
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

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*)

III FÓRUM NACIONAL DE CIÊNCIA E TECNOLOGIA EM SAÚDE

CORPO DE REVISORES

Adilson Gonzaga	Emico Okuno	Nélson D'Ávila Mascarenhas
Agma Juci M. Traina	Eneida Abrantes Mendonça	Nivaldo Bertozzo Jr.
Alberto Carlos Amadio	Evandro L. Linhares Rodrigues	Noêmia Maria Morais
Alberto Cliquet Jr.	Fábio Turri	Orivaldo Lopes da Silva
Alípio Luiz Dias Neto	Francisco Sepúlveda	Oswaldo Baffa Filho
André Fábio Kohn	Gilberto Goissis	Pablo Jorge Madril
Antônio Augusto F. Quevedo	Helena T. Oyama	Paulo Estevão Cruvinel
Antonio Carlos Alexandre	Henrique J. Q. Oliveira	Paulo M. Azevedo Marques
Antônio Castelo Filho	Héverton César de Oliveira	Paulo Mota Craveiro
Antonio Josélio Ghilardi	Homero Schiabel	Paulo Roberto Caruso Alcocer
Antonio Lira	Idágene Cestari	Paulo Roberto Costa
Aparecida Marika Tuboy	Jean Bodinaud	Paulo Yazbek Jr.
Artur da Rocha Correa Fernandes	João Alberto Osso Jr.	Rajendra Saxena
Bárbara Paci	João de Lucca Filho	Regina Bitelli Medeiros
Beatriz F. Leão	Jorge N. Rufca	Reginaldo de Jesus Napolitano
Brigitte Pecequilo	Jorge Sarkis	Robert Lee Zimmerman
Cândido Pinto de Melo	José Alfredo Ferreira Costa	Rosane Minghim
Carlos Alberto Pelá	José Carlos T. B. Moraes	Rosângela Franco Coelho
Carmen Sílvia T. P. Mariano	Júlio Flemming Neto	Rosemary Sanches
Celso Ap. França	Laura Furnari	Saíde Jorge Calil
Cinthia Itiki	Liliane Ventura	Sérgio A. Hayashida
Ciro Ferro Roston	Linamara Rizzo Battistella	Sérgio F. Siqueira
Cláudia G. Nova Barsottini	Lincoln Assis Moura Jr	Sérgio Luiz Rocha
Claus Leon Warschauer	Luiz Cláudio Parzianello	Sérgio Santos Mühlen
Cléber Nogueira de Souza	Márcio Alexandre Marques	Sérgio Shiguemi Furuie
Constância Pagano G. Silva	Márcio Biczyc	Servus Souza da Silva
Daniel Sigulen	Marco Antônio Gutierrez	Sidney Júlio Faria e Sousa
Débora M. B. Pereira Milori	Marco Aurélio Corte Brochi	Sônia Garcia Pereira Cecatti
Débora M. Brandão Russo	Maria Cristina Ferreira Oliveira	Tânia Ap. Correia Furquim
Deborah Pimenta Ferreira	Maria Stela Veludo de Paiva	Thomaz Bitelli
Demerval Leônidas Rodrigues	Marina Fátima de Sá Rebelo	Thomaz Ghilardi Netto
Douglas Domingos da Cruz	Mário Drummond	Tomaz Puga Leivas
Edison Domingues de Oliveira	Mateus José Martins	Tomie Hirayama
Eduardo Massad	Meide Silva Anção	Umberto Tachinardi
Eduardo Tavares Costa	Mônica Parente Ramos	Valdir Sciani
Elisabeth Mateus Yoshimura	Mônica Santos	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

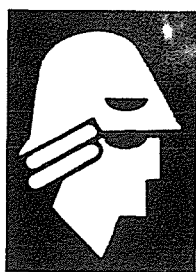
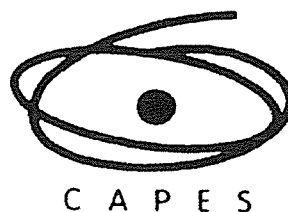
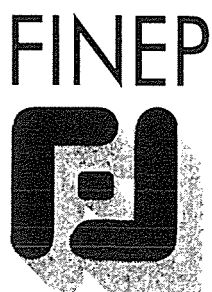
TOMIE HIRAYAMA

TESOUREIRA

ADÉLIA SAHYUN

III FÓRUM NACIONAL DE CIÊNCIA E TECNOLOGIA EM SAÚDE

APOIO



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



USP

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 2

14. RADIOTERAPIA

14.1.	Manutenção de instrumentação nuclear utilizada na medicina. Uma proposta de solução na área de controle de qualidade em radioterapia (BECKER,P.H.B.).....	441
14.2.	Situação no Brasil da prática de irradiação de sangue na prevenção da doença-enxerto-versus hospedeiro (GÓES,E.G.; BORGES,J.C.; COVAS,D.T.).....	443
14.3.	Programa de qualidade em braquiterapia ginecológica (PEREGRINO,A.A.F.; ALMEIDA,C.E.V.).....	445
14.4.	Validação de um sistema computadorizado de planejamento de tratamento de tumores ginecológicos (VIANELLO,E.A.; ALMEIDA,C.E.V.; BIAGGIO,M.F.).....	447
14.5.	Visão atual do cálculo de dose - método analítico (TELLÓ,M.; VILHENA,M.T.).....	449
14.6.	Estudo da resposta de fotodiodos para dosimetria beta (KHOURY,H.; AMARAL,A.; HAZIN,C.A.; MELO,F.).....	451

15. PROTEÇÃO RADIOLÓGICA

15.1.	Capacitação e formação do odontólogo em radioproteção no Estado do Rio de Janeiro (PADILHA FILHO,L.G.; BORGES,J.C.).....	453
15.2.	Deposição interna de urânio inalado, considerando-se um homem referência brasileiro (CARDOSO,J.C.S.; MORAES,J.C.T.B.).....	455
15.3.	Biocinética dos compostos solúveis e insolúveis de urânio em um homem referência brasileiro (CARDOSO,J.C.S.; MORAES,J.C.T.B.).....	457
15.4.	Onde usar o monitor individual de radiação? (OKUNO,E.; UMISEDO,N.K.; NUCCI,J.R.; GHIRINGHELLO,M.T.; YOSHIMURA,E.M.; CRUZ,M.T.).....	459
15.5.	Indicadores em proteção radiológica: emprego na prática médica (TILLY JR.,J.G.; SCHMIDT,M.F.S.).....	461
15.6.	Análise de programas de monitoração individual (GUERRA,A.B.; LORENZINI,F.; CARLOS,J.; BERNASIUK,M.E.B.; RIZZATTI,M.M.; FUENTEFRIA,J.L.B.).....	463
15.7.	Monitoração individual em geometrias complexas de exposição a fótons (CUNHA,P.G.; DREXLER,G.).....	465
15.8.	Características de espalhamento de materiais utilizados em radioproteção (COSTA,P.R.; CALDAS,L.V.E.).....	467
15.9.	Avaliação de materiais atenuadores: modelo para a distribuição da radiação espalhada (COSTA,P.R.; CALDAS,L.V.E.).....	469
15.10.	Resultados da implantação de um programa de proteção radiológica no serviço de radioterapia/CAISM - UNICAMP (COELHO,R.F.; SORDI,G.M.A.A.).....	471
15.11.	Trabalhador em radiologia diagnóstica e seu ambiente de trabalho (MORO,J.T.; BORGES,J.F.M.; BÓRIO,M.; BROMBATTI,L.).....	473
15.12.	Programa de garantia da qualidade no laboratório de monitoração individual externa da UFPE: resultados preliminares (ANTONINO,P.H.D.; ANTONIO FILHO,J.; SILVEIRA,S.V.).....	475

III FÓRUM NACIONAL DE CIÊNCIA E TECNOLOGIA EM SAÚDE

15.13.	Monitoração em tempo real dos níveis de radiação gama nos arredores do reator nuclear da Pennsylvania State University (UMISEDON.K.; GRANLUND,R.A.; JESTER,W.A.).....	477
15.14.	Estudo comparativo de duas décadas, [73-82] e [86-95], de monitoração pessoal hospitalar (CARREIRA,M.C.; ALMEIDA,A.; SORDI,G.M.A.A.; SANTOS,M.C.P.S.).....	479
15.15.	Análise das doses efetivas recebidas por trabalhadores em radiologia médica (HOFF,G.; TARRAGÓ,M.E.; BACELARA,A.; PINTO,A.L.A.; KREBS,E.M.).....	481
15.16.	Elaboração, publicação e implementação de uma norma técnica de proteção radiológica no Estado de São Paulo (ALDRED,M.A.; FURNARI,L.; EDUARDO,M.B.P.).....	483
15.17.	Doses em pacientes submetidos a exames radiológicos de boca completa (HAZIN,C.A.; KHOURY,H.; SILVEIRA,M.; SILVEIRA,S.).....	485
15.18.	Resultados preliminares da monitoração individual externa em setores da área médica no ano de 1995 (DALTRO,T.F.L.; CAMPOS,L.L.; PEREZ,H.E.B.).....	487
15.19.	Influência da ventilação na distribuição espacial do Rn-222 e seus produtos de decaimento em ambientes de convívio humano (MUÑOZ,S.N.M.; HADLER,J.C.; PAULO,S.R.).....	489

16. DOSIMETRIA

16.1.	Avaliação das doses de radiação X recebidas por pacientes em estudos radiológicos (MEDEIROS,R.B.; DAROS,K.A.C.).....	491
16.2.	Caracterização de dosímetros termoluminescentes de $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$ com grafite para avaliação de dose absorvida de radiação X e gama (DAROS,K.A.C.; RODRIGUES,L.L.C.; MEDEIROS,R.B.).....	493
16.3.	Videodosimetria: avaliação da dose de radiação X através da imagem videofluoroscópica (NOVA,J.L.L.; LOPES,R.T.).....	495
16.4.	Dosimetria em exames endoscópicos (ALDRED,M.A.; PAES,W.S.; FAUSTO,A.M.F.; NUCCI,J.R.; YOSHIMURA,E.M.; MARUTA,L.M.; OKUNO,E.).....	497
16.5.	O topázio brasileiro como dosímetro: estudos preliminares das propriedades termoluminescentes (YUKIHARA,E.G.; OKUNO,E.).....	499
16.6.	Determinação das taxas de dose absorvida de aplicadores de $^{90}\text{Sr} + ^{90}\text{Y}$ (DIAS,S.K.; CALDAS,L.V.E.).....	501
16.7.	Comportamento de monitores portáteis em feixes de radiação X de baixas energias (BALAN JR.,P.A.; POTIENS,M.P.A.; CALDAS,L.V.E.).....	503
16.8.	Canetas dosimétricas em campos de raios-X de energias baixas (OLIVEIRA,E.C.; CALDAS,L.V.E.).....	505
16.9.	Comparação dos padrões primários do LNMRI e do BIPM para raios- γ de ^{60}Co (ALISSY-ROBERTS,P.J.; BOUTILLON,M.; RODRIGUES,L.N.).....	507
16.10.	Cálculo da dose pelo método LTP_N para valores discretos de energia (TRINDADE,L.B.; STRECK,E.E.; ELBERN,A.W.).....	509
16.11.	Estudo da dosimetria termoluminescente fototransferida no $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$ utilizando radiação de Laser (POTIENS JR.,A.J.; CAMPOS,L.L.).....	511
16.12.	Medida dos fatores de conversão $\text{H}^*(d)/K_a$ para feixes de raios-X diagnóstico (NOGUEIRA,M.S.; MOTA,H.C.; CAMPOS,C.A.; CAMPOS,L.L.).....	513
16.13.	Análise de radioelementos, a níveis de traços, utilizando espectrometria de massa de íons secundários (AMARAL,A.; GALLE,P.; COSSONNET,C.; FRANCK,D.; PIHET,P.; STÉPHAN,O.; CARRIER,M.).....	515
16.14.	Câmara de ionização com ar comprimido e parede de alumínio para dosimetria em levantamento radiométrico (RODRIGUES,R.G.S.; PELÁ,C.A.; GHILARDI NETTO,T.).....	517

17. PRODUÇÃO/APLICAÇÃO DE RADIOISÓTOPOS

- 17.1. Implantação da produção de ^{123}I ultra-puro no IEN/CNEN - RJ
(BRÁGHIOLOLLA.M.S.; BRITTO.J.L.Q.; BASTOS.M.A.V.; ALEIXO.L.C.M.; SANTOS.G.R.; CABRAL.S.C.; SOUZA.A.S.; TRUGILHO.A.)..... 519
- 17.2. Medida da função excitação da reação $^{65}\text{Cu}(^3\text{He},2n)^{66}\text{Ga}$
(BASTOS.M.A.V.; TINAGRE FILHO.U.M.; SUIA.J.C.; TEIXEIRA.D.L.)..... 521

18. PROCESSAMENTO DE SINAIS BIOLÓGICOS

- 18.1. Sistema de captação de eletromiograma de superfície com eletrodo múltiplo
(KOHN.A.F.; MIQUELETI.S.A.)..... 523
- 18.2. Aplicação de redes neurais no tratamento de interferências em sinais de ECG
(WISBECK.J.O.; OJEDA.R.G.)..... 525
- 18.3. Resolução espacial em mapas cerebrais após derivação da fonte
(TIERRA.C.J.; SIMPSON.D.M.; INFANTOSIA.F.C.)..... 527
- 18.4. Comparação de técnicas de interpolação para mapeamento topográfico cerebral
(SILVA JR.J.L.A.; SIMPSON.D.M.; INFANTOSIA.F.C.)..... 529
- 18.5. Análise espectral e de coerência de padrões do ciclo sono-vigília do EEG neonatal
(GALHANONE.P.R.; INFANTOSIA.F.C.; SIMPSON.D.M.; GENOFRE.M.A.; BELLO.H.)..... 531
- 18.6. Estudo comparativo entre a coerência parcial e a derivação da fonte no EEG
(SÁ.A.M.F.L.M.; SIMPSON.D.M.; INFANTOSIA.F.C.)..... 533
- 18.7. Análise de discriminante de padrões eletrográficos do ciclo de sono-vigília neonatal
(GALHANONE.P.R.; INFANTOSIA.F.C.; SIMPSON.D.M.)..... 535
- 18.8. Modelagem AR de sinais EEG multicanal usando o TMS320C30
(CARNEIRO JR.J.F.; CAGY.M.; SIMPSON.D.M.; INFANTOSIA.F.C.)..... 537
- 18.9. Identificação objetiva no domínio da frequência de resposta à fotoestimulação repetitiva
(RAMOS.E.G.; LEITE.R.T.; COELHO.F.C.; SIMPSON.D.M.; INFANTOSIA.F.C.)..... 539
- 18.10. Análise de sinais estabilométricos de mulheres gestantes através da potência em bandas de frequência
(OLIVEIRA.L.F.; SIMPSON.D.M.; NADAL.J.)..... 541
- 18.11. Mapas de Poincaré do EEG neonatal e durante fotoestimulação repetitiva
(GOUVÊA.D.S.A.; INFANTOSIA.F.C.; RIGOT-MULLER.P.S.)..... 543
- 18.12. Análise preliminar da dimensão fractal do EEG neonatal
(GOUVÊA.D.S.A.; INFANTOSIA.F.C.)..... 545
- 18.13. Análise wavelet de fonocardiogramas
(SOUZA.M.N.; TAVARES.F.J.)..... 547
- 18.14. Sistema informatizado para estudos farmacológicos
(BALCÁS.J.E.C.; LEITE.J.T.F.; MEDEIROS.I.A.)..... 549
- 18.15. Oximetria de pulso: algoritmos de cálculo
(OLIVEIRA JR.M.N.; MARCELINO FILHO.M.; LEITE.J.T.F.; MELO.M.A.F.M.)..... 551
- 18.16. Dinâmica não-linear de eletrosciogramas rítmicos do rato
(BACCALÁ.L.A.; SAMESHIMA.K.; ALVARENGA.M.Y.; YANG.H.M.)..... 553
- 18.17. Significado fisiológico dos parâmetros de frequência e amplitude no EEG humano e valor informativo comparativo das análises espectral e de período
(LAZAREV.V.V.)..... 555
- 18.18. Sistema para teste de inclinação ortostática: análise nos domínios do tempo e da frequência
(BERTOZZO JR.N.; MOURA.L.; HACHUL.D.; GRUPIC.)..... 557
- 18.19. Filtragem de sinais RAMAN de tecidos biológicos para redução de ruído e background
(SILVA.M.A.; SAOTOME.O.; ZÂNGARO.R.A.; PACHECO.M.T.T.)..... 559
- 18.20. Sistema biotelemétrico passivo implantável para termometria localizada
(ABATTI.P.J.; SCHNEIDER JR.B.; HARA.M.S.; MARANHÃO.J.M.)..... 561
- 18.21. Biotelemetria com implante passivo utilizando técnica de sobre-acoplamento
(ABATTI.P.J.; SCHNEIDER JR.B.; MARANHÃO.J.M.)..... 563

18.22.	Programa para aquisição e processamento de sinais de fosforescência <i>(NORONHA.G.; SCHNEIDER.F.K.; GEWEHR.P.M.)</i>	565
18.23.	Compressão de sinais sem perda com o uso de palavras de tamanho variável <i>(MARTINS.M.J.; SLAETS.J.F.W.)</i>	567
18.24.	Implementação de uma técnica para tipificação e alinhamento de complexos QRS <i>(MOTTA.G.H.M.B.; CARVALHO.L.C.)</i>	569

19. PROCESSAMENTO DE IMAGENS MÉDICAS

19.1.	Método computadorizado para simulação da distribuição angular dos raios-X em sistemas radiológicos <i>(MARQUES.M.A.; FRÈRE.A.F.; OLIVEIRA.H.J.Q.; SCHIABEL.H.; AZEVEDO MARQUES.P.M.)</i>	571
19.2.	Compromisso entre resolução e tempo computacional em processamento para detecção de agrupamentos de microcalcificações mamárias <i>(NUNES.F.L.S.; SCHIABEL.H.; FERRARI.R.J.; AZEVEDO MARQUES.P.M.; FRÈRE.A.F.)</i>	573
19.3.	Estudo comparativo das técnicas de segmentação de microcalcificações em imagens mamográficas <i>(VILLELA.R.L.; FRÈRE.A.F.; AZEVEDO MARQUES.P.M.; SCHIABEL.H.; FLORIAN.R.V.; FERRARI.R.J.)</i>	575
19.4.	Identificação e caracterização de microcalcificações anelares e vermiculares em mamogramas <i>(PEREIRA.A.S.; FRÈRE.A.F.; SCHIABEL.H.; AZEVEDO MARQUES.P.M.; OLIVEIRA.H.J.Q.)</i>	577
19.5.	Determinação dinâmica de threshold por avaliação local de bordas em imagens, implementada em arranjos sistólicos <i>(RODRIGUES.E.L.L.; RODA.V.O.)</i>	579
19.6.	Algoritmos de detecção de bordas em imagens radiográficas <i>(GONZAGA.A.; FRANÇA.C.A.)</i>	581
19.7.	Produção de interleucinas RNAm em camundongos balb/c infectados por <i>Paracoccidioides brasiliensis</i> , com análises dos resultados através de processamento de imagens <i>(JANUÁRIO.A.; PIETRO.R.C.L.R.; RODRIGUES.E.L.L.; FRANÇA.C.A.; SILVA.C.L.)</i>	583
19.8.	Scanc - software para detecção de formas circulares <i>(BENTES.P.C.L.; PAIVA.M.S.V.)</i>	585
19.9.	Energia de dobramento multi-escala: novas perspectivas em neuromorfometria <i>(COSTA.L.F.; CESAR.JR..R.M.)</i>	587
19.10.	Detecção automática de lesões em cintilografias de mama com MIBI - Tc ^{99m} usando um filtro de novidade <i>(COSTA.M.; MOURA.L.)</i>	589
19.11.	Uso de redes neurais para a detecção automática do contorno do ventrículo esquerdo em imagens de medicina nuclear <i>(COSTA.C.; MOURA.L.)</i>	591
19.12.	Um método para análise de movimentação segmentar do ventrículo esquerdo em cineangiocardiógrafia com correção da obliteração apical <i>(MIKAHIL-NETO.P.; NOGUEIRA.E.A.; CALIL.S.J.)</i>	593
19.13.	Estimativa da idade óssea através da análise de imagens digitais <i>(SILVA.A.M.M.; SCHMITZ.C.A.A.; MOREIRA.L.J.)</i>	595
19.14.	Segmentação de imagens médicas 3D baseado em vetor de atributos e conectividade competitiva <i>(FURUIE.S.S.; REBELO.M.S.; GUTIERREZ.M.A.; UDUPA.J.K.)</i>	597
19.15.	Utilização de processamento digital de imagem para medição do ângulo de contato formado entre solução fisiológica e biomaterial <i>(PINOTTI.M.; GARCIA.R.M.; BRAILE.D.M.)</i>	599
19.16.	Sistema de visão computacional para análise automática do sêmen humano <i>(FRANCISCO JR..A.; SMIDT.D.G.; BORGES JR..E.)</i>	601
19.17.	Aplicação de técnicas de processamento digital em imagens hemodinâmicas de ventrículo esquerdo <i>(VILAR.G.; QUIRINO.A.L.; ARRUDA.A.E.M.)</i>	603

