação entre os nós é aparente nos algoritmos mais rápidos, que possuem uma razão com-

putação-comunicação muito baixa: eles executam mais rápido em um único nó do que em um array de vários nós.

2D*	SSRB	Fore	Ramp	Favor	Repr.
10.5	30.9	55.1	56.0	81.1	187.2

Tabela 1: Tempo de execução total, em segundos, obtido na plataforma paralela de 5 nós. (\*) Apenas no nó raiz.

Essa mesma limitação torna-se visível nos estudos de escalabilidade (Figura 2). Em redes acima de 10 nós, o tempo atinge um estado de saturação e nenhum ganho na velocidade é obtido adicionando-se mais nós na rede. Produtos mais recentes baseados no transputer T9000 diminuíram em muito as restrições relacionadas à comunicação. Propriedades muito melhores de escalabilidade, bem como um aumento na eficiência no uso do paralelismo, pode ser esperada em sistemas baseados nessa tecnologia.

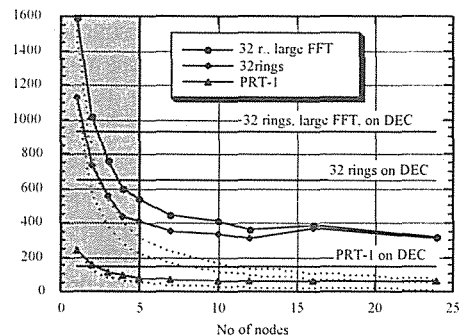


Figura 2: Tempos de execução, em segundos do algoritmo Favor aplicado ao conjunto de dados PRT-1 (curva inferior), bem como a conjuntos de dados maiores (curvas do meio e superior), em função do número de nós na rede.

Concluindo, os tempos de reconstrução 3D foram diminuídos para poucos minutos graças a inovações de software e hardware, e a disponibilidade atual das versões mais recentes do hardware torna tais sistemas paralelos adequados para a manipulação de conjuntos de dados muito maiores, ou métodos iterativos 3D lentos, em tempos utilizáveis clinicamente.

### Referências

- M. Defrise et al. (1992). "Favor: a fast reconstruction algorithm for volume imaging in PET," *Conf Rec 1991 IEEE Med Imag Conf*, p. 1919.
- M. Defrise (1995). "A factorization method for the 3D x-ray transform," *Inverse Problems*, Vol. 11, p. 983.
- P.E. Kinahan and J.G. Rogers. (1990). "Analytic 3D image reconstruction using all directed events," *IEEE Trans Nuc Sci*, Vol. 36(1), p. 964.
- M.E. Daube-Witherspoon and G. Muehllehner (1987). "Treatment of axial data in three-dimensional PET," *J Nuc Med*, Vol. 82, p. 1717.
- Z.H. Cho et al. (1990). "Incremental Algorithm - A new fast backprojection scheme for parallel beam geometries," *IEEE Trans Med Imag*, Vol. 9(2), p. 207.
- Y.J. He et al. (1993). "Incremental backprojection algorithm: Modification of the searching flow scheme and utilization of the relationship among projection views," *IEEE Trans Med Imag*, Vol. 12(3), p. 555.

# A velocidade de captação de $^{99m}\text{Tc}$ -MDP em lesões metásticas ósseas antes e depois da terapia com $^{89m}\text{Sr}$

Joseane Fonseca Souza<sup>1</sup>; Francisco J.H.N.Braga<sup>1,2</sup>

1-Departamento de Física e Matemática-FFCLRP-USP

2-Serviço de Medicina Nuclear-HCFMRP-USP

Av. Bandeirantes, 3900 - 14040-901 - Ribeirão Preto - SP

E-mail:jo@biomag.ffclrp.usp.br

**Resumo** - O metabolismo do estrôncio- $^{89m}$  no homem vem sendo investigado desde 1955 mas as mudanças na taxa de captação do difosfonado depois de uma dose terapêutica de  $^{89m}\text{Sr}$  não foram ainda determinadas. O objetivo deste trabalho é avaliar a velocidade de captação de  $^{99m}\text{Tc}$ -MDP em lesões metásticas ósseas, antes e depois de uma terapia com  $^{89m}\text{Sr}$ .

**Abstract** - Strontium metabolism in man has been under investigation since 1955 but the changes in diphosphonate uptake after a therapeutic dose of  $^{89m}\text{Sr}$  has not yet been determined. The aim of this paper is to evaluate the rate of  $^{99m}\text{Tc}$ -MDP uptake in metastatic bone lesions, before and after  $^{89m}\text{Sr}$  therapy.

## Introdução

O estrôncio- $^{89m}$  ( $^{89m}\text{Sr}$ ) tem sido largamente utilizado como terapia paliativa da dor em casos avançados de lesões metásticas no osso (LMO), principalmente de origem prostática. Pecher (1942) foi o primeiro a relatar uma possível função terapêutica do  $^{89m}\text{Sr}$ . O estrôncio, como o cálcio, pertence à família IIA da tabela periódica e é incorporado à hidroxiapatita. É emissor  $\beta$  puro, tem uma energia máxima de 1,46 MeV e meia-vida física de 50,5 dias. O alcance máximo de suas partículas é de 8 mm e a retenção em corpo inteiro varia entre 20 e 88% (Blake et al. 1986). Em geral, os difosfonados são usados para o segmento da terapia com  $^{89m}\text{Sr}$ , já que este não permite a realização de imagem. O metabolismo do estrôncio no homem vem sendo investigado desde 1955 (Harrison, 1955) mas as mudanças na taxa de captação do difosfonado depois de uma dose terapêutica de  $^{89m}\text{Sr}$  não foram ainda determinadas. O objetivo deste trabalho é avaliar a velocidade de captação de  $^{99m}\text{Tc}$ -MDP em lesões metásticas ósseas (LMO), antes e depois de uma terapia com  $^{89m}\text{Sr}$ .

## Materiais e Métodos

Foram estudados 8 pacientes terminais (com idades entre 56 e 74 anos), com LMO prostática disseminada, depois do consentimento destes. Nenhuma terapia hormonal estava sendo utilizada e a radioterapia convencional foi sempre limitada. Os pacientes receberam uma injeção de  $^{99m}\text{Tc}$ -MDP com uma atividade de 750 MBq e foram feitas aquisições dinâmicas por 20 minutos, cada imagem foi adquirida por 15 segundos (15

s/frame). Regiões-de-interesse (ROIs) foram desenhadas e destas foram geradas curvas tempo-atividade. As ROIs foram desenhadas, de um modo tal a se evitar áreas sob radioterapia. Essas áreas foram escolhidas por apresentar LMO avançadas. Depois desta primeira avaliação cada paciente recebeu 120 MBq de cloreto de  $^{89m}\text{Sr}$  IV. A segunda avaliação com MDP foi feita um mês depois.

## Resultados

As curvas obtidas em todos os estudos são multiexponenciais. Escolhemos o ângulo do primeiro segmento ( $\alpha_1$  e  $\alpha_2$ , antes e depois do  $^{89m}\text{Sr}$ , respectivamente) de cada curva com o eixo-x como representativo da mais rápida taxa de captação de MDP. O  $^{89m}\text{Sr}$  reduziu significativamente estes ângulos em todos os casos (Wilcoxon test,  $P=0,011$ ). Os resultados podem ser vistos na tabela abaixo. As grandes diferenças observadas podem ser explicadas pelo estado de atividade osteoblástica das várias áreas e pelas diferentes áreas do osso escolhidas para as ROIs (4 costelas, 2 fêmures, 2 vértebras).

Pacientes	$\alpha_1$	$\alpha_2$
1	61	50
2	42	21
3	50	22
4	59	41
5	47	24
6	51	27
7	58	35
8	44	28

Tabela: Ângulos do primeiro segmento da curva, antes e depois da terapia com  $^{89m}\text{Sr}$ .

### Conclusão

Lesões metásticas ósseas de origem prostáticas tem sua avidéz pelo MDP reduzida depois de doses terapêuticas de  $^{89m}\text{Sr}$ .

### Referências

- PECHER, C. Biological investigations with radioactive calcium and strontium: preliminary report on the use of radioactive strontium in the treatment of bone cancer. University of California Publications in Pharmacology (1942) 11:117-149
- BLAKE, G.M., ZIVANOVIC, A.J., McEWAN, A.J., ACKERY, D.M. Sr-89 therapy: Strontium kinetics in disseminated carcinoma of the prostate. Eur J Nucl Med (1986) 12:447-454
- HARRISON, G.E., RAYMOND, W.H.A. TRETHERWAY, H.C. The metabolism of strontium in man. Clin Sci (1955) 14:681-695

# Implementação de filtros de Wiener para imagens de emissão

V. A. Oliveira e M. B. Joaquim

Departamento de Engenharia Elétrica, EESC-USP  
CP 359, 13560-970, São Carlos, SP, Brasil  
vilmao@peterpan.sel.eesc.sc.usp.br

**Resumo** - Neste trabalho é apresentado um procedimento para utilização do filtro de Wiener com dados correlacionados. As medidas são representadas por um modelo de interação espacial não causal que descreve a dependência estatística entre os valores da imagem e seus vizinhos priori à restauração de Wiener. Imagens de raios gama planares do ciclo cardíaco são usadas na implementação.

**Abstract** - In this paper a procedure to use Wiener filter with correlated data is presented. The measurements are represented by a spacial non-causal interaction model which describes the statistical dependence among the image values and their neighbourhood before Wiener restoration. Gamma-ray planar images of cardiac cycle are user in the implementation of the algorithms.

## 1. Introdução

O processo de imagem de emissão apresenta uma distribuição de Poisson cujas taxas são estimadas com base nas contagens do dispositivo de obtenção de imagem. Desde que imagens de medicina nuclear são particularmente propensas a problemas originados de baixas contagens estatísticas e daí *quantum mottle* combinado com pobre resolução espacial do detector, as imagens resultantes requerem um substancial processamento. A restauração de Wiener tem se tornado o padrão de comparação de novas abordagens para imagens de emissão. Muitas implementações têm sido propostas<sup>1-3</sup>. Neste trabalho é apresentado um procedimento para implementar o filtro de Wiener.

## 2. Modelo Linear de Observação

É conhecido que o processo de emissão de fótons obedece uma distribuição de Poisson com parâmetros definidos pela fonte emissora. Além disso, usualmente admite-se que a densidade da imagem é relacionada linearmente com a intensidade do objeto. Portanto, o número de emissões  $g_i$  no intervalo  $(t_1, t_2)$  é uma variável aleatória com parâmetros dados pela taxa de emissões por unidade de área na região de  $(x, y)$ , com  $(x, y)$  coordenadas de uma fonte emissora. Incluindo um sistema detector e admitindo emissão isotrópica e um processo de Poisson homogêneo no tempo pode-se derivar, a menos de uma constante:

$$\sigma_i^2 = E\{g_i\} = \sum_{j=1}^N h_{ij} f_j \quad (1)$$

onde a intensidade do objeto é representada pelo vetor  $\mathbf{f}$   $N$ -dimensional com  $f_i$  gerados a partir da intensidade do objeto amostrada e  $h_{ij}$  é a PSF. A

equação (1) fornece a relação estatística entre as emissões do objeto e as saídas do detector.

O modelo de observação pode ser escrito na forma matricial  $\mathbf{g} = \mathbf{H}\mathbf{f} + \mathbf{n}$ , onde  $\mathbf{n}$  é o ruído de observação que é modelado pela distribuição de Poisson e  $\mathbf{H}$  é uma matriz de Toeplitz formada por  $h_{ij}$ . Estimativas ótimas de  $\{f_j\}$  sobre o domínio  $D$  do processo de Poisson com média e variância dadas por (1) podem ser obtidas<sup>4</sup>. Contudo, estudos sugerem que correlação espacial nas medidas frequentemente não é insignificante<sup>5</sup>. Portanto, neste trabalho um modelo baseado em pixels com um suporte não causal é considerado para as imagens degradadas antes da implementação do algoritmo de restauração.

## 3. Modelo de Interação Espacial

Considere outra fonte de ruído aditivo,  $\mathbf{q}$ , para a imagem degradada,  $\mathbf{g}$ , para representar erros devido às não uniformidades das variações dos elementos do detector e tamanho dos pixels das imagens. Portanto, o modelo de observação da imagem pode ser escrito como  $\mathbf{g} = \tilde{\mathbf{g}} + \mathbf{q}$ , onde  $\tilde{\mathbf{g}}$  é o vetor de medidas reais. Os ruídos  $\mathbf{n}$  e  $\mathbf{q}$  são admitidos não correlacionados com  $E\{\mathbf{n}\} = E\{\mathbf{q}\} = 0$ ,  $E\{q_i q_j\} = \Gamma \delta_{ij}$ , e  $E\{n_i n_j\} = (\sigma_{ij})^2 \delta_{ij}$ . Em seguida a imagem é descrita por um conjunto finito de níveis de cinza  $\{g(s)\}$ ,  $s = \{(i, j)\} \in S$ , onde  $g(s)$  é o nível de cinza em  $s = \{(i, j)\}$ ,  $S = \{s = (i, j), 1 \leq i, j \leq P\}$ ,  $P^2 = N$ . O nível de cinza  $g(s)$  pode ser representado como uma combinação linear de níveis de cinza  $g(s+r)$ ,  $r \in N_b$ , com  $N_b$  sendo uma vizinhança de  $s$ , mais um ruído aditivo. A imagem original é ajustada por um modelo apropriado que caracteriza a dependência estatística entre os níveis de cinza. Um modelo de interação espacial não causal autoregressivo (NCAR) em uma treliça toroidal finita fornece uma descrição das características da imagem. A representação em tre-



liça toroidal é uma abordagem para tratar imagens finitas que podem ser interpretadas como tendo continuidade sobre seus próprios limites sendo dobrada em um torus ou como uma aproximação em representação de treliça infinita. O modelo da imagem pode ser descrito como:

$$g(s) = \sum_{r \in Nb} \theta_r g_1(s+r) + \sqrt{\rho} w(s), s \in S \quad (2)$$

onde:

$$g_1((k,l) + (i,j)) = \begin{cases} g((k,l) + (i,j)) & \text{se } (k,l) + (i,j) \in S \\ g((k+i-1) \bmod P + 1, (l+j-1) \bmod P + 1) & \text{caso contrário} \end{cases}$$

com  $\{w(\cdot)\}$  uma seqüência de ruído Gaussiano mutuamente decorrelacionada com média zero e variância unitária, e  $(\{\theta_r, \rho\}, r \in Nb, \rho)$  parâmetros conhecidos.

No problema da restauração um modelo NCAR com parâmetros desconhecidos  $\{\theta_r, \rho\}, r \in Nb$  como em (2) é admitido para a imagem degradada. A estimativa de mínimos quadrados (LS) não é consistente para conjuntos de vizinhos não causais. Estimativas assintoticamente consistentes e não polarizadas podem ser obtidas via método de estimação de máxima verossimilhança (ML). Em geral a função log-verossimilhança é não quadrática nos parâmetros e requer o uso de estimação numérica. Uma aproximação assintótica, desenvolvida em <sup>6</sup>, para modelos treliça toroidal finita NCAR é utilizada aqui. Isto fornece estimativas aproximadas ML da distribuição Gaussiana. Com  $\tilde{g}(s)$  representado pelo modelo NCAR segue que ele tem esperança condicional:

$$E(\tilde{g}(s) | \text{todo } \tilde{g}(s+r), r \neq (0,0)) = \sum_{r \in Nb} \theta_r g_1(s+r) \quad (3)$$

Daí a esperança condicional acima que foi chamada  $\hat{g}(s)$ , é usada no procedimento de restauração em vez do vetor de medida original  $\tilde{g}(s)$ . A seqüência  $\tilde{g}(s)$  obedecendo (3) tem a propriedade de Markov fraca. Na forma de diagrama em blocos o modelo do sistema de imagem e estimação pode ser visto como na Figura 1.



Fig.1. Modelo da imagem e estimação.

#### 4. Implementação do Filtro de Wiener

Um filtro linear de restauração que usa um critério ótimo baseado na minimização do erro quadrático médio entre a imagem original e a imagem estimada é o filtro de Wiener. A restauração com filtro de Wiener tem sido referida para propósitos de comparação quando resultados de novas técnicas de restauração são apresentados. A principal dificuldade com o filtro de Wiener é que ele requer o espec-

tro da imagem original e do ruído. Ele é implementado principalmente no domínio da frequência provido controle adequado sobre o processo de restauração mau condicionado. O filtro de Wiener tem uma característica passa baixas cujo decaimento é dependente da relação da magnitude do ruído pela espectro da imagem original que governa a transição do enriquecimento até a atenuação das frequências espaciais na imagem restaurada. Admitindo um modelo de observação como o dado em §2, e denotando por  $S_{ff}(u,v)$  e  $S_{nn}(u,v)$  respectivamente, os espectros da imagem original e do ruído, com  $(u,v)$  variáveis de frequência, o espectro de potência da imagem degradada pode ser dado por:

$$S_{\tilde{g}\tilde{g}}(u,v) = S_{ff} |H(u,v)|^2 + S_{nn}(u,v) \quad (4)$$

Para obter  $S_{ff}$  estima-se  $S_{\tilde{g}\tilde{g}}$  e usa-se (4). Contudo, devido à natureza má condicionada da matriz H obtém-se uma pobre estimativa de  $S_{ff}$ . Daí a equação (4) é utilizada para estimar  $S_{ff}$  até um dado nível de limiar em  $S_{\tilde{g}\tilde{g}}$  ser atingido, seguindo a implementação dada em <sup>3</sup>. O nível médio de ruído é estimado a partir das frequências altas da imagem observada de acordo com Goodman & Belsher <sup>7</sup> que mostraram que  $S_{nn}$  tem um valor médio constante, igual àquele da contagem total da imagem. Para confirmar a aplicabilidade deste procedimento a figura (2) mostra uma imagem do ciclo cardíaco restaurada com e sem o modelo de interação espacial. O trabalho em progresso com um suporte de modelo não causal inclui implementações dos filtros de Wiener e Kalman de imagens SPECT.

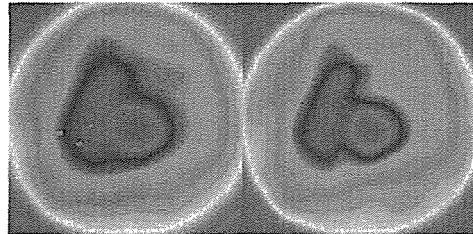


Fig.2. Restauração sem (esq.) e com o modelo (dir.).

#### Referências

- King, M. A.; Doherty, P. W.; Schwinger, R. B., A Wiener filter for nuclear medicine images. *Med. Phys.*, v.10, p. 876-880, 1983.
- Hon, T. C.; Rangayyan, R. M.; Hahn, L. J.; Kloiber, R., Restoration of gamma camera-based nuclear medicine images, *IEEE Trans. Med. Imaging*, v.11, p. 354-363, 1989.
- Penney, B. C.; Glick, S. J.; King, M. A., Relative importance of the error sources in Wiener restoration of scintigrams, *IEEE Trans. Med. Imaging*, v.9, p. 60-70, 1990.
- Kaufman, H.; Tekalp, A. M., Survey of estimation techniques in image restoration, *IEEE Contr. Systems*, v.11, p. 16-24, 1991.
- Oliveira, V. A.; Nightingale, J. M., Maximum entropy image restoration in nuclear medicine, *IEE Proceedings - I Commun. Speech and Vision*, v.137, p. 163-169, 1990.
- Chellappa, R.; Kashyap, R. L., Digital image restoration using spatial interaction model, *IEEE Trans. Acoust. Sign. Speech Proc.*, v.30, p. 461-472, 1982.
- Goodman, J. W.; Belsher, J. F., Fundamental limitation in linear invariant restoration at atmospherically degraded images, *SPIE*, v.75, p. 141-154, 1976.

# Determinação Automática das Regiões de Interesse em Estudos de Ventriculografia Radioisotópica

Luiz Cláudio Parzianello<sup>1</sup>; Sérgio Shiguemi Furuie<sup>1</sup>; Lincoln Moura<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Divisão de Informática, Instituto do Coração - HCFMUSP

Av. Dr. Enéas de Carvalho Aguiar, 44 - 05403.000 - São Paulo, SP

<sup>2</sup>Superintendência do Hospital das Clínicas - FMUSP

E-mail: parzianello@incor.usp.br

**Resumo** - Apresentamos um método para a determinação automática das regiões de interesse em estudos de ventriculografia radioisotópica (VR). O método utiliza informações *a priori* sobre a localização do ventrículo esquerdo (VE), além de uma versão modificada do operador Laplaciano da Gaussiana conjugado com operações de morfologia matemática. O algoritmo apresenta boa correlação com o procedimento manual, além de ser rápido e robusto.

**Abstract** - We present a method for the automatic determination of regions of interest in gated blood pool studies. The method uses *a priori* information about left ventricle location, and a modified version of the Laplacian of Gaussian operator is applied with some mathematical morphology operations, yielding the final regions. The algorithm showed to be highly correlated to the manual procedure, besides being to be fast and robust.

## Introdução

A VR é um procedimento não-invasivo, reprodutível, de fácil execução e de custo relativamente baixo, que permite avaliar o estado funcional de diversas patologias cardíacas, tanto em repouso quanto em estresse físico ou farmacológico. O fenômeno de interesse do estudo é a alteração dos volumes ventriculares num intervalo de contração cardíaca, de onde se obtém uma base para a descrição do desempenho ventricular através da análise visual da motilidade miocárdica regional e do cálculo de alguns parâmetros quantitativos que representam a função ventricular. Propomos um método simples, rápido e robusto, que determina automaticamente as regiões de interesse em estudos de VR, ou seja, as regiões referentes ao ventrículo esquerdo e ao fundo anatômico.

## Metodologia

As variações de intensidade que estão presentes numa imagem podem ser caracterizadas pela amplitude de seu gradiente, e as discontinuidades podem ser localizadas através de máximos na primeira derivada ou cruzamentos por zero na segunda. Parzianello *et al.*<sup>1</sup> mostraram que, modificando-se o uso do operador Laplaciano da Gaussiana<sup>2</sup> (Laplaciano da Gaussiana Modificado - LGM), pode-se realçar as estruturas presentes numa imagem radionuclídica, bem como indicar a localização das bordas através de seus cruzamentos por zero ou pontos de vale na distribuição de variações positivas.

Considerando a imagem como sendo um mapa de relevo, existem muitas formas de se localizar pontos nulos ou pontos em linhas de vale na superfície do terreno. Um dos algoritmos que executa rapidamente esta tarefa é conhecido como *watershed* (baseado em morfologia matemática), e foi utilizado na segmentação da imagem resultante do LGM.

Niemann *et al.*<sup>3</sup>, considerando invariável o protocolo de aquisição e a existência somente das câmaras cardíacas na imagem estudada, observaram que o pixel com máxima intensidade situado à direita do centro de gravidade da imagem diastólica apresenta grande possibilidade de pertencer ao VE. Baseados nesta suposição, Parzianello *et al.*<sup>2</sup> utilizaram uma função de pertinência nebulosa a fim de ponderar as variações de intensidade no LGM e permitir a localização do VE na presença de outros órgãos ou estruturas próximas à sua câmara. Assim, o pixel de maior intensidade resultante da normalização do LGM é considerado como pertencente à região ventricular esquerda em diástole, e pode ser utilizado como referência para a exclusão das regiões segmentadas não pertencentes ao VE.

O contorno do VE é parametrizado em relação ao ponto de referência determinado anteriormente (mapeamento radial) e, considerando-se este contorno como um sinal periódico no domínio radial, pode-se suavizá-lo através da conservação das três primeiras harmônicas da Série Trigonométrica de Fourier<sup>4</sup>. O resultado é um contorno mais suave, sem variações abruptas, que se assemelha à anatomia do VE.

Para os instantes não-diastólicos finais, o realce das bordas do VE pode ser obtido através de um mapeamento não-linear da distribuição de intensidades de cada pixel ao longo da imagem, estimando-se o contorno do VE a partir de cada contorno determinado no instante anterior. Da mesma forma que no final da diástole ventricular, os contornos obtidos também são suavizados através de filtragem radial.

A estimativa da radiação emitida pelo fundo anatômico do paciente é feita através da determinação de uma região situada à direita do VE (na imagem), no final da sístole ventricular. Para tornar este processo totalmente independente dos contornos determinados anteriormente, considera-se a aplicação do algoritmo *watershed* e a extensão da referência ventricular esquerda diastólica sobre o instante sistólico final (determinado automaticamente através de *imagens diferença*). Após uma combinação de algumas operações morfológicas simples, obtém-se uma região referente ao fundo anatômico: uma faixa de três pixels de largura situada quatro pixels à direita do segmento lateral do VE (parede livre).

## Materiais

Foram utilizados 107 estudos de ventriculografia radioisotópicas adquiridos no Serviço de Radioisótopos do Instituto do Coração - HCFMUSP (53 homens e 54 mulheres, com idades entre 1 e 76 anos e valores de fração de ejeção entre 8 e 78%). As hemácias foram marcadas através de técnica *in vivo*: uma injeção intravenosa de Pirofosfato e, 30 minutos após, uma injeção de Tc-99m (740MBq). Foram adquiridas 32 imagens em projeção oblíqua anterior esquerda em modo *frame*, utilizando-se um colimador LEAP e câmara à cintilação LEM+ conectada a um sistema MaxDelta (MicroVax 3300) da Siemens.

Todos os dados foram transferidos através de uma rede local de computadores para uma estação Sun Sparc10 e processados pelo método proposto, implementado em linguagem C sobre a plataforma AVS (Application Visualization System).

## Resultados

Devido a função de pertinência nebulosa conjugada à modificação do operador LGM ter apresentado uma indicação correta da posição do centro do VE em 100% dos casos estudados, a possibilidade de falha na determinação da região ventricular esquerda em seu instante de máxima expansão (final da diástole ventricular) dependerá de uma possível super-segmentação resultante do algoritmo *watershed*, que foi observada em 2,8% dos casos estudados e considerada tolerável devido a simplicidade do método utilizado.

A região correspondente ao fundo anatômico foi localizada erroneamente em 8,4% dos casos, pois a inclinação de ventrículos fortemente arredondados pode ser erroneamente estimada. Para os 91,6% dos casos em que o algoritmo determinou corretamente a localização da região de fundo, obteve-se um índice de correlação igual a 0,95 entre o método proposto e o procedimento manual executado por um especialista. O índice de correlação foi calculado em função do número de contagens emitidas pela região de fundo anatômico.

## Discussão e Conclusões

Pode-se dizer que é muito difícil, ou praticamente impossível, determinar automaticamente a localização exata do contorno ventricular esquerdo sem a utilização de alguma informação temporal considerada *a priori* e, neste caso, deve-se considerar a utilização de imagens funcionais na determinação do contorno do VE não-diastólico. A imagem funcional conhecida como *imagem de amplitude* da Série de Fourier pode ser considerada como uma referência, uma vez que permite a localização do septo atrio-ventricular.

Estamos em fase final de desenvolvimento de um algoritmo que quantifique automaticamente a função ventricular esquerda em estudos de VR, onde a análise de seu desempenho deverá ser feita em função dos valores de fração de ejeção e dos grupos de patologias apresentadas. Espera-se um elevado índice de correlação entre o método proposto e o procedimento manual executado por um especialista.

## Agradecimentos

Os autores deste trabalho gostariam de agradecer à CAPES e FAPESP, financiadores diretos deste projeto, e ao Serviço de Radioisótopos do Instituto do Coração - HCFMUSP, onde destacamos a colaboração de Agda Munhoz, que processou manualmente o conjunto de dados.

## Referências

- <sup>1</sup>PARZIANELLO, L. C.; FURUIE, S. S.; MOURA, L. Automated detection of the left ventricle contour in gated blood pool studies. *Anais VIII SIBGRAPI*, p.257-263, 1995.
- <sup>2</sup>MARR, D.; HILDRETH, E. Theory of edge detection. *Proc. Royal Soc. London*, v.B, n.207, p.187-217, 1980.
- <sup>3</sup>NIEMANN, H.; BUNKE, H.; HOFMANN, I.; SAGERER, G.; WOLF, F.; FEISTEL, H. A Knowledge based system for analysis of gated blood pool studies. *IEEE Trans. Pat. Anal. Mach. Intel.*, v.7, n.3, p.246-259, 1985.
- <sup>4</sup>EKMAN, M.; LOMSKY, M.; STRÖMBLAD, S. O.; CARLSSON, S. Closed-line integral optimization edge detection algorithm and its application in equilibrium radionuclide angiocardiology. *J. Nuc. Med.*, v.36, n.6, p.1014-1018, 1995.

# Quantificação do Movimento 3D do Miocárdio em Gated SPECT

Marco A. Gutierrez<sup>1</sup>, Sérgio S. Furuie<sup>1</sup>, Lincoln Moura<sup>3</sup>, José C. Meneghetti<sup>2</sup> e Cândido P. Melo<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Divisão de Informática - Instituto do Coração - HCFMUSP

<sup>2</sup> Serviço de Radioisótopos - DDI - Instituto do Coração - HCFMUSP

<sup>3</sup> Hospital das Clínicas - FMUSP

E-mail: gutierrez@incor.usp.br

**Resumo** - Os métodos convencionais para análise do movimento do ventrículo esquerdo (VE) são baseados em imagens planas e considerações geométricas que, em geral, são inválidas em ventrículos anormais. Propõe-se, neste trabalho, a quantificação do movimento 3D do VE em imagens de Medicina Nuclear (gated-SPECT), através da técnica de Fluxo Óptico estendida para o espaço voxel. O movimento das paredes do VE é representado por uma série de campos de vetores de velocidade 3D, os quais são calculados automaticamente para cada voxel na seqüência de volumes cardíacos.

**Abstract** - The conventional methods for analysis of LV wall motion abnormalities are based on planar images and geometrical analysis with many hardly fulfilled assumptions. This work describes a method which quantifies 3D LV motion by means of the optical flow technique extended to the voxel space. The LV wall motion is represented by a series of 3D velocity vector field which is computed automatically by the proposed method for each voxel on the sequence of cardiac volumes.

## Introdução

Nos últimos anos, tem aumentado o interesse em imagens quadridimensionais (4D) em estudos cardíacos. Nesses estudos, a aquisição de imagens tridimensionais (3D) utilizando uma técnica conhecida, tal como SPECT ou MRI, é sincronizada com o eletrocardiograma, gerando uma série de volumes do coração ao longo do ciclo cardíaco.

Tais séries de imagens 3D oferecem a possibilidade de quantificação da estrutura e funcionamento do ventrículo esquerdo (VE). Dependendo da modalidade da imagem estudada, pode-se medir o volume do VE, a massa do músculo cardíaco, o movimento e encurtamento segmentar da parede ventricular e a perfusão regional. A medida precisa desses parâmetros fisiológicos permite uma melhoria no diagnóstico das doenças do ventrículo e uma melhor avaliação da eficiência da intervenção médica em cardiologia.

Neste trabalho propõe-se um método baseado na técnica de Fluxo Óptico para quantificar o movimento do ventrículo esquerdo no espaço 3D. A abordagem aqui apresentada não considera nenhuma simetria ou homogeneidade do ventrículo esquerdo.

## Métodos

O Fluxo Óptico, conforme definido por Horn e Schunck<sup>1,2</sup>, é o movimento aparente dos padrões de luminosidade de um objeto, observado quando a câmera e o objeto apresentam movimento relativo. Em imagens, o Fluxo Óptico pode ser representado

por um vetor bidimensional de velocidade, associado a cada pixel no plano da imagem. O campo de vetores de velocidade especifica o movimento da luminosidade em cada ponto da imagem, à medida que câmera e objeto se movem.

No presente trabalho propõe-se a extensão da técnica desenvolvida para o espaço tridimensional<sup>1</sup>, o que significa calcular o Fluxo Óptico para todo o Espaço Voxel.

Se um dado voxel mover-se para a posição  $(\delta x, \delta y, \delta z)$  no instante de tempo  $\delta t$ , então a partir da hipótese proposta por Horn e Schunck<sup>1</sup>, pode-se escrever:

$$\nabla \vec{E} \cdot \vec{v} = -E_t \quad (1)$$

A equação (1) possui três incógnitas:  $v_x, v_y$  e  $v_z$ , componentes do vetor  $\vec{v}$ , e, sozinha, não é capaz de determinar o Fluxo Óptico unicamente. Entretanto, ela restringe as possíveis soluções. É possível calcular o Fluxo Óptico para imagens usando a equação de restrição (1) se a ela forem acrescentadas algumas hipóteses.

Neste trabalho considerou-se que voxels vizinhos apresentam velocidades próximas. A medida de suavidade para a velocidade utilizada foi o quadrado do gradiente nas direções  $x, y$  e  $z$ .

Utilizando-se métodos variacionais e resolvendo as equações diferenciais de Euler-Lagrange correspondentes para as variáveis independentes  $v_x, v_y$  e  $v_z$ , obtém-se:

$$\begin{cases} v_x = \bar{v}_x - \frac{E_x(E_x\bar{v}_x + E_y\bar{v}_y + E_z\bar{v}_z + E_t)}{\alpha_m^2 + E_x^2 + E_y^2 + E_z^2} \\ v_y = \bar{v}_y - \frac{E_y(E_x\bar{v}_x + E_y\bar{v}_y + E_z\bar{v}_z + E_t)}{\alpha_m^2 + E_x^2 + E_y^2 + E_z^2} \\ v_z = \bar{v}_z - \frac{E_z(E_x\bar{v}_x + E_y\bar{v}_y + E_z\bar{v}_z + E_t)}{\alpha_m^2 + E_x^2 + E_y^2 + E_z^2} \end{cases} \quad (2)$$

onde  $\bar{v}_x$ ,  $\bar{v}_y$  e  $\bar{v}_z$  são as velocidades médias dos voxels em uma região.

Para cada voxel existe um conjunto de três equações lineares. A matriz correspondente a esse sistema de equações é esparsa e de ordem elevada, uma vez que o número de linhas e colunas é três vezes o número de voxels no volume. Um método adequado para resolver tal conjunto de equações é o método ART "Arithmetic Reconstruction Technique", utilizado em problemas de Reconstrução Tomográfica, os quais apresentam sistemas lineares com características semelhantes.

## Resultados

O método proposto foi aplicado em uma seqüência de imagens 3D do coração (16 volumes), obtida em exame gated-SPECT de perfusão do miocárdio com MIBI<sup>99m</sup>Tc.

O campo de vetores de velocidade foi estimado utilizando-se a informação de 3 imagens da seqüência de 16 imagens 3D adquiridas. Cada imagem está contida em um Espaço Voxel com dimensões 64x64x21. O método ART foi utilizado para obtenção da solução do sistema de equações lineares apresentado em (9), com parâmetro  $\alpha_m = 10$  e após 72.675 iterações.

Para a visualização do campo de vetores de velocidade, apresenta-se um vetor sobre cada voxel. A magnitude de cada vetor é proporcional à velocidade do voxel e a direção e o sentido indicam o movimento do voxel no espaço (Figura 1).

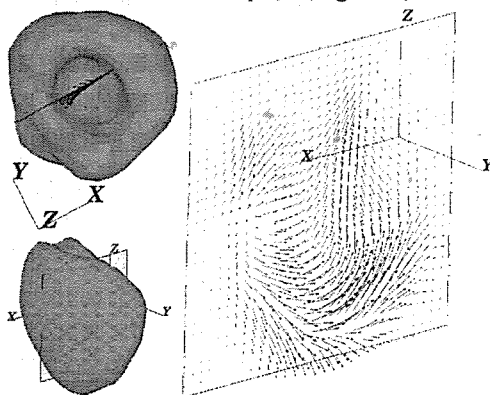


Figura 1. Campo de vetores de velocidade em um corte coronal em um ventrículo normal obtido durante a sístole.

## Conclusão

A possibilidade de, a partir de uma técnica não invasiva e bem estabelecida como o exame gated-SPECT, se estimar o movimento 3D do músculo cardíaco e representá-lo através de vetores espaciais, permite o estudo de novas quantidades físicas. A utilização desta informação 3D para medir, por exemplo, a variação da energia cinética do músculo durante o processo de deformação que ocorre no coração, possibilita uma contribuição inédita nos estudos de Medicina Nuclear (Gutierrez<sup>3</sup>). Outras quantidades físicas potenciais, como a medida da potência e do trabalho, global e regional, do músculo cardíaco podem ser estimadas de maneira análoga e constituem parâmetros importantes, que devem ser objeto de estudos seguintes a este trabalho.

## Agradecimentos

Este trabalho contou com o suporte financeiro da FAPESP-Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo (Projetos 92/0577-6, 93/0568-1) e da Fundação E.J. Zerbini.

## Bibliografia

- <sup>1</sup>HORN, B.K.P. e SCHUNCK, B.G. Determining optical flow, *Artificial Intelligence*, 1981, 17:185-203.
- <sup>2</sup>SHUNCK, B.G. The image flow constraint equation. *Computer Vision, Graphics and Image Processing*, 1986; 35:20-46.
- <sup>3</sup>GUTIERREZ, M.A. et al. 3D Analysis of left ventricle dynamics. In: *Computers in Cardiology 1994*. Los Alamitos: IEEE Computer Society Press, 1995:201-204.

# Avaliação do pré processamento das projeções em SPECT com phantom físico

Marina de Sá Rebelo<sup>1</sup>, Sérgio Shiguemi Furuie<sup>1</sup>, Rubens Abe<sup>2</sup>, Lincoln Moura<sup>3</sup>

<sup>1</sup> Divisão de Informática - Instituto do Coração - HCFMUSP

<sup>2</sup> Serviço de Radioisótopos - DDI - Instituto do Coração - HCFMUSP

<sup>3</sup> Hospital das Clínicas - FMUSP

E-mail: rebelo@incor.usp.br

**Resumo** - Neste trabalho, apresenta-se uma solução alternativa para a reconstrução de imagens tomográficas em Medicina Nuclear que usa o modelo de ruído de Poisson. O algoritmo proposto foi aplicado a um phantom físico e comparada com a metodologia usual de reconstrução em rotina clínica. A análise dos resultados mostrou que a aplicação do método melhora a qualidade das imagens reconstruídas.

**Abstract** - We present an alternative solution for the reconstruction of SPECT images using a Poisson Noise Model. The proposed algorithm was applied on a real phantom and compared to the standard clinical procedure. Results have shown that the proposed method improves the quality of the SPECT images.

## Introdução

A maioria dos sistemas comerciais de SPECT (Tomografia por emissão de fóton único ou *Single Photon Emission Computed Tomography* - SPECT) realiza a reconstrução tomográfica utilizando técnicas de reconstrução analíticas, utilizadas para imagens tomográficas de raios-x. Entretanto, existem aspectos na aquisição das imagens de SPECT que diferem fundamentalmente daqueles presentes na aquisição de raios-x, destacando-se, entre eles, a baixa relação sinal-ruído presente nas primeiras<sup>1</sup>. Assim, a incorporação de um modelo para o ruído durante o processamento torna-se uma questão importante. Supondo-se o modelo de ruído de Poisson, pode-se demonstrar que as projeções também são descritas por um processo de Poisson.

Este trabalho descreve uma técnica de reconstrução de SPECT que consiste, basicamente, da estimativa das projeções antes da reconstrução. Nesse processo, um modelo para a formação das projeções ruidosas é considerado. Antes da estimativa, o ruído de Poisson é transformado, aproximadamente, em ruído Gaussiano. A reconstrução é realizada pela técnica de Retroprojeção Filtrada. O método proposto foi aplicado a imagens de um *phantom* físico. A qualidade dos cortes tomográficos assim obtidos foi comparada à de cortes obtidos a partir de reconstrução utilizando Retroprojeção Filtrada com o filtro de Butterworth.

## Metodologia

A técnica proposta consiste, basicamente, em se estimar as projeções, considerando o modelo de formação das projeções ruidosas, antes do processo de reconstrução. Pode-se mostrar que a

transformação de Poisson em ruído aditivo Gaussiano (através da transformação de Ascombe) e independente do sinal, conjugada à estimativa, produz bons resultados<sup>2</sup>.

Estimador Heurístico utilizado: Um estimador ótimo (Wiener) é uma combinação linear dos dados originais e suavizados<sup>1</sup>. Um filtro heurístico não-linear (Maeda) com desempenho superior ao filtro de Wiener pode ser formulado usando a mediana local, ao invés dos dados originais<sup>1</sup>.

## Avaliação do Método

Os algoritmos de reconstrução tomográfica foram implementados em uma estação SUN Sparc 10, utilizando a plataforma de desenvolvimento AVS e linguagem C. O algoritmo proposto foi aplicado a imagens de um *phantom* físico obtidas em uma Câmara de Cintilação Siemens do Serviço de Radioisótopos da Divisão de Diagnóstico por Imagens do Instituto do Coração do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo (DDI - InCor - HCFMUSP). Os resultados obtidos foram comparados àqueles obtidos utilizando-se a Retroprojeção filtrada com filtro Butterworth, que é a utilizada na rotina do Serviço de Radioisótopos do InCor.

## Resultados

Os resultados foram obtidos a partir de imagens de um phantom geométrico cilíndrico. Seu interior foi preenchido com 70 mCi de Tc-99m dissolvido em água. O phantom possui uma região totalmente oca, onde a distribuição do material radioativo é homogênea e uma região onde estão presentes cilindros maciços de acrílico (região sem atividade, chamada na prática clínica de *ponto frio*)

e cilindros ocos, onde é possível inserir material radioativo com atividade diferente daquela colocada no phantom (a atividade colocada é superior à do fundo homogêneo, e os cilindros serão chamados de *pontos quentes*).

Foram avaliados a homogeneidade das contagens na região de fundo, o contraste entre os *pontos frios* e *quentes* e o fundo e a deformação geométrica dos cilindros nas imagens reconstruídas. Foram analisadas imagens adquiridas com baixa e alta estatística e baixa e alta amostragem angular.