- 19.18. Estudo comparativo entre tipos e tecnologias de Scanners para digitalização de mamogramas
(*FERRARI,R.J.; KINOSHITA,S.K.; FRÈRE,A.F.; AZEVEDO MARQUES,P.M.; SCHIABEL,H.*)..... 605
- 19.19. Técnica computacional para correção da não-homogeneidade da distribuição de intensidade em imagens radiológicas
(*FLORIAN,R.V.; MARQUES,M.A.; FRÈRE,A.F.; SCHIABEL,H.; AZEVEDO MARQUES,P.M.*)..... 607
- 19.20. Subtração de imagens digitais - vantagens e inconvenientes dos métodos de comparação e de complemento
(*CARASCHI,L.C.; FRÈRE,A.F.; AZEVEDO MARQUES,P.M.; SCHIABEL,H.*)..... 609

20. MODELAGEM E SIMULAÇÃO

- 20.1. O cerebelo e a teoria de controle na coordenação de movimentos
(*VIEIRA,M.F.; KOHN,A.F.*)..... 611
- 20.2. Reconhecimento de padrões no cerebelo: dinâmica do sistema Golgi-célula granular
(*VIEIRA,M.F.; KOHN,A.F.*)..... 613
- 20.3. Implementação de um simulador de um circuito neuro-medular que atua no controle da força motora
(*ARAÚJO,L.J.S.; KOHN,A.F.*)..... 615
- 20.4. Testes preliminares de um modelo reduzido da rede neuronal da medula envolvida em controle motor
(*KOHN,A.F.; ARAÚJO,L.J.S.*)..... 617
- 20.5. Estimação de parâmetros musculares via-memórias associativas
(*ITIKI,C.*)..... 619
- 20.6. Simulação da ejeção ventricular tipo “windkessel” com átrio ativo
(*DUTRA,M.S.; LIMA,W.C.; BARRETO,J.M.*)..... 621
- 20.7. Resultados preliminares de um simulador da ventilação mecânica pulmonar para elaboração da base de conhecimentos de um supervisor “fuzzy”
(*VILCAHUAMÁN,L.A.; BARRETO,J.M.; LIMA,W.C.*)..... 623
- 20.8. Modelamento da interação radiação laser com leucócitos
(*RIBEIRO,A.A.B.; CALIL,S.J.; NAGAE,E.*)..... 625
- 20.9. Simulação pelo método de elementos finitos dos modos de vibração de cerâmica piezoelétrica apodizada
(*BUTTON,V.L.S.N.; OSTA,E.T.*)..... 627
- 20.10. Modelamento da resposta de um sensor tátil piezo-resistivo com redes neuronais artificiais
(*LACERDA,S.M.B.; CARVALHO,A.A.; TEIXEIRA,M.C.M.*)..... 629
- 20.11. Estimação da ordem para modelagem auto-regressiva no EEG neonatal
(*BOKEHI,J.R.; TEATINI,C.E.; NICOLATO,F.; SIMPSON,D.M.; INFANTOSI,A.F.C.*)..... 631
- 20.12. A pressão crítica de fechamento na modelagem da hemodinâmica cerebral
(*BOSSAN,M.C.; SIMPSON,D.M.; NADAL,J.; PANERAI,R.B.; EVANS,D.H.; RENNIE,J.M.*)..... 633
- 20.13. Influência da forma das hemácias sobre estimativas teóricas da capacidade de difusão pulmonar para monóxido de carbono
(*OLIVEIRA,M.; GIANNELLA-NETO,A.; MELO,M.F.V.*)..... 635
- 20.14. Novo método para medição de resistência e complacência do sistema respiratório: análise de sensibilidade
(*QUELHAS,A.D.; GIANNELLA-NETO,A.*)..... 637
- 20.15. Mínimos quadrados aplicados à identificação de parâmetros da mecânica respiratória
(*PINO,A.V.; GIANNELLA-NETO,A.*)..... 639
- 20.16. Metodologia para estabilização de proporções de fatores de risco de saúde
(*DELGADO-RODRÍGUEZ,P.; ALMEIDA,R.M.V.R.; NOBRE,F.F.*)..... 641
- 20.17. Aplicação de “path analysis” à modelagem de determinantes da mortalidade em menores de um ano
(*VASCONCELOS,A.G.G.; ALMEIDA,R.M.V.R.; NOBRE,F.F.*)..... 643

III FÓRUM NACIONAL DE CIÊNCIA E TECNOLOGIA EM SAÚDE

20.18. Mapeamento geográfico de acidentes de trânsito usando ferramentas de inferência Bayesiana (MONTEIRO,A.B.S.; NOBRE,F.F.).....	645
20.19. Descrição compartimentalizada das dinâmicas iônicas intra e extracelulares de tecidos neuronais (ALMEIDA,A-C.G.; FERNANDES-LIMA,V.M.; HANKE,W.).....	647
20.20. Modelagem de correntes iônicas de células neuronais em cultura (DUARTE,M.A.; ALMEIDA,A-C.G.; FERNANDES-LIMA,V.M.).....	649
20.21. Modelo linear-por-partes da membrana da célula pancreática β (BARBOZA,R.).....	651
20.22. Modelo numérico para detecção de tumores (TELLÓ,M.; DIAS,G.A.D.; HAFFNER,S.L.).....	653

21. REGISTRO CLÍNICO INFORMATIZADO

21.1. Teste da caminhada da milha - informatização (MONTE,A.A.M.; OJEDA,R.G.).....	655
21.2. Aspectos legais do registro médico eletrônico no Brasil (MELO,C.P.; FERREIRA,D.P.).....	657
21.3. Banco de dados sobre a “estimulação ultra-sônica da regeneração de tecido ósseo” (DeGASPARI,A.L.; ALVES,J.M.).....	659
21.4. Banco de imagens médicas com suporte a consultas baseadas em conteúdo gráfico (SANTOS,R.R.; OLIVEIRA,M.R.; TRAINA,A.J.M.; TRAINA JR.,C.).....	661

22. SISTEMAS DE INFORMAÇÃO HOSPITALAR

22.1. Modelos de localização e sistemas de informações geográficas na assistência materna (VASCONCELLOS,M.M.; NOBRE,F.F.; GALVÃO,R.D.).....	663
22.2. Sistema para informatização dos equipamentos do Laboratório de Patologia Clínica do Hospital de Clínicas da UNICAMP (MAIA,J.M.; GONÇALVES,M.T.D.; VILLALBA,J.V.; PARENTONI,L.A.S.; COSTA,E.T.).....	665
22.3. Integração de sistemas de informação em saúde (AMARAL,M.B.; LIRA,A.; PIMENTA,D.; MOURA JR.,L.A.).....	667
22.4. Identificação única de pacientes - por que é necessária (FERREIRA,D.P.; TACHINARDI,U.; BENTO,L.R.; LIRA,A.; AMARAL,M.B.; MOURA,L.).....	669
22.5. Tendências atuais para implementação do prontuário médico eletrônico e sistemas de informação em saúde (AMARAL,M.B.; LEÃO,B.; MADRIL,P.).....	671
22.6. Integração de sistema de informação hospitalar e faturamento (RODRIGUES,L.A.; JOSÉ,M.A.; SOUZA,A.S.B.; VIEIRA,T.M.; NOGUEIRA,C.A.; TACHINARDI,U.; MELO,C.P.).....	673
22.7. Uma proposta de coleta de informações para contas paciente (HERNANDES,A.C.; PAPEL,C.A.S.; GAZETTA,M.F.; SCHAMES,I.; SOUZA,A.S.B.; TACHINARDI,U.; MELO,C.P.).....	675
22.8. Intranet e sistemas de informações hospitalares (TACHINARDI,U.).....	677
22.9. Modelando dados para o SIH - Sistema de Informações Hospitalar do HCFMUSP (BENTO,L.R.; FERREIRA,D.P.; VIEIRA,T.M.; GAZETTA,M.F.; TACHINARDI,U.; MELO,C.P.).....	679
22.10. Banco de dados relacional para tomografia por ressonância magnética nuclear (FREIRE,H.J.P.; PANEPUCCHI,H.C.).....	681
22.11. Informatização de uma maternidade de pequeno porte (VILAR,G.; VARANI,M.L.).....	683
22.12. Proposta para conteúdo de um cartão do diabético (LEITE,J.T.F.; SILVA,F.A.; FERREIRA,S.M.; BARROSO,H.C.; PEREIRA,R.G.; OLIVEIRA,R.J.; DEEP,G.S.).....	685
22.13. Controle de acesso em ambiente hospitalar (LOUREIRO,G.G.G.; LEITE,J.T.F.; FERREIRA,S.M.; SILVA,F.A.; BORGES,F.F.).....	687

22.14.	CorbaMed - objetos distribuídos para a área da saúde (LEÃO,B.F.; MADRIL,P.; ANÇÃO,M.S.; RAMOS,M.P.; SIGULEM,D.).....	689
--------	---	-----

23. SISTEMAS DE INFORMATIZAÇÃO CLÍNICA

23.1.	Sistema de gerenciamento de banco de dados para análise dos exames realizados no laboratório de hemodinâmica (MELO,L.B.; VILAR,G.; BARROS,R.V.).....	691
23.2.	Anunciador automático de mensagens para consultório médico (ARAÚJO,A.F.; LEITE,J.T.F.; FERREIRA,S.M.; SILVA,F.A.).....	693
23.3.	O projeto PACS: um sistema para visualização dinâmica e armazenamento de imagens de angiografia digital no InCor (ALCOCER,P.R.C.; MELO,C.P.; FURUIE,S.S.; BERTOZZO JR.,N.; PARZIANELLO,L.C.; REBELO,M.S.).....	695
23.4.	Arquivo médico digital em oftalmologia (APPEL,E.; MARTINS,L.D.).....	697
23.5.	Sistema de matching para recuperação de imagens em banco de dados (SENZAKO,E.Y.; TRAINA,R.J.M.).....	699

24. INTERFACE COM USUÁRIO E ESTAÇÕES DE TRABALHO

24.1.	Desenvolvimento de interface gráfica com o usuário para um tomógrafo por ressonância magnética (PORTUGAL,R.V.; PANEPUCCI,H.C.).....	701
24.2.	Estação de trabalho para ecocardiografia: Banco de Dados e Imagens (SILVA,E.S.; LEÃO,B.F.; ZIELINSKY,P.).....	703
24.3.	Interface homem-máquina nas anamneses (SILVA,F.A.; FERREIRA,S.M.; LEITE,J.T.F.).....	705

25. CONCEITOS MÉDICOS E PADRONIZAÇÃO

25.1.	Elaboração de um dicionário para a representação de achados radiográficos (ROCHA,R.A.; HUFF,S.M.; HAUG,P.J.).....	707
-------	--	-----

26. INTELIGÊNCIA ARTIFICIAL

26.1.	Aprendizado simbólico de máquina na aquisição automática de conhecimento em domínios médicos (NICOLETTI,M.C.; SANTOS,F.O.).....	709
26.2.	Gramáticas vetoriais estocásticas para sínteses de estruturas neurais (COELHO,R.C.; COSTA,L.F.).....	711
26.3.	Raciocínio por analogia fuzzy para diagnóstico médico - taxa de aprendizado por base de dados (COLLAZOS L.,K.; BARRETO,J.M.; NASSAR,S.M.).....	713
26.4.	Análise e construção de árvores filogenéticas usando algoritmo genético (VIEIRA,R.V.; PEREIRA,V.C.C.; CAVALCANTI,J.H.F.).....	715
26.5.	Um hipertexto com sistema especialista médico embutido (KEPPKE,A.F.; PASSOS,E.).....	717

27. SISTEMAS DE APOIO À DECISÃO E SIST. CONEXIONISTAS

27.1.	Definição do "Patient Core Record" em um hospital universitário: a visão do usuário (STUMPF,M.K.; GUIMARÃES,J.R.; SILVEIRA,I.P.; VIEIRA,D.F.; FREITAS,H.M.R.).....	719
-------	---	-----

27.2.	Procedimentos de avaliação de sistemas especialistas na área médica (PELLEGRINI,G.F.; OJEDA,R.G.).....	721
27.3.	Avaliação de um sistema especialista na detecção de infecções hospitalares (ROCHA,B.H.S.C.; BLUE,S.; CHRISTENSON,J.C.; GARDNER,R.M.).....	723
27.4.	Estudo do aprendizado baseado em casos em modelos de redes conexionistas - IAC (Interactive Activation and Competition) (SIGAKI,N.A.; AZEVEDO,F.M.; BARRETO,J.M.).....	725
27.5.	Ferramenta computacional para ensino médico: treinamento de profissionais da saúde no uso de ventiladores mecânicos (MOREIRA,C.M.M.; COSTA,E.T.).....	727
27.6.	DoToR - um sistema especialista para apoio ao diagnóstico diferencial de dor torácica (LOPES,H.S.; COUTINHO,M.S.; BARRETO,J.M.; LIMA,W.C.).....	729
27.7.	Redes neurais para previsão de séries temporais epidemiológicas (SÁ,C.B.P.; NOBRE,F.F.).....	731
27.8.	Priorização de alternativas em saúde com múltiplos critérios - utilização do apoio multicritério à decisão (TROTTA,L.T.F.; GOMES,L.F.A.M.; NOBRE,F.F.).....	733
27.9.	Sistema de hipertexto em cardiologia pediátrica (DILLENBURG,R.F.; LEÃO,B.F.; ZIELINSKY,P.).....	735
27.10.	Padron - Sistema de apoio à decisão médica baseado em reconhecimento de padrões (SILVA, R.).....	737
27.11.	Sistema especialista para medicina tradicional chinesa (DIAS JR.,O.; MIN,L.S.; AZEVEDO,F.M.).....	739
27.12.	O SIMED na melhoria da qualidade da terapia medicamentosa (CASTILHO,S.R.; INFANTOSI,A.F.C.).....	741
27.13.	Aplicação do sistema de apoio à decisão em enfermagem Alturing.exp nos casos de eliminação urinária alterada (LOPES,M.H.B.M.; TEIXEIRA,J.M.; FREITAS,M.R.R.).....	743

28. APLICAÇÕES NA INTERNET

28.1.	Ferramenta web para avaliação clínica de imagens de tomografia por ressonância magnética (PORTUGAL,R.V.; PANEPUCCI,H.C.).....	745
-------	---	-----

29. SISTEMAS DE APOIO AO ENSINO

29.1.	Pós-graduação em informática médica na Universidade de Utah (ROCHA,R.A.; ROCHA,B.H.S.C.).....	747
29.2.	Dissecção por planos num sistema tutorial de anatomia (KLEMT,A.; INFANTOSI,A.F.C.).....	749
29.3.	Introdução da informática nas áreas de saúde e biológicas na UFPE (NOVAES,M.A.; LIMA FILHO,J.L.).....	751
29.4.	Programa educacional em multimídia na Internet: biologia molecular e genética (TASSO,E.B.; OYAFUSO,S.; NADER,M.B.; SALVADOR,M.E.; LEE,J.; RAMOS,M.P.; ANÇÃO,M.S.; SIGULEM,D.)..	753
29.5.	Uma ferramenta computacional de aprendizagem baseada em redes semânticas (BARTOSZECK,A.B.; CHAIBEN,H.).....	755
29.6.	EDUBIOSOFT - um software auxiliar no ensino de bioquímica (CARVALHO,A.H.F.; ARAÚJO,A.P.; NOVAES,M.A.; LIMA FILHO,J.L.).....	757
29.7.	DERMASOFT - um sistema de instrução assistida por computador (CAI) para o ensino de dermatologia (LEITE,V.; CARVALHO,A.H.F.; ARAÚJO,A.P.; PONTES NETO,N.T.; SOUZA FILHO,L.G.C.; JARDIM,M.L.; SANTOS,J.B.; LIMA FILHO,J.L.; NOVAES,M.A.).....	759
29.8.	Ambiente informatizado de integração profissional em saúde (FERREIRA,C.P.; MASCARENHAS,M.F.C.; GUIMARÃES,R.G.M.; DIOGO,A.C.M.; STRUCHINER,M.).....	761

III FÓRUM NACIONAL DE CIÊNCIA E TECNOLOGIA EM SAÚDE

30. MULTIMÍDIA, HIPERMÍDIA E REALIDADE VIRTUAL

- 30.1. **Estudo da integração de técnicas de multimídia para a construção de sistemas tutoriais inteligentes - Projeto TURIM - tutorial em rede, inteligente e multimídia**
(BORTOLOZZI,F.; PELISSON,L.A.; TARRIT,C.; PASCHENDA,J.A.; KAESTNER,C.A.A.; NIEVOLA,J.C.; KOBREN,M.; EBERSPACHER,H.; SEIXAS,F.L.; PENNA,M.C.; FONSECA,M.S.; ORTEGA,A.)..... 763
- 30.2. **HIPERSIG: um tutor inteligente sobre técnicas de mapeamento espacial e sistemas de informações geográficas**
(CASTILHO-BARILLI,E.C.V.; CARVALHO,M.S.; PINA,F.; NOBRE,F.F.) 765
- 30.3. **Abordagem teórico-metodológica para investigar o processo de “navegação” em sistemas hipermídia**
(STRUCHINER,M.; RICCIARDI,R.M.V.; DIOGO,A.C.M.)..... 767
- 30.4. **“Anticorpos monoclonais”: um sistema hipermídia para o ensino de Imunologia**
(COSTA,J.B.S.; SILVA,S.A.; STRUCHINER,M.; DIOGO,A.C.M.)..... 769
- 30.5. **Na trilha da vida: desenvolvimento de um sistema hipermídia para prevenção da AIDS**
(SILVA,A.L.; REIS,M.M.S.A.; SETA,M.; STRUCHINER,M.; DIOGO,A.C.M.) 771

31. APLICAÇÕES DE INFORMÁTICA EM ENFERMAGEM

- 31.1. **A influência da Informática na melhoria da qualidade das atividades do enfermeiro**
(MELO,J.C.F.; OLIVEIRA,L.P.;)..... 773
- 31.2. **Implementação do modelo geronte para avaliação da autonomia de pacientes através de uma rede neural artificial**
(PAULA,G.L.S.; S.FILHO,A.C.R.; PAULA,W.K.)..... 775
- 31.3. **A inserção do trabalho da enfermeira no departamento de informática da Secretaria Municipal da Saúde de Ribeirão Preto (SP)**
(PINTO,I.C.; MISHIMA,S.M.; VILLA,T.C.S.; ALMEIDA,M.C.P.; FERREIRA,F.D.F.)..... 777
- 31.4. **O departamento de enfermagem do Hospital Virtual Brasileiro**
(LOPES,M.H.B.M.; OLÍMPIO,A.; COUTO,C.S.; TEIXEIRA,J.M.; SILVA,M.A.S.; BAQUERIZO,M.G.P.; GALLEGRO,M.; MOROMIZATO,S.S.; BEZERRA,V.R.T.K.)..... 779

32. INFORMÁTICA EM EPIDEMIOLOGIA E SAÚDE PÚBLICA

- 32.1. **Implantação do Depto. de Informática em Saúde no município de Ribeirão Preto-SP**
(PEREIRA,E.B.; PEIXOTO,M.R.; FERREIRA,F.D.F.; GARCIA,F.M.; GALANTE,L.T.; PRATALI,M.T.R.; FERRO,M.A.R.; DEGRANDE,M.F.P.; KULL,D.A.M.; RAYAL,C.)..... 781
- 32.2. **O SIG-APS: um sistema de informação geográfica em atenção primária em saúde**
(DELGADO-RODRÍGUEZ,P.; ALMEIDA,R.M.V.R.; NOBRE,F.F.) 783
- 32.3. **Diagramas de Voronoi para a definição de áreas de abrangência em planejamento de saúde**
(REZENDE,F.A.V.S.; ALMEIDA,R.M.V.R.; NOBRE,F.F.)..... 785
- 32.4. **Mortalidade infantil - modelagem e simulações de intervenção em municípios do Estado do Rio de Janeiro**
(INFANTOSI,A.F.C.; ALMEIDA,R.M.V.R.; GISMONDI,R.C.)..... 787
- 32.5. **A análise fatorial na identificação de determinantes da mortalidade infantil**
(INFANTOSI,A.F.C.; ALMEIDA,R.M.V.R.; GISMONDI,R.C.)..... 789
- 32.6. **Red nacional de vigilância epidemiológica automatizada**
(TAMAYO,J.L.G.; CANDEBAT,D.S.; GOYANES,J.D.) 791
- 32.7. **Sistema de encuestas epidemiológicas automatizadas**
(TAMAYO,J.L.G.; CANDEBAT,D.S.; GOYANES,J.D.) 793

33. SESSÃO ESPECIAL

33.1.	Perspectives on digital image analysis in medical imaging: potential usefulness of computer-aided diagnosis (<i>DOI,K.</i>).....	795
33.2.	Full field digital mammography (<i>MAIDMENT,A.D.A.</i>).....	797
33.3.	Doppler ultrasound: physics, instrumentation, and clinical applications (<i>EVANS,D.H.</i>).....	805
33.4.	Telealth: Its hole in the longitudinal patient record and continuity of patient care. (<i>FISHER,P.D.</i>).....	811
33.5.	Procesamiento paralelo en estimacion espectral de senales Doppler ultrasonicas en instrumentacion medica (<i>NOCKETI,D.F.G.; HERNANDEZ,E.R.M.; CRUZ,M.F.; CANAS,A.A.J.</i>).....	817
33.6.	The role of HL7 in hospital information systems integration (<i>SIDELI,R.V.</i>).....	825
33.7.	Digital image processing techniques for computer-aided diagnosis of breast cancer (<i>RANGAYYAN,R.M.</i>).....	831
33.8.	State-of-the-art in X-ray microscopy and 3D microtomography synchrotron and laboratory sources - medical applications (<i>JOHNSON,R.H.</i>).....	845

14.