A análise das imagens reconstruídas mostrou que a aplicação do método proposto melhorou a homogeneidade do fundo em todas as séries de imagens. O contraste dos *pontos quentes* melhorou nas séries com alta estatística, ocorrendo uma pequena diminuição na série com baixa estatística. O mesmo comportamento se observou para os *pontos frios*. A distorção geométrica das estruturas presentes nos cortes tomográficos diminuiu de maneira significativa nas imagens onde foi aplicado o estimador Maeda.

#### Discussão/Conclusões

A aplicação da estimativa das projeções para reconstrução em SPECT melhorou efetivamente a qualidade das imagens em relação aos parâmetros avaliados. Deve-se acrescentar que a escolha destes se deveu à sua importância na análise de imagens em rotina clínica, sendo a uniformidade e o contraste fatores primordiais na avaliação de sistemas tomográficos<sup>3</sup>. A distorção geométrica introduzida pelos métodos de processamento também é fator de extrema importância na avaliação de imagens de SPECT, especialmente em imagens cardíacas.

Mostrou-se, portanto, que a introdução de um modelo que incorpore informações sobre o processo de aquisição das projeções na etapa de pré-processamento permite que se obtenha imagens com qualidade superior aos métodos analíticos tradicionais e com tempo de processamento inferior aos métodos estatísticos.

#### Agradecimentos

Este trabalho contou com o financiamento da Fapesp (Projeto nº 92/0577-8) e da Fundação E.J.Zerbini (Processo nº 753/92/11).

#### Referências

- <sup>1</sup>JASZCZAK, R. J., COLEMAN, R. E., LIM, C. B. (1980), "SPECT: Single Photon Emission Computed Tomography". *IEEE Transactions on Nuclear Science*, Volume 27, Nº 3, Pages 1137-1153.
- <sup>2</sup>FURUIE, S.S., MASCARENHAS, N.D.A. (1992), "Tomographic Reconstruction of Images with Poisson Noise: Projection Estimation", *Automedica*, Volume 15, Nº 2, Pages 133-140.
- <sup>3</sup>GRAHAM, L. S., FAHEY, F. H., MADSEN, M.T., VAN ASWEGEN, A., YESTER, M. V. (1995), "Quantitation of SPECT Performance: Report of Task Group 4, Nuclear Medicine Comitee", *Medical Physics*, Volume 22, Nº 4, Pages 401-409.

# Controle de rejeitos radioativos em medicina nuclear

Staevie, G.L.G.; Gattringer, D.K.; Tessmann, M.; Dal Mas, C.R..

IPCT-Engenharia Biomédica  
Física Médica - HSL/PUCRS

**Resumo** - Esta pesquisa é uma coletânea de dados sobre o controle de rejeitos no setor de Medicina Nuclear do Hospital São Lucas da PUCRS, visando melhores meios de armazenamento, uma redução dos mesmos e uma otimização do serviço.

**Abstract** - This research is a collection of data about the control of waste in Medicine Nuclear of Hospital São Lucas of PUCRS. Purpose better means of storing, a decrease of same and a optimizing the service.

## Introdução

Tem-se como propósito otimização da coletânea e armazenamento do lixo radioativo adquirido devido ao crescente uso de radionuclídeos no setor de Medicina Nuclear do HSL - PUCRS, com um levantamento de dados sobre os radionuclídeos que entram e saem do hospital, o número de exames realizados por mês e a quantidade usada, objetivando-se um meio de diminuir a quantidade de lixo para posterior decaimento.

## Metodologia

Para a elaboração desta pesquisa, foram apanhados dados no setor de Medicina Nuclear durante um período de quatro meses. Os dados foram coletados semanalmente e foram tabelados de duas maneiras distintas. Uma das tabelas relaciona a quantidade de radionuclídeos que entram com a quantidade de rejeitos produzidos. A outra tabela foi elaborada a partir da relação dos exames realizados e a quantidade de radionuclídeos utilizados em cada exame. A partir dos dados tabelados obteve-se a estimativa de material radioativo que chega e que sai em forma de lixo do HSL/PUCRS. Tentando reduzir

estes dados fizemos um acompanhamento aos técnicos, orientando-os para diminuir o número de material colocado no depósito; sendo depositado somente o material contaminado.

## Resultados

Foi constatado que além de ter tabelas controladoras e havendo um correto descarte do material usado no setor de Medicina Nuclear, podemos diminuir o rejeito radioativo mesmo com um crescente aumento de exames; a uma quantidade considerável, para que não haja o acúmulo de lixo a ser armazenado para posterior decaimento em depósito apropriado.

## Discussão e Conclusão

Com a elaboração de tabelas que auxiliam o controle de radionuclídeos, obteremos dados para que estejamos informados caso ocorra uma demasia de rejeitos, e com o acompanhamento aos técnicos teremos a certeza de que estes serão corretamente desprezados.



## Referências

1

WEBB; STEVE, The Physics of Medical Imaging.,v.1,1993.

## Quarto de Iodoterapia

Pinto, A.L.A.<sup>1</sup>. Derivi, A.<sup>1</sup>. Bacelar, A.<sup>1,2</sup>. Ramos, F.R.<sup>1,2</sup>. Dias, T.M.<sup>1,2</sup>. Baptista, I.S.<sup>1,2</sup>.

<sup>1</sup> Grupo de Pesquisa e Pós-Graduação - Física Médica - HCPA

Rua Ramiro Barcelos, 2350 / 2200 - Porto Alegre (RS) 90035-003 Fax (051) 332 8324

<sup>2</sup> Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul - Instituto de Física

Av. Ipiranga, 6681 FAX (051) 339 1564 - Porto Alegre (RS)

E-mail: abacelar @music.pucrs.br

**Resumo** - Este trabalho tem por objetivo apresentar uma descrição dos procedimentos necessários para montagem, instalação e manutenção de um quarto de iodoterapia, tendo como meta principal uma melhor relação entre os fatores: necessidades do paciente e adequação com as normas de proteção radiológica estabelecidas pela Comissão Nacional de Energia Nuclear.

**Abstract** - This articles has the objective to show the description of rules necessities to assemble, to installation and maintenance the iodotherapy's room; and having the principal aim, get a better relation between the factors: necessities of the patient and the adaptation with the norms of protection radiologic established by the National Commission Nuclear Energy.

### Introdução

O Quarto de Iodoterapia é uma instalação com características bem peculiares, pois leva em consideração o aspecto psicológico de seus futuros ocupantes. Este Quarto se destina a pacientes que necessitam de terapia com o radioisótopo I-131 na faixa de 1110 a 7400 MBq por administração oral.

O atendimento a estes pacientes exige uma série de rotinas e procedimentos especiais, como: esclarecimentos relacionados à radiação, eliminação do radioisótopo, levantamentos radiométricos, higiene, alimentação e qualquer outro tipo de esclarecimento que se torne necessário. Os quais são seguidos pela equipe de enfermagem e físicos.

A aplicação da proteção radiológica deste quarto obedece todas as Normas de Diretrizes Básicas de Radioproteção.

### Metodologia

Para efeito de cálculo, tratamos o Quarto Terapêutico como se fosse um paralelepípedo. Colocamos o centro geométrico da face inferior (piso), a uma altura de 1,40m (localização da tireóide). Depois calculamos a blindagem necessária para que a taxa de exposição no centro geométrico exterior das outras cinco faces, estivesse dentro dos limites aceitáveis pela Norma de Diretrizes Básicas de Radioproteção, de acordo com a finalidade ou utilização da área adjacente a cada face (1mSv/ano). No cálculo da blindagem consideramos a fonte (paciente) móvel, e não fixa. A atividade máxima administrada a cada paciente é de 7400 MBq ou 200 mCi. A blindagem a ser adicionada, foi determinada considerando-se a condição que denominamos de pior caso; ou seja aquela em que

supomos ser a fonte puntual e de atividade semelhante a atividade máxima administrada ao paciente e localizada a uma distância de 10 cm de qualquer uma das paredes do quarto. A equação utilizada para a determinação da blindagem é:  $x = x_0 (d_0/d_1)^2 e^{-\mu I}$  onde,  $x$  = máxima exposição permissível,  $x_0$  = exposição a 1 m da fonte,  $d_0$  = distância da fonte a um ponto localizado a 1m de distância,  $d_1$  = distância ao ponto de interesse  $\mu$  = coeficiente de absorção linear e  $I$  = espessura da barreira. O Quarto é constituído de uma porta de entrada, contendo lâminas de chumbo de espessura de 06mm, uma ante-sala com outra porta de acesso ao quarto com 04mm de chumbo e banheiro com box fechado, vaso sanitário e pia com a fossa tendo uma blindagem de 09mm de chumbo. Este Quarto localiza-se em uma das extremidades do prédio, no 4º andar, tendo com isto dois lados livres e dois lados de controle (um quarto com permanência de indivíduos e outro de trânsito). Tendo tanto a face da frente quanto a lateral uma blindagem de 09mm de chumbo, com 210cm de altura. O Quarto apresenta ainda um biombo de proteção com 4mm de chumbo. Esta localização proporciona rápido acesso de pessoal qualificado (médicos, enfermeiros e físicos), no caso de algum problema com o paciente. Os pacientes submetidos a procedimentos diagnósticos com radioisótopos necessitam de alguns cuidados especiais. Aqueles que recebem doses terapêuticas de I-131 superior à 1110 MBq requerem hospitalização. O período de hospitalização será estabelecido pela Física Médica e pelo Serviço de Medicina Nuclear, variando conforme a dose administrada. O paciente será liberado quando a atividade for inferior à 1110 MBq. O tratamento do paciente pelo pessoal da enfermagem, quando necessário, será realizado com luvas, avental

plumbífero e com uso de canetas dosimétricas, e o tempo de permanência junto ao paciente será apenas o menor possível para os cuidados necessários. A leitura da caneta dosimétrica deverá ser anotado, bem como data, horário de entrada, cartão ponto do funcionário, tempo de permanência e rubrica do responsável da Física Médica. A Física Médica é notificada se ocorrerem vômitos nas primeiras 6 horas após a administração da dose ou derrame de urina nos primeiros dois dias, inclusive a noite. No caso de internação de pacientes dependentes, o Serviço de Nutrição prescreverá uma alimentação mais pastosa, eliminando, dessa maneira, alimentos que precisem ser cortados e facilitando a digestão. Estes pacientes serão sondados, e o recipiente coletor de urina ficará dentro de caixa revestida de chumbo, sendo o esvaziamento de urina feito diversas vezes, para que não haja acúmulo da mesma.

O paciente, logo após a baixa, é orientado sobre o radioisótopo a ser administrado e alguns cuidados básicos que deverá seguir para contribuir para o perfeito andamento de seu tratamento.

### Resultados

A este quarto foram submetidos 118 pacientes os quais receberam doses de I-131 com atividades entre os valores já citados. Verificou-se que aqueles que receberam doses com atividades superiores ou iguais a 3700 MBq (60%), apresentaram, em sua grande maioria náuseas acompanhadas de vômitos, fato este que embora desagradável para o paciente, foi de grande utilidade na determinação da eficiência do sistema quarto-paciente.

### Conclusão

No planejamento deste quarto se levou em consideração todas as necessidades físicas e psicológicas do paciente sendo estas supridas por um atendimento mais individualizado da equipe de enfermagem. Equipe esta que apresenta treinamento e conhecimentos básicos das normas de radioproteção tais como: blindagem, distância e tempo. Conceitos estes fundamentais para trabalhadores na área de radiações ionizantes. Desta forma obtivemos um atendimento rápido, ágil, dentro das normas de radioproteção e sobretudo mais humano.

### Bibliografia

[1] WORLD CONGRESS OF MEDICAL PHYSICS - "Consideration of Iodine Therapy". Pinto A. L. et al . pag. 723 volume II.

[2] RADIOLOGICAL PROTECTION IN NUCLEAR MEDICINE SERVICE. A.C Freitas, pag. 820 volume II 1994.

[3] THE RADIOACTIVE PATIENT - Earl Van Roosenbeex. Editora Edeand Bluchen Ltda.

# Definição de bordas em imagens de estudos renais dinâmicos

Guedes, Germano P.,<sup>1</sup> Brunetto, Sérgio Q.<sup>1,2</sup>

<sup>1</sup>Departamento de Física e Matemática / FFCLRP-USP, Av. Bandeirantes, 3900, Ribeirão Preto - SP

<sup>2</sup>Centro de Engenharia Biomédica - CEB / Unicamp, Campinas - SP

E-mail: germano@biomag.ffclrp.usp.br

**Resumo** - Este trabalho mostra um tratamento estatístico aplicado à seqüência de imagens em estudos renais dinâmicos para a definição dos contornos dos rins, criando uma *região de interesse* (ROI) cuja geometria deverá adaptar-se, em cada imagem, à geometria da área captante dos rins [1].

**Abstract** - This work shows a statistical procedure applied to a set of images of renal function study to define a region of interest (ROI) on the kidney's contours, whose geometry will adapt to the emitting area in every frames [1].

## Introdução

As técnicas de diagnóstico por imagens, i.e. radiografia, ressonância nuclear magnética, ultra-som, tomografia, etc, são úteis para a avaliação morfológico-anatômica de órgãos e tecidos. Neste panorama, os estudos cintilográficos na medicina nuclear aparecem como um complemento do diagnóstico, fornecendo informações adicionais sobre a sua fisiologia por meio de curvas paramétricas que quantificam a atividade do órgão em estudo, permitindo assim uma análise funcional através de parâmetros numéricos. Pode-se estimar, por exemplo, a vascularização pulmonar, a função das células hepáticas e função renal, entre outros. Neste último, gráfica-se a concentração de material radioativo nos rins em função do tempo, *curva tempo-atividade* (renograma), da qual são extraídos os parâmetros de imagem interessantes ao diagnóstico.

Para a obtenção do renograma, injeta-se uma substância marcada com isótopo radioativo (radiofármaco) por via intravenosa; a partir deste instante, toma-se uma seqüência de 128 a 150 imagens (*frames*) temporalmente espaçadas; em seguida, escolhe-se uma imagem na qual é desenhada, em torno dos rins, uma *região de interesse* (ROI) que é copiada nas imagens restantes; calcula-se, para cada imagem, o total de contagem dentro desta região, graficando-se para cada imagem (tempo) a respectiva contagem (atividade).

## Objetivo

Este trabalho visa encontrar um procedimento matemático para a definição dos contornos dos rins (ROI) cuja geometria deverá adaptar-se à concentração de material radioativo em cada imagem, ou seja, cada *frame* terá a sua respectiva ROI. Após exaustivos testes,

implementar-se-á este procedimento em um serviço de medicina nuclear.

## Materiais e métodos

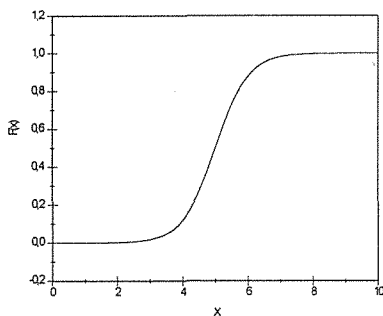
Utiliza-se um programa aplicativo para tratamento de imagens (Khoros - cantata), que possui ferramentas básicas de tratamento de imagens em ambientes UNIX (Sun) e LINUX (Pentium).

As imagens, no formato *bitmap* com 256 níveis de cinza (8 bits), foram obtidas por uma máquina SOPHA e fornecidas pelo serviço de medicina nuclear do Hospital das Clínicas da Unicamp (Campinas-SP).

A variação temporal da concentração do radiofármaco nos rins implica na variação das suas dimensões visíveis, dificultando a adoção de um tratamento generalizado. Assim, deve-se buscar, nas imagens, parâmetros estatísticos que reflitam as características quantitativas de cada *frame*.

Este parâmetro desempenha um papel fundamental no processamento, pois opera, juntamente com os valores das contagens dos *pixels* nas transformações matemáticas elementares sobre as imagens. O resultado é uma imagem na qual são enfatizados os *pixels* cujas contagens estejam numa faixa de valores desejada, destacando as regiões correspondentes aos rins e definindo melhor os seus contornos. Este procedimento é conhecido como *mapeamento de valor de pixel*, e a seleção da região dos rins segue um tratamento estatístico do histograma *frame-a-frame*. Um exemplo de função é ilustrado na

Fig. 1, onde é graficada a função tangente hiperbólica simples,  $F(x)=(1+\tanh(x-\alpha))/2$ , o parâmetro " $\alpha$ " é o limiar (*threshold*) determinado do histograma [1-3] Esta função, apesar de simples, ilustra como funciona o mecanismo de mapeamento de valor de pixel.



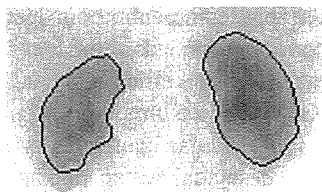
**Fig. 1:** Mostra um exemplo de função usada para mapeamento de valor de pixel,  $F(x)=(1+\tanh(x-\alpha))/2$ ,  $\alpha=5.0$ . O parâmetro “ $\alpha$ ” é extraído da imagem. Os *pixels* com contagens superiores a  $\alpha$  são destacados, ao contrário dos que estão abaixo deste limiar.

## Resultados

Utilizando a função tangente hiperbólica, mostrada na Fig. 1, seguida de operações como filtrações, *threshold* e detetores de bordas (gradiente), obtivemos o contorno dos rins (linha mais escura) em uma imagem típica de estudo renal dinâmico, Fig. 2. Pode-se perceber que a ROI abrange toda a área dos rins onde a contagem é relevante.

## Discussão e Conclusões

O algoritmo proposto mostrou-se bastante eficiente quando aplicado a imagens com bom contraste entre a região dos rins e o fundo (BG), como mostrado na Fig. 2, facilitando o cálculo dos parâmetros. No entanto, devemos testá-lo para imagens com menor contraste, bem como em estudos com pacientes transplantados.



**Fig. 2:** Imagem de estudo renal dinâmico com o contorno dos rins destacado pelo algoritmo proposto.

## Referências

- [1] M. XU, P.D. CUTLER, W.K. LUK, “Adaptive, segmented attenuation correction for whole-body PET imaging.” *IEEE Trans. Nul. Sci.*, vol. 43(1), 1996.
- [2] M. XU, W.K. LUK, P.D. CUTLER, W.M. DIGBY, “Local threshold for segmented attenuation correction of PET imaging of the thorax.” *IEEE Trans. Nul. Sci.*, vol. 41(4), 1994.
- [3] N. OTSU, “A threshold selection method from grey-level histograms.” *IEEE Trans. Syst. Man. Cybern.*, vol. 9(1), 1979.

---

13.

RADIOLOGIA  
DIAGNÓSTICA

---



# Construção e Utilização de Fantomas Homogêneos para Padronização de Imagens Radiográficas

Diana Rodrigues de Pina<sup>1,2</sup>; Thomaz Ghilardi Netto<sup>1,2</sup>; Sérgio Rocha<sup>2</sup>; Marco Aurélio Côrte Brochi<sup>2</sup> e Dr. Clóvis Simão Trad<sup>2</sup>.

<sup>1</sup>Departamento de Física e Matemática - FFCLRP/USP

Avenida Bandeirantes - 3900 - Monte Alegre. CEP 14040 901 Ribeirão Preto - SP

<sup>2</sup>Centro de Diagnóstico para Imagem e Física Médica FMRP/USP

**Resumo** - Neste trabalho foram construídos fantomas homogêneos de tórax, crânio e pélvis<sup>1,2</sup>, para calibração de feixes de raios-X, com o objetivo de obter imagens radiográficas de qualidade, baseadas na rotina de um serviço de radiodiagnóstico e no conhecimento científico. Serão abordadas questões que vão desde escolha do equipamento adequado, obtenção de combinações de kVp e mAs que produzam imagens radiográficas de qualidade, até a reprodução dessas combinações para qualquer equipamento de raios-X diagnóstico convencional. É apresentada também a comparação das doses proporcionadas pelas combinações de kVp e mAs encontradas neste trabalho e pelas usadas na rotina do serviço de radiodiagnóstico do Hospital das Clínicas de Ribeirão Preto (HCRP).

**Abstract** - In this work were built homogeneous phantoms of chest, skull and pelvis<sup>1,2</sup>, for the calibration of X-ray beams, aiming to obtain radiographic images of good quality, based upon the routine of a radiodiagnostic service and scientific knowledge. Questions will be presented about the choice of the adequate equipment, obtention of kVp and mAs arrangements that produce radiographic images of good quality, and the reproduction of these arrangements to any conventional diagnostic X-ray equipment. Also presented is the comparison of doses from the kVp and mAs arrangements proposed in this work, and those used in the routine of the of the Hospital das Clínicas de Ribeirão Preto's radiodiagnostic service (HCRP).

## Introdução

O princípio do radiodiagnóstico consiste no fato de que o feixe de raios-X são atenuados em graus diferentes em tecidos distintos. Por essa razão, as estruturas anatômicas têm distintas opacidades radiológicas, que produzem a imagem radiográfica.

Os progressos em radiologia estão relacionados com o desenvolvimento de novos sistemas de formação de imagens radiográficas que possibilitam um aumento na qualidade, com baixa dose no paciente. O objetivo deste trabalho é a avaliação sensiométrica de um sistema tela-filme, que ainda é o mais utilizado, para padronização de imagens radiográficas.

## Metodologia

Para a realização deste estudo, construímos fantomas homogêneos que apresentam características de absorção e espalhamento semelhantes às de tórax, crânio e pélvis, com base em trabalho publicado pela ANSI<sup>1</sup>.

Através do método de sensimetria de tempo escalonado (são feitas várias exposições no filme, mantendo fixas a distância foco-filme e a kVp, variando o tempo de exposição) determinamos as combinações de kVp e mAs (para

distância foco-filme de 1,2 m) que produziram densidades ópticas em torno de 1,0 acima da densidade de base mais "fog", para cada um dos fantomas homogêneos.

A seguir, aplicamos essas combinações para produção de imagens radiográficas do tórax, crânio e pélvis de um fantoma antropomórfico<sup>3</sup>. As imagens obtidas foram avaliadas por radiologistas do HCRP que selecionaram a melhor imagem radiográfica e, consequentemente a melhor combinação para cada exame.

Finalmente, utilizando dosímetros termoluminescentes de fluoreto de lítio (LiF), determinamos a dose na superfície de entrada do fantoma antropomórfico para cada exame, com as melhores combinações de kVp e mAs encontradas neste trabalho e as combinações utilizadas na rotina do serviço.

## Resultados

As figuras A e B, ilustram, respectivamente as imagens radiográficas de crânio obtidas com a combinação de kVp e mAs aqui proposta e a usada na rotina do serviço.



Figura A

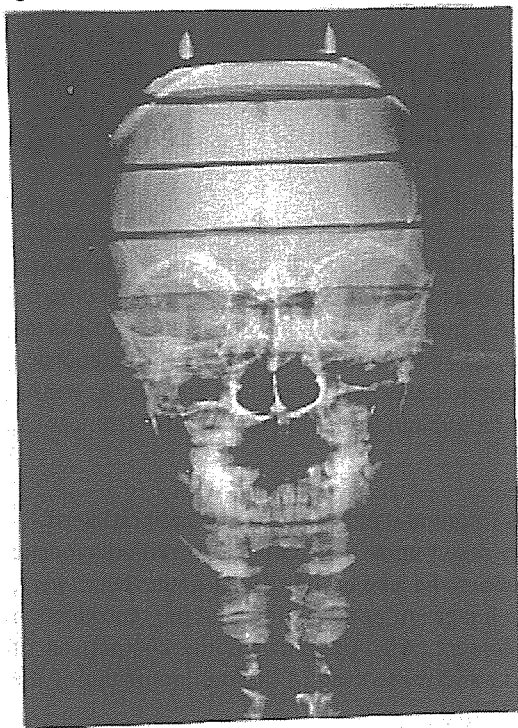


Imagem obtida com a técnica encontrada neste trabalho.

Figura B

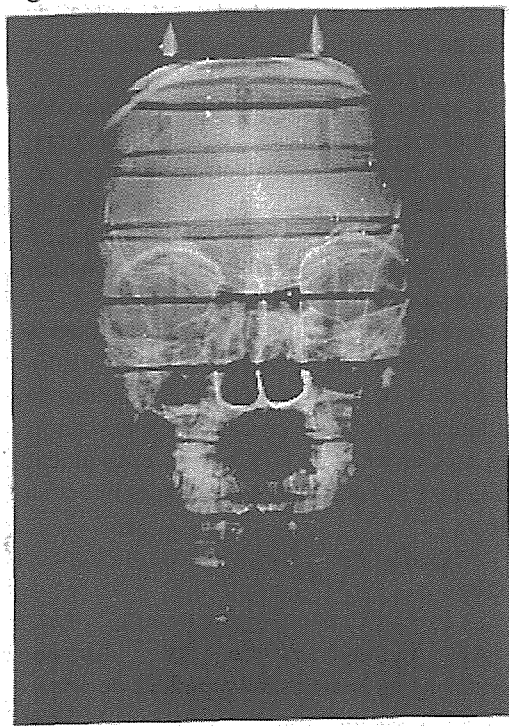


Imagem obtida com a técnica utilizada na rotina do serviço

Na tabela 1, são apresentadas as combinações de kVp e mAs propostas neste

trabalho ( $kVp_1$  e  $mAs_1$ ) e as combinações ( $kVp_2$  e  $mAs_2$ ) utilizadas na rotina do serviço com suas respectivas doses, ( $D_1$  e  $D_2$ ), determinada em mGy. O percentual de aumento de dose (%AD) devido a essas combinações e o limite de dose por exame<sup>4</sup> de tórax, crânio e pélvis ( $D_3$ ) também são apresentadas.

Tabela 1 - Combinações de kVp e mAs, com suas respectivas doses, encontradas neste trabalho e as combinações usadas na rotina do serviço para exame de tórax, crânio e pélvis.

Exame	Torax	Crânio	Pélvis
$kVp_1$	115,00	70,00	70,00
$mAs_1$	0,60	16,00	16,00
$D_1$ (mGy)	0,13	0,71	0,82
$kVp_2$	68,79	60,00	60,00
$mAs_2$	13,00	64,00	57,00
$D_2$ (mGy)	0,40	1,80	2,50
%AD	122,22	153,52	204,88
$D_3$ (mGy)	0,16	2,00	4,00

#### Discussão e Conclusão

Podemos concluir que as combinações de kVp e mAs propostas neste trabalho forneceram imagens radiográficas de qualidade, o que é evidenciado pela boa definição da coluna cervical, do processo adenóide, das células etimoidais e crista gali, conforme pode ser visto na figura A, além de diminuir a dose no paciente.

Se for estabelecido um programa de controle de qualidade com a padronização das técnicas encontradas, em todos os equipamentos, poderemos obter uma redução de custo do serviço, devido a diminuição da taxa de rejeição de filmes.

#### Referências

- <sup>1</sup>American National Standard.; "Method for the Sensitometry of Medical X-ray Screen-Film-Processing Systems"; ANSI, PH2.43, 1982.
- <sup>2</sup>Gray, J.E.; "Quality Control in Diagnostic Imaging", Rockuille, USA, 1993.
- <sup>3</sup>International Comission on Radiation Units and Measurements, ICRU REPORT 48; "Phantoms and Computational Models in Therapy, Diagnosis and Protection", U.S.A. June 1992.
- <sup>4</sup>International Atomic Energy Agency; International Basic Safety Standards for Protection Against Ionizing Radiation and for the Safety of Radiation Sources, Gov/2515, 11 abril 1994.

## Analizador de Feixe de Raios-X diagnóstico

Carlos Alberto Pelá, Eldereis de Paula, José Luiz Bruçó, Thomaz Ghilardi Netto.

CIDRA-FFCLRP-USP Ribeirão Preto-SP

Av. Bandeirantes 3900 14040-901 - Ribeirão Preto - São Paulo.

E-mail: pela@biomag.ffclrp.usp.br

**Resumo** - O presente trabalho apresenta um dispositivo desenvolvido para a determinação de parâmetros físicos necessários ao desempenho e avaliação de equipamentos de raios-X médico-odontológico. Foi utilizado um conjunto de 9 diodos ligados cada qual a um amplificador de sinal. As saídas desses amplificadores foram ligadas às entradas de uma placa conversora de sinal analógico para digital, placa esta instalada em um computador PC -AT. O feixe de raios X passa por filtros de cobre, de diferentes espessuras, antes de atingir os diodos. Os dados obtidos por este sistema são processados pelo microcomputador que fornece a medida da quilovoltagem de pico(kVp) bem como outros fatores como forma de onda, espessura total da filtragem, camada semi-redutora(C.S.R), taxa de exposição e tempo de exposição.

**Abstract** - The present work introduces a device developed to determine the physical parameters useful to the evaluation of both dental and medical X-ray equipments. We make use of 9 detectors connected each one to a signal amplifier. The amplifiers output has being connected to a Analog to Digital Interface plugged in a PC-AT microcomputer. The X-ray pass through filters before reaching the detectors. The data collected by microcomputer is used to calculate the kVp and other factors as total tube filtration, waveform, half-value layer, exposure rate and exposure time.

### Introdução

Diversos métodos não invasivos tem sido buscados para a determinação dos parâmetros físicos responsáveis pela geração de feixes de raios-X utilizados no ra-diodiagnóstico médico. Neste trabalho apresentamos um sistema que, além dos parâmetros convencionais, fornece a filtragem total do equipamento de raios-X. Isto em uma única exposição.

### Metodologia

O sistema analisador é composto de 9 fotodiodos comerciais (SFH206) dispostos segundo uma matriz quadrada 3X3 convenientemente alojados em receptáculos de chumbo tendo na parte superior filtros de cobre, com espessuras variáveis (0 a 6 mm).

Cada diodo com sua amplificação específica é conectado a uma interface análogo digital que por sua vez está acoplada a um microcomputador tipo PC-AT. A metodologia utilizada na determinação do kVp, filtragem total, C.S.R. e taxa de exposição se baseia em um método semi-empírico por nós desenvolvido. Os dados tomados pelos fotodiodos são comparados com aqueles calculados através de espectros de raios-X simulados onde se considera a absorção do feixe nos filtros e a energia absorvida nos diodos. Como a simulação não concorda exatamente com os valores medidos (desvios da ordem de 10%) para uma dada condição, se coloca ganhos específicos aos sinais

dos diodos de modo a se reproduzir exatamente os valores simulados. Isto feito por exemplo para 50 e 110 kVp e 3 mm de Al de filtragem total, constituem a calibração do sistema, permitindo posteriormente identificar outras condições geradoras do feixe na faixa de 20 a 150 kVp e filtragens totais equivalentes desde 0,6 a 6 mm de alumínio com um erro menor que 3% na determinação do kVp.

A camada semi-redutora é calculada por simulação e a taxa de exposição a partir do sinal de um diodo com correção de sua dependência energética.

Os feixes de raios-X foram obtidos com uma maquina Phillips "SUPER M80", trifásica de 6 pulsos.

### Resultados

As tabelas 1 a 4 mostram um conjunto de medidas para diversas condições de feixe de radiação sempre comparadas com o valor médio da tensão obtida de um divisor de tensão Siemens (7395-072) e utilizada como referência.

Tabela1. Comparação entre medidas de kVp e Filtração Total.

kVp medida com o divisor de tensão	Filtração Total (mm Al)	kVp calculada (kVp)	Filtração Total calculada (mm Al).
39.2	1.0	39	1.2

47.0	2.0	47	2.2
84.0	5.0	85	5.0
96.2	3.0	95.0	3.2
123.8	5.0	126	5.0
135.4	3.0	137	2.8

Na tabela 2 temos uma intercomparação com outros instrumentos disponíveis, não havendo uma preocupação quanto a atualização de suas calibrações.

Tabela2. Intercomparação entre medidas de kVp com diferentes equipamentos disponíveis.

Referência (divisor de tensão)	Analizador de feixe de radiação	Medidor digital Victoreen (07-473)	Medidor Victoreen NERO (6000A)
66.7	67	65.8	65.1
94.8	94	94.1	92.3
104.3	104	103.0	101.2
109.4	111	112.5	106.0
123.5	124	121.2	119.3

Na tabela3 temos medidas de camada semi-redutoras calculadas e obtidas experimentalmente através de método convencional.

Tabela3. Avaliação das medidas de camada semi-redutora:

Filtração Total Alumínio (mm)	kVp medida com divisor de tensão (kV)	CSR Calculada (mm Al)	CSR Experimental (mm Al)
3.0	41.8	1.7	1.5
3.0	84.5	3.3	3.2
3.0	131.3	5.3	5.2
5.0	58.6	3.0	3.0
5.0	85.1	4.3	4.2
5.0	104.1	5.4	5.3

Finalmente na tabela 4 temos uma comparação entre razão de taxas de exposição obtidos com diodo e câmara de ionização.(Keythley-90035). O fator de calibração é um número relativo utilizado na correção das leituras do diodo

Tabela4. Avaliação de medidas de taxa de exposição.

kVp medida com divisor de tensão (kV)	Filtração Total (mm Al)	Fator de Calibração	Razão leitura Diodo/Câmara
67.2	3.0	130.5	1.02
96.0	3.0	116.2	0.99
131.3	3.0	100.4	1.0
58.6	5.0	131.1	1.03
85.1	5.0	116.3	1.03

123.8	5.0	95.8	1.03
-------	-----	------	------

## Discussões e conclusões

O sistema desenvolvido tem sua faixa de atuação ampliada com relação a equipamentos similares.

## Agradecimentos

Agradecemos ao PADCT/CNPq pelo financiamento do projeto e a MRA Indústria de Equipamentos Eletrônicos, pelo apoio na confecção dos protótipos.

# Observações Preliminares da Relação Entre Técnica Radiográfica e Doses em Pacientes Submetidos a Exames Radiográficos Convencionais

João G. Tilly Jr.<sup>1</sup>; Thomaz Ghilardi Netto<sup>2</sup>

<sup>1</sup> Secretaria de Estado da Saúde do Paraná - CSVS - SPR

<sup>2</sup> Centro de Instrumentação e Dosimetria das Radiações - USP / RP

**Resumo** - Este trabalho apresenta uma avaliação da dose de entrada à superfície em pacientes submetidos a exames reais, proporcionada pela técnica radiográfica presente em 10 salas da cidade de Curitiba - PR no período de 12/95 a 04/96. Objetiva delinear as bases para estudos mais extensos, de nível local ou regional. É resultado da cooperação entre a SESA-PR e CIDRA-USP no desenvolvimento de pesquisa e capacitação técnica em saúde pública.

**Abstract** - This work presents an evaluation of entrance skin dose in patients submitted at real examinations, arising from present radiographic technic in 10 rooms of county of Curitiba - PR, between 12/95 and 04/96. Objectify outline the basis for extensive studies, on local or regional level. Is the result of cooperation between the SESA-PR and CIDRA-USP in development of research and technical capacitation on public health.

## Introdução

O exame radiográfico, uma vez clinicamente justificado, deve ter os processos de obtenção da imagem otimizados. O emprego ótimo da prática radiográfica implica em conjugar três importantes fatores<sup>1</sup>:

- qualidade diagnóstica da imagem;
- dose de radiação para o paciente;
- técnica radiográfica empregada.

O grau de otimização de uma prática pode ser indicado pela quantidade de radiação entregue ao paciente.

A dose de entrada à superfície (D.E.S.) é a quantidade preferível para representar a dose no paciente, pois pode ser facilmente medida, ao contrário da dose efetiva ou da energia cedida, que não podem ser medidas diretamente e envolvem considerações que limitam sua objetividade como indicadores.

Informações apropriadas sobre doses decorrentes de exames radiográficos são limitadas. A superação desta dificuldade é a motivação fundamental para a realização deste trabalho.

## Métodos

Este estudo foi baseado na observação da D.E.S. em pacientes adultos de dimensões típicas (70 kg  $\pm$  10) proporcionada pela técnica radiográfica corrente, em 10 salas de exames radiográficos escolhidos aleatoriamente entre instalações não especializadas. Concentrou-se em exames simples de tórax PA, tórax PA + LAT e abdômen AP; e exames complexos de urografia excretora (UE).

As medidas compreenderam aproximadamente 10 pacientes por sala, para os exames simples e 3 para UE. Para cada exame foram atados TLDs, especialmente calibrados, à pele dos pacientes, enquanto que detalhes dos exames e equipamentos foram anotados em formulários desenvolvidos para o estudo.

Os TLDs foram utilizados para determinação da D.E.S., que inclui a radiação retrodifundida pelo paciente. As técnicas radiográficas ajustadas em cada uma das exposições (tensão, corrente, tempo, tamanho de campo e distância foco-filme) foram determinadas pelos técnicos em radiologia que operavam cada equipamento.

As leituras TL obtidas foram corrigidas para eliminação de influências espúrias e depois transformadas, por fatores de correção previamente determinados, em D.E.S.

Procedeu-se testes de exatidão nos equipamentos geradores de raios X para verificação da tensão de pico e filtração, entre outros, a fim de certificar-se da energia de cada irradiação.

### Resultados Preliminares

Estão representados nas figuras 1 e 2 os histogramas contendo a distribuição de D.E.S. para os exames de tórax e abdômen medidos em todas as salas. Uma larga distribuição de doses fica claramente demonstrada.

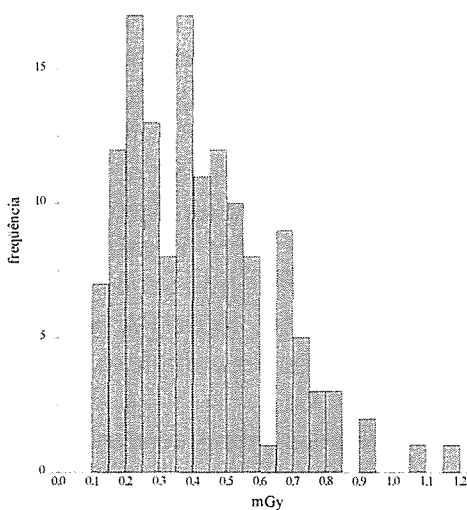


Figura 1  
Medidas de D.E.S. - TÓRAX PA

### Discussão

Uma análise completa dos resultados, baseado nas diferenças entre salas, deve considerar os diversos fatores envolvidos, como os devidos às diferenças entre pacientes, sensibilidade do sistema de imagem e de técnica radiográfica. E, constará

de um trabalho vindouro detalhando as razões para a larga distribuição observada.

### Conclusão

Os resultados estão em razoável concordância com resultados de outros estudos, notadamente quanto aos valores médios das D.E.S. em cada exame, no en-

tando o range de distribuição de doses é consideravelmente menor que os publicados por Shrimpton *et al*<sup>2</sup> e N.C.R.P.<sup>3</sup> devido, fundamentalmente, à quantidade de pacientes estudados. Assim, à partir de estudos mais extensivos, os resultados poderão ser usados no estabelecimento de um range aceitável de doses, assim como linhas de orientação para a prática radiográfica corrente. E, possibilitará a estimativa de dose coletiva populacional devido ao uso de raios X para fins diagnósticos.

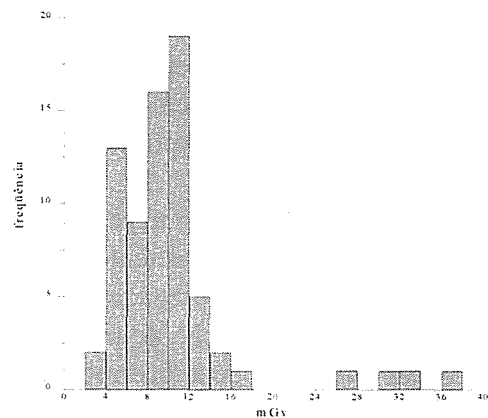


Figura 2  
Medidas de D.E.S. - ABDÔMEN AP

### Referencias

- <sup>1</sup>C.E.C. STUDY GROUP. Quality criteria for diagnostic radiographic images. Working document XII / 173 / 90, 1990.
- <sup>2</sup>SHRIMPTON, P. C.; WALL, B. F.; JONES, D. G.; FISHER, E. S.; HILLIER, M. C.; KENDAL, G. M.; HARRISON, R. M. Doses to patients from routine diagnostic X-ray examinations in England. B. J. R., 59, 749 - 758, 1986.
- <sup>3</sup>NATIONAL COUNCIL ON RADIATION PROTECTION AND MEASUREMENTS. NCPR Report nº 100 - Exposure of the U.S. population from diagnostic medical radiation. 1989.

# Desenvolvimento de um Fantoma para Controle de Qualidade em Radiodiagnóstico Pediátrico.

Silvana Carvalho de Oliveira<sup>1</sup>; Thomaz Ghilardi Netto<sup>1, 2</sup>; Dr. Clóvis Simão Trad<sup>2</sup>;  
Marco Aurélio Côrte Brochi<sup>2</sup>; Sérgio Luís Rocha<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Depto. de Física e Matemática - FFCLRP/USP

Av. Bandeirantes, 3900 - 14040-901 - Ribeirão Preto (SP)

<sup>2</sup>Centro de Diagnóstico por Imagem e Física Médica FMRP/USP

**Resumo** - O objetivo principal deste trabalho foi a adaptação de um fantoma homogêneo<sup>1,2</sup> equivalente ao paciente adulto para a avaliação de imagens radiológicas pediátricas. O fantoma consiste basicamente de 2 placas de lucite de 2,5 cm de espessura e duas placas de alumínio de 0,5 e 1,0 mm de espessura. O sistema permite a simulação de tórax, pélvis, crânio e extremidade. O fantoma possibilita também calibrar o equipamento para se alcançar a melhor imagem radiográfica. Feita a calibração do equipamento para várias combinações de kVp e mAs, foram produzidas imagens de um fantoma com detalhes conhecidos e espessuras equivalentes. Estas radiografias permitiram a escolha da melhor técnica a ser utilizada. São também apresentadas as doses superficiais para as várias técnicas utilizadas para os fantasmas de pélvis e tórax.

**Abstract** - The principal aim of this work was the adaptation of an homogeneous phantom equivalent to an adult patient for the valuation of pediatric radiologic images. The phantom consists basicly of two plastic (Methyl methacrylate) slabs, each 2,5 cm thick and two aluminum slabs, 0,5 and 1,0 mm thick. The system can simulate the chest, the skull or pelvis, and the extremities. The phantom also enables the equipment calibration, in order to reach the best radiographic image. Done the equipment calibration for several kVp and mAs combinations, a phantom with known details and equivalent thicknesses was used to produce images. These radiographies allowed the choice of the best combination to be used. Also presented are the entrance surface doses for several combinations used with the pelvis and chest phantoms.

## Introdução

A radiologia diagnóstica pediátrica merece atenção especial, dada a importância em que se mantenham os níveis de dose o mais baixo possível, devido à maior esperança de vida das crianças, o que cria um grande potencial para que os efeitos somáticos e deletérios da radiação se manifestem.

Para um controle de qualidade efetivo, é fundamental que se estabeleçam combinações de kVp e mAs que produzam uma melhor imagem radiológica, com menos dose de radiação para o paciente.

## Metodologia

Padronização das combinações de kVp e mAs - Para cada valor de kVp, utilizando um fantoma homogêneo de tórax e pélvis e conjunto tela-filme sensível ao verde, foi encontrada a mAs que proporcionasse uma densidade ótica em torno de 1,0 acima da base mais fog, considerada adequada para o diagnóstico médico.

Avaliação da melhor técnica radiográfica pelo radiologista - A avaliação

foi feita utilizando-se um fantoma com estruturas comumente encontradas em radiologia, o qual foi adaptado para produzir a mesma atenuação dos fantasmas de tórax e pélvis. O fantoma foi radiografado com as técnicas padronizadas, o que possibilitou a avaliação, por parte dos radiologistas, das melhores técnicas em termos de contraste e resolução.

Medida de dose absorvida durante os exames - Para a detecção da radiação foram utilizados cristais de  $\text{LiF}^3$ , convenientemente calibrados em uma unidade de raios-X.

## Resultados

A dose média, encontrada nos exames de tórax, projeção P.A., para filme sensível ao azul foi de 0,20 mGy, enquanto que, utilizando-se um sistema tela-filme sensível ao verde, que apresenta uma sensibilidade muito mais alta, a dose média encontrada foi de 0,11 mGy.

Na tabela abaixo encontram-se as técnicas padronizadas para exames de pélvis, bem como as doses absorvidas para cada técnica.

**Tabela 1** - Técnicas padronizadas para pélvis

kVp (Nom.)	mAs	Dose (mGy)
55	20.0	0.21
57	10.0	0.16
60	6.4	0.13
63	5.0	0.11
66	5.0	0.12
70	4.0	0.09

Na tabela abaixo encontram-se as técnicas praticadas pela rotina do serviço para exames de pélvis, bem como as respectivas doses absorvidas.

**Tabela 1** - Técnicas para pélvis praticadas na rotina do serviço.

kVp (Nom.)	mAs	Dose (mGy)
57	10.0	0.17

60	10.0	0.19
63	10.0	0.20
66	10.0	0.21

## Discussão e Conclusões

Sabendo-se que quanto maior a kVp utilizada, menor a mAs, conseqüentemente menor a dose absorvida, o ideal seria que pudessem ser realizadas radiografias com valores maiores de kVp, desde que o contraste da imagem não seja prejudicado, entretanto, como a mAs mínima fornecida pelo equipamento usado é de 3,2, considerada alta, concluímos ser necessário diminuir os valores reais de mAs, possibilitando o emprego de valores mais altos de kVp.

## Referências

<sup>1</sup> International Commission on Radiation Units and Measurements; "Phantoms and Computational Models in Therapy, Diagnosis and Protection, ICRU Report 48, 15 June 1992.

<sup>2</sup> American National Standard; "Method for the Sensitometry of Medical X-ray Screen-Film-Processing Systems", ANSI, PH2.43, 1982.

<sup>3</sup> Cameron, J.R.; Suntharalingam, N.; Kenney, G.N.; "Thermoluminescent Dosimetry", The University of Wisconsin Press, Madison, Milwaukee, and London, 1968.

## Diferença de densidade de um filme radiológico

Staevie, G.L.G.; Gattringer, D.K.; Dal Mas, C.R.; Tessmann, M.;

IPCT - Engenharia Biomédica  
Física Médica - HSL / PUCRS

**Resumo:** Este trabalho foi realizado com o propósito de verificar a diferença de “densidade conforme Carlton, Arlene<sup>1</sup> cap.23” em três marcas de filmes diferentes, mostrando que além de fatores relacionados com o paciente, regime usado, processadoras, etc, também o filme em si é uma preocupação no sentido de termos uma boa qualidade de imagem.

**Abstract:** This work has the purpose of find out the density difference in three marks of different films, displaying that over there of factors related with the patient, used regime, processors, etc, too the film is a preocupacion in attention to have a good quality of the image.

### Introdução:

Sabendo-se que existe uma variedade de itens que podem influenciar na qualidade da imagem final no setor de Radiologia, procurou-se neste trabalho deter-se na diferença de densidade através de uma varredura em diferentes pontos da superfície do filme comparados com três outras marcas de filmes.

### Metodologia:

Desconsiderando os erros de câmara escura e processamento, coletados “filmes de emulsão dupla de acordo com <sup>1</sup> .Carlton e Arlene cap.17“, tamanho 18x24 cm das marcas A, B e C mais utilizada no serviço, realizou-se nos mesmos quatro cortes iguais (4 tiras de 5 cm e uma tira de 4 cm), sendo que cada um foi sensibilizado com o aparelho sensitômetro X-Rite, Incorporated RMI 2-334, posteriormente realizando leituras com um densitômetro X-Rite, Incorporated RMI 2-331, foram obtidas as densidades de cada tira do filme, formando uma tabela de cada tipo de filme relacionando-se densidade com a parte do filme. Posteriormente foram criadas as “curvas padrão conforme <sup>1</sup> .Carlton e

Arlene cap19” de cada tipo de filme e comparadas conforme o contraste.

### Resultados:

Comparando as leituras de cada filme com o auxílio do densitômetro, foi constatado uma diferença de 5% na densidade dos filmes usados nos testes, causando assim uma diferença na imagem final dos exames, mas que não chega a ser considerada de grande importância vista sozinha, mas juntando com outros fatores como por exemplo: o paciente, erros técnicos, erros de processamento, câmara escura, etc., que também influenciam na qualidade do filme, podem causar um dano na imagem.

### Conclusão:

Constata-se que os erros de processamento, técnicas radiográficas, posicionamento do paciente, combinadas com as variações de densidade encontradas na superfície da emulsão de um filme radiológico de três marcas apresentadas de tamanho 18x24 cm, contribuiu para o aumento de rejeitos no serviço. Este tamanho do filme é o mais utilizado, porém deve-se considerar que em



determinadas épocas do ano (inverno) usa-se 35x43 cm pois aumentam as complicações respiratórias e cardíacas, onde estas variações de densidade poderão ser mais largamente evidenciadas.

**Referências:**

<sup>1</sup> R. Carlton, Richard e M. Adler, Arlene, 1992

.Carlton e Arlene

## Regimes ideais para exames específicos

Staevie, G. L. G.; Dal Mas, C. R.; Tessman, M.; Gattringer, D. K.

IPCT-Engenharia Biomédica  
Física Médica - HSL/PUCRS

**Resumo:** Este trabalho visa a implantação de uma “tabela de regimes ideais para exames específicos” em radiodiagnóstico, para não só estabelecer um regime para cada tipo de exame, mas também fazer com que haja uma diminuição de filmes rejeitados e uma menor exposição do paciente.

**Abstract:** This work has been an implantation “ regimes ideal of the table ” for specify exams in radiographic, because establish each type of exam but too do which that decrease of films waste and a smaller patient of exposure.

### Introdução

Com a implantação de métodos de controle de qualidade dentro do serviço de radiologia, desenvolveu-se projetos os quais visam a redução dos gastos e a melhoria na qualidade do exame radiológico, trazendo benefícios aos pacientes que utilizam esse serviço. Sendo um dos maiores gastos do setor, o índice de rejeitos apresentados diariamente, desenvolveu-se uma tabela que tende a minimizar o erro técnico, o maior causador de rejeitos. Alcançar o zero de rejeitos é uma busca que envolve todos que estão engajados na solução desse problema.

### Metodologia

Observou-se durante seis meses a forma de trabalho utilizada pelos técnicos para a execução de diversos exames em diferentes pacientes, foi criada uma tabela, na qual identificou-se o tipo de exame realizado e o regime estabelecido pelo técnico para a sua execução. A mesma procurou manter hábitos e costumes (regras) que já existiam no serviço. A tabela I explica a forma como é feita a coleta de dados e as causas dos exames rejeitados, em relação ao procedimento técnico, descartando dessa forma, os erros de processamento e armazenagem.

PACIENTE	PESO (kg)	EXAME	mAs	kV	FOCO	DIST.(m)	REJEITO	OBSERV.
Fem.	70	punho	5	52	fino	1	sim	> mAs e kV
Masc.	53	joelho AP	10	50	fino	1	sim	> kV e mAs
Fem.	80	crânio AP	50	70	fino	1	sim	< kV e > mAs

**Tabela I**

Denominou-se erro técnico à tabela mostrada acima com os dados apresentado nas mesmas. Observou-se os melhores valores para kV e mA dos exames realizados a fim de determinar regimes ideais para exames específicos, os quais são apresentados na tabela II.

PACIENTE	PESO (kg)	EXAME	mAs	kV	FOCO	DIST.(m)	REJEITO
Fem.	70	punho	5	52	fino	1	nao
Masc.	53	joelho AP	10	50	fino	1	nao
Fem.	80	crânio AP	50	70	fino	1	nao

**Tabela II**

Juntamente com os técnicos, fez-se uma avaliação dos dados obtidos e as possíveis correções que estão mostradas na tabela III, denominada regimes ideais para exames específicos.

EXAME	PESO LEVE	PESO MÉDIO	PESO PESADO
<b>Punho</b>	loco fino	loco fino	loco fino
	50 kV, 4mAs	50 kV, 5mAs	50 kV, 5mAs
<b>Crânio AP</b>	loco fino	loco fino	loco fino
	60 kV, 60mAs	60 kV, 100mAs	60 kV, 100mAs
<b>Joelho AP</b>	loco fino	loco fino	loco fino
	50 kV, 8mAs	50 kV, 10mAs	50 kV, 13mAs

**Tabela III**

Durante a realização das tabelas e execução do trabalho, foram feitos os testes de controle de qualidade nos equipamentos de raios X como kV, mA e tempo de exposição. Os equipamentos que apresentarão erros superiores à 10% não foram utilizados, evitando a interferência na coleta dos dados.

### Resultados

As tabelas mostraram que o uso de técnicas de exames radiológicos são eficientes quando incorporam-se nelas, dados específicos como o peso do paciente, tipo de exame, distância fonte objeto e outras observações que julga-se importante para obter uma imagem clara e objetiva do órgão específico.

A redução de 13% para 08% dos rejeitos ora existentes no serviço, através do uso de tabelas ideais para exames específicos, mostra que parte da causa dos problemas encontrados foram pinçados e separados, para possíveis estudos e prosseguir na busca do zero absoluto. Outros causadores dos índices elevados de filmes rejeitados ficam mais

evidentes com essas observações levantadas. Sabe-se pois, que defeitos técnicos de equipamentos de raios X, processadora de filmes radiológicos e entrada de luz em chassis, continuam sendo os vilões dos serviços radiológicos.

### **Conclusão e Discussão**

Com o advento de equipamentos radiológicos com sistemas digitais modernos em que os regimes são estabelecidos com a espessura do paciente ou com a densidade do órgão objeto, ou outros métodos, reduz os índices de filmes rejeitados.

Porém, somente hospitais e clínicas de grande porte podem fazer uso desses recursos.

Estabelecendo-se parâmetros para a realização de exames radiológicos com a ajuda de técnicos, médicos e todos que fazem parte do serviço, pode-se obter resultados muito bons para reduzir o tempo gasto na execução de exames desde o momento em que o paciente entra na sala até o laudo médico.

Com causas bem definidas que influenciam na perda de filmes, agora isoladas, pode-se fazer uso de métodos mais específicos aprimorando as tabelas e, conseqüentemente, beneficiando o usuário e toda a equipe de trabalho como proteção as radiações ionizantes.

### **Referências**

<sup>1</sup> WAGGENER, ROBERT G., CRC Handbook of Medical Physics.,v.1 e 2,1984.

# Atuação do Físico Médico nos Serviços de Radiologia, Hemodinâmica e Unidade de Bloco Cirúrgico no Hospital de Clínicas de Porto Alegre

Bacelar, A.<sup>1,2</sup>. Furtado, A.P.A.<sup>1</sup>. Krebs, E.M.<sup>1,2</sup>. Oliveira, S.S.<sup>1,2</sup>. Lima, A.A.<sup>1,2</sup>. Jacques, L.C.<sup>1,2</sup>.  
Silveira, C.S.<sup>1,2</sup>.

<sup>1</sup>Grupo de Pesquisa e Pós-Graduação - Física Médica - HCPA

Rua Ramiro Barcelos, 2350 / 2200 - Porto Alegre (RS) 90035-003 Fax (051) 332 8324

<sup>2</sup>Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul - Instituto de Física

Av. Ipiranga, 6681 FAX (051) 339 1564 - Porto Alegre (RS)

E-mail: abacelar @music.pucrs.br

**Resumo** - Atualmente, os hospitais tem demonstrado maior interesse no Programa de Garantia de Qualidade, bem como, na Radioproteção, no que tange a serviços que envolvam radiações ionizantes. Faz-se necessário, perante a esta tendência, a presença do Físico Médico, que irá elaborar plano de Proteção Radiológica, Programa de Garantia da Qualidade informar mensalmente as doses individuais, acompanhar inspeções sanitárias, treinar e orientar os profissionais envolvidos nessa área. Portanto, o presente trabalho tem o objetivo de relatar as atividades desempenhadas por este profissional nos Serviço de Radiologia, Hemodinâmica e unidade de Bloco Cirúrgico, assim como, a metodologia e os resultados obtidos.

**Abstract** -At present, the hospitals have showed more interest in the Quality Assurance Program, also, in Radioprotection, about the services that involve ionization radiation. This is necessary, because a trend, the presence of the Medical Physics, that will organize a Radiologic Protection project, Quality Assurance Program, inform monthly the individual doses, accompany sanitary inspection, train and orientate the professionals involve in this area. Consequently, the present paper has the objective to give an account of the activities executed for this professional in the Radiologic, Hemodynamic and Surgery Unit, also, the methodology and the results obtained with it.

## Introdução

Nos serviços de Radiologia, Hemodinâmica e na unidade de Bloco Cirúrgico, emprega-se a radiação X para obter imagens anatômicas do corpo humano. No entanto, é de notório saber que, o uso de radiações ionizantes propiciam um detrimento para a população exposta. Em razão deste fato é imprescindível a existência de um serviço que vise a implantação e constante manutenção da Proteção Radiológica. Logo, a presença do Físico Médico é de fundamental importância, pois este possui o conhecimento necessário para realizar, através de um Programa de Garantia de Qualidade, a otimização da Proteção Radiológica.

## Metodologia

O Programa de Garantia da Qualidade está ligado a realização de testes periódicos em todos os equipamentos, bem como, controle das rotinas, para oferecer melhores condições operacionais. Os procedimentos básicos que compõem este programa são:

- Levantamento diário de filmes radiográficos rejeitados, visando a identificação de possíveis falhas no processo de obtenção de imagens radiográficas.

- Aferição mensal da quilovoltagem, miliamperagem e tempo de exposição, no intuito de analisar os parâmetros de eficiência dos equipamentos de raios X.

- Controle de qualidade diária em processadoras automáticas de filmes radiográficos, buscando a verificação de parâmetros aceitáveis para a revelação satisfatória dos filmes radiográficos.

- Aferição semestral dos parâmetros físicos das Câmaras Escuras, visando avaliar a interferência das características físicas das mesmas na qualidade das imagens radiográficas.

- Controle de qualidade anual referente aos equipamentos de proteção individuais e coletivos, buscando aferir a integridade física dos mesmos.

- Levantamento radiométrico anual, visando a manutenção dos limites de dose permissíveis.

- Auditorias anuais da qualidade, objetivando verificar a correta execução do Programa de Garantia da Qualidade.

- Dosimetria pessoal e controle médico dos funcionários ocupacionalmente expostos, no intuito de evidenciar, respectivamente, doses equivalentes acima dos limites recomendáveis e possíveis efeitos estocásticos das radiações ionizantes.

A implantação das rotinas anteriormente descritas, no intuito de obter a Proteção Radiológica, está vinculada ao treinamento dos funcionários que estão ocupacionalmente expostos, nos serviços em questão.

Todas as rotinas mencionadas, são realizadas pelo setor de Física Médica em concomitância com os Serviços de Radiologia, Hemodinâmica e Unidade de Bloco Cirúrgico.

## Resultados

A implantação das rotinas descritas resultaram na redução significativa dos custos operacionais para a instituição. Além disso, evidenciou-se relevante aumento da qualidade das imagens geradas como também, a minimização da exposição para os médicos, técnicos, funcionários, pacientes e população em geral. Desta

forma os Serviços de Radiologia, Hemodinâmica e Unidade de Bloco Cirúrgico tornaram-se compatíveis com as normas de Proteção Radiológica em vigor no país.

## Conclusão

Conforme os resultados obtidos após a implantação do Programa de Garantia da Qualidade, conclui-se que a presença do Físico Médico, e sua atuação na área hospitalar, resultaram em melhoria da qualidade nas imagens geradas, maior operacionalidade do serviço prestado, assim como, redução dos custos para a instituição. Salienta-se, ainda, a redução significativa da dose equivalente de todas as pessoas ocupacionalmente envolvidas no processo de obtenção das imagens radiográficas, devida a redução das exposições. Outro fato a ser mencionado, é o menor dano sofrido pelo paciente durante o procedimento radiográfico, em função da maior precisão do mesmo aliado a otimização da Proteção Radiológica.

## Bibliografia

BUSHONG, Stewart C. - Radiologic Science for Technologists, Physics, Biology and Protection, 1993.

CARLTON, R.R. - Principles of Radiographic Imaging: an Art and a Science, New York, Delmar Publishers, 1992.

## Monitoramento e Avaliação de uma Câmara Escura

Bramati, I.E.<sup>1,2</sup>. Bacelar, A.<sup>1,2</sup>. Pinto, A.L.A.<sup>1</sup>. Lima, A.A.<sup>1,2</sup>. Jacques, L.C.B.C.<sup>1,2</sup>. Nied, L.<sup>1,2</sup>.

<sup>1</sup> Grupo de Pesquisa e Pós-Graduação - Física Médica - HCPA

Rua Ramiro Barcelos, 2350 / 2200 - Porto Alegre (RS) 90035-003 Fax (051) 332 8324

<sup>2</sup> Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul - Instituto de Física

Av. Ipiranga, 6681 FAX (051) 339 1564 - Porto Alegre (RS)

E-mail: abacelar@music.pucrs.br

**Resumo** - As condições de operação de uma câmara escura devem ser tais que possibilitem a maior eficiência do Serviço de Radiologia. Os cuidados com as etapas que nela se desenrolam devem ser minuciosos tendo em vista que a menor falha comprometerá todo o processo radiológico. Tal comprometimento, implicará na repetição do procedimento radiográfico expondo desnecessariamente paciente e profissionais envolvidos à radiação ionizante. Além disso, esse fato acarretará, também, em gastos adicionais para a instituição. Para averiguar a integridade e o funcionamento da câmara escura, foram propostos testes básicos que traduziram as reais condições de operação das câmaras escuras avaliadas.

**Abstract** - The operating conditions of the Darkroom should be possibility to increase efficiency of Radiologic Service. The cares with the steps developed on the Darkroom should be circumstantial and the minor mistake will compromise the radiologic process. This compromise will implicate on the repetition of all radiographic procedures, exposed unnecessarily patients and professionals involved in ionize radiation. In addition, also this fact will cause additional costs to institution. To verify the Darkroom's integrity and performance, had proposed basic tests that express the real conditions of the avaliated darkroom's.

### Introdução

As condições de operação de uma câmara escura devem ser tais que possibilitem a maior eficiência do serviço de radiologia. Qualquer falha durante as etapas que lá se desenvolvem, poderá acarretar a repetição de todos os procedimentos envolvidos para a realização de um exame, implicando em exposição adicional e desnecessária à radiação ionizante para o paciente e funcionários, não contribuindo, assim, para a Proteção Radiológica, em discordância com a Norma CNEN-NE-3.01 "Diretrizes Básicas de Radioproteção", bem como em gastos extras para o hospital ou instituição, levando em detrimento ao diagnóstico médico. Para avaliar a câmara escura, propõe-se testes básicos, que indicarão suas reais condições de operação.

### Metodologia

Para obter os dados referentes ao trabalho, foi realizada uma descrição física completa das câmaras escuras avaliadas. Foram, também, realizados os testes da lanterna de segurança, do iluminamento no interior da câmara escura, além da coleta das temperaturas do revelador e do fixador das processadoras automáticas de filmes, e da temperatura ambiente e da umidade relativa do ar das câmaras escuras avaliadas e dos locais de armazenamento dos filmes radiográficos.

### Resultados

Com relação ao espaço físico das câmaras avaliadas, constatou-se que 40% não estão de acordo com a legislação vigente outorgada pelo Ministério da Saúde. Do total de câmaras escuras que apresentavam lanternas de segurança, averiguou-se que 100 % possuíam filtros e, desse percentual, 13,33 % dos filtros não corres-

pondiam as exigências técnicas preestabelecidas. Nas lanternas que possuíam esses filtros, as condições de iluminação não traduziram a real *performance* do grau de interferência no enegrecimento do filme, aumentando significativamente a base fog do filme. Observa-se, ainda, que os resultados destoantes em relação as lanternas de segurança, quando ocorreram, estão ligados a fatores específicos, tais como: lâmpada com potência inadequada; filtros inadequados nas lanternas de segurança e até a inexistência de lanternas de segurança. De acordo com o guia *Measurement of the Performance Characteristics of Diagnostic X-Ray Systems Used in Medicine - Topic Group Report 32*, desenvolvido pela *The Hospital Physicists' Association* de Londres, Inglaterra, observou-se que todas as lanternas de segurança que estavam equipadas com filtros adequados ao tipo de filme radiográfico utilizado no serviço, praticamente não alteraram a base fog dos filmes radiográficos, significando dizer que estão de acordo com o guia e com as especificações técnicas fornecidas pelos fabricantes. Segundo o mesmo guia, no que se refere a temperatura ambiente no interior da câmara escura, 100% das câmaras avaliadas estavam totalmente fora dos padrões mínimos exigidos e, em alguns casos, a temperatura ambiente chegou a níveis críticos. Observando-se a umidade relativa do ar segundo o mesmo guia, observou-se que existe uma variação muito grande em 80% das câmaras escuras avaliadas. Portanto, 100% das câmaras escuras avaliadas não estão de acordo com os padrões técnicos preestabelecidos pelo referido guia em relação a temperatura ambiente e a umidade relativa do ar. No que tange ao armazenamento dos filmes radiográficos, observou-se que, em relação a temperatura ambiente, os locais de armazenamento dos filmes estão completamente fora dos padrões mínimos exigidos pelos fabricantes. Em relação a umidade relativa do ar, observa-se que esta manteve-se dentro dos

limites estabelecidos, ainda que os valores encontrados não foram constantes. Quanto ao transporte dos filmes, verificou-se que não existe qualquer cuidado na manutenção da temperatura ambiente e da umidade relativa do ar e, ainda, quanto ao posicionamento e empilhamento máximo permitido das caixas contendo os filmes.

## Conclusão

A pesquisa demonstrou que uma avaliação periódica das condições de operação da câmara escura propicia uma melhor adequação destas, visando uma otimização do serviço prestado pela instituição. Logo, sugere-se que medidas sejam adotadas a fim de adequar as câmaras escuras conforme a legislação vigente, bem como alterar os filtros que acompanham as luzes de segurança, quando necessário. Por fim, sugere-se que as câmaras escuras apresentem climatização, não ficando, assim, sujeitas às alterações climáticas que podem comprometer a qualidade e a vida útil dos filmes radiográficos.

## Bibliografia

- BUSHONG, Sterwart C. - Radiologic Science for Technologists, Physics, Biology and Protection, 1984.
- CARLTON, R.R. - Principles of Radiographic Imaging: an Art and a Science, New York, Delmar Publishers, 1992.
- CNEN - NE - 3.01 - 1988 - Diretrizes Básicas de Radioproteção (DNE-32).
- OKUNO, Emiko, CALDAS, Iberê L., CHOW, Cecil - Física para Ciências Biológicas e Biomédicas, São Paulo, Harbra, 1982.

# Utilização da Sensitometria no Controle de Qualidade de Imagens Radiográficas

Lima, A.A.<sup>1,2</sup>, Furtado, A.P.A.<sup>1</sup>, Nied, L.<sup>1,2</sup>, Bacelar, A.<sup>1,2</sup>, Pinto, A.L.A.<sup>1</sup>, Acunha, B.<sup>1,2</sup>

<sup>1</sup> Grupo de Pesquisa e Pós-Graduação - Física Médica - HCPA  
Rua Ramiro Barcelos, 2350 / 2200 - Porto Alegre (RS) 90035-003 Fax (051) 332 8324

<sup>2</sup> Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul - Instituto de Física  
Av. Ipiranga, 6681 FAX (051) 339 1564 - Porto Alegre (RS)  
E-mail: abacelar @music.pucrs.br

**Resumo** - Utilizando o método sensitométrico analisou-se a resposta característica de filmes radiográficos e a qualidade das imagens neles geradas. A sensitometria consistiu em sensibilizações e avaliações sistemáticas dos filmes após o seu processamento. A coleta de dados foi realizada diariamente, durante o período de três meses. Os resultados desta pesquisa demonstraram que 100% dos filmes apresentam uma resposta característica em desacordo com a sensitometria utilizada como referência. Os resultados podem acrescentar pontos desfavoráveis na decisão de utilizar essa marca e tipo de filme no Serviço de Radiologia em questão.

**Abstract** - Using a sensitometric method, the characteristic answer of radiographic films and the quality of the produced images were analyzed. Sensitometry was a systematic sensibilization and evaluation of the films after they were processed. Data was collected daily in a period of three months. Results from this research show a disagreement in 100% from the pattern of the sensitometric characteristics to the analyzed films. This conclusion may add negative points in decision on using this or that fabricant and type of film at the Radiologic Service in question.

## Introdução

Na produção de imagens radiográficas, é o processamento a etapa mais suscetível a variações que podem interferir na qualidade da imagem diagnóstica gerada. Sendo assim, um processamento de filmes que produza resultados sensitométricos com variações significativas, em relação as especificações designadas pelo fabricante, resulta em degradação da qualidade da imagem e/ou aumento na dose a qual o paciente está submetido.

## Metodologia

Esta pesquisa objetiva avaliar e buscar um melhor aproveitamento dos filmes radiográficos em relação a parâmetros técnicos (índice de velocidade, índice de contraste, base fog, densidade máxima e gradiente médio), previamente definidos pelo representante do filme utilizado. As práticas sensitométricas consistem na sensibilização de filmes radiográficos com

dimensões de (13 X 18) cm e foram realizadas em câmaras escuras com um sensitômetro RMI 334. Na etapa seguinte mediram-se as densidades ópticas com um densitômetro RMI modelo 381; a análise das respostas características dos filmes expostos e processados foi realizada com o software X-Rite, possibilitando a imediata comparação destas com a resposta sensitométrica utilizada como padrão.

## Análise e resultados

A sensitometria padrão apresentou os seguintes resultados: IV= 0,93DO, IC= 1,31DO, BF= 0,19DO, D = 3,51DO e G = 2,42DO. para a marca e tipo de filme utilizada na pesquisa. Salienta-se que foram avaliadas as respostas sensitométricas dos filmes revelados em processadoras de marca Sakura, Fuji e Dupont, pertencentes ao Serviço de radiologia onde foi realizada a pesquisa. A análise da resposta sensitométrica dos filmes na processadora Sakura C1 demonstrou que do total da amostra 100 %



apresentou variação no IV, 92,3 % no IC, 54 % na BF, em relação a D e ao G não evidenciaram-se variações significativas. Os filmes revelados na processadora Sakura C2 apresentaram as seguintes variações: acréscimo de 10,5 % em 35 % da amostra no que refere-se a BF, no mínimo um acréscimo de 27 % na totalidade da amostra no que tange ao IC e todos os filmes apresentaram o IV em desacordo com o padrão estabelecido. Os filmes revelados na processadora Fuji C1 apresentaram a seguinte resposta sensitométrica: BF com acréscimo de 10,5 % em 41,7 % da amostra e de 16,6 % em 16 % da mesma, 82 % de acréscimo no IV em 100 % dos filmes analisados e acréscimos maiores ou iguais a 27 % no IC de todos os filmes. Em relação a processadora Dupont C1 foram evidenciadas as seguintes alterações: acréscimo de 10,5 % na BF em 27,3 % dos filmes analisados, aumento de 32 % no IC e de 100 % no IV em toda a amostra utilizada. A processadora Dupont C2 apresentou resultados sensitométricos revelando um enegrecimento adicional de 10,5 % no BF de 15,4 % do filmes, um aumento no IC de 37 % em 100 % da amostra e, por fim, toda a amostra apresentava IV com acréscimos maiores que o padrão, sendo a menor variação 100 % acima do padrão estabelecido para esta pesquisa.

Salienta-se que 100 % das processadoras, durante o período de coleta de dados, foram monitoradas em seus parâmetros físicos, não apresentando variações que pudessem alterar os índices técnicos. Sendo assim, a pesquisa revela através das medidas sensitométricas, discrepâncias como as referentes aos índices de velocidade e índice de contraste que, em 100 % dos filmes coletados não estão de acordo com o padrão estabelecido pelo procedimento sensitométrico inicial.

## Conclusão

Logo, estes dados são suficientes para concluir-se que a marca e tipo de filme em questão não é compatível com o sistema de revelação utilizado no Serviço de Radiologia, pois as variações dos índices técnicos evidenciadas resultam em alterações na qualidade das imagens geradas, não possibilitando maior precisão no diagnóstico médico e/ou contribuindo para o aumento na dose a qual o paciente está submetido.

Os resultados da pesquisa respaldam a decisão de não mais utilizar a marca e tipo de filme em questão no Serviço de Radiologia no qual a pesquisa foi realizada. Sendo esta substituída por outra que se adapte ao sistema de processamento utilizado. Salienta-se que a marca de filme utilizado apresenta outros tipos de filmes que poderiam apresentar uma resposta diferenciada, podendo até adequar-se ao sistema de processamento utilizado. Porém, o tipo utilizado nesta pesquisa não adequou-se ao sistema de processamento do Serviço de Radiologia no qual a pesquisa foi desenvolvida.

## Bibliografia

HAUS, A. G. ROSSMAN, K. VYBORNÝ, C. HOFFER, P. B. DOI, J. Sensitometry in Diagnostic Radiology, Radiation Therapy, and Nuclear Medicine. Applied Photog. Engineering, 1977

BROUCHE, E & Werkle, W. - Film Processing and Viewing Equipment, 1982.

# Testes de Aceitação em Equipamentos de Radiologia

A. P. Uhr<sup>1,2</sup>; A. A. Mazzola<sup>1,2</sup> [CdPdD1]; A. Bacelar<sup>1</sup>; P. C. Sanvitto<sup>2</sup>; V. L. P. Thiesen<sup>2</sup>

<sup>1</sup> Pontificia Universidade Católica do Rio Grande do Sul-Instituto de Física  
Av. Ipiranga, 6681-Porto Alegre-RS-Fone: (051) 339 1511 R. 3135 E-Mail: bacelar@pucrs.com.br

<sup>2</sup> Moinhos Centro de Imagem-Hospital Moinhos de Vento  
Rua Ramiro Barcelos 910-1º Sub-Solo-Porto Alegre-RS-CEP 90035-001-Fone: (051) 228 9966

**Resumo** - A importância e a obrigatoriedade da realização de testes de aceitação para equipamentos de radiologia comprovam-se na sua execução. Garantem um bom funcionamento do aparelho e a certeza de que as condições de trabalho, com qualidade, sejam plenamente satisfeitas. Permitem determinar padrões técnicos característicos de cada equipamento que servirão para um acompanhamento analítico do mesmo durante sua vida útil, garantindo a satisfação do comprador e um uso pleno do equipamento.

**Abstract** - The importance and necessity of the Acceptance Tests for radiological equipments are proved by their selfs. It permit a good performance of the equipment and ensure that a quality conditions work are satisfied completly. Characteristic technical patterns are established for each equipment, and with this an analitcal avaluation will be done during the useful life of the equipment, it garentee a satisfaction to the owner of the equipment and the completly use of it.

## Introdução

Em equipamentos de radiologia é essencial a realização de testes de aceitação que permitam uma comprovação da performance adequada do aparelho, garantindo o seu bom funcionamento desde o momento de sua instalação. O trabalho se justifica uma vez que pode contribuir para a melhoria da qualidade da imagem radiográfica, na redução do número de filmes rejeitados no Serviço de Radiologia Diagnóstica, no aumento da produtividade e no crescimento da dinamicidade e motivação dos funcionários, diminuindo a exposição do paciente e fazendo parte do processo de Qualidade no Serviço de Radiologia.

## Metodologia

A complexidade de um equipamento radiográfico exige a análise de vários parâmetros que garantam uma visão completa do seu desempenho. Principais parâmetros avaliados: a quilovoltagem efetiva (kVe), tempo de exposição, alinhamento do feixe de raios X e alinhamento de campo de colimação. Esses parâmetros verificados servirão de base para controles periódicos (após reparos e manutenções).

Fez-se necessário também, a confecção de planilhas específicas para cada equipamento visto que fabricantes, modelos e características divergiam de um para outro. Estas planilhas asseguraram a satisfação das propostas negociadas entre comprador e fabricante.

Foram avaliados 10 (dez) equipamentos de duas instituições sendo estes equipamentos novos e aferidos por técnicos capacitados para sua montagem.

Utilizou-se o aparelho RMI 240 A e o Nero 6000 M para testes de quilovoltagem eficaz, tempo e curva de pulsos; uma placa para teste de alinhamento de campo e cilindro acrílico para alinhamento de feixe de raios X.

Planilhas de verificação foram utilizadas para garantir o cumprimento de todos os itens técnicos dos contratos, bem como planilhas para checagem funcional e de segurança mecânica.

## Resultados

Os equipamentos fixos 5 e 6 são da instituição A, os fixos 1, 2, 3, 4 e os móveis 1, 2, 3 e 4 são da instituição B.

Tabela I: Registro das falhas mecânicas detectadas.

EQUIPAMENTO	estativa rachada	bucky mural
FIXO 1	X	X
FIXO 2	X	X
FIXO 3		X
FIXO 4		X
FIXO 5		
FIXO 6		

O problema de bucky mural refere-se à gradeamento.

Tabela II: Especificação das falhas encontradas (quantificação).

EQUIPAMENTO	quilovoltagem eficaz [kV]		miliAmperagem-segundo [mAs]	
	seleção	medida	seleção	medida
FIXO 1	117,0	134,7	10,0	20,0
FIXO 2	115,0	125,0	40,0	18,3
FIXO 3	*****	*****	*****	*****
FIXO 4	*****	*****	*****	*****
FIXO 5	138,2	148,8	*****	*****
FIXO 6	*****	*****	*****	*****
MÓVEL 1	80,0	59,0	32,0	24,0
MÓVEL 2	*****	*****	*****	*****
MÓVEL 3	*****	*****	*****	*****
MÓVEL 4	75,0	84,0	*****	*****

A quilovoltagem eficaz [kV] e a miliAmperagem-segundo [mAs] selecionados diferem dos valores medidos.

No aparelho móvel 4, o teste de linearidade da miliAmperagem, registrou um erro de 2,5% acima do limite (o limite é de 10%), totalizando um erro de 12,5%.

Tabela III: Especificação percentual das falhas encontradas de acordo com a tabela II.

EQUIPAMENTO	percentual de erro na kVe	percentual de erro no mAs
FIXO 1	+ 15,00 %	+ 100,00 %
FIXO 2	+ 8,70 %	- 54,25 %
FIXO 3	*****	*****
FIXO 4	*****	*****
FIXO 5	+ 7,60 %	*****
FIXO 6	*****	*****
MÓVEL 1	- 26,25 %	- 25,00 %
MÓVEL 2	*****	*****
MÓVEL 3	*****	*****
MÓVEL 4	+ 12,00 %	*****

Estes percentuais variaram para outros valores selecionados, aqui registramos os maiores índices encontrados. O limite é de  $\pm 5\%$ .

Tabela IV: Especificação das falhas encontradas no alinhamento e na colimação do feixe de raios X (quantificação).

EQUIPAMENTO	alinhamento	colimação
FIXO 1	erro de 3°	erro de 2 cm
FIXO 2	erro de 3°	erro de 2 cm

FIXO 3	erro de 2,29°	erro de 1,5 cm
FIXO 4	erro de 2,5°	erro de 1,5 cm
FIXO 5	*****	*****
FIXO 6	erro de 1,5°	*****
MÓVEL 1	*****	*****
MÓVEL 2	*****	erro de 1,5 cm
MÓVEL 3	*****	erro de 1,5 cm
MÓVEL 4	erro de 3,05°	erro de 5 cm

## Conclusões

Constatou-se que 100% (cem por cento) dos aparelhos novos apresentavam erros.

Com isso concluímos que é de extrema importância a realização dos testes de aceitação em equipamentos novos, visto que todos estavam fora dos padrões mínimos que permitam a formação de uma imagem radiográfica com qualidade. Provou-se através deles que verificações e testes que assegurem o recebimento completo e funcional do equipamento são necessários, não só para correções imediatas de desvios e defeitos, como também no estabelecimento de padrões, que nos informem no futuro as condições do equipamento servindo para verificar alguma variação visual da imagem radiográfica, constatada por médicos e técnicos de raios X.

## Referências

Bacelar, A.; Furtado, A. P.; Guerra, A.; Lorenzini, F.; Oliveira, S. S. *Avaliação da Reprodutibilidade da kVe eficaz e mAs dos Aparelhos de Radiologia Diagnóstica*. Trabalho publicado no XXV Congresso Brasileiro de Radiologia, 1995. Salvador. Bahia.

Bushong, Stewart C.. *Manual de Radiologia para Técnicos*. Quinta edição. 1995. Mosby Yearbook, Inc. Madrid.

Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN - RJ - BR); Instituto de Radioproteção e Dosimetria (IRD). *Curso Básico de Licenciamento e Fiscalização em Radiologia Médica e Odontológica*. 1994. Rio de Janeiro.

Organização Panamericana de la Salud / Organização Mundial de la Salud. *Garantia de la Calidad en Radiodiagnóstico*. Edição Original em Inglês: *Quality Assurance in Diagnostic Radiology*. Publicacion Científica N° 469. 1984. México.

# Análise de Filmes Radiográficos Rejeitados: Parâmetro para um Programa de Garantia da Qualidade

A. A. Mazzola<sup>1,2</sup>; A. P. Uhr<sup>1,2</sup>; A. Bacelar<sup>1</sup>; P. C. Sanvitto<sup>2</sup>; V. L. P. Thiesen<sup>2</sup>.

<sup>1</sup>Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul-Instituto de Física  
Av. Ipiranga, 6681-Fone: (051) 3391511 r. 3135-E-Mail: bacelar@music.pucrs.br

<sup>2</sup>Moinhos Centro de Imagem-Hospital Moinhos de Vento  
Rua Ramiro Barcelos 910-1º Sub-Solo-Porto Alegre-RS-CEP 90035-001

**Resumo-** A análise de filmes radiográficos rejeitados serve como parâmetro para justificar um Programa de Garantia de Qualidade (PGQ). Esta análise torna possível identificar os tipos de exames em que ocorra mais frequentemente a rejeição, o tamanho de filme mais rejeitado e a causa. Permite considerar acerca da competência do pessoal técnico envolvido, problemas nos equipamentos, revelação do filme e posicionamento do paciente.

**Abstract-** The analysis of rejected radiographic films are used like a justification to do a Quality Control Program. This analysis makes possible to identify which is the most rejected exam type, what size of film has greater number of rejection and the cause of that. The competence of technical people involved, troubles in the equipments, in processing of the film and how to positioning patients can be evaluated.

## Introdução

A avaliação dos filmes radiográficos rejeitados de um Serviço de Radiologia fornece parâmetros im-prescindíveis para a implantação de um Programa de Garantia da Qualidade (PGQ), "equivalendo a uma avaliação subjetiva da qualidade da imagem" [MI].

A análise criteriosa dos motivos de rejeição dos filmes radiográficos funciona como um "termômetro" para qualquer Serviço de Radiodiagnóstico, possibilitando a identificação de acontecimentos que muitas vezes passam despercebidos e sugerindo um maior cuidado e atenção com determinados exames.

## Metodologia

A avaliação de rejeitos radiográficos foi realizada durante um período de 10 meses no Serviço de Radiologia do Moinhos Centro de Imagem no Hospital Moinhos de Vento de Porto Alegre.

A coleta dos rejeitos foi feita quinzenalmente nas câmaras claras da radiologia com análise mensal.

Após consultar publicações que abordassem o assunto<sup>1,2,3,4</sup>, foi elaborada uma tabela que relaciona o motivo de rejeição com o tipo de exame. Determinou-se também que fosse avaliada a relação entre o motivo de rejeição e o tamanho do filme.

A escolha dos motivos de rejeição não foi realizada totalmente antes do início do trabalho, mas sim ao longo da análise.

No momento da qualificação e quantificação dos rejeitos foi necessária uma integração entre médicos, técnicos e estagiários em Física Médica para caracterizar a causa da rejeição. O conhecimento de como é realizado o exame foi relevante para que os estagiários pudessem, ao longo do trabalho, interpretar tais motivos.