RADIOTERAPIA

Manutenção da Instrumentação Nuclear utilizada na Medicina. Uma proposta de solução na área de controle de qualidade em Radioterapia

Paulo H. B. Becker¹

¹ Divisão de Engenharia - IRD/CNEN

Av. Salvador Allende s/n . Barra da Tijuca- Rio de Janeiro 22780-160

Resumo - Um dos principais fatores para o controle de qualidade em Radioterapia, é a disponibilidade e o pleno funcionamento dos dosímetros utilizados para as medidas das doses recebidas pelos pacientes. Este trabalho descreve um projeto que está sendo implementado pelo Instituto de Radioproteção e Dosimetria, em cooperação com a Agência Internacional de Energia Atômica e que visa a implantação no Brasil, de um laboratório para a manutenção deste tipo de equipamentos.

Abstract - One of the main factors for the quality control in Radiotherapy is the availability and working of the dosimeters used for dose measurements.. This work describes a project that is been implemented by Instituto de Radioproteção e Dosimetria from Brazilian National Atomic Energy Commission (CNEN) in cooperation with International Atomic Energy Agency, in order to stablish one laboratory for the maintenance of this type of equipment.

Introdução

São diversas as técnicas nucleares utilizadas em medicina, tanto para o tratamento, quanto para o diagnóstico de doenças e traumas. Em quase todos os hospitais são encontrados aparelhos de raios-X, e outros instrumentos que utilizam as radiações ionizantes no seu dia-a-dia. Os principais problemas são:

1- A maioria destes equipamentos são de procedência estrangeira e envolvem tecnologias complexas. O mercado brasileiro é muito pequeno para que a indústria nacional se interesse em investir nesta área ou mesmo para as multinacionais, que preferem continuar produzindo em suas matrizes as partes principais , executando aqui somente a montagem final do conjunto.

2- O número de instrumentos existentes no Brasil é muito pequeno e os fabricantes, na maioria das vezes, não têm interesse em estabelecer uma estrutura adequada para a fase posterior à instalação do equipamento, que é a sua manutenção.

3- Custos elevados, tanto para a formação e manutenção dos recursos humanos necessários, quanto para a aquisição dos aparelhos de teste e medição, necessários para a realização dos trabalhos.

4- Condições precárias de alguns hospitais e clínicas, quanto ao local e condições de instalação dos equipamentos, que são desenvolvidos em países de 'primeiro mundo', onde por exemplo a energia elétrica não apresenta problemas, e cujas condições climáticas são bem diferentes das nossas, como por exmplo a umidade relativa do ar no Brasil, pode chegar a próximo de 100%. Estas condições fazem com que a incidência de problemas nos aparelhos seja bastante superior ao que seria considerado normal. [1]

Um outro agravante é que nem sempre a aquisição dos equipamentos segue critérios técnicos, sendo algumas vezes decidida por critérios políticos / administrativos, que fazem com que, em alguns casos se adquiram equipamentos caros que ficam encaixotados por não terem a infra-estrutura necessária para a sua instalação, ou mesmo pessoal treinado para a sua operação.

O Instituto de Radioproteção e Dosimetria (IRD) da Comissão Nacional de Energia Nuclear atua nas áreas de calibração de instrumentos, radioproteção ocupacional e ambiental, e também na dosimetria. O IRD também vivenciou / vivencia os problemas acima relacionados, porém, sendo uma instituição de pesquisa, necessitava de um apoio técnico, rápido e eficiente, o que gerou a montagem de uma pequena estrutura cujas finalidades eram / são a manutenção dos equipamentos utilizados nas suas atividades, e o desenvolvimento de instrumentos e técnicas que facilitem ou viabilizem os trabalhos desta instituição. Muitos dos aparelhos que o IRD utiliza são os mesmos e até mais sofisticados que aqueles usados nos hospitais e clínicas, principalmente os que fazem o controle de qualidade dos equipamentos nucleares.

Metodologia

Legalmente, no País, todos os instrumentos utilizados para este controle e para a proteção radiológica devem ser calibrados periodicamente, sendo este serviço prestado pelo IRD. Em função disto, passou-se também a realizar alguns reparos nos equipamentos de hospitais e clínicas que apresentavam defeitos

que impossibilitavam a sua calibração, isto entretanto, vinha sendo feito de forma precária, pois não havia pessoal com treinamento específico, instrumentos adequados e peças de reposição.

O IRD, através do seu departamento de engenharia, apresentou um projeto para a Agência Internacional de Energia Atômica, propondo executar os trabalhos de manutenção, a nível de Brasil, referentes aos dosímetros utilizados em Radioterapia. O objetivo deste projeto é a implantação de um laboratório com pessoal e infraestrutura necessários para realizar a manutenção dos dosímetros, visando aproveitar a experiência e os equipamentos existentes, e contribuir para que o controle de qualidade das aplicações médicas com radiações ionizantes seja efetuado adequadamente.

Com base em uma estatística feita através dos arquivos do LNMRI referente às calibrações de dosímetros, concluímos que 98% dos equipamentos existentes no País são provenientes de quatro fabricantes: Nuclear Enterprises, PTW, Keithley e Victoreen.

Foram solicitados à IAEA, treinamentos nestas empresas, recursos para peças de reposição e instrumentos específicos para a manutenção e teste dos dosímetros e das câmaras. Objetiva-se com isto montar um pequeno estoque de peças, de forma a poder executar os reparos de forma rápida e eficiente, a manutenção deste será proveniente da cobrança dos serviços prestados.

Discussões/Conclusões

Este projeto foi aprovado e se encontra em fase de implementação. Os treinamentos nas empresas Nuclear Enterprise e PTW foram feitos em fevereiro do corrente, e os instrumentos de testes e peças referentes aos equipamentos por elas fabricados já estão encomendados.

O contato com estas indústrias foi interessante, pois este tipo de treinamento não é usual, existindo inicialmente uma certa desconfiança por parte das mesmas. Contudo, durante o treinamento, os propósitos do trabalho ficaram mais claros, e ambas as indústrias se mostraram interessadas e cooperaram plenamente, fornecendo todo o tipo de informação solicitada, inclusive algumas referentes aos testes de aceitação dos aparelhos, o que normalmente é restrito ao uso interno.

A impressão que se obteve é de que no futuro estes fabricantes irão utilizar os nossos serviços, pois é mais barato, rápido e confiável reparar os equipamentos vendidos para o Brasil, aqui mesmo, além de que não precisarão investir nenhum capital na implantação de laboratórios para manutenção. Um dos representantes dessas

empresas, no Brasil, também foi contatado e demonstrou estar interessado no trabalho.

A programação inicial do projeto era iniciar em 1995, porém devido a dificuldades em estabelecer datas com os fabricantes, para a realização dos treinamentos, só começou realmente em 1996. Em dezembro de 1994, foi enviado para os usuários de nossos serviços de calibração, juntamente com a programação para as calibrações do ano de 1995, um formulário a ser preenchido com os dados dos dosímetros e câmaras utilizados para o controle de qualidade em Radioterapia. Somente 25% dos usuários responderam. Em dezembro de 1995 foi repetida a solicitação, explicando que o início do projeto tinha sido adiado, e somente 5% a mais responderam.

Uma das etapas da manutenção, será a calibração eletrônica do dosímetro, o que facilita e complementa a calibração com radiação. Isto será feito através de fontes padrões de correntes e cargas, que estão sendo adquiridas. Será também elaborado um curso para treinar técnicos para a manutenção básica dos dosímetros e câmaras, e os procedimentos e cuidados necessários para o seu uso correto.

No momento é aguardada a chegada dos equipamentos e peças já solicitadas à IAEA e brevemente outro técnico será treinado nos outros dois fabricantes. Com relação aos equipamentos da NE e da PTW, cremos que, em outubro de 1996 já poderemos estar operando com disponibilidade de peças e instrumentos.

Referências:

Vuister, P. H. - Nuclear instrument maintenance: problems, solutions, and obstacles. IAEA Bulletin, Vol 25, No.2.

Situação no Brasil da Prática de Irradiação de Sangue na Prevenção da Doença- Enxerto-Versus Hos[pedeiro]

E.G. de Góes¹; J.C. Borges¹; D.T. Covas²; T.Ghilardi Netto³

¹ EE/COPPE - UFRJ

CaixaPostal 68509 - CEP 21945-970 - Rio de Janeiro - RJ. E-mail: Borges@lmn.com.ufrj.br

²Fundação Hemocentro de Ribeirão Preto- SP

³CIDRA - Centro de Instrumentação, Dosimetria e Radioproteção - USP - Ribeirão Preto - SP

Resumo - A transfusão de sangue e dos componentes celulares contendo linfócitos vivos pode resultar na Doença do Enxerto-Versus-Hospedeiro (DEVH) em pacientes imunocomprometidos. Ela pode ser prevenida pela irradiação dos componentes do sangue antes da transfusão. Este trabalho apresenta uma visão da realidade brasileira na prática de prevenção da doença, e apresenta proposta de otimização do problema.

Abstract - Transfusion of blood and cellular components containing viable lymphocytes can result in Graft-Versus-Host Disease (GVHD) in immunocompromised patients. It can be prevented by irradiation, prior to transfusion, of blood components. This work presents an overview of the Brazilian reality and suggests policies to optimise GVHD prevention.

Introdução

As reações imunológicas que se seguem após transfusão envolvendo componentes celulares do sangue transfundido do doador, podem desencadear uma resposta imunológica contra o receptor, conhecida como Doença do Enxerto-Versus-Hospedeiro¹ (DEVH). Os linfócitos T provenientes do sangue do doador proliferam e diferenciam-se em resposta aos antígenos de histocompatibilidade distintos. As próprias células T, ou mecanismos secundários, atacam as células do receptor determinando o surgimento da DEVH. A técnica de irradiação de sangue² mostrou-se eficaz na destruição dos linfócitos do doador, quando estes aparecem como contaminantes do sangue a ser transfundido, e vem sendo adotado como medida preventiva da DEVH em países desenvolvidos. Entretanto, em face das altas doses necessárias (da ordem de 15-35 Gy), e do curto espaço de tempo (em torno de 2-7 minutos) em que devem ser administradas aos componentes do sangue para evitar a sua deterioração, os equipamentos de irradiação empregados precisam de fontes com elevadas atividades (24 á 96 TBq). Com isto, os requisitos de blindagem tornam-se críticos e o custo final do equipamento atinge valores muito elevados, inacessíveis à maioria das instituições brasileiras. Este trabalho apresenta um estudo da realidade brasileira no campo de irradiação de sangue, e uma alternativa para solução do problema através da proposta de construção de um irradiador nacional, utilizando fontes exauridas de unidade de teleterapia de cobalto.

Metodologia

Para um adequado diagnóstico da situação presente da irradiação de sangue no país, fez-se necessário levantar a demanda e a oferta deste serviço. Pela óptica da oferta, recorreu-se à Comissão Nacional de Energia Nuclear. Para isto, buscou-se informações acerca da quantidade e atividade inicial registrada das unidades de teleterapia de cobalto do país. Pelo lado da demanda, fez-se um levantamento da realidade brasileira na área de irradiação de sangue, através da aplicação de um questionário junto ao meio médico especializado. A utilização dessa metodologia permitiu conhecer a realidade brasileira no campo de irradiação de sangue sob os principais aspectos:

- 1) se a instituição empregava sangue irradiado e se possuía recursos próprios para fazê-lo.
- 2) os métodos de irradiação empregados.
- 3) os detalhes de irradiação quanto a doses empregadas, tipo, volume, e demanda dos componentes irradiados.
- 4) a metodologia empregada no controle de qualidade do processo, do produto e dos equipamentos.
- 5) as alternativas à irradiação específica.

Resultados

Foram enviados questionários aos 56 hemocentros regionais existentes no país, dos quais 28 (50%) retornaram e foram analisados: 7 hemocentros empregam sangue irradiado, dos quais 2 utilizam-se de equipamentos específicos para essa finalidade e 5 utilizam-se de equipamentos de teleterapia, raios-X de aceleradores lineares ou

raios gama provenientes de cobalto-60. Outro aspecto abordado, foi sobre os detalhes da irradiação: a) 2 instituições irradiam sangue com dose entre 15 à 20 Gy; b) 4 instituições irradiam sangue com dose entre 21 à 25 Gy; c) uma instituição irradia sangue com dose entre 26 à 30 Gy. Quanto ao controle de qualidade, apenas 2 instituições fazem o controle de qualidade do sangue irradiado e somente uma faz o controle de qualidade dos equipamentos.

Discussão e Conclusões

A doença Enxerto-Versus-Hospedeiro associada a transfusão de sangue é uma doença de difícil diagnóstico, rara (para uma população homocigótica ocorre, aproximadamente, um caso em cada 600 cirurgias de coração) porém fatal na maioria dos casos. Estudos recentes³ têm mostrado que a doença não se restringe a pacientes imunocomprometidos, mas manifesta-se em pacientes imunocompetentes e, também, naqueles que sofreram transfusões autólogas. Isso mostra a necessidade de adotar-se uma metodologia na prevenção da doença. A situação brasileira no campo de irradiação de sangue apresentou resultados semelhantes àqueles recentemente publicados por membros da Sociedade Americana de Bancos de Sangue⁴. No presente estudo, verificou-se: a) uma heterogeneidade na escolha da dose para inativar os linfócitos; b) que somente os grandes centros de hematologia têm facilidade para irradiar sangue. Determinou-se, também, a viabilidade de montar-se um programa de utilização de fontes exauridas dos serviços de telecobaltoterapia em irradiadores nacionais que seriam construídos segundo o protótipo proposto.

Referências Bibliográficas

¹ Brubaker, D.B. Human postransfusion graft-versus-host disease, *Vox Sang.*, v.45, p. 401-420, 1983.

² Rosen, N.R.; Weidner, J.G.; Boldt, H.D.; Rosen, D.S. Prevention of transfusion-associated graft-versus-host disease: selection of an adequate dose of gama radiation. *Transfusion.*, v.33, p.125-127, 1993.

³ Capon, S.M., DePond, W.D., Tynan, D.B. Transfusion-associated graft-versus-host disease in an immunocompetent patient, *Int Med.*, v.114, p.1025-1026, 1991.

⁴ Anderson, C.A., Goodnough, L.T., Sayers, M., Pisciotto, P.T., Kurtz, S.R., Lane, T.A., Anderson, C.S., Silberstein, L. Variation in Blood Component Irradiation Practice: Implication for Prevention of Transfusion-Associated Graft-Versus-Host Disease, *Blood.*, v.10 p.2096-2102, 1991.

Programa de Qualidade em Braquiterapia Ginecológica

Antonio Augusto de F. Peregrino¹; Carlos Eduardo Veloso de Almeida¹

¹Depto. de Biofísica e Biometria/Laboratório de Ciências Radiológicas - UERJ
R. São Francisco Xavier, 524 - Pav. HLC, sala 136 térreo - CEP. 20.550-013 Rio de Janeiro(RJ)
E-mail: lcr-uerj@vmesa.uerj.br

Resumo - Este trabalho propõe um Programa de Qualidade em Braquiterapia Ginecológica - Low Dose Rate - com a técnica Remote Afterloading visando estabelecer procedimentos operacionais, de forma a assegurar a prescrição do tratamento e garantir a segurança dos pacientes e trabalhadores além de, facilitar o intercâmbio em futuras pesquisas sobre o Tratamento de Câncer Ginecológico entre os diversos Centros de Braquiterapia existente no País.

Abstract - This work proposes the implementation of a Quality Program for a Gynaecological Brachytherapy Service - Low Dose Rate - which uses Remote Afterloading technique aiming the establishment of the operational procedures, assuring the prescription of the treatment and guaranteeing the security of the patients and workers; furthermore facilitating the interchange in future researchs in Gyneacological Cancer Treatment among several Brachytherapy Centers in the country.

A. Introdução

A Teleterapia e Braquiterapia exigem instalações adequadas nos Centros de Radioterapia do País. Existem algumas variáveis, as quais influenciarão o resultado do tratamento do Câncer de Colo Uterino:

- a) o tipo de fonte utilizada e a técnica empregada;
- b) um programa de qualidade para a técnica empregada;
- c) pessoas qualificadas, principalmente na equipe de Enfermagem, a qual corresponde por 80% dos trabalhadores no meio hospitalar;

B. Procedimentos Metodológicos

O Programa de Qualidade em Braquiterapia Ginecológica por nós desenvolvido e apresentado neste trabalho foi implantado e testado em um Hospital de Referência Nacional, no Estado do Rio de Janeiro. Das Técnicas existentes em Braquiterapia, seguimos a linha do "Remote Afterloading" por ser esta a técnica adotada no referido hospital.

Após avaliação inicial do Serviço, estabelecemos um fluxograma para:

- a) otimização e definição das funções exercidas pela Equipe Multidisciplinar no Serviço de Braquiterapia;
- b) identificação de como seria a resposta e função de cada um dos profissionais da Equipe, no caso de uma situação emergencia^[1];

Observamos também, alguns procedimentos que poderiam ser melhorados na rotina do tratamento. Damos ênfase a Equipe de Enfermagem, por ser esta o maior número de pessoas envolvidas no tratamento, além de ficar 24 horas de serviço ininterruptamente.

A implantação deste Programa de Qualidade correpondeu a 4 subprogramas, independentes.

1. Programa de Treinamento para a Equipe de Enfermagem;
2. Programa de Proteção Radiológica;
3. Programa de Sinalização;
4. Programa de Operacionalização dos Equipamentos.

Observamos também, um tempo excessivo de interrupção do tratamento para o cuidados de enfermagem, chegando a 3h 51 min em média (Figura I).

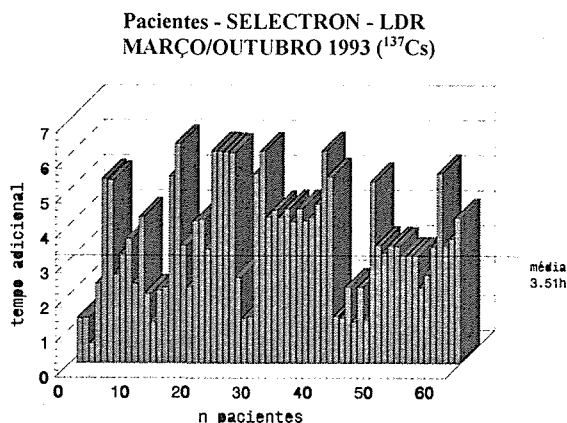


Figura I. Tempo adicional de Tratamento antes do treinamento. Fonte: Influência do Tempo de Interrupções do Tratamento na Dose Biologicamente Efetiva em Braquiterapia Ginecológica - Baixa taxa de Dose^[2].

C. Resultados e Discussões

Foi constatado uma diminuição significativa das interrupções para os cuidados de enfermagem, levando a média anterior de 3h e 51 min para 1h 41 min, o que nos dá certeza de que, se não houver um trabalho conjunto de atualização dos profissionais de saúde que trabalham em radioterapia a qualidade do serviço decairá substancialmente, ocasionando problemas na eficácia do tratamento (Figura II).

Paciente - SELECTRON - LDR
SETEMBRO/NOVEMBRO 1995

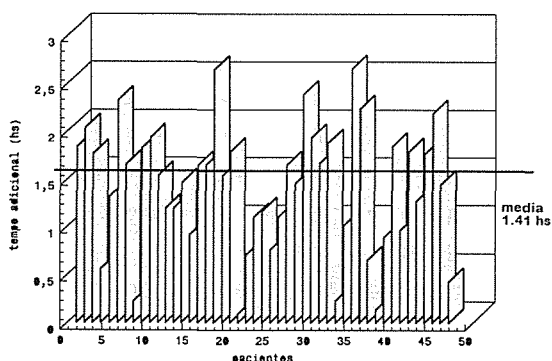


Figura II. Tempo adicional de tratamento após o treinamento. Fonte: Influência do Tempo de Interrupções do Tratamento na dose

biologicamente efetiva em braquiterapia ginecológica - Baixa Taxa de Dose^[2].

D. Conclusões

Analisando os pontos principais deste trabalho podemos concluir o seguinte:

- há um grande número de profissionais, com vários níveis de formação, precisando de embasamento teórico científico para trabalhar com radiação ionizante;
- é necessário uma atualização sistemática das novas técnicas de tratamento;
- otimizar os recursos humanos, dando ênfase a produtividade com qualidade;
- programas de treinamento a cada seis meses, são recomendados;
- os profissionais Enfermagem são mais indicados para iniciar os procedimentos de emergência com o aparelho SELECTRON;
- implantação definitiva da “Ficha de Tratamento”, isto facilitará o intercâmbio em futuras pesquisas sobre a qualidade do tratamento prestado neste Serviço e outros Hospitais e ajudará em auditorias internas e externas.

E. Referências Bibliográficas

- 1) DE ALMEIDA, C.E., VIEGAS, C., SOUSA, C.A., PEREGRINO, A.A.F. et al. **Procedimentos para Braquiterapia de Baixa taxa de Dose de Tumores Ginecológicos** - Instituto Nacional de Cancer - INCa, Rio de Janeiro, 1995.
- 2) VIANELLO, E., PEREGRINO, A. A. F., de ALMEIDA, C. E. V., de BIAGGIO, M. **Influência do tempo de interrupções do tratamento na dose biologicamente efetiva em braquiterapia ginecológica - baixa taxa de dose.** LCR/UERJ, Rio de Janeiro, 1996.