De nada adiantaria contar e classificar os filmes radiográficos rejeitados se não fosse estabelecido um controle sobre o número de filmes que são utilizados por mês.

Uma avaliação dos exames que foram realizados no período serviu de comparação com os exames em que houve maior rejeição.

## Resultados

No período de 10 meses de avaliação foram realizados 27804 exames: tórax (34,5%), face (16,3%), mamografia (7,7%), coluna lombosacra (5,6%), coluna cervical (4,5%), bacia (2,7%) e joelho (2,2%). Os exames que apresentaram maior número de filmes rejeitados, no período, foram: tórax (19,4%), coluna lombosacra (10,2%), face (10,0%), mamografia (6,4%), coluna cervical (5,1%), joelho (3,5%) e bacia (2,6%). O total de filmes rejeitados foi de 10765. Os índices de rejeição de filmes ao longo desses 10 meses nunca foram inferiores a 8,4% nem superiores a 32,9%, sendo o valor médio de 16,2%.

Na análise do exame de tórax, quatro motivos de rejeição se destacaram: imagem muito clara (37,08%), imagem muito escura (26,13%), posição (9,91%) e má formação da imagem por movimento do paciente (6,35%).

O exame de joelho que possui um índice de rejeição relativamente baixo apresenta um motivo de rejeição que se demonstrou crítico: a posição incorreta do joelho na imagem radiográfica (21,45% do total de filmes rejeitados para o exame de joelho).

### Conclusões

Fica justificado com esse trabalho que um Programa de Garantia da Qualidade deve ser implantado nos Serviços de Radiologia e Mamografia a fim de que se possa estabelecer critérios para padronização da melhor técnica radiográfica a ser utilizada. O objetivo é melhorar a qualidade da imagem, diminuir o índice de rejeição de filmes e minimizar a exposição de médicos, pacientes, técnicos, e quaisquer outras pessoas envolvidas com o processo.

### Referências

1 Organización Panamericana de la Salud / Organización Mundial de la Salud. *Garantía de la Calidad en Radiodiagnóstico*. Edición Original em Inglês: *Quality Assurance in Diagnostic Radiology*. Publicación Científica N° 469. 1984. México.

2 Bacelar, A.; Guerra, A.B.; Hoff, G.; Pinto, A.L.A.; Bernasiuk, E.B.; Cunha, U.M.. *Rejeitos de Filmes de Raios X: Qualificação e Quantificação*. Trabalho publicado no V Congresso Geral de Energia Nuclear. 1994. Rio de Janeiro. Brasil.

3 Bacelar, A.; Hoff, G.; Lima, A.A.; Costa, C. D.; Fernandes, C. D.; Pessi, A.; Oliveira, S. S.; Bramatti, I. E.. *Análisis Comparativo de Placas Rechazadas em Cuatro Hospitales de Porto Alegre*. Trabalho publicado no III Congreso Regional sobre Seguridad Radiologica y Nuclear. 1995. Cusco. Perú.

4 Yacovenco, Alejandro A. *Programa de Garantía de la Calidad en Radiología Diagnostica*. Trabalho publicado no III Congreso Regional sobre Seguridad Radiologica y Nuclear. 1995. Cusco. Perú.

# Caracterização do Uso de uma Tecnologia Diagnóstica de Alto Custo (Tomografia Computadorizada) em Municípios do Estado do Rio de Janeiro.

Elisa A. Santos<sup>1</sup>; Renan M.V.R. Almeida<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Programa de Engenharia Biomédica - COPPE/UFRJ  
PEB/COPPE/UFRJ Caixa Postal 68510 Ilha do Fundão 21945-970 Rio de Janeiro/RJ  
E-mail: elisa@serv.peb.ufrj.br

**Resumo** - Utilizando-se os bancos de dados de Autorização de Internação Hospitalar (BDAIH) e o Sistema de Informação Ambulatorial (BDSIA), recentemente disponibilizados pelo Ministério da Saúde (MS), este trabalho caracteriza o uso de uma tecnologia diagnóstica de alto custo (Tomógrafo Computadorizado), para Municípios do Rio de Janeiro, no período janeiro a outubro de 1995; relativamente à natureza dos hospitais e frequência dos procedimentos médicos envolvidos. Os resultados apontam para uma deficiência na alocação da tecnologia, tanto em termos de sua distribuição geográfica quanto em relação aos hospitais que a oferecem.

**Abstract** - With the help of the BDAIH (Hospital Admission Authorization Data Base) and BDSIA (Ambulatory Health System Data Base), recently made available by the Health Ministry, this work characterizes the use of a high cost diagnostic technology (Computerized Tomography), in Rio de Janeiro State, Brazil, January - October/95. The results show a skewed use of the technology, both in geographical and hospital provision terms.

## Introdução

A disponibilidade de informação confiável é um aspecto fundamental para a Avaliação de Tecnologia em Saúde (ATS)<sup>1</sup>. Infelizmente, no Brasil, não são de fácil acesso informações relativas à oferta e condições de uso de tecnologias de alto custo em saúde<sup>2</sup>, tornando complexa a tomada de decisões no setor. No presente trabalho, foi feita uma avaliação preliminar do uso de uma tecnologia diagnóstica de alto custo para o Estado do Rio de Janeiro.

A Tomografia Computadorizada (TC) foi escolhida, devido aos altos índices apresentados de custo individual e total mensal por exame<sup>3</sup>, e também devido a importância do impacto em sua incorporação, em substituição ao Raio-X, e na possibilidade de seu abandono, face à incorporação da Ressonância Magnética<sup>4</sup>. Essa caracterização foi baseada nos bancos de dados BDAIH (Banco de Dados de Autorização de Internação Hospitalar) e BDSIA (Banco de Dados do Sistema de Informação Ambulatorial), recentemente disponibilizados pelo Ministério da Saúde<sup>5</sup>.

## Metodologia

O BDAIH é formado por dados obtidos a partir do Sistema de Informação Hospitalar do Sistema Único de Saúde (SIH-SUS). Ele contém as AIHs (Autorização de Internação Hospitalar) processadas mensalmente no país, equivalentes a 1.300.000 contas hospitalares, cerca de 70% das internações realizadas no Brasil<sup>5</sup>. O BDSIA é formado a partir de dados de atendimentos ambulatoriais do Sistema Único de Saúde que

representam um total de 55.000.000 de atendimentos /mês em todo o país. Os arquivos, foram manipulados com os aplicativos SPSS e ACCESS em um microcomputador PC compatível. O uso da TC foi identificado a partir dos procedimentos de crânio/coluna, abdômen e tórax, nos arquivos dos bancos de dados. O processamento foi realizado mês a mês, sendo os hospitais agregados em quatro tipos (contratados, públicos, filantrópicos e universitários). Os exames de TC foram também caracterizados relativamente aos hospitais e aos municípios nos quais foram praticados.

## Resultados

Pode-se observar na Tabela 1, que o maior número de exames é realizado nos hospitais públicos e filantrópicos. Em relação aos municípios que mais se utilizam da tecnologia (Tabela 2), o Rio de Janeiro apresenta o maior número bruto e a sétima colocação "per capita", em termos de internação. Já na Tabela 3, tem-se o resultado do número de TCs realizadas em cada hospital no município do Rio de Janeiro, sendo as três maiores ofertas as dos hospitais emergenciais municipais da cidade (Souza Aguiar, Miguel Couto e Salgado Filho). Todos os resultados referem-se ao período de janeiro à outubro de 1995. Em relação aos atendimentos ambulatoriais, nota-se que, além dos hospitais emergenciais municipais, também outras unidades de saúde surgem com um elevado número de exames a maior parte das quais nas unidades da categoria "contratados". Para melhor facilidade de comparação os resultados encontram-se multiplicados por 1.000.000.

Tabela 1. Exames/Tipo de Hospital, Janeiro/Outubro95.

AIH - Autorização de Internação Hospitalar.

SIA - Sistema de Informação Ambulatorial.

TIPO DO HOSPITAL	TOTAL TC	
	AIH	SIA
CONTRATADO	122	16492
PÚBLICO	2250	11918
FILANTRÓPICO	1830	2401
UNIVERSITÁRIO	438	9068

Tabela 2. Exames por Município, Janeiro/Outubro95.

AIH - Autorização de Internação Hospitalar.

SIA - Sistema de Informação Ambulatorial.

MUNICÍPIO	TOTAL TC		(EXAME/HAB) 1.000.000	
	AIH	SIA	AIH	SIA
A.DOS REIS	85	468	915	5043
B. DO PIRAÍ	1	-	1	-
ITABAPOANA	106	359	3509	11887
CABO FRIO	118	1004	1281	10901
C.. GASPARIAN	-	3	-	405
C. GOYTACAZES	143	613	366	1570
DUAS BARRAS	-	2	-	194
ITAPERUNA	532	1252	6527	15380
NITEROI	18	2769	40	6153
N. FRIGURGO	-	1200	-	6711
NOVA IGUAÇU	-	698	-	1153
PETRÓPOLIS	795	6	3028	22
RIO DE JANEIRO	2692	30027	480	5361
SÃO GONÇALO	1	1478	1	1793
TRÊS RIOS	149	-	2169	-

Tabela 3. Exames/Hospital do Município do Rio de Janeiro, Janeiro/Outubro95.

AIH - Autorização de Internação Hospitalar.

SIA - Sistema de Informação Ambulatorial.

HOSPITAIS DO MUNICÍPIO DO RJ	TOTAL TC	
	AIH	SIA
GERAL BONSUCESSO	2.00	-
GERAL IPANEMA	3.00	-
SERVIDORES DO ESTADO	116	-
HOSPITAL RIO DE JANEIRO	33	-
SOUZA AGUIAR	542	1318
MIGUEL COUTO	596	2675
SALGADO FILHO	605	2127
JESUS	1	-
SÃO FRANCISCO .DA PENITÊNCIA	4	-
SANTA CASA DA MISERICÓRDIA	117	-
I FERNANDEZ FIGUEIRA	229	-
MÁRIO .KROEFF	4	20
ARY FRAUZINO	101	-
ARISTARCHO PESSOA	6	-
H.U.C.FRAGA FILHO	276	30
DEO LINDO COUTO UFRJ	57	680
CLINERJ	-	2868
H.U.PEDRO ERNESTRO	-	2769
CLÍNICA M.N.GUANABARA	-	1682
DONA COPACABANA	-	99
DONA IRAJÁ	-	76
C.L.FREITAS FILHO	-	4315
CLÍNICA M.N.GUANABARA	-	2309
H.C.F.ARY FRAUZINO	-	4192
H.U.E.BRAGA UFRJ	-	175
SOS SCAN MÉDICOS LTDA	-	4692

### Discussão e Conclusão

Note-se que existe a possibilidade de erros de registro nos dados, pois é sabido que existe uma superestimativa no registro de procedimentos nos

hospitais contratados e uma subestimativa (por deficiência de controle) nos hospitais públicos. Note-se também que o alto número de exames não reflete exatamente *qualidade* de prestação de serviço, pois sabe-se que, em geral, existe uma tendência à superutilização de tecnologias de ponta em saúde. No entanto, os dados fornecem uma interessante caracterização preliminar da oferta de TC no Estado do Rio de Janeiro. Em termos de internação, a maior parte dos exames são realizados em hospitais emergenciais municipais do Rio de Janeiro, o que é esperado, devido a alta recomendação do uso do procedimento em casos emergenciais, por exemplo traumatismos. Além disso, algumas cidades do interior do Estado (Itaperuna, Bom Jesus de Itabapoana) parecem funcionar como "pólos" de atração de exames, uma vez que sua taxa "per capita" é muito superior até mesmo à da capital do Estado. Em termos de atendimentos ambulatoriais, o elevado número de exames em unidades contratadas aponta também para uma deficiência da rede pública em oferecer a tecnologia.

Essas informações permitem identificar deficiências na alocação de tecnologia, tanto em termos geográficos, quanto em termos dos hospitais que a oferecem. Por exemplo, os hospitais emergenciais, que não os municipais do Rio de Janeiro (Capital) apresentam uma baixa oferta de tecnologia, enquanto que sua distribuição no interior do Estado é extremamente desigual. Observa-se assim que o uso dos dados empregados no presente trabalho pode fornecer ao administrador subsídios para melhor orientar a alocação de tecnologia.

### Referências

- PANERAI, R.B.; PENÃ, M.J. Evaluacion de tecnologias en salud. *Organizacion Pan.de la Salud*. 1990.
- ALMEIDA, R.M.V.R.; INFANTOSI, A.F.C. Avaliação em tecnologia em saúde: uma metodologia para países em desenvolvimento:III congresso brasileiro de epidemiologia. Salvador, BA. 1995.
- SECRETARIA DE SAÚDE DO ESTADO DO RIO DE JANEIRO Custos de Procedimentos por Ordem Numérica, Ordem de Frequência e Ordem de Custo Mensal.1994.
- SOX, H.; STERN, S.; OWENS, D.; ABRAMS, H.L. Assessment of Diagnostic Technology in Health Care. *National Academy Press*.1989.
- MINISTÉRIO DA SAÚDE; BDAIH DATASUS Banco de Dados Autorização de Internação Hospitalar, Sistema Único de Saúde. 1995.

### Agradecimentos

- À CAPES, por fornecer bolsa para um dos autores (EAS), e ao DATASUS que forneceu o banco de dados utilizado.

# Tomografia Computadorizada com Raios-X Monoenergético

Ernande B. da Costa<sup>1</sup>; Ricardo T. Lopes<sup>2</sup> e Carlos L. Ladeira<sup>2</sup>

<sup>1</sup> Depto. de Física e Matemática-UFRPE  
<sup>2</sup> Lab. de Instrumentação Nuclear -PEN/COPPE/UFRJ  
Caixa Postal 68509 - 21945-970 -Rio de Janeiro (RJ)  
E-mail : ernande @lin.ufrj.br

**Resumo-** Neste trabalho, apresenta-se a utilização de filtros no feixe de raios-X, para produção de radiação quase monoenergética e sua utilização em tomografia. Os filtros utilizados foram 100 $\mu$ m de Cu, 25 e 50 $\mu$ m de Rh e de resina com 40mg/cm<sup>2</sup> de Cd. Os resultados apresentados mostram uma comparação das imagens obtidas.

**Abstract-** In this work the utilisation of filters place in the beam of X-ray to production of quasi-monoenergetic radiation and its utilisation in tomography is described. The filters utilised were 100 $\mu$ m of Cu, 25 and 50 $\mu$ m of Rh and filters prepared with resins, 40mg/cm<sup>2</sup>-Cd. The results show a comparison of the acquired images.

## Introdução

Na tomografia, utilizam-se fontes de raios-X de alta intensidade para completar as medidas em poucos segundos, mas o espectro contínuo de raios-X leva a artefatos, na imagem devido ao pouco endurecimento do feixe, que a degradam. Na prática, a otimização fica restrita a tentativa de monocromatização do feixe de raios-X através do emprego de filtros.

Neste trabalho, tomografias com raios X são realizadas, utilizando-se filtros com descontinuidades K na região desejada, e a performance destes filtros na qualidade da imagem é comparada com simulações encontradas na literatura, sobre a quase monocromatização do feixe de raios X.

## Metodologia

Os filtros podem ser grosseiramente classificados como atenuadores, passa-alta e passa-banda[1]. O espectro resultante é uma quase monocromatização do espectro contínuo bremsstrahlung dos raios X [2].

Os materiais utilizados como filtros foram o cobre com espessura de 100  $\mu$ m (passa-alta), o ródio (descontinuidade K em 23,2keV) com espessuras de 25 e 50 $\mu$ m e um filtro construído com cádmio (descontinuidade K em 26,7keV) em uma matriz de araldite com densidade superficial de massa de 40 mg/cm<sup>2</sup>, (passa-banda).

Os espectros de raios-X foram obtidos de um tubo Schlumberger, modelo CSD 160, duplo foco e tensão variável 0 a 160 kV, com filtração inerente de 1 mm de Berílio nas tensões de 30, 35 e 40 kV e correntes de 1 e 3 mA para cada tensão.

As amostras utilizadas para tomografias foram dois tarugos de lucite de 25mm de diâmetro. Em um dos tarugos foram feitos três furos de 1, 2 e 3 mm de diâmetro igualmente espaçados.

O sistema tomográfico utilizado foi o STAC-3 mostrado no diagrama de blocos da figura 1, onde a

mesa possui movimentos de rotação e translação controlados pelo microcomputador e o detector de NaI(Tl).

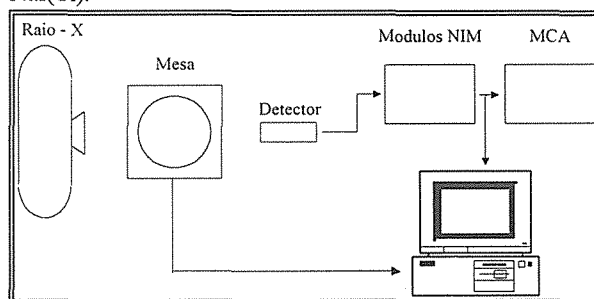


Figura 1- Diagrama de blocos do sistema tomográfico.

## Resultados e discussão

A figura 2 mostra os espectros de raios-X em energia, filtrados e não filtrado, para 30kV e 3mA.

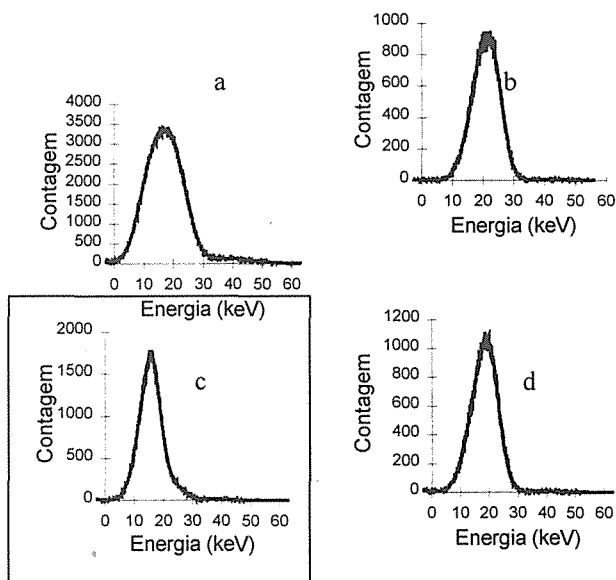


Figura 2- Espectros de raios-X para 30kV-3mA, (a) sem filtros, (b) filtrado com 100 $\mu$ m-Cu, (c) 50 $\mu$ m-Rh e (d) 40mg/cm<sup>2</sup> de Cd.



As figuras 3a-3d mostram as tomografias da amostra de lucite com furos, obtidas utilizando-se feixes de raios-X com os espectros mostrados nas figuras 2a-2d, respectivamente.

Na imagem 3a observa-se que ela está degradada (com artefatos), enquanto que nas imagens 3b-3d esta degradação foi muito reduzida. As diferenças nos níveis de cinza das imagens deve-se a variação do coeficiente de atenuação linear com a energia

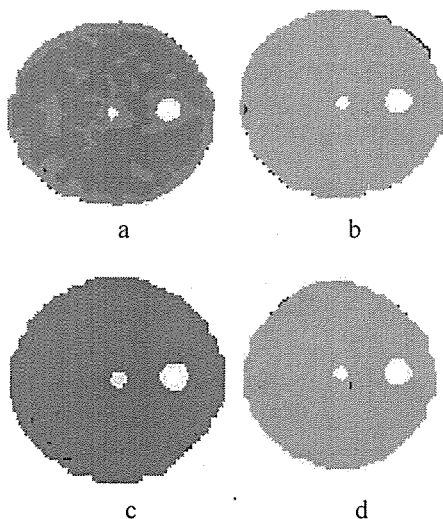


Figura 3- Tomografias obtidas utilizando-se feixes com os espectros da figura 2, respectivamente.

As imagens 4a e 4b apresentam as tomografias da amostra de lucite sem furos obtidas com os feixes de raios-X sem filtro e filtrado com 50 $\mu$ m-Rh, e as figuras 4c e 4d mostram a variação do coeficiente de atenuação na linha central da amostra.

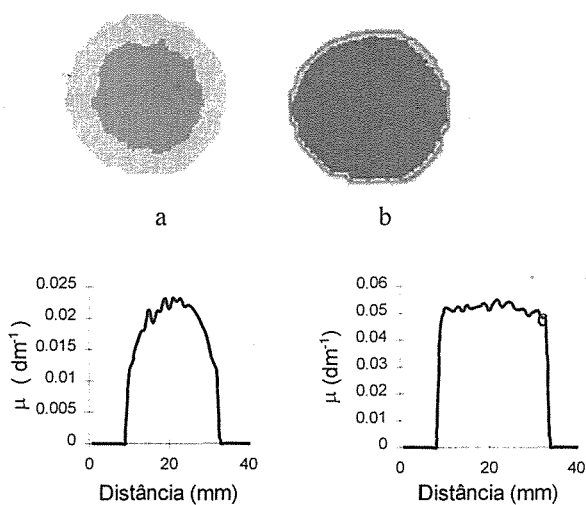


Figura 4- Tomografias da amostra de lucite sem furo e não filtrado(a) e filtrado com 50 $\mu$ m-Rh(b).

Em (c) e (d) mostra-se a variação do coeficiente de atenuação linear.

Podemos ver que no caso do feixe sem filtro esta variação é muito grande, enquanto que com o filtro a variação é muito reduzida. Esta mesma redução foi observada com os outros filtros utilizados como se pode observar na figura 5. Os valores médios encontrados para o coeficiente de atenuação foi de 0,17 cm<sup>-1</sup> para a imagem 4a e 0,5 cm<sup>-1</sup> para a imagem 4b, bem próximo do valor teórico que é de 0,488cm<sup>-1</sup>, na mesma faixa de energia.

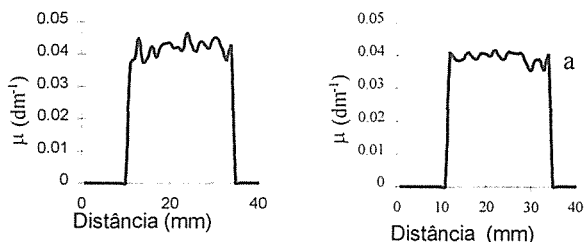


Figura 5- Variação do coeficiente de atenuação dentro do objeto em tomografias com raios-X filtrados com 100 $\mu$ m - Cu (a) e o filtro produzido por resina e pó de Cd (b).

### Conclusão

Os resultados mostram que a quase monocromatização de um feixe de radiação polienergética é possível, com a utilização de filtros apropriados, e que sua aplicação em tomografia é de grande utilidade pois reduz a degradação da imagem provocada pelo endurecimento do feixe aumentando a precisão de medidas quantitativas.

**Agradecimentos** - Os autores agradecem o apoio do CNPq ao projeto, bem como as bolsas recebidas.

### Referências

1SANDBERG, M.; CARLSSON, C. A.; CARLSSON ALM G. Shaping X-ray spectra with filters in X-ray diagnostics. *Med. & Biological Engineering & Computing*, p.384-390, July 1994  
 2JENNINGS, R. G. A method of comparing beam-hardening filter material for diagnostic radiology, *Med. Phys.*, 15,p588-599, 1988.  
 3CESAREO, R. et al The use of elemental filters for the monochomatization of bremsstrahlung radiation, Università Degli Studi di Roma "La Sapienza",1994.

# Avaliação das Dimensões do Ponto Focal de Tubos de Raios-X Utilizando um Sistema de Digitalização Direta

Paulo R. Costa, Tânia A. C. Furquim

<sup>1</sup> Instituto de Eletrotécnica e Energia da USP - IEE/USP  
Av. Prof. Luciano Gualberto, 1289 - CEP 05508-900 - São Paulo - SP  
<http://www.ice.usp.br> - Tel. (011) 818-4816 - Fax (011) 210-7750 - [pcosta@ice.usp.br](mailto:pcosta@ice.usp.br)

**Resumo** - Um sistema de digitalização de imagens é proposto como método alternativo na substituição de filmes de exposição direta para medição das dimensões de pontos focais de tubos de raios-X utilizados em radiodiagnóstico. Resultados de medições são apresentados e comparados aos valores nominais.

**Abstract** - An image digitalization system is proposed as an alternative method for replacing direct exposure X-ray films on the evaluation of dimensions of diagnostic X-ray tube focal spots. Results of measurements are presented and compared to nominal values.

## Introdução

A medição das dimensões do ponto focal de tubos de raios-X utilizados em radiodiagnóstico tem sido objeto de diversos trabalhos<sup>1,2</sup>. Avaliações consistentes podem ser realizadas utilizando-se as imagens obtidas por uma câmara dotada de micro-orifício (*pinhole camera*), câmara a microfenda (*slit camera*) ou um padrão de mira estelar (*star pattern*). Qualquer que seja a metodologia utilizada, contudo, depara-se com dificuldades experimentais que vão desde o correto alinhamento do sistema, até a obtenção de imagens compatíveis com as recomendadas<sup>3</sup>.

Uma segunda edição da norma IEC 336<sup>4</sup>, propõe que uma câmara de abertura a fenda seja utilizada tanto para determinação das dimensões do ponto focal, quanto para a avaliação de sua função de transferência de modulação (FTM). Para esta última avaliação a norma indica a utilização de um microdensitômetro. Equipamentos desta natureza, além de terem alto custo, introduzem fatores de degradação que devem ser corrigidos e apresentam diversos problemas relacionados à calibração em níveis de cinza e orientação.

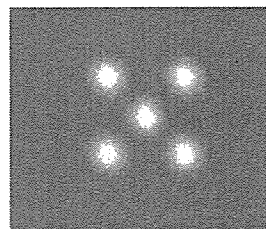
O presente trabalho propõe uma metodologia alternativa, na qual um sistema de digitalização direta, baseado em um dispositivo CCD, é utilizado em substituição ao radiograma. Este sistema (Sens-a-ray, Regan Medical Systems) foi fabricado, originalmente, para substituição de filmes utilizados em radiologia odontológica. São apresentados os resultados da medição dos pontos focais de um tubo utilizado em radiologia médica.

## Metodologia

As medições realizadas seguem as seguintes indicações da norma IEC 336<sup>4</sup>:

**Alinhamento:** Consiste de um alinhamento inicial, realizado através de um nível de bolha, onde garante-se que o sistema experimental

compõe-se de disposições em planos paralelos. Em seguida, obtêm-se a imagem radiográfica de um dispositivo de alinhamento composto por cinco pequenas esferas de material radio-opaco, onde quatro são equidistantes formando um quadrado e uma posicionada no centro. A partir da imagem resultante (Figura 1) o sistema passa por um alinhamento refinado, até que a imagem da esfera central esteja equidistante das demais.



**Figura 1 - Imagem do dispositivo de centralização obtido com o sistema Sens-a-ray**

**Exposição:** Uma vez alinhado o sistema, uma câmara dotada de microorifício é posicionada e algumas exposições são realizadas, até que seja obtida uma imagem com contraste adequado. Esta imagem (Figura 2) é registrada para posterior obtenção do fator de ampliação. Em seguida, uma câmara dotada de abertura a fenda é posicionada paralelamente ao eixo anodo-catodo, no mesmo local e, novamente, imagens sucessivas são registradas até que uma, com contraste adequado, seja obtida. Uma segunda imagem da fenda, seguindo os mesmos critérios, é então obtida com a câmara posicionada ortogonalmente à direção do eixo anodo-catodo. Estas duas imagens serão utilizadas para a determinação, respectivamente, da largura e do comprimento do ponto focal.

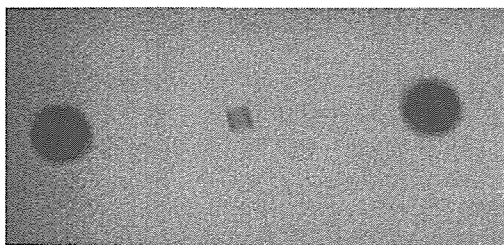


Figura 2 - Imagem do ponto focal obtido com a câmara dotada de microorifício

*Leitura:* As imagens da microfenda, quando utiliza-se um filme para seu registro, são avaliadas pela leitura visual da espessura da região central do padrão registrado, através de uma lente graduada. No presente trabalho, as imagens obtidas digitalmente são avaliadas de modo semelhante ao procedimento com filmes, porém utilizando as ferramentas de determinação de distância que acompanham o *software* do sistema. Um método alternativo para esta determinação é proposto por Tang e col.<sup>3</sup>. Este tratamento será explorado em publicação futura.

O fator de ampliação do sistema é obtido através da distância medida entre os dois padrões circulares presentes na imagem da câmara de microorifício (Figura 2), cuja distância real é conhecida. A distância centro-a-centro destes padrões circulares é obtida através do *software* que acompanha o sistema de digitalização. Este, por sua vez, utiliza o tamanho real do pixel da câmara CCD (25µm nominal). O fator de ampliação é então, obtido pela relação:

$$M = \frac{d_m}{d_r} - 1 \quad (\text{Eq. 1})$$

onde  $d_m$  é a distância medida e  $d_r$  a distância real entre os orifícios.

## Resultados

Foram realizadas medições das dimensões dos pontos focais fino e grosso (FF e FG) de um tubo de raios-X Rørix, modelo 150/30/50, utilizando o sistema de digitalização direta. O tubo foi acionado através do sistema radiológico Siemens Gigantus do Laboratório de Ensaios em Equipamentos Eletromédicos do IEE-USP.

As imagens obtidas para a avaliação das dimensões do ponto focal fino do tubo de raios-X avaliado estão apresentadas na Figura 3. Os valores obtidos por este método para a largura e o comprimento do ponto focal fino foram de 1,5mm e 1,8mm, respectivamente, e para o ponto focal grosso de 2,2mm e 2,0mm. Os valores nominais para este tubo são de 1,2mm X 1,2mm para o ponto focal fino e de 2,0mm X 2,0mm para o ponto focal grosso.

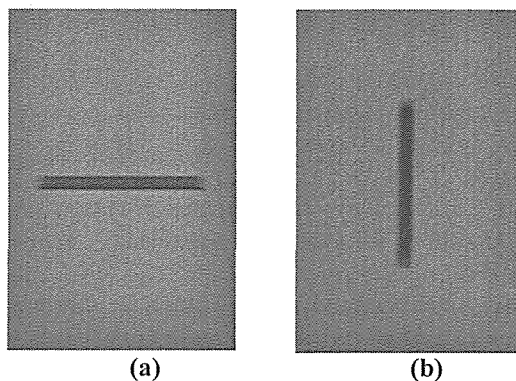


Figura 3 - Imagens obtidas com a microfenda pelo método de digitalização direta para o ponto focal fino: (a) largura e (b) comprimento.

## Discussão

A metodologia proposta mostrou-se eficiente na determinação das dimensões de pontos focais de tubos de raios-X. Evidenciam-se vantagens relacionadas ao tempo gasto para a obtenção dos resultados, bem como relativas ao custo operacional do teste, já que diversos filmes devem ser produzidos no método convencional até que se obtenha uma imagem aceitável. Além disso, o método utilizando lentes graduadas tem precisão limitada devido às variações de percepção visual e critérios de análise entre diferentes observadores. Estes fatores são discutidos na referência 5. Apontam-se vantagens, também, na determinação da FTM do sistema, dispensando o uso de um microdensitômetro. Esta extensão do método está sendo desenvolvida pelos autores, juntamente à estimativa das incertezas inerentes à esta nova forma de medição.

## Referências

- <sup>1</sup> BURGESS, A.E. - "Focal Spots: I MTF separability. II Models. III Field characteristics". Investigative Radiology. 12:36-61, 1977.
- <sup>2</sup> OLIVEIRA, H.J.Q.; FRÈRE, A.F.; SCHIABEL, H.; MARQUES, M.A.; FERRARI, R.J.; MARQUES, P.M.A. - "Investigating the effect of focal the spot size changes on the radiological images quality". Abstracts of the World Congress of Medical Physics and Biom. Engineering, 1994.
- <sup>3</sup> TANG, S.; BARNES, G.T.; TANNER, R.L. - "Slit camera focal spot measurement errors in mammography". Med. Phys 22(11pt1):1803-1814, 1995.
- <sup>4</sup> IEC 336 - "X-ray tube assemblies for medical diagnostics - Characteristics of focal spots". - International Electrotechnical Commission, 1993.
- <sup>5</sup> FURQUIM, T. A. C; YANIKIAN, D.; COSTA, P. R.; - "Determinação do tamanho do ponto focal de tubos de raios-X: digitalização direta vs avaliação óptica". Trabalho submetido ao III FNCTS, 1996.

# Determinação do Tamanho do Ponto Focal de Tubos de Raios-X: Digitalização Direta vs Avaliação Óptica

Tânia A. C. Furquim, Denise Yanikian, Paulo R. Costa

<sup>1</sup> Instituto de Eletrotécnica e Energia da USP - IEE/USP  
Av. Prof. Luciano Gualberto, 1289 - CEP 05508-900 - São Paulo - SP  
<http://www.iee.usp.br> - Tel. (011) 818-4816 - Fax (011) 210-7750 - [tfurquim@iee.usp.br](mailto:tfurquim@iee.usp.br)

**Resumo** - Neste trabalho é discutida uma metodologia comparativa entre técnicas convencionais de medição das dimensões do ponto focal de tubos de raios-X e uma nova técnica utilizando recursos para aquisição digital de imagens. São apresentados resultados de medições com ambos os métodos.

**Abstract** - This work shows a comparative methodology between standard techniques for evaluation of X-ray tubes focal spots and a newer one which uses digital resources for image acquisition. Results from measurements by using both methods are presented.

## Introdução

Métodos para a determinação das dimensões do ponto focal de tubos de raios-X utilizados em radiodiagnóstico são apresentados em normas como IEC 336<sup>1</sup> e NEMA XR-5<sup>2</sup>. Com pequenas variações metodológicas, ambas indicam que esta determinação deve ser realizada utilizando-se imagens de câmaras dotadas de microorifício (*pinhole camera*) ou microfenda (*slit camera*), realizadas em filmes de exposição direta. A quantificação das dimensões dessas imagens, segundo estas normas, deve ser realizada utilizando-se uma lente graduada, com o filme convenientemente iluminado. Em trabalho recentemente publicado, Tang, Barnes & Tanner<sup>3</sup> discutem a variação nos resultados obtidos por diferentes observadores, pelo método da microfenda. Estes autores avaliaram, também, as diferenças nos resultados obtidos quando são utilizados filmes de exposição direta e sistemas ecran-filme.

O presente trabalho apresenta os resultados de medições comparativas das dimensões de pontos focais de tubos de raios-X quando estes são avaliados pelo método óptico, em contraste à metodologia de determinação com um sistema de digitalização direta proposto por Costa & Furquim<sup>4</sup>.

## Metodologia

Foram obtidas imagens utilizando uma câmara dotada de abertura a fenda de 10 $\mu$ m (Europin, iie) e uma câmara dotada de microorifício de 75 $\mu$ m (Victoreen, 07-611) dos pontos focais fino (FF) e grosso (FG) de um tubo de raios-X Rörrix, modelo 150/30/50. Para cada ponto focal, imagens foram realizadas com um chassi sem ecran (filme com exposição direta), outra com um sistema ecran-filme e uma terceira utilizando um sistema

para obtenção de imagens radiográficas odontológicas digitalizadas (Sens-a-ray, Regan Medical Systems).

**Tabela 1 - Fatores Técnicos utilizados e tempo total para a produção das imagem**

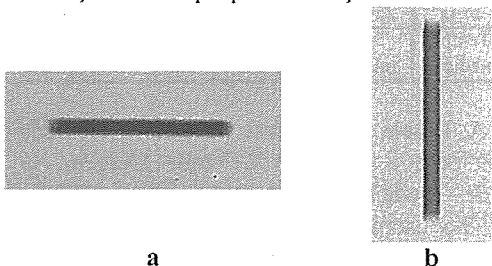
		Microfenda paralela		Microfenda Ortogonal		Microorifício	
		FF	FG	FF	FG	FF	FG
Filme expos. direta	kVp	40	43	40	43	75	75
	mAs	7247	7181	7215	7119	10494	10411
	Tempo medição	75 min	75 min	75 min	75 min	90 min	90 min
Ecran-filme	kVp	75	75	75	75	75	77
	mAs	102	101	96	103	14	8
	Tempo medição	30 min	30 min	30 min	30 min	35 min	35 min
Digital	kVp	77	87	76	87	122	116
	mAs	259	172	269	172	183	175
	Tempo medição	5 min	5 min	5 min	5 min	5 min	5 min

A Tabela 1 apresenta os fatores técnicos utilizados para a obtenção de cada imagem. O tempo de medição apresentado nesta Tabela consiste no somatório entre os tempos de exposição, de resfriamento entre exposições (no caso das imagens em filme com exposição direta) e de processamento para geração de uma única imagem. Não foram considerados os tempos gastos para o alinhamento do sistema nem os decorrentes das diversas tentativas sem sucesso para obtenção de filmes com densidades ópticas adequadas. Para cada imagem no filme com exposição direta, o equipamento de raios-X era acionado cerca de 60 vezes consecutivas, o que acarretou um tempo total de medição grande, especialmente na produção das imagens com a câmara dotada de microorifício.

**Tabela 2 - Resultados obtidos para o tamanho do ponto focal utilizando o método óptico (filmes com e sem écran) e digital**

		DIMENSÕES		
		Filme com Expos. Direta	Ecran-filme	Digital
Microfenda paralela	M	1,07±0,05	1,06±0,05	0,62±0,03
	FF(mm)	2,27±0,09	2,22±0,09	1,78±0,09
	FG(mm)	2,50±0,09	2,91±0,09	2,04±0,10
Microfenda ortogonal	M	1,07±0,05	1,07±0,05	0,62±0,03
	FF(mm)	2,32±0,09	2,33±0,09	1,46±0,07
	FG(mm)	2,73±0,09	3,02±0,09	2,16±0,11
Microorifício paralelo	M	2,43±0,12	2,44±0,12	0,62±0,03
	FF(mm)	2,10±0,15	1,86±0,15	0,83±0,05
	FG(mm)	2,71±0,15	2,52±0,15	0,91±0,05
Microorifício ortogonal	M	2,30±0,11	2,44±0,12	0,62±0,03
	FF(mm)	2,68±0,09	2,02±0,15	0,70±0,05
	FG(mm)	2,94±0,09	2,39±0,05	1,00±0,05

Cada filme foi avaliado por treze profissionais das áreas de física médica e engenharia de equipamentos eletromédicos, todos sem experiências anteriores em medições desta natureza. Para esta avaliação, cada filme foi iluminado através de um negatoscópio EMB e as quantificações foram determinadas com uma lente graduada de amplificação 7X. O tempo médio de leitura foi de 22±14 minutos. Nenhuma informação foi fornecida adicionalmente àquelas contidas nas recomendações das normas IEC e NEMA para os critérios de visualização de cada observador. Além disso, os resultados obtidos por cada observador não eram conhecidos por nenhum outro antes da realização de sua própria avaliação.

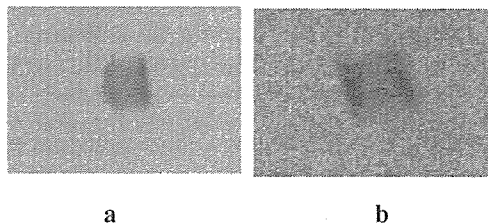


**Figura 1 - Imagens da largura (a) e do comprimento (b) do ponto focal fino obtidas com a microfenda tubo avaliado**

A medição das dimensões de cada imagem digitalizada foi realizada por um único profissional da área de física médica. Este, por sua vez, não teve conhecimento prévio dos resultados das avaliações ópticas realizadas, nem participou do processo de leitura dos filmes. O método de obtenção dos resultados digitalizados é semelhante ao apresentado na referência 4

## Resultados

A Tabela 2 apresenta os resultados das medições ópticas e digitalizadas para as dimensões dos pontos focais avaliados e para o fator de ampliação, M, utilizando os métodos da microfenda e do microorifício. As Figuras 1 e 2 mostram as imagens digitalizadas obtidas pelo sistema Sensaray com as câmaras de microfenda e de microorifício, respectivamente. Os fatores de ampliação para cada série de imagens foram calculados segundo as indicações apresentadas na referência 4.



**Figura 2 - Imagens em detalhe dos pontos focais fino (a) e grosso (b) obtidas com a câmara de microorifício.**

## Discussão

Observando os valores obtidos para cada técnica utilizada no processo de medição das dimensões do ponto focal, verifica-se que as medições utilizando o método digital são as que mais se aproximam aos valores nominais apresentados na documentação técnica do tubo de raios-X avaliado (1,2mm X 1,2mm para o FF e 2,0mm X 2,0mm para o FG). As discrepâncias encontradas nos métodos utilizando filmes com relação aos valores nominais podem ser provenientes de fatores como distorção das imagens pelo écran, qualidade do filme ou processamento utilizados. Cabe notar que a metodologia digital apresenta vantagens relativas ao tempo de medição (Tabela 1), item importante quando o processo faz parte de uma rotina de avaliação laboratorial.

## Referências

- IEC 336 - "X-ray tube assemblies for medical diagnostics - Characteristics of focal spots". - International Electrotechnical Commission, 1993.
- NEMA-XR5 - "Measurements of dimensions and properties of focal spots of diagnostic X-ray tubes". National Electrical Manufacturers Association, 1992.
- TANG, S.; BARNES, G.T.; TANNER, R.L. - "Slit camera focal spot measurement errors in mammography". *Medical Phys.*, **22**(11pt1):1803-1814, 1995.
- COSTA, P. R.; FURQUIM, T. A. C. - "Avaliação das dimensões do ponto focal de tubos de raios-X utilizando um sistema de digitalizaçãod direta". Trabalho submetido ao III FNCTS, 1996.