Validação de um Sistema Computadorizado de Planejamento de Braquiterapia de Tumores Ginecológicos

Elizabeth A. Vianello; Maria de Fátima de Biaggio; Carlos Eduardo de Almeida.

Instituto Nacional de Câncer - MS/INCa

Laboratório de Ciências Radiológicas - LCR - Dept. de Biofísica e Biometria - UERJ

R. São Francisco Xavier, 524 - Pav. HLC, sala 136 térreo - CEP 20.550 - 013 - Rio de Janeiro (RJ)

E- mail: lcr-uerj@vmesa.uerj.br

Resumo - Este trabalho compara os resultados das medidas experimentais de taxas de dose nos pontos A, retal e vesical num fantoma antropomórfico de pélvis, aos cálculos realizados pelos sistemas Theraplan/TP-11 (5ª versão) e manual, para uma mesma distribuição de fontes. As diferenças observadas entre as medidas experimentais e os métodos de cálculo utilizados devem-se principalmente ao fato da blindagem nos colpostatos não estarem consideradas nos cálculos. Entre os métodos computadorizado e manual, os valores de +1,5% no ponto A, -1,6% no reto e -3,2% na bexiga indicam a concordância entre os mesmos.

Abstract - This work compares the experimental measurements made at the point A, rectum and bladder obtained with an anthropomorphic pelvic phantom, with results obtained manually and by Theraplan/TP-11 (5th version) for the same source distribution. The differences observed at the rectum and bladder are due to lack of consideration of the colpostats shielding in the calculations. For the computing and manual methods, the variation in the percentage of +1,5% at point A, -1,6% at rectum and -3,2% at bladder indicate agreement.

Introdução

Este trabalho compara os valores experimentais das taxas de dose com os calculados pelo sistema de planejamento de tratamento Theraplan/TP-11 (5ª versão) e manualmente (utilizando a tabela de Breitman). As referidas taxas foram calculadas no ponto de prescrição de dose - ponto A - (localizado 2cm verticalmente e horizontalmente, a partir do orifício externo do útero)¹, e nos órgãos de risco (reto e bexiga), descritos pela técnica de Manchester.

Materiais e Métodos

Foi construído um fantoma de água com paredes de acrílico com dimensões ântero-posterior, lateral e profundidade de 21, 36 e 25 cm respectivamente. No interior deste, foram fixados aplicadores tipo Fletcher para uso em sistema "afterloading" manual. O ponto de prescrição da dose e os órgãos de risco foram transferidos para o fantoma de uma tomografia realizada em paciente com dimensão aproximada ao fantoma. Nestes pontos foram fixadas luvas de lucite para permitir a introdução de uma câmara de ionização tipo Farmer, e marcadores de chumbo para visualização nas radiografias (fig. 1).

Foi feito um par de radiografias ortogonais ântero-posterior e latero-lateral no simulador Therasin 750 nas instalações do Instituto Nacional de câncer.

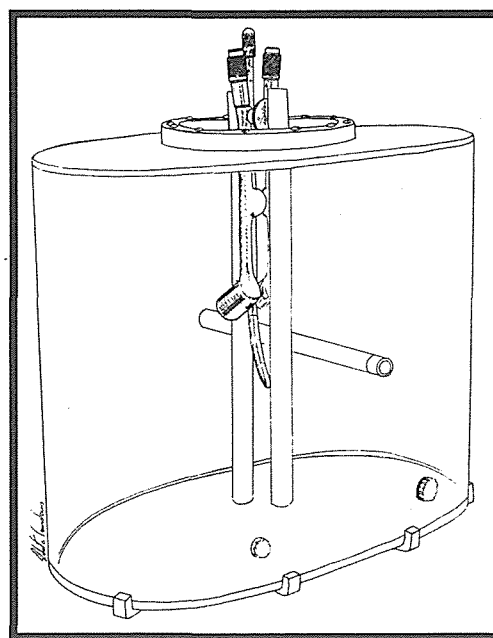


Fig. 1: Fantoma de pélvis

Foram utilizadas 4 fontes de ¹³⁷Césio com atividades nominais de 20 mgRa_{eq}, 15 mgRa_{eq} e 10 mgRa_{eq}. 20mm de comprimento total, 13,5mm de comprimento ativo e filtradas com 0,5mm de

platina. As medidas foram realizadas com a câmara de ionização Farmer, modelo 2571 e eletrômetro Excalibur modelo CDX-2000. Os cálculos da dose absorvida na água foram feitos de acordo com o Technical Report Séries #277 da Agência Internacional de Energia Atômica², com a introdução do fator P_d que leva em conta o deslocamento do centro efetivo da câmara de ionização⁴.

$$D_{\text{agua}}(P_{\text{eff}}) = \overline{LN} D S_{\text{agua, ar}} P_U P_{\text{cel}} P_d \quad (\text{cGy / ue})$$

$$\overline{L} = \frac{L_0}{t} \phi(P, T) K_h P_S$$

onde,

\overline{L} , leitura média; N_D , fator de calibração de dose absorvida na água; $S_{\text{água, ar}}$, razão dos poderes de frenagem entre a água e o ar; P_U , fator de perturbação que corrige a presença da cavidade de ar e da parede da câmara; P_{cel} , fator que leva em conta a não equivalência com o ar, do material do eletrodo central da câmara de ionização; $\phi(P, t)$, fator de correção para a temperatura e pressão; K_h , fator de correção para a umidade; P_S , fator de correção para a recombinação de íons. Os valores de P_{cel} , K_h , P_U e P_S foram considerados iguais a 1,000; N_D : $4,30 \times 10^7$ Gy/ C; $S_{\text{água, ar}}$: 1,136 e P_d : 0,970 (câmara Farmer com 0,66 cc)⁴.

A metodologia de cálculo manual foi desenvolvida a partir de radiografias ortogonais, com recursos de álgebra vetorial⁵ e da tabela de Breitman³.

Resultados

Os resultados encontrados para as taxas de dose e a diferença percentual entre medidas as experimentais, e os métodos computadorizado e manual estão apresentados nas tabelas 1 e 2.

Tabela 1: Valores de Taxas de Dose (cGy/h)

	Medidas	TP-11	M. manual
Ponto A	31,9	32,9	33,4
Reto	36,2	44,6	43,9
Bexiga	17,4	20,9	20,2

Tabela 2: Diferença Percentual entre os Métodos Estudados

TP-11 / Medidas	Manual / Medidas	Manual / TP-11
--------------------	---------------------	-------------------

Ponto A	+3,3	+4,8	+1,5
Reto	+23,2	+21,2	-1,6
Bexiga	+19,9	+16,0	-3,2

Discussão e Conclusões

No ponto A as variações entre os valores medidos, calculados pelo sistema Theraplan e manualmente estão associadas as diferenças entre os métodos de reconstrução utilizados e, principalmente às incertezas experimentais.

Nos pontos retal e vesical, as diferenças são atribuídas a não consideração da blindagem de tungstênio nos colpostatos, no cálculo das taxas de dose.

Referências

¹ICRU. International Commission on Radiation Units and Measurements, Dose and volume specification for reporting intracavitary therapy in gynecology. Washington, DC: ICRU Publication, 1985.

²INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, Absorbed Dose Determination in Photon and Eletron Beams, Vienna, 1987.

³BREITMAN, K.E., Dose Rate Tables for Clinical ¹³⁷Cs Sources Sheathed in Platinum, Brit. Journ. Radiol., 47, 1974.

⁴MEERTENS, H., In-phantom calibration of Selectron-LDR sources, Radiotherapy and Oncology, 17, 1990.

⁵VIANELLO E. A.; BIAGGIO M. F.; ALMEIDA C.E., Método de Cálculo Manual em Braquiterapia de Câncer de Cérvix, INCa, 1996.

Obs: Este trabalho foi parcialmente apoiado pela AIEA e pela FAPERJ.

Visão Atual do Cálculo de Dose - Método Analítico

Marcos Telló1, Marco Túlio Vilhena2

1Pontifícia Universidade Católica do R SGCEM-Grupo de Compatibilidade Eletromagnética

Av. Ipiranga, 6681 - Prédio 30 - Sala 221 90619-900 - Porto Alegre - RS

Fone: (051) 339-1511 / 3294 - Fax: (051) 339-1060.

2DENUC-PROMEC-PPGEM-UFRGS

Av. Osvaldo Aranha, 99 - 4 andar 90046-900 - Porto Alegre - RS Fone: (051) 316-3384

Resumo - A radioterapia quer *maximizar a probabilidade* de controle local do tumor sem produzir complicações nos tecidos sãos que estão próximos à região irradiada. Este problema é resolvido através do *Cálculos de Dose*. A intenção deste trabalho é: (a) comentar as simplificações das equações analíticas utilizadas, (b) indicar os limites de aplicação das mesmas e (c) indicar o método (aproximação) LTSN para resolver a Equação de Transporte de Boltzmann.

Abstract - Dose calculations are based on pencil beam formulas such as (a) Fokker-Plank equations, (b) Fermi equations and (c) we'll use the LTSN to solve the Transport Equation. This paper comments the accuracy of the Fokker-Plank and Fermi pencil beam equations for charged particle transport.

Introdução

Indica-se, neste artigo, as Equações de Transporte (ET) mais utilizadas no Cálculo de Dose, bem como suas imprecisões e limites de aplicabilidade.

Metodologia

O modelo matemático denominado *feixe de partículas em forma de ponta de lápis (pencil beam)*, é utilizado. O modelo indicado é resolvido através da Equação de Transporte de Boltzmann (ETB).

Formulação matemática

A ETB é dada pela expressão:

$$\bar{\Omega} \nabla_{\bar{r}} f(\bar{r}, \bar{\Omega}) = H(\bar{r}, \bar{\Omega})$$

As variáveis espaciais indicadas na ETB estão ilustradas na Figura 1.

A ETB é resolvida através das aproximações de FOKKER-PLANCK (FP) e de FERMI (F).

Em forma compacta, a aproximação de FP à ETB é dada por:

$$\bar{\Omega} \cdot \nabla_{\bar{r}} f(\bar{r}, \bar{\Omega}) = \frac{1}{2 \lambda_{tr}} \Delta_{\Omega} f(\bar{r}, \bar{\Omega})$$

A condição *necessária e suficiente* para que a FP seja uma aproximação da ETB é 1:

$$\frac{\text{var}(\mu_0)}{1 - \bar{\mu}_0} \rightarrow 0$$

onde, μ_0 é o coseno do ângulo de espalhamento e $\bar{\mu}_0$ é a esperança matemática do ângulo μ_0 . A expressão acima indica que a aproximação de FP só

é válida se o feixe de partículas for *fortemente monodirecional*.

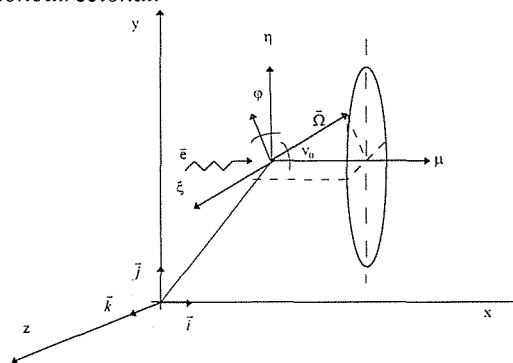


Fig. 1 - Sistema de coordenadas

A aproximação de F para a ETB, em forma compacta, é dada por:

$$\bar{\Omega} \cdot \nabla_{\bar{r}} f = \frac{1}{2 \lambda_{tr}} \Delta_{\eta, \xi} f$$

É importante comentar que a resolução da função f dá origem a uma distribuição *Gaussiana* para problemas de difusão transversal.

Resultados 2

O Método de Monte Carlo foi aplicado nas três ET : B, FP e F. Os resultados comparativos estão indicados na tabela a seguir.

Tabela - Resultados comparativos.

r (*)	B	Discrepância (%)	
		FP-B	FP-F
0.0224	13.1	-28	-1.2
0.0671	10.6	-22	-0.71
0.112	7.41	-12	-0.094
0.157	4.46	1.8	0.12
0.201	2.38	21	-1.5

0.246	1.17	42	-5.8
0.291	0.556	59	-14
0.335	0.271	64	-25
0.38	0.146	45	-39
0.425	0.0438	31	-56
0.47	0.0438	3.4	-70
0.514	0.0289	-28	-83

r(*) - distância considerada a partir do centro do feixe de partículas.

O método LTSN3

A idéia do método consiste em aplicar a Transformada de Laplace ao sistema de equações diferenciais resultante da aproximação SN da ET, obtendo-se :

$$\tilde{A}_N(s)\tilde{\psi}(0) = \tilde{\psi}(s) \Rightarrow \tilde{\psi}(s) = A_N^{-1}(s)\tilde{\psi}(0)$$

onde, $A_N(s)$ e $\tilde{\psi}(s)$ são a matriz associada à aproximação SN e o vetor do fluxo angular, respectivamente. A solução do problema transformado é :

$$\tilde{\psi}(\bar{r}) = L^{-1} \{ \tilde{A}_N^{-1}(s)\tilde{\psi}(s) \}$$

A inversão da Transformada de Laplace pode ser realizada analiticamente utilizando-se o algoritmo de Trzaska⁴. Como ilustração, aplicar-se-á o método LTSN, com N=2, ao problema de transporte linear de um grupo com espalhamento isotrópico. Assim, tem-se :

$$\mu \frac{\partial \psi(x, \mu)}{\partial x} + \psi(x, \mu) = \frac{c}{2} \int_{-1}^1 \psi(x, \mu) d\mu$$

com $0 \leq x \leq h$, $-1 \leq \mu \leq 1$ e $c=0,97$
(1)

As condições de fronteira são:

$$\psi(0, \mu) = 1, \mu > 0 \text{ e } \psi(h, -\mu) = 0, \mu < 0$$

(2)

Aplicando-se a aproximação SN obtém-se um conjunto de equações diferenciais. Ao conjunto de equações referido aplica-se a Transformada de Laplace, resultando:

$$\begin{bmatrix} s + a_1 & -b_{12} \\ -b_{21} & s + a_2 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \tilde{\psi}_1(s) \\ \tilde{\psi}_2(s) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \psi_1(0) \\ \psi_2(0) \end{bmatrix}$$

(3)

Aplicando-se, na equação (3), a Transformada Inversa de Laplace e introduzindo-se as condições de contorno (2), resulta

$\psi_2(0) = 0,7038$. Ainda, o Fluxo Escalar no ponto $h=x=10$ cm, $\phi(10)$, é igual a $0,0201 \text{ cm}^{-2} \text{ s}^{-1}$.

Conclusões

Os resultados apresentados puseram *dúvidas* sobre a precisão das aproximações de FP e F. Isto posto, Börgers e Larsen² determinaram os limites de validade das aproximações de FP e F. O resultado dos estudos efetuados pode ser representado na figura 3, a seguir, onde:

$$\varepsilon_1 = \sqrt{\sigma_{tr}}, \quad \varepsilon_2 = \frac{1}{\sigma t}$$

$$\varepsilon_2 \varepsilon_1^2 = \frac{\sigma_{tr}}{\sigma t} = 1 - \bar{\mu}_0$$

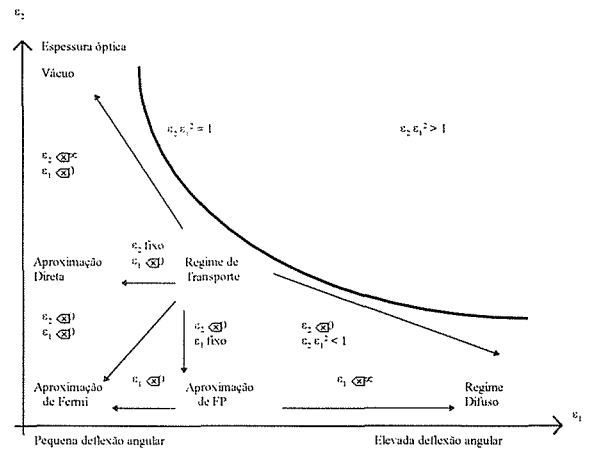


Fig. 3 - Limites da ET de Boltzmann.

Referências

- 1Börgers, C. and Larsen, E. W. "On the accrue of the Fokker-Plank and Fermi Pencil Beam equations for charged particle transport"(To appear in Nuclear Science and Engineering).
- 2Börgers, C. and Larsen, E. W. "Asymptotic derivation of the Pencil Beam approximation"(Draft - submitted to Medical Physics).
- 3Vilhena, M. T. & Barichello, L. B. "A new analytical approach to solve the neutron transport equation". Kerntechnik, vol. 56,p.334-336,1991.
- 4Streck, E.E., "Solução analítica para a Aproximação PN da Equação de Transporte Linear Unidimensional". Tese de Doutorado, UFRGS, 1993.

Estudo da resposta de fotodiodos para dosimetria beta

Helen Khoury¹; Ademir Amaral¹; Clovis Hazin¹; Francisco Melo¹

Depto. de Energia Nuclear-UFPE
Av. Prof. Luiz Freire, 1000 - 50740-540- Recife (PE)
E-mail: 11hk@npd.ufpe.br

Resumo - Neste trabalho foram analisadas as respostas dos fotodiodos comerciais SFH-206, BPY-12 e BPW-34 para uso em dosimetria beta. O resultados obtidos mostram que as respostas destes fotodiodos variam linearmente com a dose, apresentando um desvio menor que 1%. O fotodiodo BPY-12 demonstrou ser mais sensível à radiação do que os outros dois fotodiodos estudados.

Abstract - In this paper the response of the photodiodes BPY-12, BPW-34 and SFH-206 was tested for use as beta dosimeters. The results obtained show that the response of the photodiodes was linear with the dose and that the coefficient of variation for the reproducibility of their responses is less than 1%. The photodiode BPY-12 presented a better response than the other photodiodes.

Introdução

A dosimetria beta não é fácil de ser executada devido ao pequeno poder de penetração destas partículas, o que acarreta variações da dose com a distância entre a fonte e o ponto de medida ou a profundidade no tecido. As câmaras de extrapolação são geralmente utilizadas para este fim. Entretanto as suas dimensões não permitem realizar medidas pontuais da dose, o que se torna um inconveniente para a determinação da distribuição de dose na superfície. Por esta razão muitas vezes utilizam-se dosímetros termoluminescentes para estas medidas. Entretanto, apesar das suas pequenas dimensões, os TLDs requerem um tratamento térmico para a sua leitura, o que constitui uma desvantagem em comparação aos detectores semicondutores, que são de leitura direta. Além disso, os semicondutores apresentam várias outras vantagens tais como pequenas dimensões, baixa tensão de operação e alta sensibilidade¹. Estas características permitem a obtenção de dosímetros “pontuais” ideais para o mapeamento de campos de radiação.

Como o princípio de funcionamento de detectores semicondutores é idêntico ao de fotodiodos, este trabalho visa a avaliação da

resposta à radiação beta destes componentes eletrônicos comerciais com o objetivo de desenvolver um dosímetro beta.

Metodologia

Para este estudo foram utilizados os fotodiodos SFH-206, BPY-12 e BPW-34 de silício PIN da Siemens cujas características estão apresentadas na tabela 1. Os fotodiodos foram fixados no centro de um suporte de acrílico de 3,6 cm de diâmetro e 2,6 cm de espessura, de modo que a sua janela ficasse no nível da superfície do suporte.

Tabela 1- Características dos fotodiodos SFH-206, BPY-12 e BPW-34

	SFH-206	BPY-12	BPW-34
Área Sensível (mm ²)	2,71 x 2,71	4,47 x 4,47	2,71 x 2,71
Janela (mg/cm ²)	57	<1	57

Para a realização das medidas os fotodiodos foram conectados à entrada de um eletrômetro integrador que foi desenvolvido no DEN/UFPE. A resposta deste eletrômetro foi previamente testada utilizando-se uma fonte de corrente Keithley, modelo 225, que fornece correntes na faixa de 100nA a 0,1A.

Inicialmente procurou-se avaliar a reprodutibilidade e a estabilidade da resposta dos fotodiodos. Para tanto, 30 leituras consecutivas foram efetuadas com cada fotodiodo, para uma dose de 27,4mGy de ^{90}Sr . Para o estudo da estabilidade da resposta dos fotodiodos em função do tempo, medidas com uma dada dose foram efetuadas ao longo de 67 dias.

Para o estudo da resposta do fotodiodo em função da dose, foram realizadas medidas com fontes beta de $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$, ^{147}Pm , ^{85}Kr e ^{204}Tl fabricadas pela Amersham. Três medidas foram efetuadas para cada tempo de irradiação e o valor médio encontrado foi relacionado com o valor da dose previamente determinado com uma câmara de extrapolação.

Resultados e Discussão

Os resultados das 30 medidas sucessivas mostraram que a resposta dos fotodiodos é reprodutível dentro de $\pm 1\%$. O mesmo percentual de variação foi observado com as medidas ao longo dos 67 dias, o que indica a estabilidade da resposta dos fotodiodos.

Uma relação linear foi observada entre a resposta dos fotodiodos e a dose para todas as fontes beta utilizadas. A figura 1 mostra a resposta dos fotodiodos em função da dose para uma fonte de $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$.

A análise destes resultados mostra que a carga produzida pelo fotodiodo BPY-12, para um dado valor de dose, é cerca de 15 vezes maior do que a produzida pelos outros fotodiodos.

A partir das curvas de calibração avaliou-se a dependência da resposta dos fotodiodos em função da energia máxima da radiação beta. A tabela 2 mostra os valores encontrados, normalizados para o valor obtido com a fonte de Sr-90.

A análise destes dados mostra que os fotodiodos SFH-206 e BPW-34 são pouco sensíveis para as partículas beta de baixa energia, devido à espessura das suas janelas.

A dependência energética da resposta do BPY-12 é semelhante à encontrada por Regula e Leischner² com TLD ($\text{CaSO}_4:\text{Dy}$).

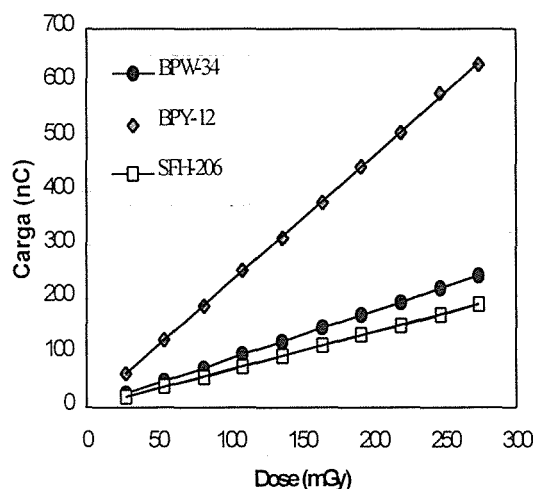


Fig.1- Curvas de calibração dos fotodiodos BPY-12, BPW-34 e SFH-206 para a fonte de Sr-90/Y-90

Tabela 2- Sensibilidade relativa dos fotodiodos BPY-12, BPW-34 e SFH-206 em função da energia máxima da radiação beta, normalizada para a resposta com Sr-90/Y-90

E (MeV)	BPY-12	BPW-34	SFH-206
2,28	1,0	1,0	1,0
0,763	1,17	0,2	-
0,672	0,43	0,045	0,036
0,224	0,19	-	-

Conclusões

A viabilidade de utilização dos fotodiodos estudados para dosimetria beta, verificada através dos presentes resultados, sugere a continuidade dos trabalhos visando a realização de estudos de distribuição de dose na superfície de fontes beta.

Referências

- ¹DIXON, R.; ECKSTRAND, K.E. Silicon diode dosimetry. *Int. J. Appl. Rad. Isot.* V.8, p.1171-1176, 1982
- ²REGULLA, D.F; LEISCHNER, U. Comparative interface dosimetry with conventional methods and TSEE. *Radiat. Prot. Dosim.* V.4, p.174-176, 1983

15.
PROTEÇÃO
RADIOLÓGICA

Capacitação e Formação do Odontólogo em Radioproteção no Estado do Rio de Janeiro

Padilha Filho, L. G.* ; Borges, J. C.**

*FTESM-COPPE/UFRJ

Av.: Mirandela 786 c/15 - 26520-330, Nilópolis, RJ, Brasil

e-mail: Padilha@lmn.con.ufrj.br

**COPPE-E.Eng./UFRJ

Caixa Postal 68 509 - 21 945-970, Rio de Janeiro, Brasil

e-mail: Borges@lmn.con.ufrj.br

Resumo - O objetivo deste trabalho é mostrar a necessidade e a importância da capacitação e formação do odontólogo em radioproteção, que resultará em um melhor desempenho profissional na proteção de seus pacientes e de si mesmo. Apesar de todo desenvolvimento tecnológico, uma análise dos programas das disciplinas das escolas de odontologia do estado do Rio de Janeiro indica que elas mostram pouca ou nenhuma preocupação com proteção radiológica. Isto foi confirmado através de um questionário passado a estudantes e professores de odontologia. Este trabalho sugere a criação ou adaptação de disciplinas já existentes, envolvendo radioproteção e qualidade de imagens em radiodiagnóstico, para melhorar, complementar, e uniformizar a formação de futuros dentistas, otimizando a solução dos problemas identificados.

Abstract - This work tried to evaluate the status and implications of the actual radioprotection knowledge of people studying odontology, searching to estimate consequences for protection of themselves and patients. Despite recent technological development and connections between medical and technological areas, an analysis of curricula offered by several schools of odontology in the state of Rio de Janeiro has shown few or even no topics concerning radioprotection. Besides that, an inquiry among students and professors of odontology confirmed the need for more information. To reverse this panorama this work suggests the inclusion of a discipline - or the remaking of existing ones - in the curricula of odontology schools, covering subjects from radioprotection to images quality control, as a practical tool to improve, complete and standardize radioprotection knowledge and increase competence of future Brazilian dentists.

Introdução

É função da escola formar, orientar e motivar no aluno a necessidade de melhorar sua aprendizagem e a aquisição de novas teorias e técnicas de pesquisa. A escola ajuda na formação cultural e tecnológica, ministrando novas metodologias de pesquisa, análise e evolução. A Agência Internacional de Energia Atômica (AIEA) recomenda e a Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN) estabelece Normas Básicas de Radioproteção, incluindo os princípios, limites, obrigações e controles básicos para a proteção do homem e do meio ambiente, contra os possíveis efeitos indevidos causados pelo uso de fontes de radiação ionizante.

Hoje em dia os raios-X odontológicos fazem parte da vida rotineira do ser humano, sendo muito importante em boa parte do tratamento odontológico. Para que as recomendações da AIEA e as exigências da CNEN sejam cumpridas, é necessário uma capacitação adequada do odontólogo. A CNEN, através do Instituto de Radioproteção e Dosimetria (IRD), mediante uma publicação recente, vem difundindo as técnicas de radioproteção em odontologia.

O IRD considera que, para alcançar esta meta, é necessária a implementação de programas de qualificação do pessoal que trabalha com fontes de radiação ionizante. O objetivo deste trabalho é mostrar a necessidade e a importância da capacitação e da formação do odontólogo em radioproteção, que resultarão em um melhor desempenho dos futuros profissionais, na sua proteção e na de seus pacientes, contra as radiações ionizantes.

Metodologia

Este trabalho, até agora, levou em conta dois ramos de investigação:

A - inicialmente, se buscou os curricula das escolas de odontologia do Estado do Rio de Janeiro, para conhecer a situação presente da radioproteção em seus cursos;

B - depois, se buscou opiniões de estudantes e professores. Por tanto, se elaborou um questionário com 32 itens, acerca de diversos temas relacionados com a radioproteção.

Houve uma preocupação de levar em conta as recomendações da AIEA e as exigências da CNEN, observando os reflexos na saúde do profissional e dos pacientes.

Resultados

A análise dos currícula das escolas do Estado do Rio de Janeiro indicou que:

1 - os conceitos relativos à radioproteção são ministrados num contexto da disciplina RADIOLOGIA, que em algumas escolas se divide em RADIOLOGIA I e RADIOLOGIA II;

2 - na(s) disciplina(s) o tempo destinado à radioproteção não chega a 10%.

Por outro lado, a análise das respostas dos questionários aplicados a 165 estudantes (fig.1 e 2) indicou que:

1 - a imensa maioria:

a) não sabe diferenciar efeitos estocásticos de determinísticos;

b) considera deficiente sua formação em qualidade de imagens;

c) não conhece os procedimentos para licenciamento de uma instalação;

d) considera necessária a utilização de filmes radiográficos mais sensíveis para redução de doses;

e) considera necessário o uso de avental plumbífero;

2 - há opiniões diversas sobre:

a) se existe um serviço de radioproteção em suas escolas;

b) seus conhecimentos sobre os riscos e danos dos raios-X;

c) a necessidade do uso de protetor de tireóide;

d) a filtração (por Al) dos raios-X.

As respostas de 6 professores indicam que eles, em geral:

a) não calibram seus equipamentos;

b) consideram satisfatória sua formação em qualidade de imagens;

c) consideram-se capacitados a contestar perguntas sobre radioproteção;

d) consideram a(s) disciplina(s) de Radiologia adequada(s), porém acreditam que a carga horária deveria ser maior, com mais informações sobre radioproteção;

e) sugerem que os alunos tenham uma formação contínua em radioproteção, por intermédio de outras disciplinas que utilizam os raios-X.

Conclusão

Como a análise das respostas dos questionários, em geral, confirmou a pouca importância que os currícula dedicam a assuntos relacionados com a radioproteção, este trabalho sugere às escolas a criação de disciplinas ou adaptação das já existentes, englobando Proteção Radiológica e Qualidade de Imagens, uniformizando a formação dos futuros odontólogos, pelo menos no Estado do Rio de Janeiro. Instituições como a Universidade Federal do Rio de

Janeiro (UFRJ), a Universidade Estadual do Rio de Janeiro (UERJ) e o IRD/CNEN (todos no Rio de Janeiro) podiam contribuir para o sucesso da implantação desta proposta.

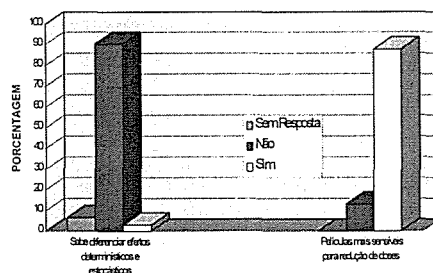


fig 01 - % DE RESPOSTAS DOS ESTUDANTES DE ODONTOLOGIA DO RJ

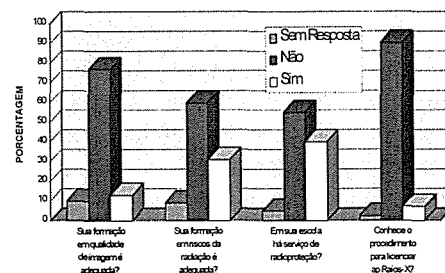


fig 02 - % DE RESPOSTAS DE ALUNOS DE ODONTOLOGIA DO RJ

Referências Bibliográficas

- 1 International Commission on Radiological Protection, 1990 **Recommendations of the ICRP, ICRP-60**, Pergamon Press, Oxford. 1991
- 2 International Commission on Radiological Protection, **Radiological Protection of the Worker in Medicine and Dentistry, ICRP 57**, Pergamon Press, Oxford 1990.
- 3 International Atomic Energy Agency, **Recommendations for the Safe Use and Regulation of Radiation Sources in Industry, Medicine, Research and Teaching; Safety Series 102**, AIEA, Viena
- 4 Comissão Nacional de Energia Nuclear, **Diretrizes Básicas de Radioproteção, norma NE-3.01**, CNEN, Rio de Janeiro, 1988.
- 5 Govern do Estado do Rio de Janeiro - Comissão Estadual de Radioproteção e Segurança Nuclear, **Norma Técnica que Regulamenta a Instalação Física e Operacional de Equipamento de Radiodiagnóstico**, Diário Oficial do Rio de Janeiro, 1991.
- 6 MOTA, H.C., **Proteção Radiológica e Controle de Qualidade em Radiologia Dentária**, IRD/CNEN, Rio de Janeiro, 1994.

Deposição interna de urânio inalado, considerando-se um homem referência brasileiro

Joaquim Carlos S. Cardoso¹; José Carlos T. B. Moraes¹

¹ Laboratório de Engenharia Biomedica - EP/USP
Caixa Postal: 61548 - 05424-970 - São Paulo (SP)
E-mail: jcmoraes@brusp.bitnet

Resumo - É apresentada uma avaliação da deposição interna de urânio inalado, considerando-se os parâmetros morfológicos e fisiológicos fornecidos na literatura para uma amostra da população brasileira, e uma comparação destes resultados com aqueles obtidos com os parâmetros da ICRP 66.

Abstract - Brazilian's morphometric and physiological parameters were selected for use in assessment of deposition of inhaled uranium. The assessment results were compared with estimates of deposition made with parameters recommended in ICRP 66.

Introdução

Em 1985, Mady¹ estudou o volume respirado por minuto (V') em 15 indivíduos normais, obtendo valores médios de 10,65 l/min na condição de repouso (R) e 95,79 l/min na condição de exercício pesado (EP). Para a obtenção dos parâmetros espirométricos de referência, Pereira² estudou 334 indivíduos do sexo masculino, que não apresentavam sintomas respiratórios considerados significativos, obtendo um valor médio para a capacidade vital (CV) de 4304 ml. Guimarães³ apresentou como valor médio para o Homem Referência Brasileiro (HB) um diâmetro da traqueia (D_T) de 1,5 cm, baseado em cerca de 10.000 autópsias nos Anuários do Instituto Médico Legal da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo. No presente trabalho, estes parâmetros foram utilizados para a avaliação da deposição interna do urânio inalado.

Metodologia

Para o cálculo das deposições foi utilizado o programa LUDEP⁴. Considera-remos os compostos de urânio que são rapidamente absorvidos do pulmão. Foi admitida uma inalação aguda de uma atividade de 100 Bq de U-238, para um aerosol de 5 μ m de AMAD. A Tabela I apresenta os parâmetros adotados para HB e para o Homem Referência Caucásiano (HC), estes fornecidos pela ICRP 66⁶.

Tab. I - Parâmetros morfológicos e fisiológicos adotados

PARÂMETROS	HB	HC
------------	----	----

CRF (cm ³)	2831	3301
CV (cm ³)	4304	5018
D_b (cm)	0,1501	0,1651
D_T (cm)	1,50	1,65
EM Bronquial (cm ³)	42	49
EM Bronquiolar (cm ³)	40	47
EM Extratorácico (cm ³)	43	50
V' (m ³ /h)	0,64 (R)	0,45 (R)
	5,75 (EP)	3,00 (EP)
VC (cm ³)	536 (R)	625 (R)
	1649 (EP)	1923 (EP)

No presente trabalho admitiu-se que a relação entre os parâmetros adotados para HC era mantida no caso brasileiro a fim de determinar-se a capacidade residual funcional (CRF), o diâmetro do 1° bronquíolo (D_b), o volume corrente (VC) e os espaços "mortos" (EM). Assim:

$$CRF(HB) = \frac{CV(HB) \cdot CRF(HC)}{CV(HC)} \quad (1)$$

$$D_b(HB) = \frac{D_T(HB) \cdot D_b(HC)}{D_T(HC)} \quad (2)$$

$$EM(HB) = \frac{CV(HB) \cdot EM(HC)}{CV(HC)} \quad (3)$$

$$VC(HB) = \frac{CV(HB) \cdot VC(HC)}{CV(HC)} \quad (4)$$

Resultados

Os resultados estão apresentados nas Tabelas II e III revelando que o uso dos parâmetros relacionados com HB acarreta em um aumento da deposição do material inalado no trato gastrointestinal e em uma diminuição desta nos demais órgãos do corpo humano, relativamente ao cálculo efetuado considerando os parâmetros relacionados com HC.

Tab. II - Fração do material inalado depositada após 1 dia da inalação, na condição R.

ÓRGÃO	HB (%)	HC (%)
-------	--------	--------

Esqueleto	5,626	6,268
Estômago	$8,131 \times 10^{-10}$	$6,914 \times 10^{-10}$
Intestino Delgado	$4,798 \times 10^{-2}$	$4,080 \times 10^{-2}$
I. G. Inferior	8,368	7,115
I. G. Superior	4,474	3,804
Pulmões	$2,600 \times 10^{-43}$	$4,625 \times 10^{-43}$
Rins	2,973	3,312
Demais Órgãos	5,117	5,600

Tab. III - Fração do material inalado depositada após 1 dia da inalação, na condição EP.

ÓRGÃO	HB (%)	HC (%)
Esqueleto	7,789	7,978
Estômago	$9,852 \times 10^{-10}$	$8,483 \times 10^{-10}$
Intestino Delgado	$5,798 \times 10^{-2}$	$4,990 \times 10^{-2}$
I. G. Inferior	10,100	8,694
I. G. Superior	5,403	4,649
Pulmões	$2,878 \times 10^{-43}$	$4,348 \times 10^{-43}$
Rins	4,115	4,215
Demais Órgãos	7,077	7,240

As Figuras 1 e 2 fornecem os resultados obtidos para a representam a evolução diária da deposição para o esqueleto e para o intestino grosso inferior.

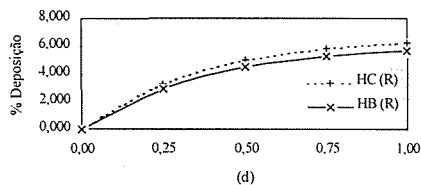


Fig. 1 - Evolução da deposição no esqueleto.

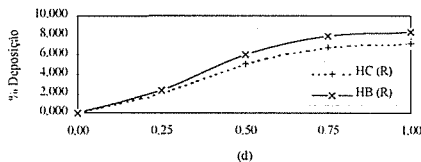


Fig. 2 - Evolução da deposição no intestino grosso inferior.

Discussão

Quando consideramos os parâmetros relacionados com HB, pode-se notar que a taxa de ventilação é superior àquela descrita para HC, ao contrário dos diâmetros da traqueia e dos bronquíolos que são inferiores. Assim, se considerarmos que estes parâmetros estão diretamente relacionados à absorção do material pelo pulmão, e sua conseqüente transferência aos demais órgãos do corpo, poderíamos explicar as diferentes concentrações de material entre os dois casos estudados. Os compostos considerados são rapidamente excretados pelo organismo, o que explica as baixas concentrações encontradas.

Referências

- MADY, C. Estudo da capacidade funcional máxima pela ergoespirometria em pacientes portadores da doença de chagas. São Paulo: 1985. Tese (Livre-Docência) - Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo.
- PEREIRA, C.A.C. Valores de referência para a espirometria em uma amostra da população brasileira adulta. São Paulo: 1992. Tese (Doutorado) - Escola Paulista de Medicina.
- GUIMARÃES, M.I.C.C. Desenvolvimento do manequim matemático do homem brasileiro para cálculos de dosimetria interna. São Paulo: 1994. Tese (Doutorado) - Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares (IPEN).
- JARVIS, N.S.; BIRCHALL, A.; JAMES, A.C.; BAILEY, M.R.; DORRIAN, M-D. LUDEP 1.0 - Personal computer program for calculating internal doses using the new ICRP respiratory tract model. National Radiological Protection Board, Oxford, 1993 (NRPB-R264).
- INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION. The human respiratory tract model - Publication No. 66. Oxford, 1994.

Biocinética dos compostos solúveis e insolúveis de urânio em um homem referência brasileiro

Joaquim Carlos S. Cardoso¹; José Carlos T. B. Moraes¹

¹ Laboratorio de Engenharia Biomedica - EP/USP

Caixa Postal: 61548 - 05424-970 - São Paulo (SP)

E-mail: jcmoraes@brusp.bitnet

Resumo - Foi calculada a deposição de compostos solúveis de urânio inalados, considerando-se os parâmetros morfológicos e fisiológicos fornecidos na literatura para uma amostra da população brasileira, utilizando-se o programa LUDEP. Estes resultados foram comparados com aqueles obtidos quando analisamos a deposição dos compostos insolúveis.

Abstract - The deposition of inhaled uranium's soluble compounds was calculated by the LUDEP program for Brazilian's morphometric and physiological parameters. The results were compared with estimates of deposition of inhaled uranium's insoluble compounds.

Introdução

Qualquer que seja a via de incorporação, a absorção do urânio para a corrente sanguínea vai depender de sua solubilidade. A principal via de incorporação é a inalação pois a absorção pelo trato gastrointestinal é baixa mesmo para compostos solúveis¹. A taxa de respiração controla o transporte dos contaminantes no ar para o trato respiratório e influencia sua deposição sobre as superfícies das vias respiratórias e da região pulmonar². Neste trabalho, os valores médios do volume de ar respirado por minuto, da capacidade vital (CV) e do diâmetro da traquéia (D_T), apresentados na literatura^{3,4,5} para o Homem Referência Brasileiro (HB), foram utilizados no estudo da biocinética dos compostos de urânio.

Metodologia

O programa LUDEP⁶ foi utilizado por permitir que a deposição fracionária, em cada órgão do corpo, fosse calculada para qualquer parâmetro morfofisiológico escolhido. No nosso caso foram adotados os parâmetros listados na Tabela I, admitindo-se uma inalação aguda de uma atividade de 100 Bq de U-238, para um aerosol de 5 μ m de AMAD. Consideramos, ainda, os compostos solúveis de urânio, tais como UF₆, UO₂F₂ e UO₂(NO₃)₂, que são rapidamente absorvidos do pulmão, e os óxidos insolúveis de urânio, como UO₂ e U₃O₈.

A Publicação 66 da ICRP⁷ fornece valores baseados em estudos feitos em povos formados em quase sua totalidade por caucasianos (HC). Os parâmetros descritos abaixo foram calculados admitindo-se que a relação entre as variáveis

adotada para o homem caucasiano, era mantida no caso brasileiro. Assim:

$$CRF(HB) = \frac{CV(HB) \cdot CRF(HC)}{CV(HC)} \quad (1)$$

$$D_b(HB) = \frac{D_T(HB) \cdot D_b(HC)}{D_T(HC)} \quad (2)$$

$$EM(HB) = \frac{CV(HB) \cdot EM(HC)}{CV(HC)} \quad (3)$$

$$VC(HB) = \frac{CV(HB) \cdot VC(HC)}{CV(HC)} \quad (4)$$

Tab. I - Parâmetros morfológicos e fisiológicos adotados

PARÂMETROS	HB
Capacidade Residual Funcional (cm ³)	2831
Capacidade Vital (cm ³)	4304
Diâmetro do 1º Bronquíolo (cm)	0,1501
Diâmetro da Traqueia (cm)	1,50
Espaço "Morto" Bronquial (cm ³)	42
Espaço "Morto" Bronquiolar (cm ³)	40
Espaço "Morto" Extratorácico (cm ³)	43
Volume Respirado por Minuto (m ³ /h)	0,64 (R)
	5,75 (EP)
Volume Corrente (cm ³)	536 (R)
	1649 (EP)

Resultados

A inalação de compostos insolúveis de urânio, tanto na condição de repouso(R) quanto na condição de exercício pesado (EP), resultou em um aumento da deposição do material inalado no trato gastrin-testinal e nos pulmões e em uma diminuição desta nos demais órgãos do corpo humano, relativamente ao cálculo efetuado para a inalação de compostos solúveis (Tabelas II e III).