# Nova Metodologia para Implementação de Programas de Controle de Qualidade em Departamentos de Radiologia Diagnóstica

Tânia A. C. Furquim, Denise Yanikian, Paulo R. Costa

Instituto de Eletrotécnica e Energia - IEE/USP

Av. Prof. Luciano Gualberto 1289 - 05508-900- São Paulo (SP)

http://www.iee.usp.br - Tel. (011) 818-4816 - Fax (011) 210-7750 - tfurquim@iee.usp.br

**Resumo** - Programas de Controle de Qualidade foram estudados e repensados para que pudessem embutir um caráter mais permanente e duradouro. Este trabalho voltou-se para um treinamento contínuo de técnicos, adequando sua bagagem cultural à conscientização do conceito de Qualidade.

**Abstract** - Quality Control Programmes were studied in order to include a most permanent and durable character. This work is an approach where the continuous training of technicians aims to the suitability of their cultural history to an awareness of the conception of Quality.

## Introdução

O Controle de Qualidade em departamentos de radiologia diagnóstica é um tema que vem tentando estabelecer-se como rotina desde a década de 1970<sup>1</sup>. Com o decorrer do tempo, poucos físicos, em alguns pontos isolados do país, conseguiram transpor as resistências iniciais de várias naturezas e mostrar os benefícios de implementação de Programas de Controle de Qualidade (PCQ) em hospitais, clínicas ou qualquer local que utilize equipamentos de raios-X para fins diagnósticos. Dentre estes, os físicos do Instituto de Eletrotécnica e Energia da Universidade<sup>1</sup> de São Paulo (IEE-USP) vêm desenvolvendo e aprimorando, desde 1988, um PCQ<sup>2</sup> para departamentos de radiodiagnóstico por imagem, e não menos que os demais, deparando-se com os problemas decorrentes desta implementação. Com a análise destes problemas, surgiu uma nova visão de alguns aspectos importantes de um PCQ e percebeu-se que nova metodologia poderia ser adotada para contorná-los. Dentre estes problemas, destaca-se o cuidado com o fator humano (pacientes, operadores, radiologistas). Assim, o presente trabalho consistiu em obter o aprimoramento do fator mais atuante em todas as etapas de formação da imagem radiográfica: *o técnico*.

## Metodologia

Um PCQ completo deve ter pelo menos que seis componentes fundamentais<sup>3</sup>:

- monitoração da exposição à radiação;
- monitoração da unidade radiográfica;
- sensitometria e monitoração da câmara escura;
- utilização de cartas técnicas;
- análise de repetição de exames; e
- educação contínua.

Quando se analisa estes tópicos, percebe-se que os quatro primeiros são meramente técnicos e alguns com ensaios de constância completamente descritos em normas internacionais<sup>4</sup>, não acarretando grandes dificuldades de implementação. Já os dois últimos trazem complicações por terem embutidas questões não técnicas, como o relacionamento homem/trabalho, com ricas cargas culturais.

Programas já implementados sempre tratam este fator humano como passível de treinamento técnico voltado apenas para conhecimentos de novas tecnologias e equipamentos. Este trabalho propõe a inversão das atenções, tornando a educação contínua sua principal característica, uma vez que, em geral, é o técnico quem recebe o paciente, posiciona-o, opera o equipamento de raios-X, envia os chassis para as câmaras escuras, recebe o radiograma, aceita e rejeita a imagem e dispensa o paciente. Assim, estando garantidos os passos iniciais da formação da imagem (controle dos parâmetros das processadoras<sup>5,6</sup> e equipamento de raios-X, sensitometria e monitoração da câmara escura<sup>7,8</sup>, surge a necessidade da conscientização dos técnicos a partir da importância da aplicação de suas experiências aliada aos princípios de Qualidade. Desta forma, eles próprios tornam-se capazes de desenvolver um controle da qualidade de seu trabalho individualmente.

Assim, iniciou-se o PCQ por um curso introdutório, abordando tudo o que passaria a ocorrer em seu local de trabalho e as novas funções de cada um. Mostrou-se qual a importância no resultado final (diagnóstico do paciente) de cada ação deste profissional dentro do departamento e como ele próprio poderia estar atuando de acordo com sua importância no processo. Após um período de treinamento, deixou-se como responsabilidade deles a anotação, em protocolos específicos, de

todos os radiogramas obtidos e todos os rejeitados, registrando-se equipamento, sala, tamanho de filme utilizado e causa de rejeição. No final de um período estabelecido, de acordo com a facilidade de cada departamento, o físico analisa estes resultados e apresenta-os na forma de um relatório.

O Programa desenvolvido, como todo PCQ convencional comporta, ainda, todos os testes em processadoras, equipamentos, levantamento radiométrico, testes nas câmaras escuras e controle das cartas técnicas<sup>9</sup>. As informações resultantes destes testes atuam como meios coadjuvantes na avaliação da qualidade final do processo de obtenção das imagens.

## Resultados

Para conscientizar técnicos da importância de seu trabalho no processo de formação da imagem, foram suficientes alguns treinamentos em serviço para mostrar-lhes que sua atuação direta trazia resultados positivos e/ou negativos. Perceber que não são instrumentos de mera economia, mas sim personagens importantes na saúde dos pacientes, fez com que despertasse nos técnicos "apetite" de conhecimento. Como resultado surgiram, pedidos de cursos específicos ao aprimoramento, mostrando as deficiências de cada um no cotidiano e a vontade de saná-las. O principal resultado deste trabalho é a conscientização da qualidade por parte de todos os envolvidos, que faz com que o PCQ seja auto-sustentado pela vontade de se trabalhar bem, com baixas taxas de dose e rejeição de radiografias.

## Discussão

Mostrando-se aos técnicos como seu modo de trabalhar pode influenciar a saúde de alguém (e a sua própria), foi possível manter um alto nível de consciência de qualidade. Ao testar um equipamento de raios-X, processadoras ou câmaras escuras, o físico precisa da colaboração de profissionais com anos de experiência no serviço. Além disso, deve estar atento àquelas que devem ser modificadas, sem parecer invasivo. Com a implementação deste PCQ voltado ao fator humano, pode-se mostrar falhas a partir dos resultados e convencer aqueles que querem trabalhar com qualidade que se pode mudar para melhor. A convivência entre os próprios técnicos tem ajudado na melhoria da qualidade da imagem, pois passou-se a trabalhar com maior objetividade, sabendo-se que todos têm um objetivo comum: a redução do número de exposições por paciente.

Com os dados sob seu controle, pode-se obter uma redução na repetição de exames (Figura 1) confirmada pela contagem de filmes utilizados.

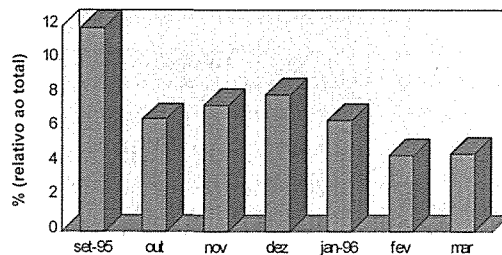


Figura 1 - Análise de rejeição (período: set/95 a mar/96). Radiogramas obtidos em filmes 18cmx24cm com CQ realizado pelos técnicos do Hospital Evaldo Foz (SP)

Enfim, pode-se com isso tornar viável um trabalho de conscientização de qualidade cujos resultados são muito mais permanentes, por tornarem a rotina do serviço mais global, fazendo com que todos os profissionais percebam a importância de sua função no departamento como um todo.

## Referências

- <sup>1</sup> GHILARDI-NETO, T; CAMERON, J.R. - "Garantia de Qualidade em Radiodiagnóstico". Ribeirão Preto, 1979.
- <sup>2</sup> COSTA, P.R.; FURNARI, L. FURQUIM, T.A.C. - "Programa de garantia de qualidade em radiologia diagnóstica". Anais do I Fórum Nacional de Ciência e Tecnologia em Saúde, p. 527-530, 1992.
- <sup>3</sup> CARROW, Q. B. "Radiographic exposure, processing and quality control". 5ª ed. Charles C. Thomas Publisher, 1993.
- <sup>4</sup> IEC 1223-1 "Evaluation and routine testing in medical imaging departments - Part 1: General aspects", IEC, Genève, 1993.
- <sup>5</sup> HAUS, A. G. "Film Processing in Medical Imaging". Medical Physics Publishing, 1993.
- <sup>6</sup> IEC 1223-2-1 "Evaluation and routine testing in medical imaging departments - Part 2-1: Constancy tests - Film processors". IEC, Genève, 1993.
- <sup>7</sup> IEC 1223-2-2 "Evaluation and routine testing in medical imaging departments - Part 2-2: Constancy tests - radiographic cassettes and film changers - Film-screen contact and relative sensitivity of the screen-cassette assembly". IEC, Genève, 1993.
- <sup>8</sup> IEC 1223-2-3 "Evaluation and routine testing in medical imaging departments - Part 2-3: Constancy tests -Darkroom safelight conditions". IEC, Genève, 1993.
- <sup>9</sup> COSTA, P.R.; FURQUIM, T.A.C. A Quality Assurance programme for X-ray Imaging Systems. Physica Medica IX(2-3): 187-190, 1993.

# Comparação entre sistemas Tandem para raios-X de baixas energias

Edvaldo P. Galhardo<sup>1</sup>; Linda V. E. Caldas<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares  
Comissão Nacional de Energia Nuclear  
C.P. 11049 CEP 05422-970 São Paulo - SP  
Tel.:(011) 816-9118 - Fax:(011) 816-9117

**Resumo** - Sistemas Tandem, constituídos por pares de câmaras comerciais e por um par de câmaras de placas paralelas desenvolvidas no IPEN, foram testados em campos padrões de radiação X de baixas energias (14 a 21keV), para comparação de resultados.

**Abstract** - Tandem systems using commercial ionization chambers as well as the parallel-plates chambers developed at IPEN were tested in standard low energy X radiation fields (14 -21keV) for comparative purposes.

## Introdução

A determinação de camadas semi-redutoras (CSR), pelo método convencional, utilizando absorvedores, é geralmente demorada.

Através do método Tandem, utilizando duas câmaras de ionização com diferentes dependências energéticas<sup>1,2,3</sup>, pretende-se diminuir o tempo gasto para se realizar uma parte da dosimetria de feixes de raios-X, obtendo-se resultados tão confiáveis quanto aqueles obtidos através da adição de absorvedores.

Neste trabalho foram testados quatro pares de câmaras de ionização, que formaram os sistemas Tandem, e os resultados obtidos foram comparados entre si.

## Metodologia

As medidas foram realizadas no sistema de raios-X de baixas energias do Laboratório de Calibração do IPEN (14 a 21keV).

Dois sistemas Tandem foram compostos por uma câmara do tipo dedal modelo 2505/3 (0,6cm<sup>3</sup>) e uma do tipo superficial modelo 2532/3 (0,03 cm<sup>3</sup>), sendo que um sistema pertence ao

Laboratório de Calibração de Instrumentos do IPEN e o outro ao Instituto de Radioterapia do ABC (IRABC); um outro par de câmaras foi formado por uma câmara dedal modelo 2505/3 (0,6cm<sup>3</sup>) e uma câmara superficial modelo 2536/3 (0,3cm<sup>3</sup>), do IRABC. O quarto par foi composto por duas câmaras de placas paralelas, semelhantes entre si, desenvolvidas no IPEN por Albuquerque<sup>1</sup>, que possuem 0,6 cm<sup>3</sup> de volume sensível e diferem apenas no material dos eletrodos coletores, sendo um de alumínio (A) e o outro, de carbono (C). As câmaras comerciais são da Nuclear Enterprises (NE), e tanto elas como aquelas desenvolvidas no IPEN form acopladas a eletrômetros Baldwin Farmer, NE, modelo 2502/3, do IPEN e do IRABC.

## Resultados

Inicialmente foram obtidas as curvas de dependência energética de todas as câmaras, a 50cm do alvo, nas condições de calibração de dosímetros clínicos.

Dividindo-se os valores das leituras das câmaras dedais (D) pelos valores das leituras das câmaras superficiais (S) de cada par já definido, foram obtidas as curvas Tandem para os quatro pares de



câmaras de ionização. A Fig. 1 apresenta os resultados dos sistemas constituídos pelas câmaras comerciais e a Fig. 2, do sistema construído no IPEN. Neste caso as leituras da câmara A foram divididos pelas leituras da câmara C.

A incerteza associada às medidas variou entre 0,3 e 0,7%.

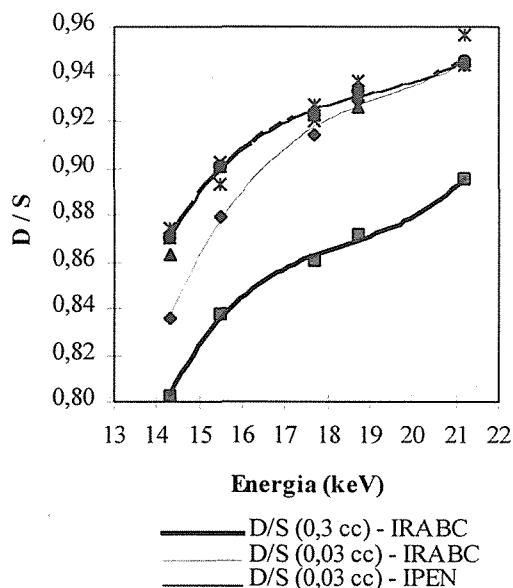


Fig. 1: Curvas Tandem relativas às câmaras comerciais

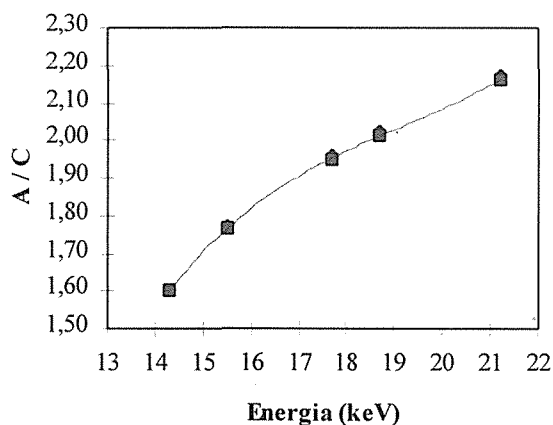


Fig. 2: Curva Tandem relativa ao par de câmaras desenvolvidas no IPEN

## Conclusão

Como pode ser observado nas Fig. 1 e 2, qualquer um dos pares de câmaras pode ser utilizado como um sistema Tandem para a verificação da qualidade de um feixe de raios-X de baixas energias.

Comparando as duas figuras, verifica-se que o par A/C possui a sensibilidade mais alta, levando a uma precisão maior dos resultados.

Além das determinações rotineiras de CSR, as taxas de dose no ar podem ser obtidas, utilizando-se as câmaras de placas paralelas, recomendadas para a detecção de radiação X de baixas energias.

## Agradecimentos

Os autores agradecem ao Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq) pelo auxílio financeiro parcial no desenvolvimento deste projeto, e ao Instituto de Radioterapia do ABC pelo empréstimo de seus equipamentos.

## Referências

- ALBUQUERQUE, M. P. P. Projeto, construção e calibração de câmaras de ionização de placas paralelas para radiação X. São Paulo, 1989. (Dissertação de Mestrado, Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares).
- CALDAS, L. V. E. A sequential Tandem system of ionization chambers for effective energy determination of radiation fields. *Radiat. Prot. Dosim.* v. 36, n.1, p. 47-50, 1991.
- GALHARDO, E. P.; CALDAS, L. V. E. Sistema Tandem para medidas rotineiras de camadas semi-redutoras. (Trabalho submetido ao VI CGEN), 1996.

# Utilização de monitores portáteis em radiologia diagnóstica (energias baixas)

Maria P. Albuquerque Potiens<sup>1</sup>; Paulo A. Balan Jr.<sup>1</sup>; Linda V. E. Caldas<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares  
Comissão Nacional de Energia Nuclear  
C.P. 11049 - CEP 05422-970 - São Paulo - SP  
Tel.:(011)816-9216 - Fax:(011)816-9117

**Resumo** - Considerando-se que devido a exigências legais, todos os instrumentos utilizados para medidas em radiologia diagnóstica devem ser submetidos à calibração, foram testados alguns monitores portáteis (do tipo câmaras de ionização) que normalmente são utilizados para levantamento radiométrico utilizando-se as qualidades estabelecidas de acordo com a norma alemã DIN 6872, de 30 a 50 kV, no sistema de radiação X de energias baixas utilizado a nível de terapia.

**Abstract** - Taking into account the Brazilian law requirements that all dosimeters used in diagnostic radiology measurements must be calibrated, portable instruments (ionization chambers type) were tested in the established diagnostic radiology qualities of the German Norm DIN 6872, from 30 to 50 kV, of a therapy level low energy X-ray system.

## Introdução

Verifica-se, nos últimos anos, uma preocupação mundial crescente em se controlar os instrumentos utilizados em medidas de sistemas de radiação X utilizados em radiologia diagnóstica<sup>(1,2)</sup>. O Laboratório de Calibração do IPEN, considerando esta necessidade e as exigências legais de calibração de monitores portáteis, estabeleceu algumas qualidades de radiação a nível de radiologia diagnóstica (de 30 a 50 kV), num sistema de radiação X de energias baixas, para testar instrumentos, normalmente calibrados com radiação gama, fornecendo dados e informações aos usuários sobre o comportamento deles.

## Metodologia

Para a implantação das qualidades diagnósticas foi utilizado um sistema de radiação X de energias baixas (60 kV) utilizado a nível de Radioterapia, pertencente ao Laboratório de Calibração do IPEN. Este sistema consiste de um gerador Rigaku Denki, modelo Geigerflex, acoplado a um tubo Philips, modelo PW/2184/00, com alvo de tungstênio e janela de berílio. Tais qualidades foram estabelecidas de acordo com a Norma alemã DIN-6872, parte 1<sup>(3)</sup>, conforme mostra a Tabela 1. As características principais dos instrumentos testados são apresentadas na Tabela 2.

Tabela 1. Qualidades radiodiagnósticas implantadas.

Qualidade	Tensão (kV)	Filtração Adicional (mm Al)	Camada Semi-Redutora (mm Al)	Energia Efetiva (keV)	Taxa de Exposição (x 10 <sup>-4</sup> C/(kg.min))
DN 1	30	2	0,947	19,0	4,29
DN 2	40	4	1,84	28,2	3,71
DN 3	50	10	3,61	38,9	1,21

Tabela 2. Principais características dos instrumentos testados.

Instrumento	Tipo	Material da Janela	Volume (cm <sup>3</sup> )
(A) VICTO REEN 660-3	Monitor Portátil	Plástico Equivalente	4 515
(B) BABYL INE 81-INT	Monitor Portátil	Tecido Plástico	180 1800 500
(C) BABYL INE 81-TAXA	Monitor Portátil	Equivalente	200 200 200
(D) RADCAL 10X5-180	Monitor Portátil	Tecido Plástico Equivalente	515 1000
(E) RADCAL	Monitor Portátil	Equivalente	1000

ION (G) VICTO REEN 450-a	Monitor Portáti l Monitor	ato Mylar Alumin izado
(H) VICTO REEN 450-b	Monitor Portáti l Monitor	Mylar Alumin izado
(I) VICTO REEN 450-c	Monitor Portáti l Monitor	Mylar Alumin izado
(J) BABYL INE 31A	Monitor Portáti l	Mylar Alumin izado
(K) PTW LS-01	Sistema dosim étrico Nível Radioprot eção	Plástico Equiva lente ao Tecido  Plástico Equiva lente ao Tecido

## Resultados

A Fig. 1 mostra a dependência energética dos monitores portáteis testados, em comparação com as medidas obtidas com o sistema padrão secundário NPL do Laboratório de Calibração para energias baixas. Também foram feitas medidas com o sistema de referência nível Radioproteção composto por uma câmara de ionização tipo balão com volume de 1 litro e um eletrômetro UNIDOS (K).

Pode-se verificar que a maior parte dos instrumentos apresentou uma dependência maior do que 20% em relação ao sistema padrão NPL para as energias mais baixas. Para 38,9 keV todos se mantiveram dentro de 20%. Isto sugere que, para se utilizar estes instrumentos nas medidas de radiação X no intervalo de energia em questão, seja necessário o conhecimento do seu comportamento para a aplicação dos fatores de calibração no uso em radiologia diagnóstica. Tais instrumentos serão ainda testados em novas qualidades, a serem implantadas até 125 kV.

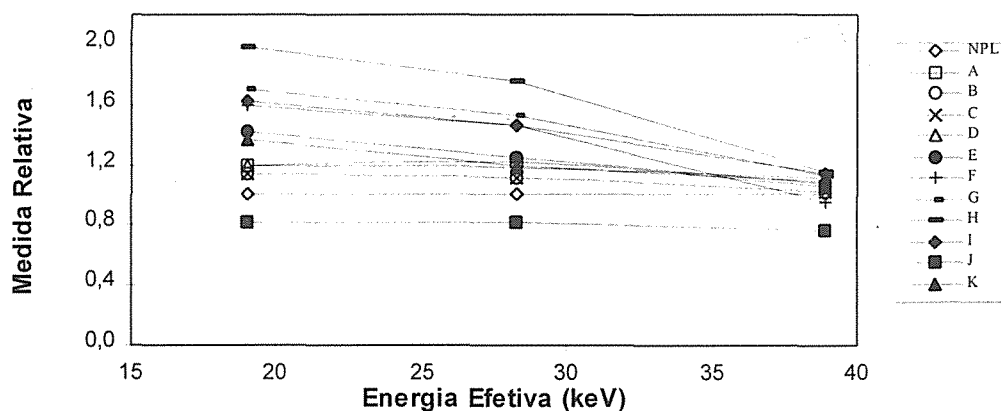


Fig. 1 : Dependência energética dos monitores testados, em comparação com o sistema padrão secundário NPL.

## Agradecimentos

Os autores agradecem ao Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq) pelo auxílio financeiro parcial no desenvolvimento deste projeto.

## Referências

- 1 FREITAS, L.C. and DREXLER, G. *Radiat. Prot. Dosim.* 43 (1/4), 99-102 (1992).
- 2 PEIXOTO, J.G.P. and FREITAS, L.C. *Anais do I Fórum Nacional de Ciência e Tecnologia em Saúde, Brazil*, 513-516 (1992).
- 3 DEUTSCHES INSTITUT FÜR NORMUNG. *Deutsche Norm, DIN 6872, Teil 1* (1992).

# Levantamento das Condições de Funcionamento de Serviços de Radiodiagnóstico Médico - Programa de Vigilância das Radiações Ionizantes nos Estado de São Paulo - Brasil

Martha Aurélio Aldred<sup>1</sup>, Maria Bernadete de Paula Eduardo<sup>1</sup>, Marisa Lima Carvalho<sup>1</sup> e Anna Cristina Andrade de Moraes<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Centro de Vigilância Sanitária (CVS), Secretaria de Estado da Saúde de São Paulo - Brasil, Av. São Luís, 99 - 15º andar, 01046-011 - São Paulo - Brasil

<sup>2</sup>Fundação do Desenvolvimento Administrativo, Escola de Governo e Administração Pública (FUNDAP), Rua Alves Guimarães, 429, 05410-000 - São Paulo - Brasil

**Resumo:** O controle da proteção radiológica em serviços de saúde, no Estado de São Paulo, é feito regionalmente por equipes de vigilância sanitária da Secretaria de Estado da Saúde. O Programa de Vigilância das Radiações iniciado em 1994 tem como principal objetivo identificar e classificar os riscos oferecidos por esses serviços. A classificação dos estabelecimentos em graus de risco permitirá otimizar os recursos existentes na vigilância sanitária, direcionando as ações programáticas. Foram visitados 258 estabelecimentos e inspecionadas 411 salas de radiodiagnóstico médico, para o preenchimento de um "roteiro de inspeção" com 32 itens. A análise das respostas classificou 24% dos serviços como sendo de maior risco, de acordo com o método usado. As respostas revelaram também que: 22% das salas demonstravam irregularidades na área física, 25% dos equipamentos de raios X apresentavam problemas e 22% adotavam procedimentos inadequados. Para os serviços considerados de maior risco serão programadas inspeções mais frequentes, até baixar o risco.

**Abstract:** Radiation Protection control in health care services, at São Paulo State, is in charge of the regional Surveillance Services, from State Health Department. A Radiation Surveillance Program was created in 1994 to identify the risks associated to the practices in these establishments. Classification of the services in different risk degrees will contribute to optimization of resources by Surveillance Services, directing programatic actions. A total number of 258 centers were visited and 411 radiodiagnostic rooms were inspected. During survey a "inspection form" of 32 itens was filled in. Analysis of the answers classified 24% of services as higher risk, according to the method used. The answers also revealed that: 22% of rooms showed irregular physical installations, 25% of X-ray equipment presented problems and 22% used inadequate procedures. For the services considered of higher risk, the surveys were programmed to be more frequent until they reach a lower risk.

## Introdução

O controle do uso das radiações ionizantes em serviços de saúde no Estado de São Paulo - Brasil é feito pela Secretaria de Estado da Saúde (SES) desde a década de 70. Em 1994 o CVS iniciou um Programa de Vigilância das Radiações que tinha como objetivos, entre outros, propor novas normas de proteção radiológica e fazer o diagnóstico da situação dos serviços de saúde que atuavam nas áreas de radiologia médica, radiologia odontológica, radioterapia e Medicina nuclear. O programa de diagnóstico visava a identificação de problemas e a classificação dos serviços em diferentes graus de risco, usando como instrumento um "roteiro de inspeção". Os resultados da aplicação dos roteiros usados para os serviços de radiologia médica são apresentados neste trabalho.

## Metodologia

Em 1994 as 65 equipes de vigilância sanitária do Estado de São Paulo estavam divididas

em cinco macro-regiões; o CVS desencadeou o programa no mês de julho, escolhendo para cada região uma pessoa para coordenar os trabalhos setorialmente e para servir de interlocutor com o nível central. Neste trabalho são apresentados os dados obtidos até dezembro de 1994.

O roteiro era composto de perguntas objetivas cujas respostas deveriam ser baseadas em informações obtidas no local a partir de observação visual; as respostas afirmativas indicavam situações adequadas e recebiam um valor numérico (peso), dentro de uma escala relativa de importância, baseada em critérios empíricos.

O objetivo da avaliação era classificar os serviços em dois graus de risco. Os estabelecimentos com total de pontos inferior a 32 foram classificados como de maior risco. O total de pontos máximo, levando em consideração os pesos, era de 59 pontos, o que equivalia a classificar os estabelecimentos com pontuação inferior a 54,2% do total, como de maior risco.

A avaliação das respostas foi feita de modo a obter dados relativos a três tipos de

problema, agrupando-se as respostas referentes a: área física, equipamentos e procedimentos.

Em segundo plano, tendo em vista a introdução de novas exigências, por força da aprovação e publicação da Resolução SS-625, de

14 de dezembro de 1994, que aprovou Normas de Proteção Radiológica, foram avaliadas em separado as respostas aos itens relativos a essas exigências.

### Resultados e Análise

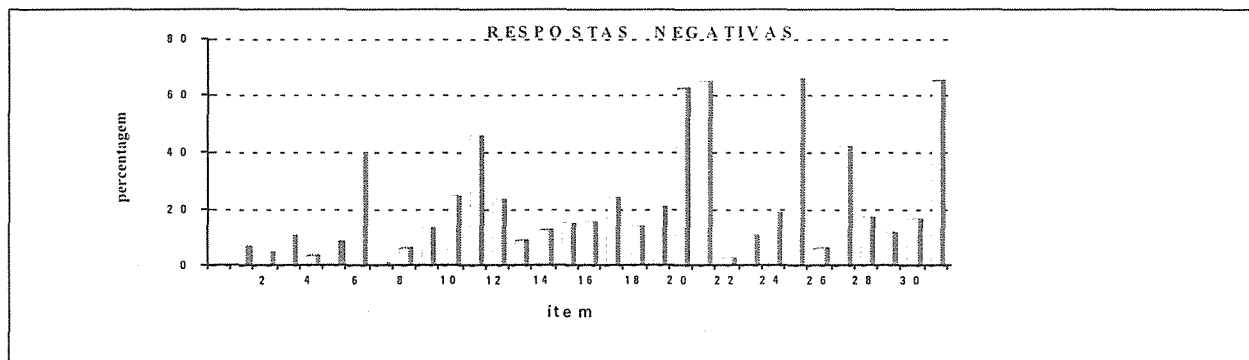


Fig 1 - Média de ocorrência de respostas negativas por item

A distribuição de respostas negativas por item está ilustrada na figura acima.

Na Fig. 1 é possível observar que irregularidades quanto às condições de radioproteção (itens 15, 16, e 24) e uso de dosímetros individuais (13, 14, 29 e 30) apresentam incidências entre 10% e 20%. Em seguida aparecem, com ocorrência entre 20% e 40%, itens relativos a procedimentos (10 e 12) e itens relativos à área física (17 e 19). Finalmente, as saliências mais acentuadas ocorrem nos itens 6, 11, 20, 21, 25, 27 e 31, que atingem ou superam o patamar de 40% e são relativos às novas exigências.

A análise global das respostas dadas ao roteiro, levando-se em conta os pesos adotados, mostrou um percentual de 24% de serviços com pontuação inferior a 32, o que correspondeu à identificação de 62 estabelecimentos considerados de maior risco.

A análise das respostas que evidenciavam problemas de área física, equipamentos e procedimentos foram agrupadas por tipo de problema. Os dados foram separados em 5 grupos que correspondem às macro-regiões do Estado de São Paulo, a saber, Grande São Paulo, região de Marília (oeste), região de Ribeirão Preto (noroeste), região de Campinas (norte) e região de Sorocaba (sul). Os resultados aparecem na Tabela I.

Tabela I - Distribuição percentual de respostas negativas por tipo de problema e por macro-região.

TIPO DE PROBLEMA	A. FIS.	EQUIP.	PROC.	TOTAL
MACRO 1	14.1	9.60	17.0	13.6
MACRO 2	10.1	9.43	17.4	12.3
MACRO 3	25.6	31.0	38.3	31.6
MACRO 4	5.22	2.56	10.2	6.00
MACRO 5	12.4	14.3	13.7	13.5
MEDIA POND.	12.5	11.2	16.4	

A análise da tabela acima mostra que a maior incidência de problemas ocorreu na Macro 3 e a menor na Macro 4; as outras três macro-regiões apresentaram índices semelhantes de problemas, variando em torno de 13%. O maior índice de problemas, numa mesma região, situa-se na área de procedimentos, com exceção apenas para a Macro 5, que apresentou maior incidência de irregularidades nos equipamentos.

Computamos em separado os itens relativos às novas exigências, quais sejam, a apresentação de relatórios sobre levantamento radiométrico nas vizinhanças das salas e teste de radiação de fuga da ampola de raios X e sobre o programa de garantia da qualidade.

A análise desses dados mostrou altos índices de não conformidade às novas exigências, em especial na Macro 3 (92,4%). A menor incidência ocorre na Macro 1 (50,5%), região onde se localiza a capital do Estado, onde existe maior número de profissionais especializados atuando na área.

# Avaliação dos Equipamentos de Radiodiagnóstico da Cidade do Recife

Robson S. Passos, Helen J. Khoury, Paulo D. Antonino e Clovis A. Hazin

Departamento de Energia Nuclear-UFPE  
Av. Prof. Luiz Freire, 1000 - 50740-540, Recife (PE)  
E-mail: 11HK@NPD.UFPE.BR

**Resumo** - Um estudo preliminar das condições de funcionamento dos equipamentos de raios-x que operam nas clínicas e hospitais de Recife é apresentado neste trabalho. Os resultados mostraram que 78,2% dos equipamentos testados apresentam coincidência de 1 a 2% entre o campo luminoso e o feixe de radiação. Com relação à exatidão do valor da kV e do tempo de irradiação, os resultados indicaram que 84,6% dos equipamentos analisados apresentam uma divergência maior que 10% entre o tempo real de irradiação e o valor prefixado no painel e que 46,2% apresentam variações maiores que 10% com relação ao potencial do tubo.

**Abstract** - This paper reports the preliminary results of a survey aiming to determine the working conditions of x-ray units operating in hospitals and clinics in the city of Recife, Pernambuco. The results show that the discrepancy between the light field and the x-ray field stayed in the 1 to 2% interval in 78.2% of the equipments tested. The results show also that there is only a fair accuracy regarding kilovoltage and irradiation time. The discrepancy between the preset time and the "true" irradiation time was higher than 10% in 84.6% of the cases. The discrepancy between the preset and the applied kilovoltage, on the other hand, was higher than 10% in 46.2% of the inspected units.

## Introdução

A eficácia dos exames diagnósticos que utilizam raios-x depende da produção de uma imagem de boa qualidade, que permita visualizar com nitidez de detalhes as estruturas anatômicas de interesse. Radiografias sem a adequada qualidade não possibilitam o diagnóstico correto e acarretam a necessidade de repetição do exame, com o conseqüente aumento dos custos financeiros e da dose recebida pelo paciente. A obtenção de imagens radiográficas de boa qualidade requer o controle das condições de operação dos equipamentos de raios-x, a escolha correta da técnica radiográfica, o controle no processamento da imagem e condições adequadas para a visualização da imagem produzida pela radiação.

Vários autores têm destacado a importância do controle de qualidade dos equipamentos de radiodiagnóstico com o objetivo de reduzir a dose recebida pelo

paciente<sup>1-3</sup>. Este trabalho apresenta os resultados de um levantamento das condições de operação dos equipamentos de raios-x instalados em clínicas e hospitais de Recife. Os resultados deste estudo servirão de base para a implantação de um programa de controle de qualidade para equipamentos de radiologia diagnóstica no Estado de Pernambuco.

## Metodologia

Neste estudo preliminar foram avaliadas as condições de operação de 27 aparelhos de raios-x pertencentes a clínicas particulares e públicas que operam na cidade de Recife.

Os parâmetros avaliados foram: a) concordância entre os valores da tensão de operação e do tempo de irradiação indicados no painel do equipamento e os valores reais aplicados ao tubo de raios-x; b) coincidência entre o campo luminoso e o campo de radiação; e c) alinhamento do

feixe de radiação. Os testes foram realizados utilizando-se "kits" da RMI (Radiation Measurements Inc.).

Por ocasião das visitas para a realização de testes dos equipamentos, foi efetuada uma inspeção visual, na qual se procurou avaliar o sistema de proteção radiológica existente na instituição.

## Resultados e Discussão

Na inspeção visual verificou-se que 28% das clínicas não utilizam qualquer tipo de dosímetro individual e que 57% não utilizam sinalização na porta para indicar a presença de radiação. Em termos de acessórios para proteção do trabalhador, constatou-se que todas as clínicas possuem avental de chumbo e que somente 42% delas possuem protetor para a tireóide.

Com relação às características de operação dos equipamentos, a figura 1 mostra o percentual dos equipamentos que preenchem os critérios de aceitabilidade estabelecidos nas normas internacionais de proteção radiológica<sup>4</sup>. A análise dos resultados mostra que 78,2% dos equipamentos apresentam uma divergência entre o feixe luminoso e o feixe de radiação menor do que 2% do valor da distância foco-pele (SSD), que é o limite de aceitabilidade para o teste de colimação. Vale salientar que 17,4% dos equipamentos não puderam ser avaliados quanto a este parâmetro, uma vez que o sistema de luminoso de indicação do campo estava inoperante.

No tocante ao alinhamento do feixe, todos os resultados mostraram variações menores que 3° que é o limite de aceitabilidade para este teste. Com relação ao teste de kV, observou-se que 46,2% dos equipamentos não atendem aos requisitos de aceitação uma vez que apresentaram uma variação maior do que 10% entre o valor do kVp medido e o ajustado no painel de controle do equipamento.

A acuidade do tempo de exposição foi também avaliada. Verificou-se que cerca de 85% dos equipamentos testados apresentam uma divergência maior que 10% entre o valor do tempo fixado no painel e o tempo real de exposição, o que evidencia o funcionamento inadequado do sistema de controle do tempo de exposição.

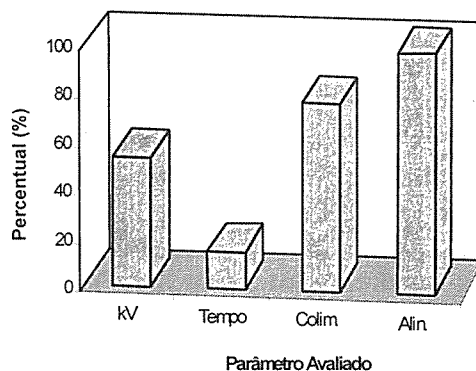


Figura 1- Percentual de equipamentos que atendem aos requisitos avaliados, conforme as normas da ICRP<sup>4</sup>.

Estes resultados mostram a necessidade de implantação de programas de controle do funcionamento dos equipamentos de raios-X, a fim de reduzir as doses recebidas tanto pelos pacientes como pelos profissionais envolvidos nestas atividades.

## Referências

- <sup>1</sup>VALENTIN, J. UNSCEAR data collection on medical radiation exposures: trends and consequences. *Radiat. Prot. Dosim.*, v. 57, p. 85-90, 1995.
- <sup>2</sup>YACOVENKO, A. Programa de garantia de qualidade em radiologia diagnóstica. Tese de mestrado, COPPE/UFRJ, 1994.
- <sup>3</sup>ALMÉN, A.; MATTSSON, S. Dose distribution in children at chest radiography. *Radiat. Prot. Dosim.*, v. 57, p. 463-468, 1995.
- <sup>4</sup>ICRP. Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. *Publication 34: Protection of the patient in diagnostic radiology.*, Oxford: Pergamon Press, 1982

# Influência do espalhamento na imagem mamográfica

Martín Eduardo Poletti<sup>1</sup>; Adelaide de Almeida<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Departamento de Física e Matemática. FFCLRP-USP  
Av. Bandeirantes 3900 - 14040-901 - Ribeirão Preto (SP)

E-mail: poletti@biomag.ffclrp.usp.br

**Resumo** - Mamografia é o mais eficiente método de se detectar alguns casos de câncer de mama antes que sejam clinicamente palpáveis. Esta detecção, muitas vezes, é prejudicada pelo espalhamento porque este influi de maneira deletéria sobre o contraste. O propósito deste trabalho é quantificar este efeito e a dose média glandular, para uma composição mamária 50/50%, diferentes kVp e espessuras de mamas. Os resultados obtidos apresentam uma diminuição do contraste com o aumento da kVp e da espessura; um aumento da dose média glandular com o aumento da espessura e uma diminuição com o aumento da kVp.

**Abstract** - Mammography has the potential to detect breast cancer before they become clinically palpable. Under some conditions the images are affected by scattered radiation reducing the contrast. The objective of this study is to quantify this effect and the average glandular dose as a function of kVp and breast thickness for breast composition 50/50%. The results show that the contrast decreases with increasing kVp and breast thickness, and the average glandular dose increases with increasing breast thickness and decreases with increasing kVp.

## Introdução

As fontes mais usadas em mamografia fornecem um espectro com bremsstrahlung entre 15 e 23 keV e raios-X monocromáticos ( $K_{\alpha}=17,5$  keV e  $K_{\beta}=19,6$  keV) que são ótimos para imagens de mamas pequenas ( $\leq 4$ cm). Entretanto, quando se deseja imagens de mamas mais espessas, estas se deterioram devido, principalmente, ao espalhamento induzido pelo aumento da kVp (imposto pela necessidade de penetrar mamas mais espessas, 28-31 kVp) e pelo aumento do volume irradiado. Junto com o comprometimento do contraste, existe também um aumento na dose recebida pelo paciente. Dado que o objetivo de qualquer sistema mamográfico deve ser o de obter uma imagem de melhor qualidade com baixo índice de exposição à paciente, nos propusemos medir e comparar o contraste e a dose resultante quando se varia a kVp e a espessura da mama ("phantom"), além de quantificar a razão entre a radiação espalhada (S) e a primária (P), S/P, em função da kVp e da espessura.

## Metodologia

As medidas foram realizadas sobre um aparelho mamográfico Philips. O contraste do objeto foi avaliado utilizando um "phantom" (CIRS, 50% tecido adiposo - 50% glandular) e uma placa de Al (2 cm  $\times$  2 cm  $\times$  0,5 mm). O detector empregado foi o tela-filme, e um mesmo cassete foi utilizado em todos os casos. Os valores escolhidos de kVp e espessuras foram, respectivamente, 25, 30, 35 kVp e 2, 4, 8 cm (já que estes valores provêm das técnicas mais usadas). O processamento de revelação foi o padrão.

O contraste da imagem, CI, é a diferença entre as densidades do objeto de interesse e sua vizinhança,  $D_2-D_1$ , que vem a ser o produto do contraste do filme, CF, e o contraste do objeto,  $SC^1$ :

$$CI = \Delta D = D_2 - D_1 = CF \times SC$$

Onde CF é o coeficiente angular (G) entre as duas densidades  $D_2$  e  $D_1$ ; e  $SC = \log(I_2/I_1)$ , onde  $I_2$  e  $I_1$  são as fluências transmitidas pelo objeto e sua vizinhança,



respectivamente. O SC é afetado pelo espalhamento da seguinte maneira: se assumimos que a componente do espalhamento, S, é uniformemente distribuída sobre o objeto e a área circundante, podemos substituir  $I_1 \rightarrow P+S$ , e  $I_2 \rightarrow P+\Delta P+S$ , então:

$$SC = \ln\left(1 + \frac{\Delta P}{P+S}\right) \cong \frac{\Delta P}{P}\left(1 + \frac{S}{P}\right)^{-1}$$

A técnica escolhida para medir as quantidades P, S, P + S foi a de utilizar colimadores para diminuir o tamanho do campo de radiação de tal maneira a garantir somente a passagem da primária, P, sobre o "phantom"; para se obter P + S foi necessário tirar os colimadores, quer dizer, a medida deve ser feita com campo aberto.

A dose glandular média,  $D_g$ , foi determinada usando a medida da exposição de entrada na pele (X) obtida a partir de uma câmara de ionização seguindo o protocolo da AAPM<sup>2</sup>.

## Resultados

A Figura 1 mostra a dependência da S/P com a espessura. Percebe-se um destacado aumento do S/P com o incremento da espessura (para cada kVp), o que implica em um decréscimo do CI com a espessura. A Figura 2 mostra um aumento de S/P com o incremento da kVp (para cada espessura do "phantom") o que produz um decréscimo do CI com a kVp.