Tab. II - Fração depositada após 1 dia da inalação, na condição R.

ÓRGÃO	C. SOL. (%)	C. INSOL. (%)

Esqueleto	5,626	$1,993 \times 10^{-2}$
Estômago	$8,131 \times 10^{-10}$	$1,715 \times 10^{-2}$
Intest. Delgado	$4,798 \times 10^{-2}$	$2,336 \times 10^{-1}$
Intest. Grosso Infer.	8,368	18,260
Intest. Grosso Super.	4,474	10,290
Pulmões	$2,600 \times 10^{-43}$	6,927
Rins	2,973	$1,064 \times 10^{-2}$
Demais Órgãos	5,117	$2,416 \times 10^{-2}$
TOTAL	26,606	35,782

Tab. III - Fração depositada após 1 dia da inalação, na condição EP.

ÓRGÃO	C. SOL. (%)	C. INSOL. (%)
Esqueleto	7,789	$2,707 \times 10^{-2}$
Estômago	$9,852 \times 10^{-10}$	$1,942 \times 10^{-2}$
Intest. Delgado	$5,798 \times 10^{-2}$	$3,206 \times 10^{-1}$
Intest. Grosso Infer.	10,100	24,670
Intest. Grosso Super.	5,403	14,180
Pulmões	$2,878 \times 10^{-43}$	7,727
Rins	4,115	$1,445 \times 10^{-2}$
Demais Órgãos	7,077	$3,320 \times 10^{-2}$
TOTAL	34,542	46,992

A evolução da deposição, para o esqueleto e para os rins, está representada nas Figuras 1 e 2.

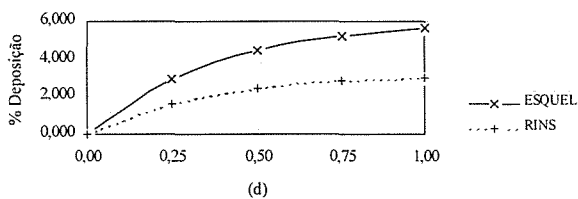


Fig. 1 - Evolução da deposição do composto solúvel no esqueleto e nos rins.

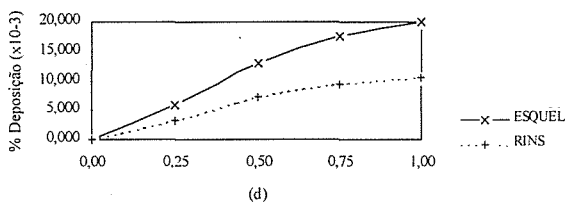


Fig. 2 - Evolução da deposição do composto insolúvel no esqueleto e nos rins.

Discussão

Os compostos solúveis depositados na região alveolar são normalmente absorvidos na sua totalidade¹ e, no caso de inalação de compostos insolúveis, o urânio pode ser encontrado tanto nos brônquios como nos pulmões⁸. Isto explicaria a diferença de concentração dos compostos solúveis e insolúveis nos pulmões. A presença de urânio no osso e no rim concorda com estudos anteriores¹, embora as concentrações sejam diferentes.

Referências

- DUARTE, C.L. Estudo das medidas terapêuticas para redução da contaminação interna por radionuclídeos. São Paulo: 1992. Tese (Mestrado) - Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares (IPEN).
- LAYTON, D.W. Metabolically consistent breathing rates for use in dose assessments. *Health Phys.*, 64(1),1993.
- GUIMARÃES, M.I.C.C. Desenvolvimento do manequim matemático do homem brasileiro para cálculos de dosimetria interna. São Paulo: 1994. Tese (Doutorado) - Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares (IPEN).
- MADY, C. Estudo da capacidade funcional máxima pela ergoespirometria em pacientes portadores da doença de chagas. São Paulo: 1985. Tese (Livre-Docência) - Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo.
- PEREIRA, C.A.C. Valores de referência para a espirometria em uma amostra da população brasileira adulta. São Paulo: 1992. Tese (Doutorado) - Escola Paulista de Medicina.
- JARVIS, N.S.; BIRCHALL, A.; JAMES, A.C.; BAILEY, M.R.; DORRIAN, M-D. LUDEP 1.0 - Personal computer pro-gram for calculating internal doses using the new ICRP respiratory tract model. National Radiological Protection Board, Oxford, 1993 (NRPB-R264).
- INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION. The human respiratory tract model - Publication No. 66. Oxford, 1994.
- BERLIN, M.; RUDELL, B. Uranium. In: FRIBERG, L.; NORDBERG, G.F.; VOUK, V.B. Handbook on the toxicology of metals. Amsterdam, Elsevier, 1986.

Onde usar o monitor individual de radiação?

Emico Okuno, Nancy Kuniko Umisedo, José Roberto Nucci, Maria Tereza Ghiringhelo*, Elisabeth Mateus Yoshimura e Marília Teixeira da Cruz

Instituto de Física - USP, Caixa Postal 66318, CEP 05389-970, S. Paulo

*Laboratório Fleury S/C Ltda, R. Cincinato Braga, 282 CEP 01333-910, S. Paulo

E-mail: EOkuno@IF.USP.BR

Resumo - É apresentada uma análise de dados de doses de trabalhadores que utilizaram simultaneamente 2 ou 3 monitores de radiação individuais em locais diferentes do corpo, durante alguns anos. Os resultados mostram que é importante o uso do avental e pescoceira de chumbo no setor de hemodinâmica, assim como a manipulação correta de fontes não seladas no setor de Medicina Nuclear (MN). No setor de hemodinâmica, as doses equivalentes máximas no pulso chegam a cerca de 10mSv/mês, enquanto que as doses equivalentes máximas sob avental e sob pescoceira de chumbo atingem 0,8mSv/mês.

Abstract - The analysis of ionizing radiation dose data of workers using simultaneously 2 or 3 personnel monitors in different places of the body during some years is presented. The results show that it is very important the use of Pb apron and neckband in hemodynamics section, as well as the correct manipulation of unsealed sources in Nuclear Medicine. In the hemodynamics section, the maximum equivalent dose in the wrist is around 10mSv/month, although the maximum equivalent dose under lead apron and neckband reaches 0.8mSv/month.

Introdução

Ultimamente têm surgido discussões sobre o local mais adequado para a colocação do monitor de radiação individual: se fora ou sob o avental de chumbo, no caso de profissionais que usam esses protetores. Experiências realizadas¹ com o fantoma antropomórfico "Alderson" no setor de endoscopia

avental de chumbo e um sob pescoceira de chumbo. Busca-se uma correlação entre doses determinadas através desses monitores. Essa correlação pode dar sugestões sobre a necessidade de se usar mais de um monitor e os locais mais adequados para fixá-los.

Metodologia

Os detectores utilizados são os dosímetros termoluminescentes (TL): LiF-TLD-100 ou pastilhas de fluorita empregados na monitoração individual^{2,3} pelo Laboratório de Dosimetria. Um dos dosímetros é embalado envolto por filtro de chumbo de 0,53mm e o outro sem nenhum filtro. As doses nos monitores são determinadas usando a curva de aferição que se obtém mensalmente, irradiando com doses conhecidas de radiação gama do ¹³⁷Cs ou do ⁶⁰Co os dosímetros envoltos em filtros de 0,53mm de Pb. Efetuam-se correções nas doses assim determinadas, visto que tanto a pastilha de fluorita quanto o LiF TLD-100, este último em pequeno grau, apresentam respostas TL que dependem da energia da radiação ionizante incidente no monitor. As correções são feitas através das curvas de dependência energética de cada tipo de dosímetro, ou seja, das curvas de respostas TL dos dosímetros (um sem filtro e outro envolto em filtro de 0,53mm de Pb) e da razão entre elas em função da energia efetiva da radiação neles incidente para uma dose fixa. Esse método permite não só determinar a dose equivalente no monitor mas também a energia da radiação nele incidente, requisitos da CNEN que devem ser cumpridos por um serviço de monitoração individual.

Os usuários de monitores de lapela e de pulso trabalham nos setores de enfermagem e de MN do

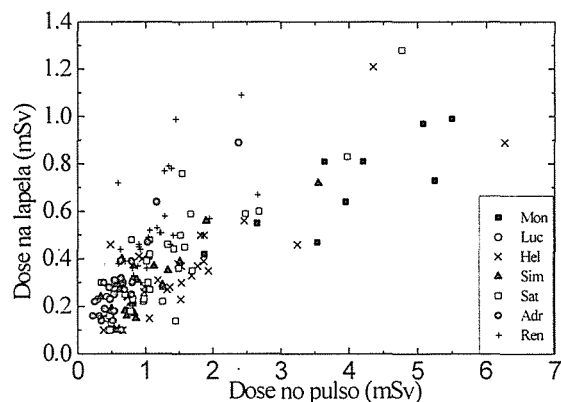


Figura 1. Dose equivalente na lapela em função da dose equivalente no pulso nos usuários do setor de Medicina Nuclear. Símbolos diferentes indicam usuários diferentes.

do Hospital Universitário da Universidade de S. Paulo já mostraram ser essencial o uso de protetores de chumbo.

Este trabalho é uma compilação-análise de dose de trabalhadores que usaram ou usam em diferentes partes do corpo dois ou três monitores individuais simultaneamente. São eles: um de lapela e um de pulso ou dois de lapela sendo um fora e um sob

Laboratório Fleury e os dados são de 1993-1995. Os primeiros manipulam ^{99m}Tc e os outros ^{99m}Tc , ^{131}I , ^{67}Ga e também operam tubos de raios X de energia baixa. Os dados relativos a doses nos monitores colocados na lapela fora e sob o avental de chumbo e sob a pescoceira são dos usuários de um setor de hemodinâmica de 10/1985 a 12/1988.

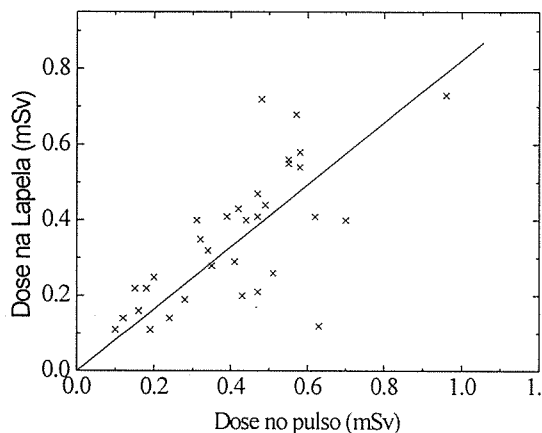


Figura 2. Dose equivalente na lapela em função da dose equivalente no pulso nos usuários do setor de enfermagem.

Resultados, Discussão e Conclusão

Os resultados obtidos são apresentados nas Figuras de 1 a 4. As Figuras 1 e 2 mostram os dados de dose equivalente na lapela em função da dose equivalente no pulso, respectivamente de usuários de MN e da enfermagem. Verifica-se que há uma correlação entre essas doses, dentro dos limites de erros, ou seja, quanto mais alta a dose no pulso, mais alta é a dose na lapela. Os trabalhadores da enfermagem recebem uma dose menor que os da MN. Embora a dose no pulso para os últimos possa atingir valores relativamente altos devido ao ^{131}I , a dose na lapela é, em geral, baixa.

A Figura 3 mostra a relação entre as doses equivalentes na lapela fora e sob avental de chumbo, para trabalhadores de um setor de hemodinâmica. Pode-se notar a eficiente capacidade de blindagem do avental, pois as doses sob o avental são quase sempre muito baixas. O mesmo pode ser dito para a relação entre dose na lapela fora do avental de chumbo e dose sob a pescoceira de chumbo (Figura 4).

Os resultados do presente trabalho recomendam o uso de dois monitores pelos profissionais aqui analisados, exceto os da enfermagem. Os usuários do setor de MN devem usar um monitor no pulso e outro na lapela, e os da hemodinâmica, um fora e outro sob o avental de Pb, pois cada um dos monitores consegue dar apenas uma indicação da dose do outro.

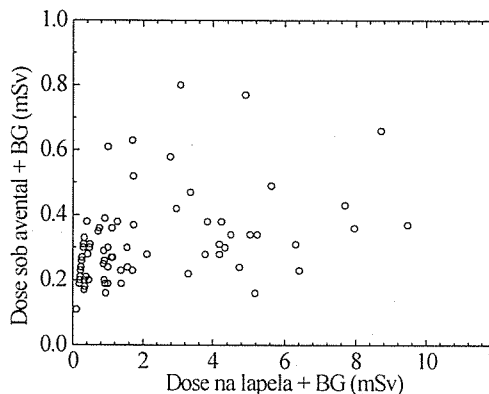


Figura 3. Relação entre doses na lapela fora e sob avental de Pb em um setor de hemodinâmica. BG significa radiação de fundo.

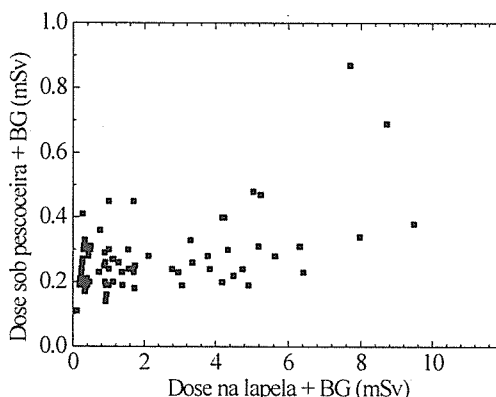


Figura 4. Relação entre doses na lapela fora e sob pescoceira em um setor de hemodinâmica. BG significa radiação de fundo

Referências

- ¹ALDRED, M.A., PAES, W.S., FAUSTO, A. M. F., NUCCI, J.R., YOSHIMURA, E.M. y OKUNO, E. Investigación de dosis en el sector de endoscopia del Hospital Universitario de la Universidad de São Paulo. Trabalho apresentado no III Congreso Regional sobre Seguridad Radiológica y Nuclear, 23-27/10/1995 Cusco, Peru. Resumo publicado na p. 34 dos anais do congreso.
- ²NUCCI, J. R., LOPES, J. R., YOSHIMURA, E. M. y OKUNO, E. Sistema de monitoración individual de rutina del Laboratorio de Dosimetría del Instituto de Física de la Universidad de S. Paulo. idem acima. Resumo publicado na p. 94
- ³TRZESNIAK, P., YOSHIMURA, E. M., CRUZ, M. T. and OKUNO, E. Brazilian fluorite-based dosimetric pellets: history and post-use review. *Radiat. Prot. Dosim.* **34**, 1/4 p.167-170, 1990.

Indicadores em Proteção Radiológica: Emprego na Prática Médica

João G. Tilly Jr.¹; Margot F. S. Schmidt¹

¹ Secretaria de Estado da Saúde do Paraná - CSVS - SPR

Resumo - As mais diversas especialidades médicas obtém preciosos benefícios como resultado de aplicações de radiações ionizantes, seja para fins terapêuticos, diagnósticos ou em pesquisa. Pesquisadores e engenheiros desdobram-se na busca de aperfeiçoamentos e novas aplicações. Cabe a estes quantificar de maneira válida as implicações resultantes desta utilização. Índices capazes de expressar a situação existente em um dado momento são muitos, e a sistematização da informação em torno desses índices pode contribuir muito à disseminação da prática da proteção radiológica.

Abstract - The most diversified medical fields are obtaining precious benefits out of application of ionizing radiation, in therapy, diagnostic or in research. The searchings and engineers multiply themselves in the search of perfection and new applications. Its up to the one's involved to validly quantify the implications of its application. Able indexes to express the existing situation are many, and to systematize the information around it can contribute a lot to the dissemination of the radiological protection practice.

Introdução

Para o acompanhamento do desempenho de um departamento de radiologia se estabelece um programa de controle de qualidade. A alimentação do programa se realiza por meio de formulários e do registro sistemático de parâmetros mensuráveis, que fornecem os dados a serem trabalhados. Estes dados comparados com parâmetros previamente escolhidos são transformados em informações que, produzidas com periodicidade definida e critérios constantes, formam os indicadores que possibilitam acompanhar o desempenho do departamento.

Para avaliar os serviços oferecidos a uma população o sistema de saúde pública, a nível local ou regional, pode-se valer do emprego de indicadores que expressem seus aspectos mais relevantes.

Este trabalho tem por objetivo propor indicadores, segundo o conceito definido pela Organização Mundial de Saúde, que proporcionem subsídios para o estabelecimento de uma política de proteção radiológica, mostrem os avanços obtidos e identifiquem estratégias operativas.

Conceitos Básicos

A fim de obter indicadores padronizados seguimos os conceitos definidos pela O.M.S.¹ e Mikilita² conforme o resumo apresentado na figura 1.

Para possuir as propriedades esperadas um indicador deve satisfazer alguns requisitos:

- **VALIDADE**
medir realmente o que se pretende medir;
- **OBJETIVIDADE**
proporcionar o mesmo resultado quando obtido por pessoas distintas em circunstâncias semelhantes;
- **SENSIBILIDADE**

captar as mudanças ocorridas em uma situação;

- **ESPECIFICIDADE**
refletir somente os câmbios ocorridos na situação que se trata.

Podem ser obtidos à partir de sensos demográficos, registros dos sistemas de saúde, publicações científicas, ações *in loco* utilizando instrumentos de medidas e formulários apropriados, assim como, através de coleta dos registros de programas de controle de qualidade.

Indicadores em Proteção Radiológica

Uma maneira de avaliar a proteção radiológica de uma população é tomar como variáveis a justificação, otimização e dose para a proposição de um conjunto de indicadores que representem a situação.

Tendo em conta as aplicações médicas pode-se propor alguns indicadores:

- **JUSTIFICAÇÃO**
 - porcentagem de exames sistemáticos que apresentaram anormalidades;
 - Porcentagem de alterações em tomadas de decisões como consequência da realização de um exame;
 - porcentagem de exames realizados para fins de documentação.
- **OTIMIZAÇÃO**
 - Custo monetário para redução de uma unidade de dose.
- **DOSE**
 - Porcentagem da contribuição da dose em trabalhadores na dose coletiva populacional;

- Valor médio da dose de entrada á superfície por tipo de exame;
- Variação anual no valor da dose coletiva populacional.

Para que se realize uma avaliação periódica de uma política de proteção radiológica, a fim de se assegurar seu alcance, operacionalidade e resolubilidade, a utilização de indicadores pode ser a ferramenta que operacionalize esta avaliação.

Discussão

RESUMO DE CONCEITOS RELACIONADOS A INDICADORES

	DADO	INFORMAÇÃO	VARIÁVEL	INDICADOR
C O N C E I T O	Resultado puro e simples de uma medida, cálculo ou resposta objetiva de uma interrogação.	Dado associado a um referencial explicativo sistemático. Tem natureza subjetiva e relativa. A capacidade de aumentar o nível de conhecimento de quem recebe é seu propósito básico e o maior determinante de seu valor.	Parâmetro que se quer representar.	Informação produzida com periodicidade definida e critérios constantes
E X E M P L O	- medida de kVp - quantidade de aventais de Pb - quantidade de profissionais	- kVp medido diferente do valor esperado - quantidade insuficiente de aventais de Pb - número de profissionais monitorados	- Qualidade - Otimização - Doses	- variação anual da porcentagem de medidas de kVp abaixo, acima ou de acordo com o esperado

Figura 1

Referências

¹ ORGANIZAÇÃO MUNDIAL DA SAÚDE. Preparación de indicadores para vigilar los progresos realizados en el logro de la salud para todos en el año 2000. Serie Salud Para Todos nº 4, OMS, Ginebra, 1981.

² MIKILITA, I. S. Sistema de informação para a vigilância sanitária de alimentos : Algumas aproximações. Elaborado para a OPAS, não publicado, 1993.

³ ORGANIZAÇÃO MUNDIAL DA SAÚDE. Elección apropiada de técnicas de diagnóstico por imagem en la práctica clínica. Série de Informes Técnicos 795, OMS, Ginebra, 1990.

⁴ INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION. Implications of Commission recommendations that doses be kept as low as radily achievable. ICRP publication 22, Pergamon Press, 1973.

Análise de Programas de Monitoração Individual

Aline B. Guerra [#]; Fabiane Lorenzini [#]; Janaína Carlos [#]; Maria E. B. Bernasiuk ^{*}; Mara R. Rizzatti^{*};
José L. B. Fuentefria [#]

[#] Setor de Radiações/DVS/SSMA

Av. Júlio de Castilhos, 596 sala 516 6^o andar - Porto Alegre (RS)

^{*} Instituto de Física - PUC-RS

Av. Ipiranga, 6681 Prédio 10 - Porto Alegre (RS)

Resumo - O monitor individual tem por finalidade registrar os níveis de radiação a que os trabalhadores ocupacionalmente expostos estão submetidos, verificando se estes estão de acordo com os limites primários estabelecidos na Norma da Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN) NE-3.01. Foram elaborados roteiros de inspeção, onde um dos itens avaliados é o programa de monitoração individual do estabelecimento. Verificou-se, através da análise destes, que muitos estabelecimentos não forneciam monitores individuais ou utilizavam incorretamente os mesmos.