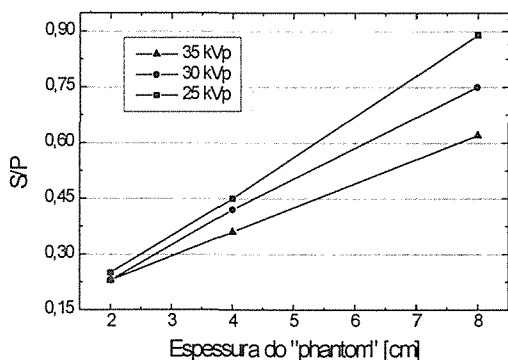


Figura 1. Dependência da S/P com a espessura para diferentes kVp.

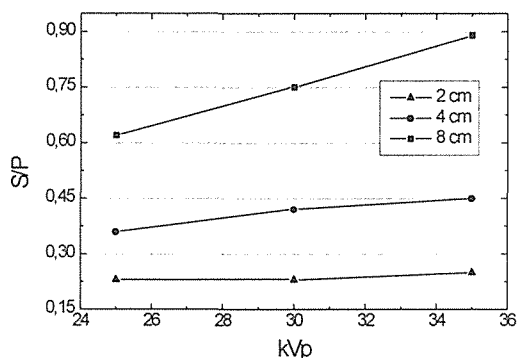


Figura 2. Dependência da S/P com a kVp para diferentes espessuras de "phantom".

A dose média glandular ( $D_g$ ) aumenta com a espessura do "phantom" (para uma kVp fixa) e decresce com o aumento da kVp (para uma espessura fixa).

## Discussões e Conclusões

O espalhamento causa uma significativa degradação na qualidade da imagem mamográfica (entre 20% a 53% do contraste ideal, segundo os valores obtidos neste trabalho) o que indica que é imprescindível o uso de métodos de controle de espalhamento<sup>3</sup> quando se deseja obter imagem de mamas espessas. O incremento da dose com a espessura demonstra a necessidade do uso de dispositivos de compressão e da procura de uma maior kVp.

## Referências

- <sup>1</sup>BARNES G. T. Contrast and Scatter in X-Ray Imaging. RadioGraphics, v. 11, p 307-323, 1991.
- <sup>2</sup>AAPM, Report N° 29. Equipment requirements and quality control for mammography. New York. August 1990.
- <sup>3</sup>BARNES G. T. Mammography Equipment: Compression, Scatter Control and Automatic Exposure Control. In: Haus AG, Yaffe MJ, eds. Categorical Course in Physics (Technical Aspects of Imaging). Chicago: RSNA, p 75-84, 1994.

**Agradecimentos:** a FAPESP pelo apoio financeiro.

# Avaliando Serviços de Radiologia Diagnóstica

Alejandro Yacovenco<sup>1</sup>, A.F.C. Infantosi<sup>1</sup>, L. Tauhata<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Programa de Engenharia Biomédica - COPPE/UFRJ  
Caixa Postal 68510 CEP 21945-970 - Rio de Janeiro (RJ)  
E-mail: yacovenco@serv.peb.ufrj.br  
E-mail: afdi@serv.peb.ufrj.br

<sup>2</sup>Supervisão de Metrologia das Radiações Ionizantes - IRD/CNEN

**Resumo** - Radiação ionizante tem sido, cada vez mais, utilizada no diagnóstico e tratamento de doenças, sem a adequada adoção de métodos que garantam a qualidade do exame como um todo. Um Sistema de Garantia de Qualidade que vise reverter este cenário, depende das características de cada unidade, na qual Programas de Qualidade serão implementados. A avaliação preliminar de Serviços de Radiologia Diagnóstica, no que concerne a complexidade, oferta e qualidade dos serviços e disponibilidade de pessoal, constataram a utilização de técnicas de baixa voltagem, a não realização de testes de aceitação de aparelhos e acessórios e a não existência de profissional responsável pela protecção radiológica, entre outras limitações e deficiências.

**Abstract** - The use of ionizing radiation is steadily increasing in diagnosis and treatment of diseases, in many cases however without the adoption of suitable methods that would guarantee the quality of the exam as a whole. Improvements in this respect must be based on the present characteristics of the units in which Quality Control is to be introduced. Preliminary evaluation of Diagnostic Radiology Services showed, among other problems, the preferential use of low-voltage X-rays, the absence of acceptance trials of equipment and accessories and the lack of professionals responsible for radiological protection.

## Introdução

Embora a radiografia ainda seja o método mais comum de diagnóstico por imagem, a eficácia e o sucesso de um exame radiográfico depende da produção de imagens de boa qualidade diagnóstica. Isso, só é possível ser alcançado se houver uma adequada familiarização com equipamentos, um controle efetivo do sistema de produção e captação de imagens e de suas aplicações à radiologia clínica. Logo, torna-se necessária a adoção de métodos que garantam a qualidade do exame como um todo<sup>1</sup>.

A Organização Mundial de Saúde (OMS), em 1980, já apontava a baixa qualidade das imagens e a alta taxa de rejeição como responsáveis pela redução na certeza diagnóstica e no aumento de custos. Nas duas últimas décadas, a maioria dos países desenvolvidos não tem medido esforços para a implantação de Programas de Garantia de Qualidade (PGQ). Como consequência, cerca de dois terços das decisões médicas críticas passaram a se

basear na informação obtida por meio da radiologia diagnóstica.

Nos países latino-americanos, embora a radiologia tenha-se convertido numa das especialidades médicas mais onerosas e seja notória a deficiência na identificação precoce das doenças, principalmente, devido às radiografias de baixa qualidade, à falta de informação com relação à gravidade do problema tem levado a não priorização dessas ações.

Diante desse cenário, a Organização Pan-Americana de Saúde (OPS) tem apontado para a necessidade de Programas de Garantia de Qualidade. No Brasil, um PGQ foi implantado no Hospital da Polícia Militar - RJ, com apoio da OPS e da Comissão da Comunidade Europeia (CEC) resultando em queda de 70% na taxa de rejeição de filmes e na redução de 75% nos custos<sup>1</sup>.

Um PGQ deve ser adequado às características da unidade na qual será implantado. Assim, para que os PGQ atendam diferentes níveis hierárquicos do Sistema de Saúde, é fundamental o levantamento de informação relativa a

complexidade, oferta e qualidade dos serviços e disponibilidade de pessoal, bem como dos principais problemas dos serviços de radiologia.

## Fundamentos da Metodologia

Para o levantamento de informação foi elaborado um questionário, organizado segundo características de oferta de serviços: I) responsabilidade legal, ii) acessórios de proteção, iii) facilidade operacional, iv) infra-estrutura de trabalho, v) formação e treinamento das equipes e vi) sistema de atendimento ao paciente. Diante de um universo de pesquisa relativamente elevado, optou-se pela elaboração de um questionário com padrão de perguntas fechadas.

A análise das respostas ao questionário tem sido conduzida adotando-se graus de satisfação crescente, de forma tal que para alcançar um nível de qualidade superior, níveis anteriores devem ter sido satisfeitos. Como os requisitos são indivisíveis quando se referem a mais de um indicador de qualidade, se um deles não é satisfeito, considera-se como satisfeito o nível imediatamente anterior.

## Resultados e Discussões

Os resultados preliminares indicam que a totalidade dos hospitais pesquisados utilizam técnicas de baixa quilovoltagem, ou seja, elevado mA.s e baixo kV. As pequenas distâncias foco-filme, kV baixa e mA.s alta, provocam deficiência de contraste, ausência de tons claros e médios na região de interesse, detalhes fracamente expressos (sem nitidez), imagens de baixa densidade e magnificação excessiva do objeto.

Em 100% dos hospitais avaliados não são efetuados testes de aceitação dos aparelhos e acessórios. Em 40% dos hospitais, foi indicado como procedimento de controle da qualidade radiográfica o critério do médico na avaliação da imagem final. Isto aponta para um grau indeterminado de liberdade na aceitação das radiografias para diagnóstico. A subjetividade de interpretação sobre a qualidade de imagem eleva a probabilidade de radiografias, sem o necessário conteúdo diagnóstico mínimo, serem enviadas aos serviços solicitantes.

Outra constatação é que em 80% dos hospitais pesquisados não existe profissional responsável pela proteção radiológica. Mesmo quando existe, suas funções parecem ser desempenhadas com extrema dificuldade, pois as instituições apresentam uma série de deficiências quanto aos procedimentos de proteção radiológica.

Os principais problemas apontados foram a falta de treinamento dos técnicos e a variação no rendimento dos aparelhos. A educação continuada é de especial importância no caso dos técnicos, devido à rápida evolução da tecnologia radiológica e à menor disponibilidade de oportunidades que esses profissionais em geral, possuem para realizar cursos ou atividades educativas após a obtenção do seu diploma. O controle periódico de todos os parâmetros envolvidos na formação da imagem radiográfica é uma das medidas de supervisão que permite a identificação de pequenas flutuações nos fatores técnicos. A monitoração deste impede que causem consideráveis mudanças na resolução da imagem, no contraste e na dose no paciente.

## Conclusão

Os resultados preliminares desta avaliação apontam para uma série de deficiências nos serviços de radiologia que resultam na deterioração da qualidade dos serviços ofertados à população. Isso evidencia a necessidade de implantação de um Sistema de Garantia de Qualidade. Embora, possa parecer que nestas condições não há o que planejar, trata-se justamente do contrário; a base para um planejamento está no diagnóstico de qualidade que permita avaliar a diversidade existente.

## Referências

<sup>1</sup> YACOVENCO, A. *Programa de Garantia de Qualidade em Radiologia Diagnóstica*. Tese de Mestrado, Programa de Engenharia Nuclear, Rio de Janeiro: COPPE/UFRJ, 82 p., fev., 1995.

<sup>2</sup> ICRC. *Protection of the Patient in Diagnostic Radiology, Publication 34*. Internacional Commission on Radiological Protection. London: Pergamon Press, 1982.

## Agradecimentos

Ao CNPq pelo apoio financeiro.

# Radiologia Diagnóstica e Programa de Garantia de Qualidade: Avaliação Crítica

Alejandro Yacovenco<sup>1</sup>, S.H. Lira<sup>2</sup>, A.F.C. Infantosi<sup>1</sup>, L. Tauhata<sup>3</sup>

<sup>1</sup> Programa de Engenharia Biomédica - COPPE/UFRJ  
Caixa Postal 68510 CEP 21945-970 - Rio de Janeiro (RJ)  
E-mail: yacovenco@serv.peb.ufrj.br  
E-mail: afdi@serv.peb.ufrj.br

<sup>2</sup> Hospital Central da Polícia Militar do Estado do Rio de Janeiro

<sup>3</sup> Supervisão de Metrologia das Radiações Ionizantes - IRD/CNEN

**Resumo** - O Programa de Garantia de Qualidade, implementado no Serviço de Radiologia do Hospital da Polícia Militar- RJ, propiciou a redução de 70% na taxa de rejeição de filmes e de 75% nos custos. Entretanto, a descontinuidade do Programa tem conduzido ao retorno a situação anterior a implementação.

**Abstract** - A Quality Assurance Program, implemented at the Radiology Service of the Hospital of the Military Police in Rio de Janeiro, brought about a reduction of 70% in the number of rejected films and 75% in the costs. The discontinuation of the program has however lead to a return to the former conditions.

## Introdução

Programas de Garantia de Qualidade (PGQ) em Radiologia Diagnóstica visam a melhoria da imagem radiográfica, otimização da dose por exame e redução dos custos. Na concepção de um PGQ, além dos aspectos técnicos (controle do processo radiográfico até a obtenção da imagem desejada), fatores concernentes a qualidade do atendimento ao paciente (integridade, sob o ponto de vista clínico) devem ser considerados, implicando em metodologia que também considere aspectos organizacionais/administrativos e de pessoal<sup>1</sup>.

## Implantação de um PGQ

Na implantação de um PGQ no Hospital da Polícia Militar - Rio de Janeiro, os aspectos administrativos incluíram: a criação de condições para a motivação e adoção de uma filosofia de trabalho, visando mudanças nos valores e atitudes, e a elaboração e introdução de formulários de controle do fluxo e das causas de perda de filmes.

Quanto aos aspectos técnicos, foram estabelecidos procedimentos de análise de radiografias perdidas, de inspeção e de administração de qualidade, e de análise das

imagens obtidas antes e após a aplicação do PGQ. Todas as considerações acima também visaram medir o impacto econômico da adoção do PGQ em Radiologia Diagnóstica<sup>1</sup>.

O controle dos aparelhos de raios X baseou-se na monitoração dos parâmetros de exposição (kV, mA, tempo de exposição, rendimento e consistência) e geométricos (filtração, colimação, alinhamento do feixe, coincidência de campos, tamanho do foco, resolução e contraste)<sup>2</sup>. O controle diário das processadoras contou com a implementação dos testes para monitoração dos parâmetros de processamento (tempo e temperatura) e da resposta dos filmes (densidade de base e de penumbra, velocidade relativa e índices de contraste)<sup>1</sup>. As medidas, efetuadas com dosímetros termoluminescentes fixados sobre a pele do paciente no centro de cada incidência do feixe de raios X, permitiram uma comparação entre as doses obtidas antes e após a implantação do PGQ<sup>1</sup>.

## Avaliação Crítica

Como o PGQ é um empreendimento que envolve pessoas, foi fundamental motivá-las através da inclusão de métodos efetivos de conscientização, orientação e capacitação, tais como treinamento na análise de problemas e

estímulo ao autodesenvolvimento. Isso gerou como resultado uma relação positiva entre o grau de participação e os sentimentos de satisfação, responsabilidade e comprometimento. Através da integração dos recursos humanos em torno do objetivo do PGQ conseguiu-se alcançar decréscimo de 70% na taxa de rejeição de filmes (Figura 1) e redução de custos em torno de 75%.

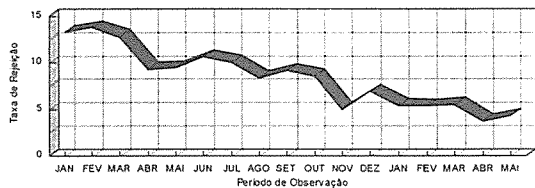


Figura 1 - Taxa de rejeição de Jan/93 - Mai/94

É importante salientar que o custo do desperdício com filmes repetidos se situava em US\$ 24,000 mensais, quando se iniciou a implantação do PGQ, a partir do qual atingiu-se valores de US\$ 6,000 mensais

Na avaliação das imagens obtidas, antes e após a aplicação do PGQ, visualizou-se - num elevado percentual de radiografias obtidas após a implantação das novas técnicas - a totalidade dos critérios estabelecidos, demonstrando assim uma efetiva melhoria na qualidade das imagens.

As doses obtidas após a aplicação do PGQ, em valores inferiores àqueles aplicados antes, coincidiram com as recomendadas pela CEC. Devido as incertezas do sistema de medida adotado, variações de até 10% foram consideradas normais. Significativa redução da dose foi constatada em todos os exames avaliados (até 80% nos exames de tórax e variando entre 30 e 60% nos outros exames). Dentre os fatores que contribuíram para essa redução está a utilização de um campo de dimensões reduzidas e a técnica radiográfica.

Numa avaliação do desempenho do serviço de radiologia, 19 meses após a implantação do PGQ, a queda dos indicadores foi notória. A principal razão do retrocesso foi a descontinuidade do PGQ. A taxa de rejeição, por exemplo, foi uma indicação fidedigna dessa queda (Figura 2).

Os primeiros quatro meses, depois de implantado o Programa, demonstram claramente que os resultados alcançados não

ocorreram por acaso, e evidenciam o envolvimento dos recursos humanos que, não obstante as dificuldades, procuraram dar continuidade ao trabalho desenvolvido.

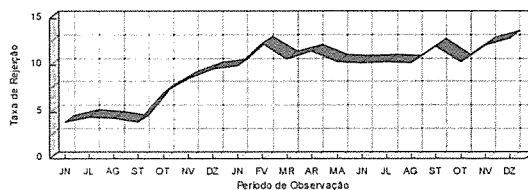


Figura 2 - Taxa de rejeição de Jun/94 - Dez/95

Com a ruptura do processo de análise das causas de rejeição de filmes, perdeu-se um instrumento de aprimoramento do desempenho dos técnicos e de identificação das falhas dos equipamentos e acessórios. A deterioração do desempenho destes conduziu a um aumento significativo da taxa de rejeição, aumentando o desperdício. O crescimento desta taxa gerou um aumento no trabalho repetido resultando na elevação de custo. O abandono dos procedimentos de inspeção e administração da qualidade não permitiu manter a seleção do equipamento mais apropriado para cada tipo de exame. O incremento do risco de diagnósticos inseguros e/ou interpretação errônea foi prontamente favorecido.

## Referências

<sup>1</sup> YACOVENCO, A. *Programa de Garantia de Qualidade em Radiologia Diagnóstica*. Tese de Mestrado, Programa de Engenharia Nuclear, Rio de Janeiro: COPPE/UFRJ, 82 p., fev., 1995.

<sup>2</sup> BIR. *Assurance of Quality in the Diagnostic X-ray Department*. DMC, QAWG, BIR. London, 1988.

## Agradecimentos

Ao CNPq pelo apoio financeiro.

# Laboratório de Tomografia Computadorizada e Raios-X Convencional do Cefet-PR

Hugo R. Schelin<sup>1</sup>; Sergei A. Paschuk<sup>1</sup>; Rosângela R. Jakubiak<sup>1</sup>; Denise E.H. David<sup>1</sup>;  
Arnolfo Carvalho<sup>2</sup>; Cíntia L. Gomes<sup>1</sup>; Danyel S. Soboll<sup>1</sup>; Gustavo Rühle<sup>1</sup>

<sup>1</sup>CPGEI - CEFET-PR / <sup>2</sup>HC- UFPR

Av. 7 de setembro, 3165 - 80230-901 - Curitiba (PR)

E-mail: b.denise@cefet.anpr.br

**Resumo** - O presente trabalho diz respeito a uma das atividades de pesquisa realizada no CEFET-PR. Esta envolve a formação de um Laboratório de Controle de Qualidade em Imagens Radiológicas, a montagem de um Tomógrafo Computadorizado e um equipamento de Raios-X Convencional, doados à nossa Instituição. Uma vez instalados, buscar-se-á uma modernização das diversas partes dos equipamentos, incluindo os seus sistemas de detecção, software e hardware, com o propósito de aumentar a resolução e qualidade da imagem.

**Abstract** - Presented Paper is concerned with the development of X-ray Laboratory at CEFET-PR organized recently. Our activity is focusing mainly at advancement and hospital practice application of Image Quality Program for X-ray and Tomograph scanning. At the same time we are working on modernization of installed X-ray equipment donated to our Institution. We deal with X-ray detectors, software and hardware, which configuration and parameters affect the image quality as well.

## I. Introdução

O CEFET-PR, através do Grupo de Física Médica do Curso de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial está formando um Laboratório de Tomografia Computadorizada e Raios-X Convencional. Atualmente o Laboratório está envolvido em projetos que visam o melhor aproveitamento de tecnologias empregadas na medicina diagnóstica, objetivando garantir a qualidade das imagens, reduzir os custos de operação e diminuir a dose nos pacientes. Dentre eles, destacamos: a modernização dos sistemas mecânicos, computacionais e de detecção de um tomógrafo doado pela comunidade, programas de Controle de Qualidade em Imagens Tomográficas e programas de Controle de Qualidade em Raios-X Convencional. Os programas estão sendo implantados no Hospital de Clínicas da Universidade Federal do Paraná.

## II. Metodologia e Resultados

### A. Programa de Controle de Qualidade em Raios-X Convencional

No Setor de Radiodiagnóstico do Hospital de Clínicas da UFPR está se enfatizando a melhoria da qualidade das imagens radiográficas, para que se possa obter diagnósticos mais precisos. A qualidade está relacionada com a formação do corpo técnico e com o funcionamento adequado dos equipamentos.<sup>1</sup>

Estão sendo analisados os seguintes fatores, envolvidos na produção das imagens:

- 1-) Controle das radiografias rejeitadas: no período de março a julho do corrente ano foram analisadas aproximadamente seis mil radiografias. As causas mais frequentes de rejeição foram: escuro (20%), claro (18,4%), mau posicionamento (14,7%), e chassi-ecran (10,5%).
- 2-) Processadoras automáticas de filmes: estão sendo verificados os parâmetros de resposta dos filmes utilizando um sensitômetro de três passos e um densitômetro. Também está sendo feito o controle de temperatura das químicas utilizadas.
- 3-) Equipamentos de raios-X: foram medidos, em conjunto com a Vigilância Sanitária do Paraná, os seguintes parâmetros: tensão do tubo (kVp), tempo de exposição, colimação, qualidade de feixe e dose.
- 4-) Qualificação de pessoal: através de um questionário e mesas redondas com os técnicos do Setor, verificou-se a necessidade de cursos de atualização sobre Proteção Radiológica, Técnicas de Posicionamento e Anatomia Humana.
- 5-) Câmara Escura: está sendo feito o controle diário da temperatura e umidade ambiente, além de otimização da vedação de luz branca.

### B. Programa de Controle de Qualidade em Tomografia Computadorizada

A alta complexidade eletrônica e mecânica de um Tomógrafo torna essencial a implementação de um Programa de Controle de Qualidade. Este Programa deve possibilitar a detecção de alguma

possível degradação da qualidade da imagem que poderia resultar em perdas de informações diagnósticas significativas.

Na proposta de Protocolo para o Programa de Controle de Qualidade, que está sendo desenvolvido no HC-UFPR, o tomógrafo utilizado é o Tomoscan 350 da Philips. Para a avaliação dos parâmetros físicos estão sendo empregados dois phantoms (simuladores) de CT. São phantoms de acrílico preenchidos com água e contendo materiais plásticos de densidades próximas daquelas dos tecidos que constituem o corpo humano.

Um teste de constância deve ser realizado para indicar se a performance do sistema é satisfatória<sup>2</sup>. O propósito deste teste é estabelecer valores (valores de Linha de Base) para a avaliação dos parâmetros, quando da implantação do Programa propriamente dito.

A norma IEC 1223-2-6 (1994) sugere, para a realização de testes de constância em equipamentos de Tomografia Computadorizada de Raios-X, a avaliação dos seguintes parâmetros: ruído, número de CT médio na água, uniformidade do número de CT na água, resolução espacial de alto contraste, espessura de corte, dose absorvida e posicionamento da mesa do paciente. Além destes citados, foram testados: linearidade do número de CT, alinhamento do laser, tensão do tubo (kVp) e independência do número de CT com o tamanho do paciente.

Foram concluídos os testes para definição dos procedimentos de teste que formarão o Protocolo para o PCQ, avaliação dos parâmetros físicos do Tomoscan e elaboração dos valores de Linha de Base. Os resultados parciais obtidos para valor médio do número de CT na água, Ruído e espessura de corte (nominal 1,5 mm), respectivamente, foram:  $-1,144 \pm 1,78$  (HU);  $8,794 \pm 0,89$  e  $1,5431 \pm 0,67$  (mm). Estes resultados encontram-se entre os limites sugeridos pelas normas IEC.

### C. Aperfeiçoamento do Tomógrafo

O Laboratório conta atualmente com um tomógrafo Delta Scan 50 da Ohio Nuclear e um aparelho de raios-X convencional. Em relação ao tomógrafo, o objetivo principal é a substituição de sua parte computacional, isso é, a troca de seu computador original (PDP-11) por uma workstation.

A otimização do software e hardware do tomógrafo está sendo feita a partir da simulação computacional da dose absorvida por um objeto com estrutura interna, não homogêneo. Este método é baseado no modelamento numérico de Monte Carlo que possibilita estimar não somente os parâmetros geométricos, mas também fornece a

fórmula exata para minimizar a dose absorvida pelo objeto biológico investigado.

Estamos iniciando o desenvolvimento de testes de sistemas de detecção de raios-X e analisando uma possível substituição do detetor de NaI por detectores semicondutores multistript com (MSSD). Ao mesmo tempo, desenvolvemos os módulos de leitura para estes detectores. Todos os testes preliminares de estruturas semicondutoras serão feitos com fotodiodos, que têm, em princípio, os mesmos parâmetros e menor custo. Este trabalho está sendo realizado em colaboração com o Instituto Kiev de Pesquisas Nucleares e o Instituto de Física e Tecnologia de Kharkov.

### III. Discussão e Conclusões

A avaliação dos resultados obtidos até agora, no que se refere a Raios-X Convencional, mostra que o setor mais crítico é o das processadoras automáticas. Estas, além de terem mais de vinte anos, não estão recebendo a manutenção adequada. Os equipamentos de Raios-X deverão ser calibrados, e em seguida pretende-se iniciar o curso para os técnicos, objetivando o treinamento dos mesmos para a utilização correta dos equipamentos.

A próxima etapa do Programa de Controle de Qualidade em Tomografia Computadorizada é a avaliação dos procedimentos de teste do Protocolo, estabelecidos no Tomoscan 350 da Philips, em outros tomógrafos, além do acompanhamento do Programa implantado no Hospital de Clínicas.

### Referências Bibliográficas

<sup>1</sup> Corte, Rita Elaine, et al., Importância da Implantação de Programas de Garantia de Qualidade em Imagens Radiográficas. *Radiol. Bras.* 1995; 28:25-27.

<sup>2</sup> International Electrotechnical Commission, Technical Report CEI/IEC 1223-2-6, 1994.

### Agradecimentos

Na implementação desses projetos destacamos a colaboração de Paulo Costa e Tania Furquim - IEE - USP, Rita Corte-CEB-UNICAMP, Thomaz G. Netto - USP Ribeirão Preto, César Allenstein e Carlos E. Cantarelli -CEFET-PR.

Agradecemos aos residentes, técnicos e administrativos do Setor de Radiodiagnóstico do Hospital de Clínicas da UFPR.

# Placas Radiográficas Amplificadoras: Estudo da Contribuição dos Raios-X Secundários

Barroso, R.C.<sup>+</sup>, Gonçalves, O.D.<sup>\*</sup>, Eichler, J.<sup>++</sup>, Lopes, R.T.<sup>\*\*</sup>, Cardoso, S.C.<sup>\*\*\*</sup>

\* Universidade Federal do Rio de Janeiro-Instituto de Física

21945-970 - Rio de Janeiro - P.O.Box 68528 - Brazil

+ Universidade do Estado do Rio de Janeiro-Instituto de Física

++ Technische Fachhochschule Berlin, 13347 Berlin, Phys. Technik/Medizinphysik - Seestr.64, Germany

\*\* Laboratório de Instrumentação Nuclear, COPPE/UFRJ

\*\*\* Scholarship CNPq/UFRJ

**Resumo** - Placas amplificadoras fluorescentes para filmes de raio-X são usadas em radiologia a fim de reduzir a dose de radiação. Estas placas produzem luz visível que aumenta a eficiência do filme. Adicionalmente, raios-X secundários são originados devido à efeito fotoelétrico, espalhamento elástico (Rayleigh) e inelástico (Compton). A taxa de contagem e a distribuição angular destes raios-X foram medidos, mostrando que a razão da radiação secundária pela primária incidente no filme de raio-X é cerca de 20%.

**Abstract** - To reduce the radiation dose in radiology, fluorescent intensifying screens for X-ray films are used. They produce visible light which increases the efficiency of the film. In addition, secondary X-rays arise due to the photoelectric effect, elastic (Rayleigh) and inelastic (Compton) scattering. The counting rate and angular distribution of these X-rays were measured, showing that the ratio of secondary-to-primary radiation incident on the X-ray film is about 20 %.

## Introdução

O desenvolvimento de placas amplificadoras radiológicas tem reduzido a dose de radiação em pacientes de um fator de 10 nas últimas décadas. A sensibilidade de filmes de raios-X é aumentada devido à luz fluorescente destas placas. A desvantagem destas placas é que a resolução da imagem é reduzida [1].

Neste trabalho é estudada a contribuição dos raios-X secundários produzidos nestas placas, em adição à luz visível fluorescente.

## Metodologia

Foi usada em fonte de  $^{241}\text{Am}$  com atividade de  $2.9 \times 10^9$  Bq emitindo radiação  $\gamma$  de 59.54 keV. A radiação secundária originada na amostra foi detectada com um detector Hp-Ge com 32 mm de diâmetro, 13 mm de espessura com uma janela de 0.254 mm de berílio e eficiência de aproximadamente 100% entre 5 keV e 60 keV. A constituição das placas era  $\text{Gd}_2\text{O}_3\text{Si:Tb}$ . Em radiologia, o filme de raio-X é colocado entre duas placas diferentes, a saber: "front" e "back". A encontrada para as placas "front" e "back" foi  $T_f = 60\%$  e  $T_b = 25\%$ , respectivamente. As áreas irradiadas foram maiores que o diâmetro do feixe incidente. As medidas foram realizadas com as placas inclinadas de modo a obter maior estatística e menor erro no ângulo de espalhamento [2]. Os resultados foram numericamente corrigidos para incidência normal, geometria geralmente usada em medicina, e mostradas nas figuras 1 a 3, sendo os

efeitos de absorção os responsáveis pela maioria das correções [3,4].

## Resultados

A distribuição dos raios-X fluorescentes é dado nas figuras 1 e 2. As energias estão de acordo com as energias características do Gd. A figura 3 mostra as taxas de contagem do espectro de energia secundária total, incluindo fluorescência de raios-X e processos de espalhamento (único e múltiplo). Os dados apresentados na figura 3 foram normalizados, dando a razão da radiação secundária pela primária incidente:

$$\frac{dR}{d\Omega} = \frac{N}{N_0 \Omega_d}, \quad (1)$$

onde:  $N$  é o número de fótons detectados por segundo,  $N_0$  é o número de fótons incidentes por segundo e  $\Omega_d$  é o ângulo sólido do detector. A razão da radiação secundária pela primária incidente no filme de raio-X pode ser estimada por:

$$R = \int \frac{dR}{d\Omega} d\Omega \approx \frac{d\bar{R}}{d\Omega} \cdot 2\pi \quad (2)$$

A aproximação é válida, já que  $dR/d\Omega$ , considerando todos os efeitos, depende fracamente do ângulo de observação  $\theta$ .



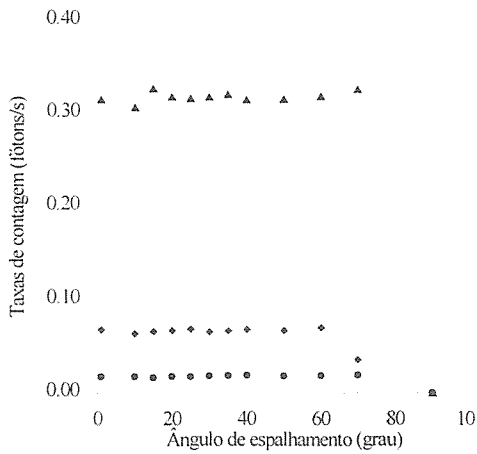


Figura 1 - Taxas de contagem dos raios-X para a placa "front" (● 49,98 keV, ◆ 48,66 keV e ♦ 42,78 keV).

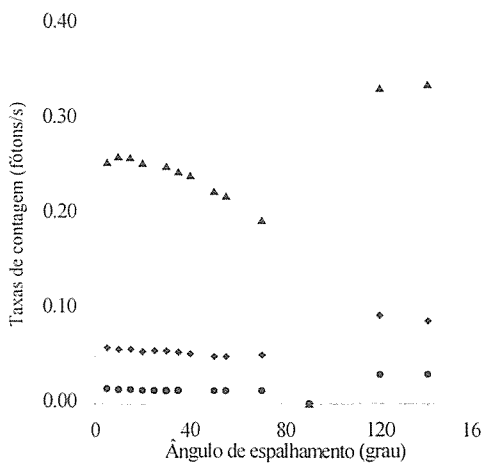


Figura 2 - Taxas de contagem dos raios-X para a placa "back" (● 49,98 keV, ◆ 48,66 keV e ♦ 42,78 keV).

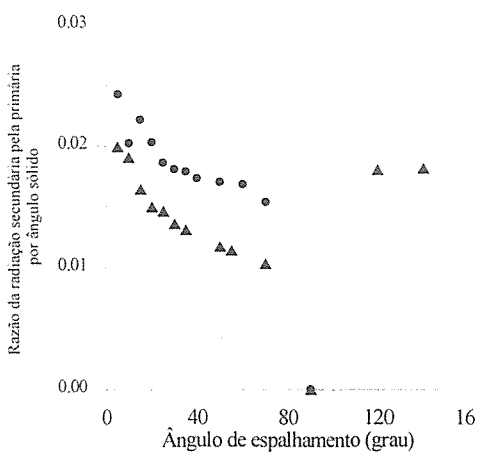


Figura 3 - Taxas de contagem do espectro de energia secundária total (● placa "front" e ♦ placa "back").

## Conclusões

As figuras 1 e 2 mostram uma drástica redução na taxa de contagem em ângulos próximos a  $90^{\circ}$ , o que ocorre devido à correção de absorção. Para  $90^{\circ}$ , no caso de incidência normal, a radiação secundária dever atravessar um longo caminho dentro da placa até atingir o detector, o que é impedido pelos efeitos de absorção. Em esquemas reais, do mesmo modo, a radiação emitida a  $90^{\circ}$  não alcançará o filme.

A figura 3 fornece  $R \approx 11\%$  para a placa "front" e  $R \approx 9\%$  para a placa "back". Assim, a contribuição dos raios-X secundários para a degradação da imagem em esquemas filme/placas é um fator importante.

## Referências

- [1] DICK, C.E. & MOTZ, J.W. Utilization of monoenergetic X-ray beams to examine the properties of radiographic Intensifying screens. *IEEE Trans. Nucl. Sci. NS*, 28, 1154-1158, 1981.
- [2] BARROSO, R. C. et al. Study of scattered radiation contribution on intensifier screens. *Proceedings of III ENAN*, vol.II, p. 1004-1009, 1995.
- [3] CESAREO, R. ET AL. Interaction of keV photons with matter and new applications. *Physics Reports*, 213, n.3, p. 117-178, 1992.
- [4] GONÇALVES, O.D., CUSATIS, C. and MAZZARO, I. Solid-state effects on Rayleigh experiments: Limits for a free-atom approximation. *Physical Review A*, 48, n.6, p. 4405-4410, 1993.

# Análise dos Resultados do Programa de Gerenciamento da Qualidade dos Equipamentos Radiológicos

Fátima Faloppa Rodrigues Alves; Regina Bitelli Medeiros

Depto Diagnóstico por Imagem/EPM-UNIFESP  
Rua Botucatu, 740 - 04023-900 - São Paulo (SP)

**Resumo** - A análise dos resultados obtidos do programa de gerenciamento da qualidade dos equipamentos radiológicos do DDI, demonstraram que o programa possibilitou a estabilidade dos parâmetros técnicos dos equipamentos e que a quebra dos mesmos, com conseqüente interrupção prolongada, tem sido menos frequente.

**Abstract** - The analysis of the results of the quality control program on radiological equipment has shown that this program has been very useful in reducing the breakings and the consequential long- interruption- periods frequently caused by technical problems.

## Introdução

A redução do índice de repetição dos exames radiológicos convencionais e a qualidade da imagem radiológica tem sido alvo de constante atenção por parte da Coordenadoria de Física e Higiene das Radiações (CFHR) do Departamento de Diagnóstico por Imagem (DDI) da UNIFESP, que há alguns anos vem desenvolvendo um programa de controle da qualidade para garantia de um bom desempenho de seus equipamentos radiológicos (1).

Este programa, baseado no manual OAR de Ontario(2) segue um cronograma próprio para execução de testes de rotina para avaliação dos parâmetros físico-geométricos estabelecido principalmente em função das características tecnológicas dos equipamentos e da carga assistencial do serviço de radiologia do DDI. Desde sua implantação temos verificado que a quebra de equipamentos com interrupção prolongada no uso dos mesmos tem sido pouco frequentes e ocorre principalmente por ocasião de troca de ampola de Raio-X, devido ao desgaste da mesma. A observância da precisão dos parâmetros físicos obtida através de ajustes técnicos, tem possibilitado a estabilidade dos mesmos e vem contribuindo como forma

de manutenção preventiva. Ações corretivas associadas ao controle no processamento de filmes, tem permitido um aumento da demanda de exames da ordem de 20% em 1995 (3).

Nosso objetivo é avaliar o desempenho dos equipamentos através da análise dos resultados do programa de Controle de Qualidade e incentivar a implantação de programas similares com cronograma adaptado à demanda assistencial e características tecnológicas e operacionais.

## Material e Método

Os instrumentos utilizados no controle da qualidade dos equipamentos radiológicos foram: kVp meter Victoreen modelo 07-473; cronômetro digital M.R.A modelo CQ.03; dispositivos de teste de alinhamento/colimação e tamanho de ponto focal M.R.A; termômetro digital Victoreen modelo 07-402; densitômetro digital X-Rite modelo 380; sensitômetro Victoreen modelo 07-419; mAs meter Victoreen modelo 07-472; câmara de ionização Victoreen modelo 660-3.

Os parâmetros avaliados e o cronograma de execução dos testes foram: processamento de filmes (**diária**);

corrente do tubo, kVp, alinhamento e colimação (**mensal**); linearidade, camada semi-redutora (CSR) e filtração total do feixe (**trimestral**); tamanho de ponto focal (**semestral**); tempo(**semestral**); estatística de repetição de filmes (**anual**). A filtração total foi obtida da camada semi-redutora de Al determinada experimentalmente para 80kV. A linearidade da intensidade do feixe permitiu uma avaliação indireta da corrente do tubo. O rendimento (mR/mAs) foi medido para DFC (distância do foco a câmara) de 1 m, tanto para o foco fino quanto para o foco grosso.

Os testes foram executados e os resultados avaliados de acordo com a precisão desejada. Em caso de necessidade, os ajustes foram efetuados pelo engenheiro responsável pela manutenção dos equipamentos. Todos os reparos efetuados foram registrados, desde ajustes simples até a troca de transformador e ampola de raios-X.

## Resultados

Os resultados mostraram que para os equipamentos com geradores trifásicos, o rendimento do feixe reduziu-se à metade em 12 meses para a sala A, 18 meses para a sala B e sala 2 e 15 meses para a sala H. Quanto às salas C e 5 o desempenho dos equipamentos foi mantido. No caso das salas com geradores monofásicos, o rendimento reduziu-se à metade em 10 meses para a sala 1; 18 meses para a sala E; 15 meses para a sala F e 16 meses para a sala 6, com modificação da filtração total e qualidade do feixe de todos os equipamentos. O desempenho da sala 1 indicou maior desgaste do tubo de raio-X resultando na troca de duas ampolas em um período de 20 meses. O número de exames realizados nas salas

radiológicas citadas é em média de 100 exames por dia.

## Discussão

As salas de características tecnológicas e operacionais similares (geradores trifásicos) demonstraram um desempenho semelhante com a manutenção da qualidade do feixe de raios-X e perda de rendimento para ambos os focos resultando em alguns casos na troca da ampola que atribuímos ao seu desgaste. Nos equipamentos monofásicos houve perda de rendimento associada à modificação do espectro de raios-X com mudança na filtração total e qualidade do feixe (CSR). Atribuímos a redução do rendimento do equipamento à carga de trabalho cujos registros estatísticos tem apontado um aumento de 20% ao ano, durante o período avaliado(3).

Os resultados do tamanho de ponto focal não contribuíram para justificar as perdas relativas a qualidade e rendimento do feixe de Raio X.

## Referências

1. Medeiros, R.B.; Daros, K.A.C.; Alves, F.F.R.; Lederman, H.: Avaliação do índice de repetição de filmes radiológicos. Rev. Imagem, 14:171-3, 1992.
2. SAMPLE QUALITY CONTROL MANUAL. In: **Quality assurance manual: Nuclear medicine**. Toronto, Ontario Association of Radiologists, 1980. Section 2. Appendix B. 84 p.
3. RELATÓRIO DE ATIVIDADES DO HOSPITAL SÃO PAULO - 1995. São Paulo, Sociedade Paulista para o Desenvolvimento da Medicina - Hospital São Paulo, 1996. 13p.

# Processamento para Simulação da Nitidez de Imagens Radiográficas para diversos Sistemas de Registro da Imagem

Marcia Aparecida Silva<sup>1</sup>; Homero Schiabel<sup>1</sup>; Henrique J. Q. de Oliveira<sup>2</sup>; Annie France Frère<sup>1</sup>; Paulo M. A. Marques<sup>1</sup>; Fátima F. R. Alves<sup>3</sup>; Regina B. Medeiros<sup>3</sup>

<sup>1</sup>Depto. de Engenharia Elétrica - EESC/USP  
Av. Dr. Carlos Botelho, 1465 - 13560-250 - São Carlos (SP)  
E-mail: marciaa@PETERPAN.sel.eesc.sc.usp.br

<sup>2</sup>IFSC/USP

<sup>3</sup>Depto. Diag. por Imagem - EPM/UNIFESP

**Resumo:** Este trabalho descreve um método para prever a influência do sistema de registro sobre a nitidez de imagens radiográficas por simulação computacional, procurando apresentar previamente a imagem a ser obtida para cada tipo de filme ou combinação écran-filme usada durante a exposição.

**Abstract:** This work describes a method aimed to predict the influence of the record system on radiographic images sharpness by computer simulation. This method is intended to previously show the image to be obtained for each type of film or screen-film combination used during the exposure.

## Introdução

Um sistema de imagem radiológica deve proporcionar ao radiologista imagens de alta qualidade, com realce do contraste, alta resolução e baixo ruído a um nível reduzido de dose de radiação no(a) paciente. Entretanto, a detecção de determinadas estruturas por meio da técnica de raios-X apresenta uma série de dificuldades relacionadas à geometria de exposição, ao ponto focal, à técnica utilizada e também ao sistema receptor de imagem.