Abstract - The personal monitoring devices is recommended whenever a possibility exists that an individual will receive levels of radiation as a result of this occupation activities. A personal-monitoring device provides an estimate of the exposure received. These can be used to show if the annual radiation exposure received is in agreement with the recommendation of the CNEN-NE-3.01. We have elaborated distinct ways to monitor the radiation occupational exposures. We have found from the analysed data that several institutions don't provide the personal dosimeters and those who provide them don't know how to use them.

Introdução

O monitor individual serve para registrar os níveis de radiação recebidos mensalmente pelos trabalhadores ocupacionalmente expostos à radiação ionizante e, através de suas leituras, controlar as doses equivalentes recebidas mensalmente, verificando se estão de acordo com os limites primários para trabalhadores, conforme Norma da CNEN-NE-3.01. Para que as leituras sejam válidas, os monitores individuais não podem ser submetidos a maus tratos, nem armazenados incorretamente.

Metodologia

Este trabalho consistiu na realização de vistorias em estabelecimentos de saúde que operam com fontes emissoras de radiação ionizante e na análise dos cadastros recebidos pelo Setor de Radiações da Divisão de Vigilância Sanitária da Secretaria da Saúde e do Meio Ambiente do Estado do Rio Grande do Sul. Para realizar estas vistorias, elaborou-se roteiros de inspeção específicos para estes estabelecimentos e modificou-se o cadastro de equipamentos de raios X elaborado em 1988. Em ambos os documentos, um dos assuntos abordados foi a monitoração individual mensal dos trabalhadores ocupacionalmente expostos à radiação ionizante, sendo que, nos roteiros de inspeção, questionou-se e observou-se o programa de monitoração individual utilizado pelo estabelecimento. Nos cadastros também

identificou-se a existência ou não do contrato de locação dos monitores individuais. Os roteiros de inspeção foram preenchidos durante as vistorias e os dados cadastrais foram fornecidos pelos responsáveis de cada estabelecimento, sendo posteriormente enviados ao Setor de Radiações. Após a análise dos dados obtidos a partir dos roteiros e do cadastro, algumas providências legais já foram tomadas para a adequação dos estabelecimentos.

Resultados

Foram realizadas 64 vistorias, e a partir destas, constatou-se que 37 % dos estabelecimentos não forneciam monitores individuais para os trabalhadores ocupacionalmente expostos à radiação ionizante, o que contraria o Decreto Estadual 23.430, de 24 de outubro de 1974, artigo 141, do Estado do Rio Grande do Sul. O restante dos estabelecimentos (52%) forneciam monitores individuais, sendo que, 19 % destes apresentavam irregularidades no seu uso, como por exemplo, o fato dos funcionários não terem sido instruídos corretamente sobre as regras de utilização destes monitores. Verificou-se que alguns destes trabalhadores desconheciam a importância do uso de monitores individuais, bem como, não tinham conhecimento sobre os limites de doses individuais mensais. Destes 19 % de trabalhadores que utilizavam incorretamente os monitores individuais, constatou-se que 33 % não o guardavam, após a jornada de trabalho, junto ao monitor padrão,

enquanto que 25 % deixavam os referidos monitores em área restrita. Constatou-se também que 58 % utilizavam objetos, tais como canetas, carteiras e crachás, na frente dos monitores, além de não utilizá-los durante os procedimentos em que se expunham à radiação ionizante. Dos estabelecimentos que forneciam monitores individuais, foi possível verificar que 11 % solicitaram o contrato de locação de monitores individuais para os laboratórios credenciados pela CNEN e 33 % apresentaram programas de monitoração individual completos e corretos de acordo com as Normas básicas e práticas de utilização destes. Em relação aos cadastros recebidos e analisados, totalizando 550, os resultados mostram que 76 % não possuem o contrato de locação de monitores individuais[2], 3,5 % tiveram o serviço de radiologia desativado e, portanto, cancelaram o contrato de monitoração individual, 7% não responderam se possuem ou não tal contrato e 0,5 % dos estabelecimentos estavam em fase de contratação de monitores individuais para os trabalhadores ocupacionalmente expostos à radiação ionizante.

Discussão e Conclusão

Com a realização deste trabalho, concluiu-se que estas vistorias são imprescindíveis para detectar falhas operacionais e irregularidades e com isto, tomar-se as devidas providências legais para adequamento dos estabelecimentos, conforme foi realizado. Quanto aos cadastros, constatou-se uma deficiência em relação ao controle dos níveis mensais de radiação recebidos pelos trabalhadores ocupacionalmente expostos à radiação ionizante, fazendo com que os estabelecimentos vistoriados implantassem programas de monitoração individual. Sugere-se que a realização das vistorias tenham continuidade para poder inspecionar os estabelecimentos já cadastrados, a fim de verificar estas informações e orientar os responsáveis a respeito da necessidade e importância do fornecimento e uso correto dos monitores individuais.

Referências

- [1] Norma CNEN-NE-3.01.
- [2] Decreto Estadual 23.430 de 24 de outubro de 1974.
- [3] Manual Básico de Proteção Radiológica para Inspeção Sanitária/ Ministério da Saúde, 1994.

Monitoração individual em geometrias complexas de exposição a fótons

Cunha, P.G* e Drexler, G.

Laboratório de Ciências Radiológicas / UERJ

Pavilhão Haroldo Lisboa da Cunha, Rua São Francisco Xavier, 524 ; 20550-013 - Rio de Janeiro

Resumo - A razão (dose efetiva, E / Dose equivalente pessoal, Hp(10)) foi calculada para diversos cenários de exposição a campos paralelos de fótons. São apontadas algumas situações onde o número de monitores e a localização do mesmo sobre o corpo do trabalhador devem ser objeto de análise para que a dose efetiva não seja subestimada.

Abstract - The ratio (Effective Dose, E) / (Personal Dose Equivalent, Hp(10)) was calculated for some scenarios set in broad parallel photon beams. Worker's irradiation condition are shown in which the number and locations of the individual monitor have to be carefully determined in order to avoid that the value of effective dose is underestimated.

Introdução

A grandeza recomendada pela ICRP¹ e ICRU² para a limitação (efeito estocástico) da exposição à radiação ionizante é a dose efetiva, E. Para medidas da exposição do ser humano a fontes de radiação externas ao seu corpo, é aceita a convenção de que as grandezas operacionais do ICRU³ devem ser utilizadas para estabelecer a ponte entre as grandezas de limitação e os campos de radiação. Em um grande número de situações, a dose efetiva recebida por um trabalhador é estimada por medidas de monitoração individual com base na seguinte regra: quando a exposição ocorre de modo relativamente uniforme, a medida pode ser realizada por um único monitor, afixado na superfície do corpo em local de maior incidência da radiação. Contudo, o conceito de "relativamente uniforme" carece de precisão. Assim, as relações numéricas entre os dados da monitoração individual e E precisam ser bem entendidas, de modo que os métodos de monitoração sejam adequadamente estabelecidos e os dados interpretados corretamente.

Neste trabalho, a razão $E/H_p(10)$ foi calculada para várias situações.

Metodologia

Devido as dificuldades experimentais de obter a razão $E/H_p(10)$, optou-se por tratar a questão teoricamente. A dose efetiva foi calculada a partir dos coeficientes de conversão da ICRU². Devido a forte dependência de $H_{p,slab}(10,\alpha)$ com o angulo de incidência para fótons com o valor de α próximo a 90° , optou-se por utilizar $H'(10,\alpha)$ ⁵ para estimar $H_p(10)$.

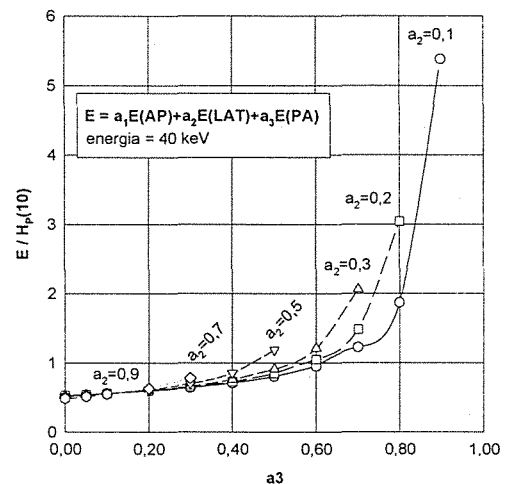


Figura 1: A razão $E/H_p(10)$ para fótons de 40 keV.

Com o objetivo de estimar a magnitude dos erros envolvidos na estimativa de E, devido a geometria de exposição do trabalhador versus posicionamento do seu monitor, foi elaborado um modelo de exposição. É postulado que qualquer padrão de exposição do trabalhador pode ser descrito por uma combinação linear de três geometrias básicas de irradiação⁴: AP, LAT e PA. Para simplificar o cenário foi suposto que o trabalhador exerce atividades longe da fonte de radiação (campo aproximadamente expandido e alinhado) e que é possível quantificar a sua movimentação (os tempos relativos em cada posição em relação a direção do campo de radiação). A dose efetiva resultante de uma dada exposição e o resultado do monitor individual são descritos, respectivamente, como:

$$E = a_1E(AP) + a_2E(LAT) + a_3E(PA) \quad \text{e}$$
$$Hp(10) = a_1H(10,0) + a_2H(10,90) + a_3H(10,180)$$

Hp(10) foi definido de modo a simular um monitor posicionado na parte frontal do tórax. Adicionalmente: $a_1+a_2+a_3=1$. Foi realizado em

estudo paramétrico da razão E/Hp(10) para as energias de 20 keV, 40 keV, 100 keV e 1000 keV.

Resultados

Para fótons de 20 keV, a razão E/Hp(10) é definida unicamente pelos parâmetros a_1 e a_2 visto que o coeficiente de conversão para H'(10,180) é muito pequeno, podendo ser considerado zero. Na figura 1 pode ser observado que quando o trabalhador é exposto a fótons de 40 keV e permanece por um período superior a 50% (aproximadamente) do tempo ($a_3 > 0,5$) com as costas voltadas para a fonte de radiação, a dose efetiva será subestimada. Para fótons de 1000 keV, o processo é totalmente determinado pelo parâmetro a_3 . Na tabela 1 é apresentada uma síntese dos resultados, em função da energia dos fótons.

Tabela 1: A razão E/Hp(10) em função da geometria de irradiação e energia dos fótons.

Energia keV	E/Hp(10)		
	$a_3=1$	$a_3=0,9$ e $a_2=0,1$	$a_1=1$
20	-	5	0,20
40	19	5,5	0,53
100	15	7	0,85
1000	2,5	2	0,86

Na tabela 2 são apresentados os parâmetros a_i referentes as situações nas quais a dose efetiva é sempre superestimada ($E/Hp(10) < 1$).

Tabela 2: A razão E/Hp(10) em função da geometria de irradiação e energia dos fótons.

Energia keV	E/Hp < 1
	Qualquer caso onde:
20	$a_2 < 0,50$ e $a_3 < 1$
40	$a_3 < 0,40$
100	$a_3 < 0,20$
1000	$a_3 < 0,25$

Discussão e Conclusões

Os resultados obtidos permitem identificar algumas situações onde a dose efetiva poderá ser subestimada caso o trabalhador utilize apenas um monitor individual afixado na parte frontal do tórax. A saber:

a - exposição a fótons com energia próxima de 40 keV: permanência por um período superior a 50% do tempo com as costas voltadas para a fonte de radiação;

b - exposição a fótons com energia próxima ou superior a 100 keV: permanência por um período superior a 20% do tempo com as costas voltadas para a fonte de radiação;

Referências

- ¹ICRP. 1990 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. Publication 60, Pergamon Press, Oxford, (1991).
- ²ICRU. Conversion Coefficients for use in Radiological Protection against External Radiation. A Draft Prepared by the Joint Task Group of the ICRP and ICRU, 1996.
- ³ICRU. Measurement of Dose Equivalents from External Photon and Electron Radiations. ICRU Report 47, 1992.
- ⁴Till, E.; Zankl, M. and Drexler G. Angular Dependence of Depth Doses in a Tissue Slab Irradiated with Monoenergetic Photons. GSF-Bericht 27/95, 1995.
- ⁵Grosswendt, B. and Hohlfield, K. Angular Dependence of Specified Depth Dose Equivalent Quantities in the ICRU Sphere for Photon Radiation. Radiat. Prot. Dosim. 3, 169-174, 1982.

Características de espalhamento de materiais utilizados em radioproteção

Paulo R. Costa¹, Linda V. E. Caldas²

¹ 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

² Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares - IPEN/CNEN

Travessa R, 400 - CEP 05508-900 - São Paulo - SP

Tel. (011) 816-9118 - Fax (011) 816-9117

Resumo - Propõe-se um modelo paramétrico para a distribuição da radiação espalhada por materiais utilizados em radioproteção. O modelo apresenta vantagens por ser independente da composição química ou do coeficiente de atenuação linear do meio como função da energia. São apresentados resultados comparativos entre o modelo e dados experimentais.

Abstract - This work proposes a parametrical model for the distribution of the radiation scattered by shielding materials. This approach shows advantages for its independence on chemical composition or linear attenuation coefficient of the media as a function of energy. Comparative results between the model and experimental data are presented.

Introdução

A publicação número 60 da ICRP¹ sugere que sejam implantados métodos de otimização que garantam que o público exposto à radiação esteja submetido aos menores níveis de radiação possíveis, levando-se em conta fatores sociais e econômicos. Para isto, paredes, biombo, visores, tetos e pisos de salas utilizadas em radiologia diagnóstica, radioterapia e medicina nuclear devem ser corretamente dimensionadas e revestidas com materiais atenuadores que garantam que os níveis de radiação em suas adjacências sejam compatíveis com os limites máximos permissíveis para o tipo de público ocupante da área em questão.

O presente trabalho descreve uma metodologia para avaliação das propriedades de absorção e de espalhamento dos materiais utilizados em radioproteção. Esta metodologia baseia-se no modelo de Archer^{2,3}, que apresenta uma formulação paramétrica para descrever as curvas de atenuação destes materiais. Para as propriedades de espalhamento, o equacionamento proposto por Costa & Caldas⁴ é acoplado ao modelo de Archer para a dedução de uma função paramétrica para a distribuição de espalhamento.

Metodologia

Archer e col.² propõem a seguinte equação paramétrica para o ajuste da função de transmissão, $B_{\alpha\beta\Gamma}(x)$, de diversos materiais:

$$B_{\alpha\beta\Gamma}(x) = \left[\left(1 + \frac{\beta}{\alpha} \right) \exp(\alpha\Gamma x) - \frac{\beta}{\alpha} \right]^{-\frac{1}{\Gamma}} \quad (\text{Eq. 1})$$

onde $B_{\alpha\beta\Gamma}$ fornece o percentual de transmissão da radiação como função da espessura, x , do material sendo α , β e Γ constantes obtidas pela aplicação de um método de mínimos quadrados não-linear aos dados de atenuação.

Um modelo matemático para o cálculo da distribuição de radiação espalhada é proposto na referência 4. Este modelo tanto utiliza informações sobre o espectro de radiação incidente no meio espalhador como sobre a composição química ou o coeficiente de atenuação do meio. Deste modo, o modelo proposto é útil somente quando estas informações estão disponíveis. Contudo, na maioria dos casos, os materiais utilizados comercialmente são compostos por ligas ou misturas de elementos cuja formulação química não é divulgada pelos fabricantes. Assim, o equacionamento proposto na referência 4 será reescrito com auxílio do modelo analítico de Archer (Eq. 1) e toma a forma:

$$H(\theta) = \frac{r_0^2}{2} n_e A \int_0^{E_{\max}} \int_0^x B_{\alpha\beta\Gamma}(x-z) B_{\alpha\beta\Gamma}(z \sec \theta) \times (1 + \cos^2 \theta) F_{KN}(E, \theta) S(E, \theta, Z) dz dE \dots (\text{Eq. 2})$$

onde: r_0 é o raio clássico do elétron, n_e a densidade eletrônica do material, A área da seção transversal do feixe incidente, F_{KN} a função de Klein-Nishina, $S(E, \theta, Z)$ a função de espalhamento incoerente, sendo Z o número atômico efetivo do material, e $B_{\alpha\beta\Gamma}(x)$ a função de transmissão do material, conforme descrita acima. Os parâmetros geométricos x , z e θ estão descritos na referência 4.

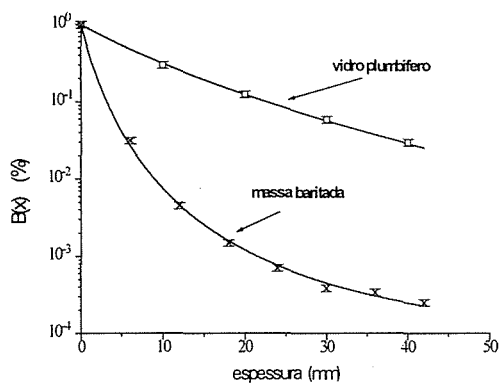


Figura 1 - Funções de transmissão, $B_{\alpha\beta\Gamma}(x)$, para vidro plumbífero e massa baritada e pontos experimentais utilizados para o cálculo dos parâmetros α , β e Γ pelo modelo de Archer.

Resultados Comparativos

Simulações: Para a simulação da Eq. 2 foi utilizado o software Mathcad 5.0 (MathSoft Inc.). Os parâmetros α , β e Γ foram obtidos a partir das curvas de transmissão dos materiais avaliados (Fig.1). Para a medição dessas curvas foi utilizado o equipamento radiológico trifásico do Laboratório de Ensaio em Equipamentos Eletromédicos do IEE/USP e uma câmara de ionização Radcal 10x5-6 acoplada a um monitor Radcal, modelo 9015. A geometria utilizada foi a de feixe estreito. Para o cálculo desses parâmetros, utilizou-se o programa original utilizado por Archer e col.³. Os valores obtidos para estes parâmetros estão apresentados na Tabela 1. A função $H(\theta)$ foi, então, calculada utilizando estes valores de α , β e Γ para diferentes materiais e espectros incidentes.

Tabela 1 - Parâmetros para o modelo de Archer

MATERIAL	kVp	α	β	Γ
Vidro plumbífero	100	0,028	0,105	0,300
Massa baritada	100	-0,173	1,153	0,199

Experimento: As medições da fração de espalhamento foram realizadas utilizando-se câmaras de ionização Radcal 10x5-6 e 10x5-1800 acopladas a monitores de radiação Radcal (modelos 1515 e 9015 respectivamente). Neste caso, novamente, o feixe de radiação-X foi gerado através do mesmo equipamento de raios-X utilizado na obtenção dos parâmetros α , β e Γ . Detalhes da configuração geométrica utilizada estão apresentados na referência 4. A massa baritada e os vidros plumbíferos avaliados são materiais encontrados comercialmente e compunham-se, no primeiro caso, de placas de 6mm de espessura sobre madeira compensada e, no caso do vidro, em

placas de 10mm de espessura. Em ambos os casos, o material espalhador cobriu completamente o feixe incidente. A Fig. 2 apresenta os resultados comparativos para o vidro plumbífero.

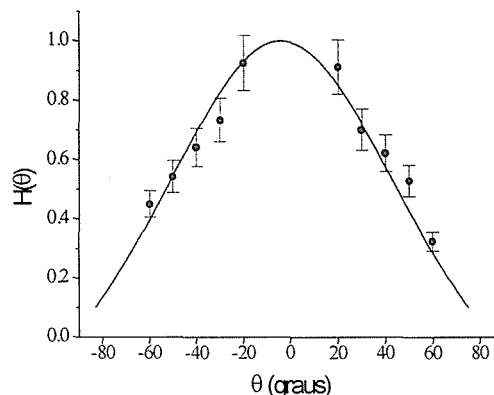


Figura 2 - Resultados comparativos entre o modelo teórico (curva contínua-normalizada) e os valores obtidos experimentalmente (pontos-normalizados) - Material estudado: vidro plumbífero.

Discussão

As propriedades de espalhamento não têm sido consideradas como uma ferramenta adicional na escolha de materiais utilizados em dispositivos radioprotetores. Pela boa concordância entre os resultados previstos e os dados experimentais, apresentados na Fig. 2, pode-se concluir que o modelo proposto pode ser utilizado para a otimização de barreiras protetoras, através da análise de suas propriedades de espalhamento. Para isto, destaca-se a importância de medições sistemáticas dos parâmetros de implementação do modelo de Archer e col.³ para a melhor caracterização de todos os materiais utilizados comercialmente no País.

Referências

- ¹ ICRP Publication 60 - "1990 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection". Pergamon Press, New York, 1990.
- ² ARCHER, B.R.; THORNBYS, J.I.; BUSHONG, S.C. - "Diagnostic X-ray Shielding Design Based on an Empirical Model of Photon Attenuation". Health Phys. 44:507-517, 1983.
- ³ ARCHER, B.R.; FEWELL, T.R.; CONWAY, B.J.; QUINN, P.W. - "Attenuation Properties of Diagnostic X-ray Shielding Materials". Medical Phys. 21(9):1499-1507, 1994.
- ⁴ COSTA, P.R.; CALDAS, L.V.E. - "Avaliação de Materiais Atenuadores: Modelo para Distribuição da Radiação Espalhada". Trabalho submetido ao III FNCTS, 1996.