Vários pesquisadores avaliam a qualidade da imagem por meio do método das funções de transferência<sup>1</sup>, ou observando a capacidade do sistema em reproduzir estruturas contidas num "phantom"<sup>2</sup>, ou ainda, pela medição do tamanho do ponto focal<sup>3,4</sup>, entre outros. Porém, todos os métodos são aplicados no centro do feixe de raios-X, não avaliando a qualidade da imagem nas condições do exame radiológico real em que é inevitável o deslocamento das estruturas anatômicas a serem radiografadas. Recentemente, porém, alguns trabalhos que desenvolvemos<sup>5,6</sup> apresentaram uma investigação do comportamento do ponto focal efetivo (tamanho e formato) ao longo de todo o campo de radiação e o seu efeito em objetos posicionados em diferentes localidades sob o feixe de raios-X.

No que se refere ao sistema de registro da imagem (filmes e combinações écran-filme), alguns centros radiológicos avaliam-no particularmente no que tange ao resultado pós-processamento, o que depende de uma série de fatores, principalmente condições de exposição e condições da processadora. O aumento de radiografias rejeitadas

ou da repetição de exames torna necessário checar o sistema em uso ou até mesmo substituí-lo por outro que atenda às novas condições<sup>7</sup>. Entretanto, nenhum desses programas de controle de qualidade apontam o quanto um particular sistema de registro é bom ou ruim, mas apenas indicam o quanto ele é melhor ou pior do que um padrão<sup>8</sup>.

Por isso, o objetivo do presente trabalho consiste em apresentar um método simples, capaz de prever por simulação computacional a relação entre a nitidez da imagem final de cada equipamento e o objeto radiografado a partir da influência do tipo de sistema de registro da imagem empregado (filme radiográfico ou combinação écran-filme).

## Metodologia

O procedimento desenvolvido consiste num método de simulação da nitidez de imagens radiológicas, que leva em consideração heterogeneidade do campo, distribuição de intensidade da fonte, condições geométricas de exposição, dimensões do foco, ângulo do alvo e parâmetros do objeto e do sistema de registro. Em trabalho anterior<sup>6</sup> determinávamos mapa das sombras e penumbras nas imagens de objetos localizados em qualquer posição sob o feixe, identificando antecipadamente a aptidão do sistema em reconhecer o comportamento da imagem em todo o campo de radiação. Como esse mapa de sombras e penumbras, porém, correspondia apenas à imagem produzida num plano paralelo ao plano imagem, acrescentamos agora os parâmetros do sistema de registro ao processamento.

Para sistemas de registro compostos apenas por filme, levamos em consideração a curva H-D do filme. Nos casos de combinações écran-filme, usamos a curva H-D da combinação, a eficiência de conversão, eficiência intrínseca e espectro de emissão do écran, e ainda, o espectro de sensibilidade do filme. Tomando por base esses parâmetros, além das dimensões do ponto focal medidas no centro do campo de radiação através da técnica de câmara de orifício, simulamos a imagem do objeto para todas as orientações do eixo de observação.

## Resultados

A imagem fornecida pelo processamento apresenta as deformações causadas pelo tamanho do ponto focal ao longo do campo de radiação e as deformações e/ou melhorias na qualidade da imagem proporcionadas pelo sistema de registro.

Constatamos que a imagem visualizada no filme apresenta uma definição de contraste maior que aquela obtida apenas considerando-se a geometria de exposição sem levar em conta o efeito do sistema de registro (vide figura 1).

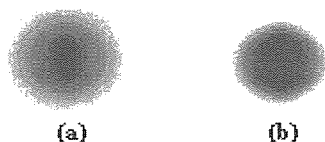


Figura 1 - Imagens simuladas considerando-se (a) apenas o efeito relacionado à geometria de exposição e (b) também o efeito do sistema de registro.

O efeito ilustrado na figura 1 ocorreu da mesma forma para diversos tipos de aparelhos de raios-X. Percebemos também que ocorre alteração na nitidez da imagem de um sistema de registro para outro, devido às diferentes características de cada um na interação com a distribuição de intensidade variável do objeto.

Para comprovar a validade da simulação, foram radiografados "phantoms" representando pequenas estruturas esféricas, simulando microcalcificações mamárias, em diferentes sistemas radiológicos. As imagens obtidas foram similares às simuladas.

O programa, além de simular a imagem final e mostrar na tela do microcomputador as densidades ópticas normalizadas em níveis de cinza, possibilita também separar as partes da imagem, como: fundo, penumbra, parte da penumbra que o olho interpreta como sombra e a parte da penumbra que o olho interpreta como fundo.

## Conclusão

O método de simulação computacional que propomos constitui-se numa importante ferramenta para avaliação da qualidade de sistemas radiológicos de imagem em razão da quantidade de fatores que permite combinar na investigação. Particularmente, é possível verificar qual a influência que determinado tipo de filme ou combinação écran-filme exerce sobre a qualidade da imagem. A simulação, aliás, facilita a investigação, na medida em que possibilita conhecer antecipadamente a imagem final que o sistema radiográfico proporcionará, bastando introduzir, como entrada de dados, o tipo de sistema de registro, além das dimensões do ponto focal medidas no centro do campo.

## Agradecimentos

Ao CNPq pelo suporte financeiro.

## Referências

- <sup>1</sup>ROSSMANN, K. Point Spread Function, Line Spread Function and Modulation Transfer Function. Radiology, v.93, p.257-272, 1969.
- <sup>2</sup>GHILARDI NETO, T.; SIMÃO, C. Princípios Físicos e o Controle da Qualidade da Imagem e Exposição em Mamografia. Radiol. Bras. v.16, p.125-130, 1983.
- <sup>3</sup>NICKOLOFF, E. L.; DONNELLY, E.; EVEL L.; ATHERTON, J. V.; ASCH T. Mammographic resolution: influence of focal spot intensity distribution and geometry. Med. Phys., v.17, p 436-447, 1990.
- <sup>4</sup>BURGESS, A. E.; Focal spots III: Field characteristics. Invest. Radiol., v.12, p.54-61, 1977.
- <sup>5</sup>MARQUES, M. A. *et al.* Computerized simulation X-ray focus appraisalment - in: 38<sup>th</sup> Midwest Symposium on Circuits and Systems - Rio de Janeiro (RJ) -p.13-16, 1995.
- <sup>6</sup>OLIVEIRA, H.J.Q. *et al.* A study of geometric unsharpness in radiographic image by computer simulation - in: IASTED International Conference on Signal and Image Processing - Las Vegas, NV, USA - p.20-23, 1995.
- <sup>7</sup>MEDEIROS, R.B.; CURCI, K.A.; CARRIERI, F.C.D Controle de qualidade no processamento de imagens radiológicas. Radiol. Bras. v.25, p.19-21, 1992.
- <sup>8</sup>LAW, J.; KIRKPATRICK, A.E. Film, screens and cassettes for mammography. Brit. J. Radiol. v.62, p.163-167, 1989.

# Mapas de nitidez: Um método para apresentação dos resultados do controle de qualidade dos sistemas mamográficos em função da nitidez das imagens

Henrique Jesus Quintino de Oliveira<sup>1</sup>; Annie France Frère<sup>2</sup>; Márcio Alexandre Marques<sup>1</sup>; Homero Schiabel<sup>2</sup>; Paulo M. Azevedo Marques<sup>2</sup>; Ricardo Toshiyuki Irita<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Departamento de Física e Informática- IFSC-USP

<sup>2</sup>Departamento de Engenharia Elétrica - EESC/USP

Av. Dr. Carlos Botelho, 1465 - cep.13560-250 São Carlos-SP, Brasil

e-mail: henrique@ifqsc.sc.usp.br

**Resumo:** Devido a dificuldade encontrada pelos radiologistas em traduzir os resultados numéricos do controle de qualidade dos sistemas radiológicos, numa relação física com a qualidade das imagens geradas, este trabalho propõe um novo método de avaliação que relacione os parâmetros dos tubos à sombra e penumbra, produzidas nas imagens obtidas com estes sistemas. Esta avaliação, por ser uma simulação computacional pode ser feita para qualquer sistema e qualquer objeto em qualquer posição do campo de raios-X.

**Abstract:** There are restraints for most of radiologists in relating physically the results from some techniques designed to radiologic systems quality control to the quality of images yielded by their system. Hence, we are presenting a new method for evaluating radiologic imaging systems quality. This method intends to relate the numeric results from quality control procedures to the magnitude of shadow and penumbra in the image from given objects. This evaluation is based on a computer simulation and it can be performed for any system and any object placed in any location of the adiation field.

## Introdução

Os métodos de controle de qualidade de imagens dos sistemas radiológicos não são aplicados sistematicamente apesar de serem de reconhecida importância e de conhecimento geral dos profissionais da área. Isso se deve certamente a dois fatores: a) nenhum método apresenta ao radiologista uma relação física entre os parâmetros do sistema de raios-X e a nitidez da imagem do objeto; b) todos os métodos são aplicados no centro do feixe de raios-X e, portanto, não avaliam a qualidade da imagem nas condições do exame radiológico real, em que é inevitável o deslocamento das estruturas anatômicas a serem radiografadas<sup>(1,2)</sup>.

Em função disso, estamos propondo um novo método que fornece imagens, com a devida relação sombra-penumbra, de qualquer objeto localizado em qualquer posição sob o feixe do sistema radiológico. Este método utiliza um procedimento de simulação gráfica em microcomputador, que calcula o tamanho da fonte de raios-X, os efeitos das condições geométricas de exposição (magnificação) e a heterogeneidade do campo, mostrando seus efeitos sobre a nitidez da imagem. Desse modo, a partir do mapa de sombras e penumbras, o radiologista tem condições de determinar se seu sistema está apto a registrar um detalhe de interesse. Ele poderá também, determinar qual região do campo fornecerá a melhor nitidez de imagem, localizando o setor onde a sombra é maior, com a mínima penumbra possível.

Esta pesquisa foi direcionada para sistemas mamográficos pois, a nitidez das imagens é um fator fundamental em face do tamanho reduzido das estruturas anatômicas, a serem retratadas para auxiliar o diagnóstico precoce do câncer de mama.

Este trabalho considera o efeito da fonte, da característica de campo e da geometria de exposição sobre a nitidez das imagens, mas outros fatores relevantes no controle de qualidade de imagens mamográficas, tais como: exposição, distribuição de intensidade, filme, écran também podem ser representados com os mesmos mapas de nitidez.

## Metodologia

Para obter os mapas que retratarão a nitidez das imagens no campo em função da fonte deve-se: a) simular o tamanho da fonte para todas as posições do plano imagem a partir do tamanho da mesma medida no centro do campo; b) calcular a projeção do objeto sobre o plano imagem com a deformação relativa a está projeção; c) Calcular o borramento da imagem causada pelo tamanho da fonte que irradia o objeto numa determinada posição, realizando a convolução dela com o objeto projetado.

## Simulação da fonte de raios-X

A fonte de raios-X é simulada a partir da função de espalhamento de ponto (FEP). Esta é calculada num plano paralelo ao plano imagem e representada por uma matriz retangular  $m \times n$  (MF), como mostram as projeções MF<sub>1</sub> e MF<sub>2</sub> da figura 2a e 2b<sup>(3)</sup>.

## Simulação de um objeto particular

A projeção de uma esfera, sobre o plano imagem, colocada no centro do campo de radiação, produzido por uma fonte ideal, será um círculo de raio =  $Mr$ , onde  $M$  é a magnificação e  $r$  é o raio do objeto, como mostra a figura 1a. No entanto, se a esfera não estiver no centro do campo sua projeção no plano imagem será uma elipse. O eixo  $a$  da elipse tem valor  $2.(Mr)$  e o eixo  $b$

tem valor  $2.(Mr)/\cos(\beta)$ . Além disso o eixo **b** da elipse está orientado radialmente com relação à origem (centro do campo). Assim, o objeto pode ser representado por uma matriz  $j \times k$  (MO)

Considerando que o objeto é totalmente radiopaco, a matriz objeto é preenchida com valor **1** e o objeto projetado é desenhado com valor **0** conforme a figura 1b.

Para obter o borramento devido a fonte de raios-X, que não é uma fonte ideal, é calculada a intensidade de cinza de cada ponto do plano imagem. O cálculo é feito realizando um mascaramento entre a FEP simulada (MF) e a entrada do sistema (MO).

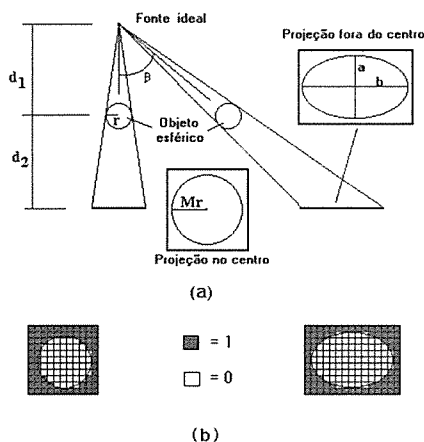


Figura 1 - a) Projecção de esferas no plano imagem, b) Construção da matriz objeto (MO).

A tonalidade de cinza de cada ponto da imagem, representado por um pixel, é proporcional a quantidade de raios-X recebida, portanto proporcional a área da fonte que irradia o ponto.

De acordo com a figura 2a o ponto Q recebe uma quantidade de raios-X nula porque a matriz fonte MF1 é mascarada totalmente pela projeção da matriz objeto MO1 e sua tonalidade de cinza será 0. No caso, do ponto P, MO2 não cobre totalmente MF1 e portanto sua tonalidade de cinza terá um valor intermediário. Assim, para obter a imagem completa basta percorrer o plano imagem ponto a ponto e calcular o valor do tom de cinza para cada um. Na figura 2b é explicitado o que ocorre quando os pontos da imagem não estão no centro do campo de radiação. Neste caso a matriz objeto MO3 deve ser rotacionada até ficar num plano paralelo ao plano imagem sofrendo uma deformação por projecção.

## Resultados e Discussão

A partir das dimensões da fonte, medidas com uma câmara de orifício modificada, é obtido, por método de simulação, o tamanho equivalente da fonte para todas as posições do plano imagem. A partir desta fonte equivalente é calculada a imagem (em níveis de cinza) de qualquer objeto previamente definido.

Além da imagem em níveis de cinza, o programa pode mostrar detalhes que são: fundo, penumbra,

sombra, parte da penumbra que o olho interpreta como sombra e a parte da penumbra que o olho interpreta como fundo. Dessa maneira o radiologista pode determinar em que posição do campo o objeto pode ser visualizado com maior nitidez.

Para comprovar a validade da simulação foram construídos "phantoms" representando pequenas estruturas que foram radiografadas com diversos sistemas radiológicos. Imagens dos mesmos objetos foram simuladas com o programa desenvolvido e comparadas com as radiografias. As imagens simuladas e reais apresentaram-se muito semelhantes entre si quando analisadas visualmente.

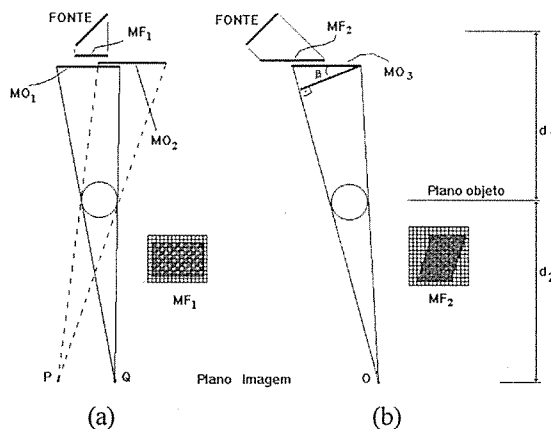


Figura 2 - a) Esquema de varredura no plano imagem para calcular o tom de cinza de cada ponto; b) rotação sofrida pela matriz objeto por estar fora do centro.

## Conclusão

Como os mapas de nitidez fornecidos é fácil para o usuário entender a influência do tamanho da fonte de raios-X sobre as imagens dos objetos radiografados. É também possível saber qual estrutura anatômica será bem retratada por cada sistema e quais são os limites e resolução deste.

## Agradecimentos

- 1- Prog. de Apoio ao Desenv. Científico Tecnol. (PADCT)
- 2- Conselho Nac. de Desenv. Científico e Tecnol. (CNPq).

## Referências

- 1- DOI, K; Field characteristic of geometric unsharpness due to the X-ray tube focal spots, Med.Phys., v4, p15-20, 1977.
- 2- NICKOLOFF, E. L.; DONNELLY, E.; EVEL L.; ATHERTON, J. V.; ASCH T. Mammographic resolution: influence of focal spot intensity distribution and geometry. Med. Phys., 17(3): p 436-447, 1990.
- 3 - Marques, M. A.; Frère, A.F.; Oliveira, H. J. Q.; Schiabel, H.; Azevedo Marques, P.M.; Ferrari, R. J. - "Determinando o ponto focal de sistemas radiológicos em todo campo pôr simulação em computador". IV Congresso Brasileiro de Informática em Saúde, Porto Alegre (RS) Período: 12-15/10/1994.

# Determinação da Região Ótima de Sistemas Mamográficos com base em simulações computacionais da FTM

Isaura N. Sombra Oliveira, Homero Schiabel, Naider T. Porcel, Annie F. Frère, Paulo M. A. Marques

Depto. de Engenharia Elétrica - EESC/USP  
Av. Dr. Carlos Botelho, 1465 - 13560-250 - São Carlos - S.P.  
E-mail: Sombra@peterpan.sel.eesc.sc.usp.br

**Resumo** - Este trabalho consiste numa investigação da “Região Ótima” do campo de radiação, particularmente voltada a sistemas mamográficos. Esta região foi definida em pesquisas anteriores como a faixa do campo onde o sistema apresenta sua melhor performance, produzindo, portanto, imagens mais nítidas. A investigação aqui proposta toma por base a associação de dois métodos de avaliação de sistemas de imagem radiológica que empregam simulação computacional para determinar as Funções de Transferência de Modulação (FTMs) associadas ao ponto focal em diversas orientações e posições do campo.

**Abstract** - This work reports an investigation of the “Optimum Region” of the radiation field, directed to mammographic systems. Such a region was defined in previous works as the field range where the system has its best performance and where it yields sharpest images. This study is based on a correlation of two methods for evaluating radiologic imaging systems, both using computer simulation in order to determine modulation transfer functions (MTFs) due to the X-ray tube focal spot in several field orientations and locations.

## Introdução

Ao longo das últimas décadas, foram desenvolvidos alguns trabalhos voltados ao controle de qualidade de imagens radiológicas. Dentre estes, destaca-se o método das Funções de Transferência<sup>1,2,3</sup>, considerado de grande precisão, pois fornece uma medida exata da qualidade da imagem, além de possibilitar previsões em relação à formação da imagem de quaisquer objetos. Este método consiste em determinar a Função de Transferência de Modulação (FTM) a partir da aplicação da Transformada de Fourier à Função de Espalhamento de Linha (FEL) ou à Função de Espalhamento de Ponto (FEP), proporcionando avaliar as distorções causadas pela perda de resolução espacial na distribuição da imagem em relação à distribuição do objeto, e que se originaram a partir de imperfeições no sistema de imagem.

Para ser completa, a investigação da performance do sistema deve considerar as diversas orientações do objeto, e também suas diversas posições no campo<sup>3</sup>. Esse requisito, contudo, tornaria inviável a aplicação do método convencional para determinação da FTM na prática rotineira de serviços radiológicos. Métodos de simulação computacional desenvolvidos em trabalhos recentes<sup>4,5</sup>, porém, tornam o método da FTM aplicável a programas de controle de qualidade de rotina em radiodiagnóstico.

Particularmente, na avaliação de sistemas mamográficos, um trabalho prévio<sup>3</sup> apontou para a possibilidade de identificar pela análise das FTMs, uma região no campo onde

alguns equipamentos produziram imagens mais nítidas do que em regiões adjacentes. A essa faixa foi dado o nome de “Região Ótima”. Assim, este trabalho consiste em comparar dois métodos de simulação computacional desenvolvidos previamente em nosso grupo, a partir da projeção do ponto focal: um deles tendo por base a avaliação da FEL em diversas orientações<sup>4</sup>, e outro com base na simulação das FEPs em diversas posições do campo de radiação<sup>5</sup>. A associação destes dois métodos possibilita a investigação mais detalhada dos aspectos relacionados à Região Ótima, tais como a sua determinação, extensão, significado prático para a nitidez da imagem mamográfica e até para a utilização do equipamento.

## Metodologia

O primeiro método<sup>4</sup> consiste de um algoritmo de obtenção das FELs em várias direções no centro do campo de radiação, variando-se a orientação de uma fenda ideal com relação ao eixo do tubo. Com as FELs geradas, torna-se possível a determinação das respectivas FTMs, bastando para isso, que se aplique a Transformada de Fourier aos dados registrados. Os dados de entrada desta simulação são basicamente as medidas do ponto focal e ângulo de orientação da FEL com relação ao eixo anodo-catodo do tubo.

O segundo método<sup>5</sup> consiste de uma simulação onde são calculadas as FEPs e as respectivas FTMs para variadas posições no campo. Neste método deve-se ter informação sobre a inclinação do plano do alvo para calcular o foco efetivo em cada posição. Os outros dados deste



programa são o raio que liga o ponto em que se calcula a FEP ao centro do campo e o ângulo que esta reta faz com o eixo anodo-catodo.

As simulações foram feitas variando-se a orientação da FEL de 10° em 10° num primeiro processamento, e a posição da FEP com distâncias de 50mm e 100mm em relação ao centro do campo e orientação de 30° em 30°, no segundo processamento.

## Resultados

Tomando como dado o tamanho do ponto focal medido pela técnica da câmara de orifício, no centro do campo para diversos mamógrafos, foram obtidas várias FELs e FTM's através das duas simulações. Ilustramos aqui a análise conduzida para um particular equipamento mamográfico com ponto focal, medido no centro do campo de 1,2 x 0,75 mm.

Segundo a simulação da FEL nesse caso, as FTM's mais largas foram obtidas na faixa de orientação de 0° a 40°, como se pode notar na fig. 1, onde as frequências de primeiro mínimo são maiores que 1,32 c/mm para tal região, permitindo portanto, a visualização de objetos com dimensões da ordem de 0,7 mm com nitidez. Devido à simetria, nesse caso, considera-se também a região de 320° a 360° como região Ótima, (se considerarmos um campo de 4 quadrantes, onde o I e o IV estariam do lado do anodo).

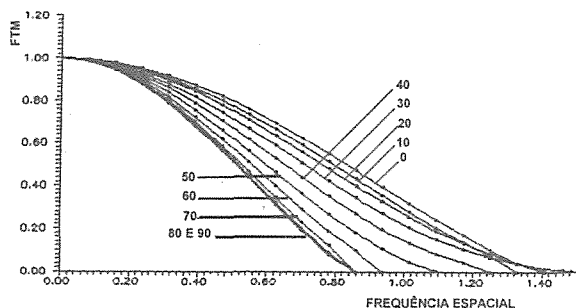


Figura 1. FTM's simuladas pelo método da FEL

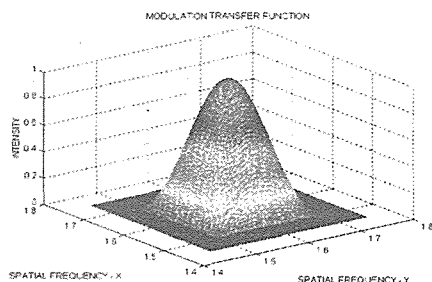


Figura 2. FTM simulada pelo método da FEP

De acordo com os resultados da simulação da FEP, por outro lado, a Região Ótima deste equipamento encontra-se na faixa de 0° a 60° em

relação ao eixo anodo-catodo, com raio de 50 mm a 100 mm. A fig. 2 mostra a FTM do ponto focal a 50 mm do centro do campo, e com um ângulo de orientação de 30°.

A fig. 3 ilustra a Região Ótima identificada para o sistema mamográfico em questão, levando em conta o campo de radiação efetivo.

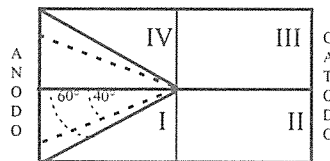


figura 3 - - - Região Ótima segundo simulação da FEL  
— Região Ótima segundo simulação da FEP

## Discussão e Conclusões

Analisando as curvas obtidas pelo método das FELs na região central do feixe, conclui-se que a Região Ótima deste aparelho está nas faixas de orientação segundo o eixo anodo-catodo mais ou menos 40°, pois estas são as orientações que fornecem FTM's com maiores frequências de corte. Já pelo segundo método, da simulação a partir da FEP no campo todo, conclui-se que a Região Ótima está na faixa do campo mais próxima do anodo, se estendendo até mais ou menos 60° em relação ao eixo do tubo, onde as FTM's bidimensionais têm maior volume. Estes resultados foram comprovados com imagens obtidas a partir de um "phantom" simulando microcalcificações mamárias. Um importante resultado a partir dessa avaliação é que verificamos a possibilidade de identificar a Região Ótima em mamógrafos por meio simplesmente de simulações da FEL em diversas posições do campo, o que pode ser mais viável e também mais prático.

## Agradecimentos

À FAPESP, pelo apoio financeiro.

## Referências

- ROSSMANN, K. Point Spread Function. Line Spread Function and Modulation Transfer Function. *Radiology*, v.93, n.2, p. 257-272, Aug. 1969.
- DOI, K. *et al.* MTFs and Wiener spectra of radiographic screen-film systems. Part I: interlaboratory comparison of measurements. *HHS Publication FDA 82-8187*, p. 6-38, 1982
- SCHIABEL, H. *et al.* The need for investigating the optical transfer functions in several field orientations for nonisotropic systems. *Med. Phys.*, v.20, n.4, p. 999-1005
- SCHIABEL, H.; FRERE, A. F. Radiographic systems evaluation: obtaining the MTF by simulation. *SPIE 93:Biomed. Image Processing and Biomed. Visualization*, v.1905, p. 766-773, Jan.93.
- AZEVEDO MARQUES *et al.* Avaliação de sistemas radiológicos através da simulação ponto a ponto da função de transferência de modulação do ponto focal. *4º Congresso Português de Engenharia Biomédica. BIOENG96*, p. V.3.1-V.3.4

# Dispositivo de sensoriamento do feixe de raios-x para determinação do centro do campo de radiação

Lara H. E. dos Santos, Homero Schiabel, Aderval A. B. da Silva, Paulo M. A. Marques, Marcelo Campos, Annie F. F. Slaets

Depto de Engenharia Elétrica - EESC/USP  
Av. Dr. Carlos Botelho, 1465 - 13560-250 - São Carlos (SP)  
E-mail: lara@peterpan.sel.eesc.sc.usp.br

**Resumo** - As características do ponto focal do tubo de raios-X são o fator limitante da capacidade de resolução espacial em muitos sistemas radiográficos, e variam consideravelmente quando observadas em diferentes pontos do campo de radiação. Desta forma, é importante não somente conhecer estas características, como também a posição exata a partir da qual foram medidas. Neste trabalho, estamos propondo um novo dispositivo eletrônico para localização do raio central do cone de radiação, a fim de possibilitar um perfeito alinhamento dos objetos de teste utilizados na avaliação do ponto focal com este eixo de referência.

**Abstract** - The x-ray tube focal spot characteristics are the limiting factor of the spacial resolution capability in a lot of radiographic systems, and they vary largely when observed in different positions in the radiation field. Thus the knowledge of the exact position where these characteristics were measured is very important. In this work, we are proposing a new eletronic device to determine the position of the central ray of the radiation beam, in order to provide a perfect alignment of test objects used for evaluating focal spots with this reference axis.

## Introdução

É consenso que as características do ponto focal, e mais notadamente o seu tamanho, são o fator determinante do limite de resolução espacial em grande parte dos sistemas radiográficos<sup>1</sup>. Com isso, para inferirmos a capacidade de resolução de um sistema, é fundamental que conheçamos estas características, que por sua vez apresentam-se diferentes em cada ponto do campo de radiação, devido à característica de campo, devida à inclinação dos anodos dos tubos de raios-X em relação ao plano imagem<sup>2,3,4</sup>.

Partindo de argumentos puramente geométricos, Doi<sup>3</sup> equacionou a variação do tamanho do ponto focal aparente ao longo do campo de radiação. Com isso, conhecendo-se este tamanho em uma posição definida, pode-se determiná-lo em qualquer outra. Portanto, é necessário, ao efetuarmos uma medição, que saibamos com exatidão em que posição o dispositivo utilizado encontra-se no campo de radiação. Em geral, adota-se como referência o raio central do cone. Para encontrar sua posição, um meio simples é através do seu alinhamento com um objeto tal qual um pequeno orifício ou fenda muito estreita<sup>7,8</sup>. Posicionando um sensor exatamente embaixo e em um plano paralelo ao do objeto, a imagem coincidirá com o sensor quando houver um alinhamento vertical exato entre a posição do feixe central, a do centro do objeto e a do sensor (figura

1). No caso do uso de uma fenda, é necessário proceder ao alinhamento em pelo menos duas direções para que se possa determinar a posição exata do centro do campo.

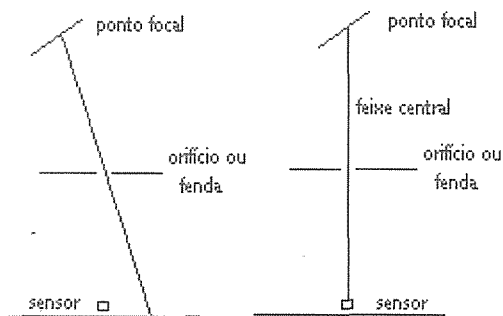


Figura 1 - Radiação que incide através do orifício incidirá no sensor quando o conjunto orifício/sensor estiver posicionado exatamente sob o feixe central

É preciso efetuar o alinhamento com o menor número possível de exposições, evitando uma sobrecarga do tubo. Para viabilizar isso, é interessante que o dispositivo de sensoriamento forneça uma noção da posição da fenda ou orifício em relação à posição desejada. Também é importante que o operador não esteja desnecessariamente exposto à radiação, o que ocorre na maior parte dos dispositivos descritos na literatura<sup>5,6,7</sup>. É nosso objetivo propor um mecanismo que possibilite a localização do feixe central de forma prática, rápida, e principalmente que não exponha o operador à radiação. Para tanto,

apresentamos aqui um dispositivo de sensoriamento eletrônico, em substituição aos écrans comumente utilizados.

## Metodologia

Para proceder ao alinhamento, utilizamos uma fenda estreita, a qual é posicionada nas direções paralela e perpendicular ao eixo catodo-anodo. A fenda está acoplada a um suporte em forma de cruz, abaixo do qual está fixado o dispositivo de sensoriamento, também em forma de cruz, e ambos movem-se conjuntamente. Os sensores do tipo fotodiodos são conectados a LEDs, de forma que, ao incidir radiação sobre um fotodiodo, seu LED correspondente acende, permanecendo aceso mesmo após cessar a incidência de raios-X, permitindo a visualização da posição pelo operador, e indicando em que direção deve ser deslocado o conjunto. Uma máscara de chumbo colocada sobre o fotodiodo central permite que apenas uma pequena área central deste possa ser exposta à radiação, possibilitando um ajuste fino. Todos os fotodiodos são protegidos da incidência de luz.

O conjunto é posicionado inicialmente com a ajuda do campo de luz existente nos equipamentos radiográficos. Posicionando a fenda em uma direção, efetua-se uma exposição, e após, o operador pode verificar pelos LEDs se e onde incidiu radiação sobre os sensores. Baseando-se nisso, movimenta o conjunto e efetua novas exposições, até que todos os LEDs correspondentes aos fotodiodos posicionados paralelamente à direção da fenda, incluindo o fotodiodo central, estejam acesos. Feito isso, o operador deve posicionar a fenda em direção perpendicular à inicial, e repetir o procedimento, alinhando desta forma o centro do conjunto com o feixe central. O suporte da fenda pode então ser substituído por um suporte com o objeto de teste escolhido para efetuar o estudo das características do ponto focal, como uma câmara de orifício, ou uma câmara a mira estelar, ou mesmo uma fenda.

## Resultados

Em testes preliminares efetuados com a cruz de fotodiodos, obtivemos uma resposta excelente, indicando uma alta sensibilidade, e

conseqüentemente a viabilidade da nossa proposta. A precisão do alinhamento ao longo do eixo catodo-anodo, conseguida colocando-se uma máscara sobre o fotodiodo central, foi de 3 mm. Com isso, de acordo com as equações deduzidas por Doi<sup>3</sup>, é possível obter, por exemplo, uma precisão de 2,6 % na medição de um ponto focal de 0,3 x 0,3 mm, ângulo de inclinação do anodo de 16° e distância foco-filme de 400 mm.

## Conclusões

A partir da cruz de fotodiodos, é possível um alinhamento rápido e preciso, e sem o risco de uma eventual exposição do operador à radiação, o que acreditamos ser a maior vantagem do nosso sistema em comparação com os descritos na literatura, que utilizam écrans para tal fim.

## Referências

- (1) KRATZAT, M. - Evaluating the importance of focal spot sizes in mammography. *Medicamundi*, v. 33, p. 74-80, 1988
- (2) MOORES, B. M. e ROECK, W. - The field characteristics of the focal spot in the radiographic imaging process. *Inv. Radiol.*, v. 8, p. 53-57, 1973
- (3) DOI, K. - Field characteristics of geometric unsharpness due to the x-ray tube focal spot. *Med. Phys.*, v. 4 (1), p. 15-20, 1977
- (4) BURGESS, A. E. - Focal spots: III. Field characteristics. *Inv. Radiol.*, v. 12, p. 54-61, 1977
- (5) DOI, K.; FROMES, B.; ROSSMAN, K. - New device for accurate measurements of the x-ray intensity distribution of x-ray tube focal spots
- (6) SCHIABEL, H.; FRÈRE, A. F.; MARQUES, P. M. A. - The need for investigating the optical transfer functions in several field orientations for nonisotropic radiographic systems - *Med. Phys.*, v. 20 (4), p. 999-1005, 1993
- (7) ARNOLD, B. A.; BJÄRNGARD, B. E.; KLOPPING, J. C. - A modified pinhole camera method for investigation of x-ray tube focal spots. *Phys. Med. Biol.*, v. 18 (4), p. 540-549, 1973

## Estudos baseados nas técnicas de Angiografia

Staevie, G.L.G.; Barbieri, D. X.; Dal Mas, C.R.; Tessman, M.; Gattringer, D.K..

IPCT - Engenharia Biomédica  
Física Médica - HSL/PUCRS

**Resumo:** Este trabalho baseia-se em levantamentos radiométricos feitos nos modos de fluoroscopia e grafia, considerando medidas de feixe primário e secundário, com o objetivo da avaliação das taxas de exposição a que estão submetidos o paciente, o médico, o anestesista e demais membros da equipe executora de exames de radiologia vascular periférica.

**Abstract:** This work is based upon radiometric surveys made during fluoroscopic and radiographic procedures, taking in account primary and secondary beam measurements, with the objective to evaluate the dose rates to which the patient, the physician, the anesthesiologist and other members of medical staff are submitted during radiologic peripheral vascular examinations.

### Introdução

Os métodos intervencionistas angiográficos utilizam-se da fluoroscopia para a localização e identificação da área de interesse a ser examinada. A esta etapa seguem-se os registros radiográficos, que podem ser realizados segundo diversas projeções anatômicas conforme as características da patologia e do órgão em análise. Tais registros são realizados diretamente sobre película radiográfica ou digitalizados a partir de um sinal de vídeo obtido a partir de uma câmara que coleta as informações no ecran de saída do intensificador de imagens. Estes procedimentos, originariamente destinados ao diagnóstico, hoje estão voltados as atividades terapêuticas complementares, o que implica em maior tempo de exposição da equipe médica aos raios X.

### Procedimentos Experimentais

Utilizou-se de um equipamento de Hemodinâmica Philips com a seguinte configuração: Gerador de raios x, Super CP 80, estativa Arc U 14 com intensificador de imagem de três campos, sistema de subtração e digitalização de imagem DVI.

Estabeleceu-se os seguintes parâmetros para o levantamento das medidas de taxa de integração do feixe primário e secundário na sala de exames angiográficos periféricos: distância do tubo de raios X ao intensificador de 95cm; fantoma de água de 15cm de altura e 35cm de diâmetro, simulando um paciente magro, a fim de propiciar as condições reais do exame. Para registrar os níveis de exposições primárias e

secundárias, em três pontos pré-estabelecidos, fez-se uso de um eletrômetro e duas câmaras de ionização. Os diâmetros dos campos do intensificador de imagem são de 16cm, 24cm e 32cm os quais são selecionados no próprio equipamento de exames. Fixou-se os ângulos de posicionamento do arco C, em  $+90^\circ$ ,  $-90^\circ$  e  $0^\circ$  para os quais as medidas foram levantadas.

Como o objetivo principal é o levantamento radiométrico traçou-se um mapa da sala de forma a definir os pontos de leitura. O desenho da figura I demonstra as posições fixadas, nas quais as leituras foram tomadas.

Desenho da sala de exames radiológicos vasculares

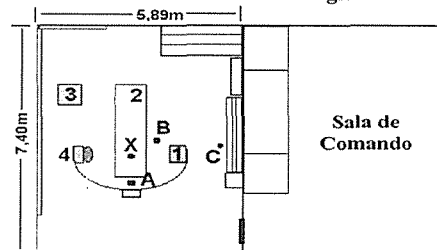


Figura I

Os dados obtidos a partir dos levantamentos radiométricos, foram tabelados de duas formas distintas. Uma tabela, relaciona as medidas radiométricas dos feixes primários, os regimes utilizados e tamanho do campo, com os ângulos  $0^\circ$  e  $90^\circ$  nos modos de fluoroscopia e grafia. A outra tabela, dividida em três outras conforme os ângulos de rotação de  $+90^\circ$ ,  $-90^\circ$  e  $0^\circ$ , cada uma relacionando as medidas radiométricas dos raios secundários, o regime e o tamanho do campo com as posições A, B e C, nos modos de fluoroscopia e grafia

O equipamento de angiografia realiza a diafragmação (colimação) automática em função do tamanho do campo do intensificador e da distância da fonte ao intensificador.

Obs.: Dados dos instrumentos utilizados: Câmara de Ionização Victoreen 660-3; Victoreen 660-4A, Eletrômetro Victoreen modelo 660-5 - Câmara padrão de referência - PTW Modelo - 30-349, série nº 610; Fantoma de água Victoreen nº 07-629-2200-AAPM - Reporter 31.

## Resultados e Discussão

Após o desenvolvimento dos procedimentos experimentais obteve-se os resultados referentes as taxas de exposição do paciente e da equipe de profissionais durante os exames. O médico posiciona-se, na maioria dos procedimentos, no ponto B da sala conforme apresentado na figura I. Este ponto, dentre os levantados na sala, é o que apresenta maior taxa de exposição e radiação secundária, tanto no modo fluoroscopia como grafia, sendo este último o pior caso. Uma série realizada à velocidade de uma exposição por segundo, no campo de 32cm, com a estativa posicionada a 0°, produz no ponto B uma taxa de exposição de 774mR/h.

Nestas mesmas condições, tanto no modo de fluoroscopia como grafia, o assistente médico posicionado no ponto A recebe em média 62,48% da taxa de exposição do médico posicionado em B. Dados mostrados no gráfico I.

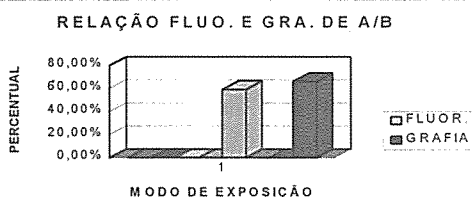


Gráfico I

Já na posição C esta relação cai para 11,0%, o que se observa no gráfico II.

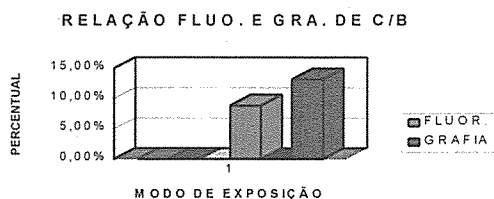


Gráfico II

## Conclusão

a) Quanto a localização do médico intervencionista: Sendo obrigado a estar próximo ao paciente durante o procedimento, o médico está sujeito a altas taxas de exposição devido a radiações secundárias, o que é inevitável na exploração fluoroscópica onde o intervencionista está agindo sobre o paciente, mas pode ser amenizado nas aquisições radiográficas que não exigem a proximidade do médico.

b) Quanto ao tamanho do campo radiológico: Embora o ganho do intensificador de imagem aumente com o tamanho do campo selecionado, diminuindo com isso a dose primária, a radiação secundária cresce com o tamanho do campo pois decorre de uma maior área irradiada no paciente.

A radiologia digital facilitou a obtenção e registro de imagens radiológicas. Em um exame angiográfico convencional, cerca de 20 a 30 películas são realizadas, enquanto que com o equipamento digital esse número facilmente chega a 90. Com isso, aumenta a radiação secundária proveniente das exposições. O médico pode facilmente evitar sua exposição a radiações secundárias durante a aquisição das imagens radiológicas, o que já não acontece em fluoroscopia.

Os dados relacionados com as doses de radiação apresentados nesse trabalho poderão causar uma soma na taxa de exposição ao final da jornada de trabalho das pessoas envolvidas, acarretando uma dose equivalente de radiação acumulativa e estocástica em detrimento vital desses profissionais.

## Referências

- <sup>1</sup> ZIJLSTRA, F. *Medica Mundi - A review of modern diagnostic imaging and radiation therapy.*, v.38, 1993.
- <sup>2</sup> CARLTON, R.R.; ADLER, A. M. *Principles of Radiographic Imaging.*, 1992.
- <sup>3</sup> JACOBI, C. A.; PARIS, D. Q. *Radiologic Technology*, 6ª ed., 1977.
- <sup>4</sup> STERN, S. H.; RENAUD, L.; ZANKL, M. *Handbook of Selected Tissue Doses for Fluoroscopic and Cineangiographic Examination of the Coronary Arteries*, 1995.

## ÍNDICE POR AUTOR

### A

ABATTI,P.J., 6-12; 6-13; 8-20; 8-21;  
 8-22; 18-20; 18-21  
 ABE.R., 12-6  
 ABRANTES.A.C.S., 5-5  
 ABREU.J.P.G., 6-18; 6-19  
 ACUNHA.B., 13-9  
 ALCOCER,P.R.C., 23-3  
 ALDRED.M.A., 13-19; 15-16; 16-4  
 ALEIXO,L.C.M., 17-1  
 ALENCAR,J.F., 9-7  
 ALGARVE.A.S., 4-14  
 ALISSY-ROBERTS.P.J., 16-9  
 ALMEIDA JR.,A.W., 2-13  
 ALMEIDA.A., 13-21; 15-14  
 ALMEIDA.A.B., 6-17  
 ALMEIDA.A.-C.G., 20-19; 20-20  
 ALMEIDA.C.E.V., 14-3; 14-4  
 ALMEIDA.J.G., 9-7  
 ALMEIDA.M.C.P., 31-3  
 ALMEIDA.M.F.F.N., 2-25  
 ALMEIDA.R.M.V.R., 13-12; 20-16;  
 20-17; 32-2; 32-3; 32-4; 32-5  
 ALTER.A., 8-23  
 ALVARENGA.M.Y., 18-16  
 ALVES.C.A., 2-11  
 ALVES.C.H.F., 11-5  
 ALVES.F.F.R., 13-26; 13-27  
 ALVES.J.M., 11-11; 11-12; 21-3  
 AMADIO.A.C., 2-1; 2-2  
 AMARAL.A., 14-6; 16-13  
 AMARAL.M.B., 22-3; 22-4; 22-5  
 AMARO,E.O., 1-12  
 AMORIM.M.F., 1-6; 5-2; 6-26  
 ANÇÃO.M.S., 22-14; 29-4  
 ANDRADE.A.J.P., 4-1  
 ANDRADE,M.C., 2-26  
 ANJOS.I.F., 8-27  
 ANTONINO.P.H.D., 6-29; 13-20; 15-12  
 ANTONIO FILHO,J., 15-12  
 APOLINÁRIO.E.M.A., 8-15  
 APPEL.E., 23-4  
 ARAÚJO.A.F., 23-2  
 ARAÚJO.A.P., 29-6; 29-7  
 ARAÚJO.L.J.S., 20-3; 20-4  
 ARAÚJO.R.B., 4-12  
 ARNOLD.F.J., 9-3; 11-16  
 ARRUDA,A.E.M., 5-9; 19-17  
 ARZÚA.A., 11-15  
 AULET.A., 11-14  
 AZEVEDO MARQUES,P.M., 13-27,  
 13-28; 13-29; 13-30; 19-1; 19-2;  
 19-3; 19-4; 19-18; 19-19; 19-20  
 AZEVEDO.F.M., 8-17; 27-4; 27-11

### B

BACCALÁ,L.A., 18-16  
 BACELARA.A., 6-27; 12-8; 13-7; 13-8;  
 13-9; 13-10; 13-11; 15-15  
 BADER,D.L., 2-22  
 BAFFA.O., 3-5; 3-6; 3-7; 3-8; 3-9  
 BALAN JR.,P.A., 13-18; 16-7  
 BAPTISTA,I.S., 12-8

BAQUERIZO.M.G.P., 31-4  
 BARBIERI,C.H., 2-21; 7-7  
 BARBOSA,O.D., 6-28  
 BARBOSA,P.R.B., 5-6  
 BARBOSA.R.B., 8-5  
 BARBOZA.R., 20-21  
 BARRA.C.M., 1-6  
 BARRETOJM,4-14;20-6;20-7;26-3;27-4;27-6  
 BARRETTO.S., 10-12  
 BARROS,R.V., 23-1  
 BARROSO,H.C., 22-12  
 BARROSO,R.C.R., 13-25  
 BARTOSZECK,A.B., 29-5  
 BASORA.L.A., 11-14  
 BASSANI,J.W.M., 5-1  
 BASSANI.R.A., 5-1  
 BASTOS.L.C., 1-6  
 BASTOS.M.A.V., 17-1; 17-2  
 BAUMHARDT,C.P., 9-8  
 BECKER,P.H.B., 14-1  
 BELANGERO,W.D., 1-7  
 BELLIDO,C., 8-5  
 BELLO,H., 18-5  
 BEM,A.A.M., 8-13  
 BENTES,P.C.L., 19-8  
 BENTO.L.R., 22-4; 22-9  
 BENTO,R.F., 2-15  
 BERNASIUK,M.E.B., 6-27; 15-6  
 BERTOZZO JR.,N., 18-18; 23-3  
 BESKOW,W.B., 6-3  
 BEZERRA,V.R.T.K., 31-4  
 BIAGGIO.M.F., 14-4  
 BIANCHI,A.R.R., 2-27  
 BIANCHI,E.C., 2-27  
 BICHINHO.G.L., 1-6; 6-17  
 BISCEGLI,J.F., 8-1  
 BLUE.S., 27-3  
 BODINAUD,J., 6-22; 6-23  
 BOKEHI,J.R., 20-11  
 BORGES JR.,E., 19-16  
 BORGES,F.F., 9-10; 22-13  
 BORGES,J.C., 6-1; 14-2; 15-1  
 BORGES,J.F.M., 15-11  
 BORGES,O.F., 1-13  
 BORSATO,K.S., 1-5; 1-6  
 BORTOLOZZI,F., 30-1  
 BOSCHI.A.O., 2-3; 2-4; 2-5; 2-6  
 BÓRIO,M., 15-11  
 BOSSAN.M.C., 20-12  
 BOTURA JR.,G., 3-1  
 BOUTILLON,M., 16-9  
 BRAGA.F.J.H.N., 3-5; 3-9; 12-2  
 BRAGHIROLLI.A.M.S., 17-1  
 BRAILE,D.M., 4-12; 19-15  
 BRAMATI,I.E., 13-8  
 BRANCO,G., 8-25; 9-4  
 BRANDÃO,G.B., 8-10  
 BRANDÃO,J., 2-19  
 BRIO,M., 3-4  
 BRITO FILHO,M.T., 6-17  
 BRITTO,J.L.Q., 17-1  
 BROCHI,M.A.C., 13-1; 13-4  
 BROGGIO,J.F., 2-3  
 BROMBATTI,L., 15-11  
 BRUÇÓ,J.L., 13-2  
 BRUNETTO,S.Q., 12-9  
 BRUNO,A.C., 3-2; 3-4  
 BUTTON,V.L.S.N., 20-9

### C

CABRAL.D.F., 10-13  
 CABRAL.S.C., 17-1  
 CAGY.M., 18-8  
 CALDAS,L.V.E., 13-17; 13-18; 15-8;  
 15-9; 16-6; 16-7; 16-8  
 CALIL.S.J., 6-8; 6-9; 6-10; 6-11; 19-  
 12; 20-8  
 CAMPOS.C.A., 16-12  
 CAMPOS,J.S.C., 9-9  
 CAMPOS.L.L., 15-18; 16-11; 16-12  
 CAMPOS.M., 13-30  
 CANALE.L.C.F., 2-16  
 CANAS.A.A.J., 33-5  
 CANDEBAT,D.S., 32-6; 32-7  
 CARASCHI, L.C., 19-20  
 CARDOSO,J.C.S., 15-2; 15-3  
 CARDOSO,S.C., 13-25  
 CARLOS,J., 15-6  
 CARLOS.M.T., 8-19  
 CARNEIRO JR.,J.F., 18-8  
 CARNEIRO.A.A., 3-8  
 CARRARA,E.C., 7-2  
 CARREIRA.M.C., 15-14  
 CARRIER,M., 16-13  
 CARVALHO FILHO,J.M., 6-18; 6-19  
 CARVALHO.A., 13-24  
 CARVALHO.A.A., 8-23; 20-10  
 CARVALHO.A.H.F., 29-6; 29-7  
 CARVALHO,L.A.V., 10-5; 10-6; 10-7  
 CARVALHO,L.C., 5-7; 5-8; 18-24  
 CARVALHO.M.L., 13-19  
 CARVALHO.M.S., 30-2  
 CASTILHO,S.R., 27-12  
 CASTILHO-BARILLI,E.C.V., 30-2  
 CASTRO.A.C.R., 6-5  
 CASTRO.J.C., 10-4; 10-5; 10-6; 10-7;  
 10-8  
 CASTRO.M.C.F., 7-1; 7-2  
 CAVALCANTI,J.H.F., 26-4  
 CESAR,JR.,R.M., 19-9  
 CESTARI,I.A., 4-7; 4-8  
 CEVALLOS,L., 6-26  
 CHAIBEN,H., 29-5  
 CHIARADIA,C., 10-10  
 CHIYOSHI,F.Y., 6-15  
 CHRISTENSON,J.C., 27-3  
 CLIQUET JR.,A., 1-8; 1-9; 7-1; 7-2;  
 7-3; 7-4; 8-11  
 COELHO,F.C., 18-9  
 COELHO,R.C., 26-2  
 COELHO,R.F., 15-10  
 COLLAZOS L.,K., 26-3  
 COLUSSI.V.C., 10-13  
 CONCIA., 1-10  
 CORDEIRO,A.P.Q., 11-6  
 CORREIA.M.P., 3-3  
 COSSONNET,C., 16-13  
 COSTA,C., 19-11  
 COSTA.E.B., 13-13  
 COSTA.E.T., 22-2; 27-5  
 COSTA,J.B.S., 30-4  
 COSTA.L.F., 19-9; 26-2  
 COSTA.M., 19-10  
 COSTA,P.H.L., 2-1

# III FÓRUM NACIONAL DE CIÊNCIA E TECNOLOGIA EM SAÚDE

COSTA,P.R., 8-29; 13-14; 13-15; 13-16; 15-8; 15-9  
COUTINHO,M.S., 27-6  
COUTO,C.S., 31-4  
COVAS,D.T., 14-2  
CRUZ,M.F., 33-5  
CRUZ,M.T., 15-4  
CRUZ,R.S., 3-4  
CUNHA,J.C., 8-24  
CUNHA,P.G., 15-7

## D

DAGHASTANLI,N.A., 3-5  
DAL MAS,A.F.T., 13-31  
DAL MAS,C.R., 12-7; 13-5; 13-6  
DALMOLIN,F., 8-13  
DALTRO,T.F.L., 15-18  
DANTAS,R.O., 3-9  
DAROS,K.A.C., 16-1; 16-2  
DASARI,R., 8-3  
DAVID,D.E.H., 13-24  
DEEP,G.S., 22-12  
DeGASPARI,A.L., 21-3  
DEGRANDE,M.F.P., 32-1  
DELGADO-RODRÍGUEZ,P., 20-16; 32-2  
DERIVA., 12-8  
DIAS JR.,O., 27-11  
DIAS,A.C.P., 2-27  
DIAS,G.A.D., 20-22  
DIAS,S.K., 16-6  
DIAS,T.M., 12-8  
DILLENBURG,R.F., 27-9  
DIOGO,A.C.M., 29-8; 30-3; 30-4; 30-5  
DiPERNA,C., 11-11  
DOI,K., 33-1  
DONADIO,L.C., 6-16  
DREXLER,G., 15-7  
DRUMMON,M., 4-9  
DUARTE,M., 2-1; 2-2  
DUARTE,M.A., 11-1; 20-20  
DUTRA,M.S., 20-6  
DUTRA,R.A.F., 9-5  
DUVIVIER,C., 8-26

## E

EBERSPACHER,H., 30-1  
EDUARDO,M.B.P., 13-19; 15-16  
EGGER,M.L., 12-1  
EICHLER,J., 13-25  
EINHORN,T.A., 11-11  
EIRAS,J.A., 11-14  
ELBERN,A.W., 8-9; 16-10  
ELUI,V.M.C., 7-7  
ESPERANÇA,C.G., 6-6  
EVANS,D.H., 11-8; 11-9; 20-12; 33-3

## F

FALCÃO,M.M., 6-14  
FALOPPA,F., 2-18  
FAN,L., 11-8  
FARGES,G., 5-2; 6-26  
FAUSTO,A.M.F., 16-4  
FELD,M., 8-3  
FERNANDES,E., 2-2  
FERNANDES-LIMA,V.M., 20-19; 20-20

FERRARI,R.J., 19-2; 19-3; 19-18  
FERRAZA,P.H., 6-12  
FERREIRA FILHO,J.A., 6-8  
FERREIRA,C.P., 29-8  
FERREIRA,D.P., 21-2; 22-4; 22-9  
FERREIRA,D.R., 2-24  
FERREIRA,F.D.F., 31-3; 32-1  
FERREIRA,J.J.A., 9-7  
FERREIRA,S.M., 8-28; 22-12; 22-13; 23-2; 24-3  
FERRO,M.A.R., 32-1  
FIGUEIROA,W., 11-11  
FILOMENO,L.T.B., 2-13  
FISHER,P.D., 33-4  
FITZPATRICK,D., 11-11  
FLORENTINO,H.R., 9-10  
FLORIAN,R.V., 19-3; 19-19  
FONSECA,A.L.V., 6-30  
FONSECA,L.C.A., 8-8; 11-3  
FONSECA,M.S., 30-1  
FORMIGONI,C.E., 4-13  
FORNARIS,C., 1-13  
FRANÇA,C.A., 19-6; 19-7  
FRANCISCO JR.,A., 19-16  
FRANCK,D., 16-13  
FREIRE,H.J.P., 22-10  
FREITAS,C.A., 2-27  
FREITAS,H.M.R., 27-1  
FREITAS,M.R.R., 27-13  
FRÈRE,A.F., 13-27; 13-28; 13-29; 13-30; 19-1; 19-2; 19-3; 19-4; 19-18; 19-19; 19-20  
FUENTEFRIA,J.L.B., 15-6  
FURLAN,G.F., 9-9  
FURNARI,L., 15-16  
FURQUIM,T.A.C., 8-29; 13-14; 13-15; 13-16  
FURTADO,A.P.A., 13-7; 13-9  
FURUIE,S.S., 12-4; 12-5; 12-6; 19-14; 23-3

## G

GALANTE,L.T., 32-1  
GALHANONE,P.R., 18-5; 18-7  
GALHARDO,E.P., 13-17  
GALLE,P., 16-13  
GALLEGO,M., 31-4  
GALLO JR.,L., 1-8; 1-9; 8-11  
GALVÃO,R.D., 22-1  
GARCIA NETO,A., 8-6  
GARCIA,F.M., 32-1  
GARCIA,R., 6-3; 6-5; 6-6  
GARCIA,R.M., 19-15  
GARDNER,R.M., 27-3  
GARRIDO,C.R., 2-28  
GATTRINGER,D.K., 12-7; 13-5; 13-6; 13-31  
GAZETTA,M.F., 22-7; 22-9  
GAZZIRO,M., 10-10  
GENOFRE,M.A., 18-5  
GEWEHR,P.M., 6-12; 6-14; 8-24; 8-25; 9-4; 18-22  
GHILARDI NETTO,T., 13-1; 13-2; 13-3; 13-4; 16-14  
GHIRINGHELLO,M.T., 15-4  
GIANNELLA-NETO,A., 4-15; 5-5; 6-16; 8-4; 8-5; 20-13; 20-14; 20-15  
GISMONDI,R.C., 32-4; 32-5  
GITTENS,J., 11-8  
GLÓRIA,L.A.S., 9-6  
GODOY,C.M.G., 5-1

GODOY,M.F., 4-12  
GÓES,E.G., 14-2  
GÓES,J.C., 2-10  
GOISSIS,G., 2-8; 2-9; 2-10; 2-11; 2-12; 4-12  
GOMES,C.L., 13-24  
GOMES,L.F.A.M., 27-8  
GÓMEZ,H., 11-14  
GONÇALVES,M.T.D., 22-2  
GONÇALVES,O.D., 13-25  
GONZAGA,A., 19-6  
GONZAGA,H., 8-13  
GOUVÊA,D.S.A., 18-11; 18-12  
GOYANES,J.D., 32-6; 32-7  
GRANLUND,R.A., 15-13  
GRECO,A.V.D., 11-2  
GRUPI,C., 18-18  
GUEDES,G.P., 12-9  
GUERRA,A.B., 15-6  
GUIMARÃES,J.R., 27-1  
GUIMARÃES,J.S., 8-27  
GUIMARÃES,R.G.M., 29-8  
GUTIERREZ,M.A., 12-5; 19-14

## H

HACHUL,D., 18-18  
HACKEL,C., 10-13  
HADLER,J.C., 15-19  
HAFFNER,S.L., 20-22  
HALL BARBOSA,C.R., 3-3  
HAMAMOTO,G.H., 4-10  
HANKE,W., 1-1; 20-19  
HARA,M.S., 18-20  
HAUG,P.J., 25-1  
HAYASHIDA,S.A., 2-14; 4-7; 4-10  
HAZIN,C., 14-6; 15-17  
HAZIN,C.A., 13-20  
HEIN,M., 6-7  
HENNING,E.E., 8-13  
HERDADE,S.B., 8-29  
HERMINI,A.H., 3-10  
HERNANDES,A.C., 22-7  
HERNANDEZ,A.E.R.M., 33-5  
HOFF,G., 15-15  
HUFF,S.M., 25-1

## I

IAZZETTI,P.E., 10-13  
ICHINOSE,R.M., 6-16  
IDA,F., 4-8  
INFANTOSI,A.F.C., 13-22; 13-23; 18-3; 18-4; 18-5; 18-6; 18-7; 18-8; 18-9; 18-11; 18-12; 20-11; 27-12; 29-2; 32-4; 32-5  
IRITA,R.T., 13-28  
ISAAC,F., 10-11  
ITIKI,C., 20-5  
ITZKAN,I., 8-3

## J

JACQUES,L.C., 13-7  
JACQUES,L.C.B.C., 13-8  
JAKUBIAK,D.R., 8-25; 9-4  
JAKUBIAK,R.R., 13-24  
JANUÁRIO,A., 19-7  
JARDIM,M.L., 29-7  
JATENE,F.B., 2-13  
JESTER,W.A., 15-13

# III FÓRUM NACIONAL DE CIÊNCIA E TECNOLOGIA EM SAÚDE

JOAQUIM.M.B., 12-3  
JOHNSON,R.H., 33-8  
JOSÉ.M.A., 22-6  
JOSEPH.C., 12-1

## K

KAESTNER.C.A.A., 30-1  
KATZ.Z., 6-10  
KAUATIA.T., 5-3  
KAUFMAN,J.J., 11-11; 11-12  
KAWANO.Y., 1-7  
KELBER.C., 3-4  
KEPPKE.A.F., 26-5  
KHOURY.H., 14-6; 15-17  
KHOURY.H.J., 13-20  
KINOSHITA.S.K., 19-18  
KLEMT.A., 29-2  
KOBREN.M., 30-1  
KOHN.A.F., 18-1; 20-2; 20-1, 20-3; 20-4  
KREBS,E.M., 13-7; 15-15  
KRIEGER.E.M., 4-8  
KUHNER,G.S., 3-4  
KULL,D.A.M., 32-1

## L

LACERDA.C.A., 2-9  
LADEIRA.C.L., 13-13  
LARA.H.E.S., 13-30  
LAZAREV.V.V., 18-17  
LEÃO.B., 22-5  
LEÃO.B.F., 22-14; 24-2; 27-9  
LEE.J., 29-4  
LEIRNER.A.A., 2-13; 2-14; 2-15; 4-7;  
4-9; 4-10; 4-11  
LEITE.J.T.F., 8-28; 9-7; 9-10; 18-14;  
18-15; 22-12; 22-13; 23-2; 24-3  
LEITE.R.T., 18-9  
LEITE,T.T., 3-4  
LEITE,V., 29-7  
LEMONS.A.M., 6-18; 6-19  
LETA.F.R., 1-10  
LIBERT.J.P., 6-26  
LIMA FILHO,J.L., 9-5; 29-3; 29-6; 29-7  
LIMA.A.A., 13-7; 13-8; 13-9  
LIMA.C.J., 9-1; 10-2  
LIMA.E.A., 3-4  
LIMA,H.R., 9-2  
LIMA.P.C., 6-8  
LIMA.V.M.F., 1-1  
LIMA.W.C., 1-11; 4-14; 20-6; 20-7; 27-6  
LIN.D., 11-12  
LIRA.A., 22-3; 22-4  
LIRA.S.H., 13-23  
LOPES,H.S., 27-6  
LOPES.M.H.B.M., 27-13; 31-4  
LOPES.M.L., 4-10  
LOPES.R.T., 13-13; 13-25; 16-3  
LOPES.S.O., 2-17  
LORENZINI.F., 15-6  
LOUREIRO,G.G.G., 22-13  
LUCKEY.M., 11-11  
LUCKS.M.B., 20-10

## M

MJR..A.V., 4-13  
MACHADO,J.C., 9-6; 11-2; 11-3; 11-5;  
11-6; 11-7  
MADRIL,P., 22-5; 22-14

MAGEE.F.P., 11-11; 11-12  
MAIA.J.M., 22-2  
MAIDMENT.A.D.A., 33-2  
MAITELLI.A.L., 4-6  
MAIZATO.M.J.S., 2-13; 4-10  
MALMONGE.S.M., 2-7  
MANOHARAN.R., 8-3  
MARANHÃO.J.M., 18-20; 18-21  
MARCA..R.A.C., 2-10  
MARCA.JR..E., 2-10  
MARCELINO FILHO.M., 8-28; 18-15  
MARCHESIN.D., 3-4  
MARINO-NETO.J., 8-17  
MARQUES.E.F., 4-10  
MARQUES,F.I., 8-18  
MARQUES.M.A., 13-28; 19-1; 19-19  
MARTINHO.L.F.R., 2-21  
MARTINS.J.E.M.P., 8-6  
MARTINS,L.D., 23-4  
MARTINS.M.J., 18-23  
MARTINS.V.C.A., 2-8  
MARUTA.L.M., 16-4  
MASCARENHAS.M.F.C., 29-8  
MATTOS.J.A., 4-4; 4-5  
MAZER.N., 2-21  
MAZZER.N., 2-17  
MAZZETTO.M., 4-11  
MAZZOCATO.F.C., 2-19; 2-20  
MAZZOLA.A.A., 13-10; 13-11  
MEDEIROS.I.A., 18-14  
MEDEIROS.R.B., 13-26; 13-27; 16-1;  
16-2  
MEDRANO.R.E., 10-3  
MELO.N., 6-13  
MELO.C.P., 12-5; 21-2; 22-6; 22-7;  
22-9; 23-3  
MELO.F., 14-6  
MELO.J.C.F., 31-1  
MELO.L.B., 23-1  
MELO.M.A.F.M., 18-15  
MELO.M.F.V., 8-5; 20-13  
MELO.P.L., 8-4  
MENDONÇA.G.L.F., 9-7  
MENEGHETTI.J.C., 12-5  
MENEGOLA.F.A., 4-2; 4-3  
MENEZES.D.F., 11-13  
METZE.K., 10-13  
MIKAHIL-NETO.P., 19-12  
MILANEZ.J.R., 2-13  
MILCZEWSKI.L.F.M., 11-7  
MIN.L.S., 27-11  
MINITIA., 2-15  
MIQUELETIS.A., 18-1  
MIQUELIN.C.A., 3-9  
MIRANDA.J.R.A., 3-6; 3-7; 3-8  
MISHIMA.S.M., 31-3  
MOCHIZUKI.L., 2-2  
MONTE.A.A.M., 21-1  
MONTEIRO JR.J.A., 11-4  
MONTEIRO.A.B.S., 20-18  
MONTEIRO.E.C., 3-3; 3-4  
MORAES.A.C.A., 13-19  
MORAES.E.R., 3-6  
MORAES.J.C.T.B., 4-2; 4-3; 4-4; 4-5;  
7-5; 7-6; 15-2; 15-3  
MORAES.R., 3-7  
MORAIS.M.C., 9-5  
MOREIRA.C.M.M., 27-5  
MOREIRA.E.D., 4-8  
MOREIRA.L.J., 19-13  
MOREL.C., 12-1  
MORO.C.A., 2-18; 2-19; 2-20; 2-21

MORO.J.T., 15-11  
MOROMIZATO.S.S., 31-4  
MOTA.H.C., 16-12  
MOTA.R.P., 3-1  
MOTTA.G.H.M.B., 5-7; 5-8; 18-24  
MOTTA.M.A., 8-10  
MOURA JR..L.A., 22-3  
MOURA.L., 12-4; 12-5; 12-6; 18-18;  
19-10; 19-11; 22-4  
MUHLEN.S.S., 6-7; 8-14; 8-15; 8-16;  
9-3  
MULLER.A.F., 8-12; 8-13  
MUÑOZ.S.N.M., 15-19  
MURIBECA.R.A., 6-17  
MURPHY.G., 11-11

## N

NADAL,J., 5-3; 5-4; 5-5; 5-6; 18-10;  
20-12  
NADER.M.B., 29-4  
NAGAE.E., 20-8  
NARANJO.J.C.G., 1-13  
NASCIMENTO,L.F.C., 3-1  
NASSAR,S.M., 26-3  
NAYLOR.A.R., 11-8  
NEGREIRA,C.A., 11-14; 11-15  
NICOLA.E.M.D., 10-13  
NICOLA.J.H., 10-13  
NICOLATO.F., 20-11  
NICOLETTI.M.C., 26-1  
NICOLETTI.S., 2-18  
NIED,L., 13-8; 13-9  
NIEVOLA.J.C., 30-1  
NOBRE.F.F., 20-16; 20-17; 20-18; 22-1;  
27-7; 27-8; 30-2; 32-2, 32-3  
NOCETTI,D.F.G., 33-5  
NOGUEIRA.C.A., 22-6  
NOGUEIRA.E.A., 19-12  
NOGUEIRA.M.S., 16-12  
NOHAMA.P., 1-5; 1-6; 7-3; 8-7  
NORONHA,G., 18-22  
NOSE.Y., 4-1, 8-1  
NOVA.J.L.L., 16-3  
NOVAES.M.A., 29-3; 29-6; 29-7  
NOVO JR..J.M., 1-8; 1-9; 8-11  
NUCCI.J.R., 15-4, 16-4  
NUNES,A.D., 6-27  
NUNES.C.A.S., 2-15  
NUNES.F.L.S., 19-2

## O

OGASAWARA,T., 2-26  
OHASHI.Y., 4-1, 8-1  
OJEDA.R.G., 6-2; 6-4; 18-2; 21-1; 27-2  
OKUNO.E., 15-4; 16-4, 16-5  
OLÍMPIO.A., 31-4  
OLIVEIRA JR..M.N., 8-28; 18-15  
OLIVEIRA.A.P.M.L., 4-12  
OLIVEIRA.C.G., 2-28  
OLIVEIRA.E.C., 16-8  
OLIVEIRA.H.J.Q., 13-27; 13-28; 19-1;  
19-4  
OLIVEIRA,I.N.S., 13-29  
OLIVEIRA.L.C., 2-3; 2-4; 2-6  
OLIVEIRA,L.F., 18-10  
OLIVEIRA,L.P., 31-1  
OLIVEIRA,M., 20-13  
OLIVEIRA,M.R., 21-4



# III FÓRUM NACIONAL DE CIÊNCIA E TECNOLOGIA EM SAÚDE

OLIVEIRA.R.B., 3-5; 3-6; 3-7; 3-8; 3-9  
OLIVEIRA.R.D., 8-13  
OLIVEIRA.R.J., 22-12  
OLIVEIRA.R.P., 8-18  
OLIVEIRA.S.C., 13-4  
OLIVEIRA.S.G., 8-13  
OLIVEIRA.S.S., 13-7  
OLIVEIRA.V.A., 12-3  
ORNELAS.P.H., 3-4  
ORTEGA.A., 30-1  
OSHIRO.M.S., 2-15; 4-2; 4-3; 4-10; 4-11  
OSTA.E.T., 20-9  
OYAFUSO.S., 29-4  
OYAMA.H.T.T., 2-13

## P

PACHECO.M.T.T., 8-2; 8-3; 9-1; 10-1; 10-2; 10-3; 18-19  
PADILHA FILHO.L.G., 15-1  
PAES.W.S., 16-4  
PAIVA.M.S.V., 19-8  
PAMPLONA.D., 1-10  
PANEPUCCHI.H.C., 22-10; 24-1, 28-1  
PANERAI.R.B., 20-12  
PAPEL.C.A.S., 22-7  
PARENTONI.L.A.S., 22-2  
PARZIANELLO.L.C., 12-4; 23-3  
PASCHENDA.J.A., 30-1  
PASCHUK.S.A., 13-24  
PASSOS.E., 26-5  
PASSOS.R.S., 13-20  
PAULA.E., 13-2  
PAULA.G.L.S., 31-2  
PAULA.W.K., 31-2  
PAULIN.J.B.P., 2-18; 2-19; 2-20; 2-21  
PAULO.S.R., 15-19  
PAVANATTI.S.L., 1-7  
PAZ.M.A.S., 6-4  
PEIXOTO.B.O., 7-4  
PEIXOTO.J.G.P., 8-19  
PEIXOTO.M.R., 32-1  
PEIXOTO.N.L.V., 1-1  
PELÁ.C.A., 4-13; 11-16; 13-2; 16-14  
PELISSON.L.A., 30-1  
PELLEGRINI.G.F., 27-2  
PENNA.M.C., 30-1  
PENNAFIEL.U.R., 8-16  
PEREGRINO.A.A.F., 14-3  
PEREIRA.A.S., 19-4  
PEREIRA.E.B., 32-1  
PEREIRA.L.H.A., 2-19; 2-20; 2-21  
PEREIRA.R.G., 22-12  
PEREIRA.V.C.C., 26-4  
PEREIRA.W.C.A., 5-6; 9-6, 11-1; 11-2; 11-3; 11-4; 11-5; 11-6; 11-7  
PEREZ.F., 2-5  
PEREZ.H.E.B., 15-18  
PESLIN.R., 8-26  
PESSAN.V.J.O., 1-3  
PICHORIM.S.F., 8-21; 8-22  
PIETRO.R.C.L.R., 19-7  
PIHET.P., 16-13  
PIMENTA.D., 22-3  
PINA.D.R., 13-1  
PINA.F., 30-2  
PINO.A.V., 20-15  
PINOTTI.M., 4-12; 19-15  
PINTO JR..A.P., 8-20

PINTO.A.L.A., 12-8; 13-9; 13-8, 15-15  
PINTO.I.C., 31-3  
PIRES.M.D., 4-8  
PITANGUY.J., 1-10  
PLEPIS.A.M.G., 2-9  
POLETTI.M.E., 13-21  
POMERANTZEFF.P.M.A., 2-14  
PONTES NETO.N.T., 29-7  
PORCEL.N.T., 13-29  
PORTUGAL.R.V., 24-1, 28-1  
POTIENS JR..A.J., 16-11  
POTIENS.M.P.A., 13-18; 16-7  
PRATALI.M.T.R., 32-1

## Q

QUELHAS.A.D., 20-14  
QUIRINO.A.L., 5-9; 19-17

## R

RAMÍREZ.E.F.F., 6-9  
RAMOS.E.G., 18-9  
RAMOS.F.R., 12-8  
RAMOS.M.P., 22-14; 29-4  
RANGAYYAN.R.M., 33-7  
RAYA.L.C., 32-1  
REBELO.M.S., 12-6; 19-14; 23-3  
REIS.M.M.S.A., 30-5  
RENNIE.J.M., 20-12  
REZENDE.F.A.V.S., 32-3  
RIBEIRO.A.A.B., 20-8  
RIBEIRO.E.P., 3-2; 3-4  
RIBEIRO.P.C., 3-2; 3-3; 3-4  
RIBEIRO.P.E.M., 10-11  
RICCIARDI.R.M.V., 30-3  
RIGO.E.C.S., 2-3; 2-4  
RIGO.E.S., 2-6  
RIGOT-MULLER.P.S., 18-11  
RIZZATTI.M.M., 15-6  
ROCHA.B.H.S.C., 27-3; 29-1  
ROCHA.K.M.M., 6-29  
ROCHA.M.A., 1-2  
ROCHA.P.H., 1-11  
ROCHA.R.A., 25-1, 29-1  
ROCHA.S., 13-1  
ROCHA.S.L., 13-4  
RODA.V.O., 19-5  
RODRIGUES.E.L.L., 19-5; 19-7  
RODRIGUES.H.H., 2-23  
RODRIGUES.L.A., 22-6  
RODRIGUES.L.L.C., 16-2  
RODRIGUES.L.N., 16-9  
RODRIGUES.M.A.B., 8-17  
RODRIGUES.R.G.S., 16-14  
ROMÃO.A.C., 10-4; 10-6; 10-7  
ROSA.E.S., 4-9  
ROTTA.R.T., 10-12  
RUFCA.J.N., 6-24  
RUHLE.G., 13-24  
RYABY.J.T., 11-11; 11-12

## S

S.FILHO.A.C.R., 31-2  
SÁ.A.M.F.L.M., 18-6  
SÁ.C.B.P., 27-7  
SALGADO.F., 1-10  
SALVADOR.M.E., 29-4  
SAMESHIMA.K., 18-16

SANCHES.P.R.S., 8-12; 8-13  
SANCHEZ.T.G., 2-15  
SANTOS.E.A., 13-12  
SANTOS.E.S., 2-25  
SANTOS.F.O., 26-1  
SANTOS.G.R., 17-1  
SANTOS.J.B., 29-7  
SANTOS.L., 6-28  
SANTOS.L.A., 2-3; 2-4; 2-5; 2-6  
SANTOS.L.E., 10-6  
SANTOS.L.E.R., 10-7  
SANTOS.L.H.E., 13-30  
SANTOS.M.C.P.S., 15-14  
SANTOS.R.R., 21-4  
SANTOS.S.M., 2-18  
SANVITTO.P.C., 13-10; 13-11  
SANZ.M.B.C., 1-13  
SAOTOME.O., 18-19  
SATHAIAH.S., 8-2  
SCHAMES.I., 22-7  
SCHECHTMAN.H., 2-22  
SCHELIN.H.R., 13-24  
SCHEURER.A.H., 12-1  
SCHIAABEL.H., 13-27, 13-28, 13-29; 13-30; 19-1; 19-2; 19-3; 19-4; 19-18; 19-19; 19-20  
SCHLINDW.N.F.S., 11-10  
SCHMIDT.M.F.S., 15-5  
SCHMITZ.C.A.A., 19-13  
SCHNEIDER JR..B., 6-12; 18-20; 18-21  
SCHNEIDER.F.K., 18-22  
SEIXAS.F.L., 30-1  
SELLI.M.F., 2-21  
SENZAKO.E.Y., 23-5  
SEOANE.D.H., 1-13  
SETA.M., 30-5  
SHIMANO.A.C., 1-2; 1-3; 2-18; 2-19; 2-20; 2-21; 7-7; 11-13  
SIDELI.R.V., 33-6  
SIFFERT.R.S., 11-11; 11-12  
SIGAKI.N.A., 27-4  
SIGULEM.D., 22-14; 29-4  
SILVA JR..D.P., 8-12, 8-13  
SILVA JR..J.L.A., 18-4  
SILVA.A.A.B., 13-30  
SILVA.A.C., 2-25  
SILVA.A.F., 13-31  
SILVA.A.L., 30-5  
SILVA.A.M.M., 19-13  
SILVA.C.H.S., 4-6  
SILVA.C.L., 19-7  
SILVA.E.P., 10-6; 10-7  
SILVA.E.S., 24-2  
SILVA.F.A., 22-12; 22-13; 23-2; 24-3  
SILVA.J.F., 8-26; 8-27  
SILVA.L.F., 6-25  
SILVA.M.A., 13-27; 18-19  
SILVA.M.A.S., 31-4  
SILVA.M.L.L., 2-14; 4-7  
SILVA.O.L., 1-4; 2-16; 2-17  
SILVA.R., 27-10  
SILVA.R.B., 10-3  
SILVA.R.R., 2-26  
SILVA.S.A., 30-4  
SILVA.S.S., 6-24  
SILVA.V.L., 9-5  
SILVEIRA JR..L., 8-3; 10-1; 10-2  
SILVEIRA.C.S., 13-7  
SILVEIRA.I.P., 27-1  
SILVEIRA.M., 15-17  
SILVEIRA.S., 15-17

# III FÓRUM NACIONAL DE CIÊNCIA E TECNOLOGIA EM SAÚDE

SILVEIRA,S.V., 15-12  
SIMPSON,D.M., 6-30; 11-10; 18-3;  
18-4; 18-5, 18-6; 18-7; 18-8; 18-9;  
18-10; 20-11; 20-12  
SLAETS,J.F.W., 18-23  
SMIDT,D.G., 19-16  
SMITH,J.L., 11-8  
SOARES,U.J., 3-7  
SOBOLL,D.L.S., 13-24  
SORDI,G.M.A.A., 15-10; 15-14  
SOUSA,J.E., 8-1  
SOUSA,S.J.F., 10-5; 10-8; 10-9; 10-  
10; 10-11; 10-12  
SOUZA FILHO,L.G.C., 29-7  
SOUZA,A.S., 17-1  
SOUZA,A.S.B., 22-6; 22-7  
SOUZA,D.R.S., 4-12  
SOUZA,J.F., 12-2  
SOUZA,M.H., 2-8  
SOUZA,M.N., 8-8; 18-13  
SPALDING,L.E., 6-21  
STAEVIE,G.L.G., 12-7; 13-5; 13-6;  
13-31  
STELLE,A.L., 5-4  
STÉPHAN,O., 16-13  
STRECK,E.E., 16-10  
STRUCHINER,M., 29-8; 30-3; 30-4;  
30-5  
STUMPF,M.K., 27-1  
SUITA,J.C., 17-2  
SZCZUPAK,J., 3-2

## T

TACHINARDI,U., 22-4; 22-6; 22-7;  
22-8; 22-9  
TAMAYO,J.L.G., 32-6; 32-7  
TARRAGÓ,M.E., 15-15  
TARRIT,C., 30-1  
TASSO,E.B., 29-4  
TAUHATA,L., 13-22; 13-23  
TAVARES,F.J., 18-13  
TEATINI,C.E., 20-11  
TEIXEIRA,D.L., 17-2  
TEIXEIRA,J.M., 27-13; 31-4  
TEIXEIRA,M.C.M., 20-10  
TELLÓ,M., 14-5; 20-22  
TERINI,R.A., 8-29

TESSMAN,M., 12-7; 13-5; 13-6; 13-  
31  
THIESEN,V.L.P., 13-10; 13-11  
THOMÉ,P.R.O., 8-12; 8-13  
TIERRA,C.J., 18-3  
TILLY JR.,J.G., 13-3; 15-5  
TONISSI JR.,S.A., 10-6; 10-7  
TRAD.C.S., 13-1; 13-4  
TRAINA JR.,C., 21-4  
TRAINA,A.J.M., 21-4  
TRAINA,R.J.M., 23-5  
TRINDADE,L.B., 16-10  
TROTTA,L.T.F., 27-8  
TRUGILHO,A., 17-1

## U

UDUPA,J.K., 19-14  
UHR,A.P., 13-10; 13-11  
UMISEDO,N.K., 15-4; 15-13  
USHIZIMA,M.R., 8-14

## V

VALÕES,J.E.C., 18-14  
VAN DER LAAN,F.T., 8-9  
VARANI,M.L., 5-7; 5-8; 22-11  
VASCONCELLOS,M.M., 6-15; 22-1  
VASCONCELOS,A.G.G., 20-17  
VASCONCELOS,C.F.M., 4-15; 11-10  
VENEZIANO,W.H., 6-2  
VENTURA,L., 10-8; 10-9; 10-10; 10-  
11; 10-12  
VIA.,L.R., 12-7; 13-5  
VIANELLO,E.A., 14-4  
VIDAL-MELO,M.F., 5-5  
VIEIRA,C.R.S., 6-16; 11-4  
VIEIRA,D.C., 2-12  
VIEIRA,J.B.M., 6-20  
VIEIRA,M.F., 2-24; 2-25; 20-1; 20-2  
VIEIRA,R.V., 26-4  
VIEIRA,T.M., 22-6; 22-9  
VIEIRA,D.F., 27-1  
VILAR,G., 5-9; 19-17; 22-11; 23-1  
VILCAHUAMÁN,L.A., 20-7  
VILHENA,M.T., 14-5  
VILLA,T.C.S., 31-3

VILLALBA,J.V., 22-2  
VILLALOBOS,J.P., 8-19  
VILLELA,R.L., 19-3  
VINAGRE FILHO,U.M., 17-2  
VOLPON,J.B., 1-2; 1-3; 2-18; 11-13

## W

WATANABE,M., 2-25  
WEBER,H., 1-10  
WEREBE,E.R., 2-13  
WERNECK,M.M., 6-25; 8-4  
WIKSWO,J.P., 3-2  
WILLINK,R., 11-9  
WISBECK,J.O., 18-2  
WOOD,G.A., 6-11

## X

XAVIER,C.A.M., 1-4  
XU,W., 11-12

## Y

YACOVENCO,A., 13-22; 13-23  
YANG,H.M., 18-16  
YANIKIAN,D., 13-15; 13-16  
YASUOKA,F.M.M., 10-4  
YEN,M.C.I., 4-8  
YOSHIMURA,E.M., 15-4, 16-4  
YOSHIOKA,S.A., 2-11  
YUKIHARA,E.G., 16-5

## Z

ZAGHENI,A.L., 8-7  
ZANCHIN,C.I., 1-11; 6-21; 8-18  
ZÂNGARO,R.A., 8-2; 8-3; 9-1; 10-1,  
10-2; 10-3; 18-19  
ZARZA,R.Q., 7-5; 7-6  
ZAVAGLIA,C.A.C., 1-7, 2-7; 4-10  
ZIELINSKY,P., 24-2; 27-9  
ZIMMERMAN,R.L., 1-4  
ZIN,S.L.B., 9-8  
ZURRO,V.R., 5-4