Avaliação de materiais atenuadores: modelo para a distribuição da radiação espalhada

Paulo R. Costa¹, Linda V. E. Caldas²

¹ 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

² Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares - IPEN/CNEN

Travessa R, 400 - CEP 05508-900 - São Paulo - SP

Tel. (011) 816-9118 - Fax (011) 816-9117

Resumo - O presente trabalho introduz um modelo matemático para o comportamento da distribuição de fótons espalhados por meios atenuadores. Estes meios podem ser barreiras radioprotetoras ou materiais atenuadores utilizados em ensaios ou programas de controle de qualidade em radiologia. São apresentados resultados comparativos para Lucite.

Abstract - This work introduces a mathematical model for the behaviour of the distribution of photons scattered by attenuating media. These media can be shielding barriers or attenuating materials used in tests or quality control programs in radiology. Comparative results for Lucite are presented.

Introdução

Os materiais utilizados na composição de dispositivos para proteção radiológica devem ter propriedades de absorção e espalhamento que maximizem a absorção dos fótons que incidem sobre a superfície da barreira. Por outro lado, materiais utilizados como atenuadores em ensaios em laboratório ou programas de controle de qualidade devem possuir propriedades de espalhamento conhecidas, de modo a possibilitar a extração das informações necessárias a estas propostas.

O presente trabalho apresenta, inicialmente, um modelamento matemático que permite prever a distribuição dos fótons de radiação espalhada como função do ângulo de espalhamento, resultantes da interação de feixes tipicamente utilizados na área radiológica, com materiais de diferentes composição e números atômicos. Em seguida, resultados de simulações deste modelo são comparados a resultados experimentais.

Metodologia

O trabalho proposto introduz um modelo para a previsão da quantidade de radiação espalhada em diferentes ângulos resultantes da interação de um feixe estreito com um material atenuador. Tomando um elemento de volume Adz dentro de uma barreira espalhadora de espessura x e um detector de radiação de área dr^2 posicionado em um ângulo θ em relação à direção do feixe incidente (Figura 1), a quantidade de fótons espalhados que atingem o detector é dada por:

$$H(\theta) = \frac{r_0^2}{2} n_e A \int_0^{E_{\max}} \int_{-\infty}^x N(E) E e^{-\mu_{\text{tot}}(x-z)} e^{-\mu_{\text{tot}}z \sec \theta} \times (1 + \cos^2 \theta) F_{\text{KN}}(E, \theta) S(E, \theta, Z) dz dE \dots (\text{Eq.1})$$

onde $N(E)$ é o número de fótons incidentes por unidade de energia (espectro), r_0 é o raio clássico do elétron, n_e é a densidade eletrônica do material, x é a espessura da amostra em questão, A é a área da seção transversal do feixe incidente, μ_{tot} é o coeficiente de atenuação linear total do material, F_{KN} é a equação de Klein-Nishina parametrizada de acordo com a geometria em questão e $S(E, \theta, Z)$ é a função de espalhamento incoerente, sendo Z o número atômico efetivo do material. Os parâmetros θ , z , s e r estão apresentados na Fig. 1 e são relacionados pela expressão $\theta = \text{tg}^{-1}[r/(z+s)]$.

Resultados Comparativos

Simulações: O modelo descrito na Eq. 1 foi simulado utilizando o programa Mathcad 5.0 (MathSoft Inc.). A distribuição espectral para diversas combinações de potencial aplicado e filtrações utilizadas em radiologia diagnóstica foram obtidas implementando-se o modelo semi-empírico de TBC¹. Este modelo permite o cálculo da distribuição espectral de fótons referentes ao *bremsstrahlung* e à radiação característica emitida por tubos de raios-X de uso em radiodiagnóstico. A qualidade deste modelo na representação do espectro utilizado na etapa experimental deste trabalho foi avaliada por Costa e col.².

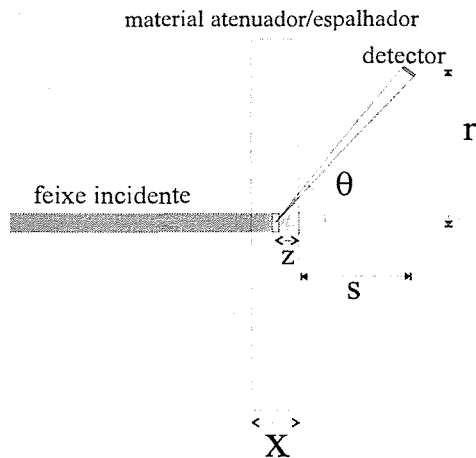


Figura 1 - Geometria utilizada para avaliação do modelo de espalhamento

Os coeficientes de atenuação total dos materiais utilizados nas simulações foram extraídos de Higgins e col.³ e de Jennings⁴. No caso de materiais compostos, os coeficientes foram obtidos a partir das composições elementares apresentadas na referência 3. Valores da função de espalhamento inelástico foram obtidos de Hubbel e col.⁵. As condições geométricas (parâmetros s , x e θ) foram escolhidas de acordo com as condições experimentais descritas a seguir.

Experimentos: As medições da fração de espalhamento foram obtidas para diferentes espectros (potencial aplicado vs filtração). As medições foram realizadas utilizando câmaras de ionização Radcal 10x5-6 e 10x5-1800 acopladas a monitores de radiação Radcal modelos 1515 e 9015 respectivamente. O feixe de radiação-X foi gerado através do equipamento emissor do Laboratório de Ensaios em Equipamentos Eletromédicos do IEE/USP, acionado sob condições semelhantes às estipuladas na implantação do modelo de TBC. A Fig. 2 apresenta resultados das simulações e do experimento utilizando Lucite ($C_5H_8O_2$) como meio espalhador. Este material foi escolhido segundo suas características de atenuação, bem como pelo conhecimento de sua composição química, esta última necessária para a geração de tabelas para os coeficientes de atenuação. Não foram utilizados materiais típicos de aplicações em radioproteção por estes não terem suas composições químicas conhecidas. Esta última limitação do modelo é tratada na referência 6.

Discussão

A comparação entre os resultados da fração de espalhamento obtidos teórica e experimentalmente mostraram boa concordância, conforme se pode notar pela Fig. 2. Esta concordância respalda a viabilidade de aplicação do modelo desenvolvido para a avaliação das

propriedades de espalhamento de materiais atenuadores. Com isto, pode-se chegar a configurações otimizadas de barreiras protetoras, reduzindo-se custos de instalação, ou ainda prever o comportamento da radiação espalhada por meios atenuadores necessários para a realização de testes de conformidade em equipamentos eletromédicos.

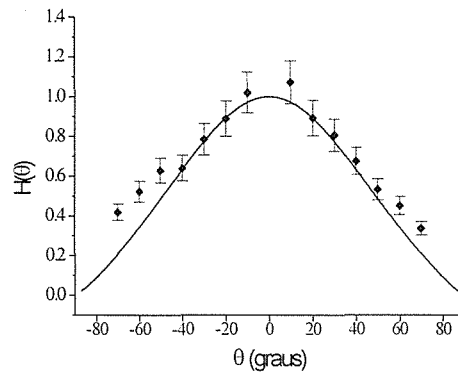


Figura 2 - Resultados comparativos entre o modelo teórico (curva contínua-normalizada) e os valores obtidos experimentalmente (pontos normalizados) - Material estudado: Lucite

Referências

- TUCKER, D.M.; BARNES, G.T.; CHAKRABORTY, D.P.- "Semiempirical Model for Generating Tungsten Target X-ray Spectra". *Medical Phys.*, **18**(2):211-218, 1991.
- COSTA, P.R.; TERINI, R.A.; FURQUIM, T.A.C.; HERDADE, S.B. - "Espectros de Raios-X Medidos com Fotodiodos PIN: Estudo Comparativo". Trabalho submetido ao III FNCTS, 1996.
- HIGGINS, P.D.; ATTIX, F.H.; HUBBEL, J.H.; SELTZER, S.M.; BERGER, M.J.; SIBATA, C.H. - "Mass Energy-transfer and Mass Energy-Absorption Coefficients, Including In-flight Positron Annihilation for Photon Energies 1 keV to 100 MeV. US Dep. of Commerce/NISP, Pub.4812, 1992.
- JENNINGS, R. - Programa para cálculo do coeficiente de atenuação de massa - CDRH/FDA-comunicação particular, 1991.
- HUBBEL, J.H.; VEIGELE, W.J.; BRIGGS, E.A.; BROWN, R.T.; CROMER, D.T.; HOWERTON, R.J. - "Atomic Form Factors, Incoherent Scattering Functions and Photon Scattering Cross Sections". *J.Phys.Chem.Ref.Data* **4**(3):471-494, 1975.
- COSTA, P. R.; CALDAS, L.V.E. - "Características de Espalhamento de Materiais Utilizados em Radioproteção". Trabalho submetido ao III FNCTS, 1996.

Resultados da implantação de um programa de proteção radiológica no serviço de radioterapia/CAISM - UNICAMP

Rosângela Franco Coelho¹; Sordi, G. M. A. A.²

1 - Área de Física Médica - CEB/UNICAMP

E-mail: rosangel@ceb.unicamp.br

2 - Departamento de Proteção Radiológica - IPEN-CNEN/SP

E-mail: gmsordi@net.ipen.br

Resumo - Para verificar as condições de proteção radiológica no Serviço de Radioterapia/CAISM - UNICAMP, foi elaborado um programa de proteção radiológica específico, composto do plano de radioproteção do serviço, de um programa de monitorações de área e individual e de um programa de auditorias. Sua implantação utilizou medidores Geiger-Müller, câmaras de ionização, fichas de auditoria específicas e resultados de cerca de cinco anos de monitoração individual. Os resultados mostram que todas as áreas onde são armazenados ou utilizados aparelhos e/ou fontes são classificadas como áreas controladas e que todos os trabalhadores têm doses equivalentes inferiores aos limites para indivíduos do público. Dos itens auditados, somente 3,5% estão em desacordo com as recomendações de proteção radiológica devido à deficiências do serviço.

Abstract - To verify the conditions of radiation protection in the Service of Radiotherapy/CAISM-UNICAMP, was created a specific radiation protection program (RPP), composed by a radiation protection planning for the service, an area and individual monitoring program and a checking program. For the implementation of this RPP were used Geiger Müller detectors, ionization chambers, specific check lists and the results of about five years individual monitoring. The results show that the interior of the room where the equipment and radiation sources are located are classified as controlled areas and that all workers have equivalent doses below the limits for public. Regarding the use and operative aspects of the equipment and radiation sources, only 3,5% of the itens analysed are against the radiation protection recommendations due to shortcomings of the service

Introdução

Um programa de proteção radiológica (PPR) é composto basicamente de um plano de radioproteção, de um programa de monitorações e de um programa de auditorias e deve ser específico para cada instalação.

O plano de radioproteção^[1] inclui as obrigações dos responsáveis pelo funcionamento da instalação, o projeto das instalações, o planejamento das operações em condições de rotina e emergência, os resultados da monitoração e a classificação das áreas, o programa de treinamento, o controle médico e radiológico dos trabalhadores, etc..

O programa de monitorações é composto de especificações de metodologia e equipamentos para monitoração das áreas e dos trabalhadores, cujos resultados permitem classificá-los^[2].

O programa de auditorias estabelece quais são os aspectos importantes de funcionamento e operação dos equipamentos e do serviço que têm reflexos no nível de exposição de pacientes, trabalhadores e público e verifica sua situação real^[3,4]. Deve ser também verificada a existência e abrangência do programa de controle de qualidade dos equipamentos emissores de radiação.

Metodologia

O Serviço de Radioterapia do CAISM/UNICAMP (RXT/CAISM) possui um simulador para radioterapia,

um aparelho de cobalto-60 e um acelerador linear de 10 MeV, além de 23 fontes de cério-137 com atividades entre 1,11 e 2,78 GBq.

O Plano de Proteção Radiológica do serviço, já elaborado para apresentação à CNEN, foi atualizado e remodelado.

A monitoração de área^[5] foi feita utilizando-se câmaras de ionização VICTOREEN modelos 470A (275 cm³) e eletrômetro 660-1 com câmara de ionização 660-5 (400 cm³) e detectores Geiger-Müller "NDG 50 R" - NORTRON e "491 com sonda 491-30" - VICTOREEN. A taxa de dose absorvida no isocentro foi medida, tanto para o cobalto como para o acelerador, pelos físicos do serviço usando câmara de ionização de 0,6 cm³. Para a classificação das áreas do serviço foram considerados o tempo real de utilização das fontes de radiação e 40 horas semanais de permanência nas áreas.

A classificação das condições de trabalho dos profissionais do RXT/CAISM utilizou dados de monitoração individual de cerca de 5,5 anos e foi feita com base em suas doses equivalentes médias anuais.

Para a implementação do programa de auditorias foram confeccionadas "fichas de auditoria" com base em recomendações existentes na literatura^[3,4] para aparelhos e fontes emissores de radiação ionizante considerando seus aspectos genéricos, por exemplo, aparelhos de raios X para diagnóstico.

Resultados

O RXT/CAISM possui 05 salas nas quais estão instalados ou são utilizadas ou armazenadas os aparelhos e/ou fontes de radiação ionizante. A vizinhança destas salas compreende 33 áreas físicas distintas. O interior das salas que contêm os aparelhos e/ou fontes emissores de radiação apresentou níveis de dose equivalente que variam entre 0,34 mSv/semana e 2,1 Sv/minuto. Isto faz com estas áreas sejam classificadas como "controladas". Todas as vizinhanças do simulador são classificadas como "áreas livres". Das 09 áreas vizinhas aos aparelhos de teleterapia, 03 são irradiadas simultaneamente pelos dois aparelhos, 04 são "áreas supervisionadas" e as 05 restantes são "áreas livres". Das 15 áreas vizinhas ao quarto e ao depósito da fontes de Cs-137, 03 são classificadas como "supervisionadas" enquanto que outras 12 são classificadas como "áreas livres".

As doses equivalentes médias anuais dos trabalhadores do RXT/CAISM classificam-nos na condição de trabalho B^[2]. Todas as doses são inferiores ao nível de registro e, com uma exceção para os técnicos e outra para os profissionais de enfermagem, inferior aos limites primários para indivíduos do público (1,06 mSv e 1,03 mSv respectivamente).

Foram auditados 179 itens de funcionamento e operação ou utilização dos aparelhos ou fontes. Destes, 24,6% não se aplicam aos aparelhos analisados, 4,0% estão em desacordo com as recomendações da literatura^[3,4] por deficiências de projeto e 3,5% por deficiências do serviço.

Discussão

Os resultados da classificação das áreas mostrou que as áreas físicas do RXT/CAISM estão bem distribuídas, ou seja, que existe uma seqüência lógica da mais restrita até a livre, e não uma mistura entre elas. As áreas "livres" podem ser eliminadas do programa de monitoração. As áreas "controladas" ou "supervisionadas" devem continuar no programa de monitoração de rotina cuja frequência deve variar em função da probabilidade de variação da taxa de dose no interior das mesmas. Excepcionalmente, caso ocorram modificações nos aparelhos (p. ex. troca da fonte do cobalto) ou nas estruturas do prédio, devem ser feitas monitorações especiais. No caso da braquiterapia, em função de características do projeto das blindagens do quarto, podem ocorrer variações bruscas e importantes no nível de exposição das vizinhanças do quarto e, portanto, é necessário que haja um programa de monitoração operacional^[2] para prevenir o prolongamento de situações deste tipo.

Todos os servidores foram classificados na condição de trabalho B^[2] e assim, a monitoração individual de rotina poderia ser dispensada, exceto por leis estaduais do Estado de São Paulo^[6]. As doses equivalentes médias anuais dos profissionais do RXT/CAISM classificam-nos como indivíduos do público e, assim, podemos considerar este setor como já otimizado do ponto de vista de radioproteção.

Os resultados da implementação do programa de auditorias mostraram que o RXT/CAISM apresentou uma porcentagem de apenas 3.5% de todos os itens auditados em desacordo com as recomendações da literatura^[3,4] devido à deficiências do serviço: As fichas de auditorias utilizadas foram elaboradas visando identificar as condições de funcionamento, operação e utilização dos aparelhos e/ou fontes, de acordo com sua classificação mais geral e, assim, é natural que nem todos os aparelhos analisados atendam a todos os requisitos, uma vez que têm características específicas adequadas ao tipo de utilização a que se destinam. É importante salientar que a execução de um programa semelhante a este deve sempre ser iniciada pelas condições mais gerais, a partir das quais pode-se particularizar os itens a serem verificados para cada aparelho existente na instalação que se está analisando.

Bibliografia

- 1-COMISSÃO NACIONAL DE ENERGIA NUCLEAR *Diretrizes Básicas de Radioproteção*. 1988. (CNEN-NE - 3.01).
- 2-INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION General Principles of Monitoring for Radiation Protection of Workers. Publication No. 35. 1982. (ICRP - 35).
- 3- COMISSÃO NACIONAL DE ENERGIA NUCLEAR Requisitos de Radioproteção e Segurança para Serviços de Radioterapia. 1990. (CNEN-NE - 3.06).
- 4-INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION Protection Against Ionizing Radiation from External Sources Used in Medicine. Publication No. 33. 1982. (ICRP - 33).
- 5- NATIONAL COUNCIL ON RADIATION PROTECTION AND MEASUREMENTS. Medical X-Ray and Gamma-Ray Protection for Energies up to 10 MeV - Equipment Design and Use. Report No. 33. 1975. (NCRP - 33).
- 6- SECRETARIA DE ESTADO DA SAÚDE - Norma Técnica que dispõe sobre o uso, posse e armazenamento de fontes de radiação ionizante no âmbito do Estado de São Paulo. Resolução SS - 625. 1994.

Trabalhador em radiologia diagnóstica e seu ambiente de trabalho

José Tullio Moro; José Flávio Marcelino Borges; Marcelo Bósio e Lisandréia Brombatti

Instituto de Física - U FRGS - CP 15051
91501-970 Porto Alegre - RS - Brasil

Resumo - Esta pesquisa apresenta dados parciais, da realidade investigada na capital do Rio Grande do Sul, sobre as condições em que funcionam os estabelecimentos de radiodiagnóstico médico. Para tal, desenvolvemos procedimentos a serem usados para a fiscalização destes estabelecimentos e um software com banco de dados que poderão servir como estrutura para os serviços de vigilância sanitária. Este trabalho foi desenvolvido em parceria com a Secretaria de Saúde do Município.

Abstract - In this paper, we present preliminary results concerning the working conditions of medical radiodiagnosis establishments in Porto Alegre, Rio Grande do Sul state capital. We have developed procedures to survey such places, and a data file software to help the sanitary inspection teams. This work has been done in collaboration with the city Health Secretary.

Introdução

Devido ao grande desenvolvimento do uso da radiação ionizante na Medicina, tanto para diagnóstico como para terapia, existe uma preocupação com os efeitos biológicos causados ao ser humano por estas exposições. Embora seja uma preocupação demonstrada pelo Ministério da Saúde, não existe uma legislação nacional específica para o licenciamento e fiscalização de estabelecimentos, com equipamentos de raios X, portanto não é exigido um controle de qualidade tampouco são verificados os procedimentos de proteção radiológica no uso da técnica. Nossa pesquisa objetiva levantar dados, na cidade de Porto Alegre (RS), do ambiente de trabalho e das condições de proteção radiológica a que ficam sujeitos o trabalhador ocupacionalmente exposto, o paciente e o público em geral, comparando-os com recomendações e normas reconhecidas internacionalmente [1,2,4,5,6].

Metodologia

O trabalho de campo é realizado, por uma equipe de profissionais da área de Física, de Engenharia e da Saúde, com visitas aos estabelecimentos que operam com equipamentos de radiodiagnóstico. Os resultados são repassados para a Secretaria de Saúde do Município para serem tomadas as providências cabíveis.

Esta pesquisa está dividida em três partes: (a) Vistoria; (b) Entrevista com Trabalhadores Ocupacionalmente Expostos e (c) Avaliação Radiométrica. Os aspectos mais importantes são:

(a) Vistoria: Na vistoria são analisados todos os aspectos, da Instalação Radiológicas, que visem a proteção dos envolvidos no uso da técnica.

(b) Entrevista com trabalhadores ocupacionalmente expostos: Nesta fase da pesquisa são

colhidos dados sobre as condições oferecidas ao trabalhador no decurso de sua atividade. Consideramos como básica a jornada de trabalho semanal, reconhecida pela categoria profissional de técnico em radiologia, de 24h/sem e escolhemos como limite anual de dose para trabalhadores ocupacionalmente expostos 20mSv segundo ICRP 60 [6].

(c) Avaliação radiométrica: A avaliação dos níveis de radiação foi realizada com instrumentação específica para metrologia de raios X com curto tempo de resposta (Câmaras de ionização e dosímetro modelos 96020B, 96035 e 35050A, marca KEITHLEY).

As medidas são feitas em taxa de dose escolhendo-se os pontos que possam apresentar maior risco aos trabalhadores e público em geral. A dose semanal é calculada levando-se em conta a carga de trabalho estimada pelo serviço. Os pontos escolhidos são: a porta de acesso à sala, paredes divisórias com outras áreas, câmara escura e lugar de guarda dos filmes (área livre tendo como limite semanal 0,02mSv); posição do operador e vidro do visor da cabine (área controlada tendo como limite semanal 0,4mSv); radiação de fuga do cabeçote (limite 1mGy/h, média dos pontos equidistantes 1m do foco do tubo) [2,6].

Resultados

Parte dos resultados obtidos são expostos aqui em forma de tabela onde os dados estão classificados, como aceitáveis ou não, em relação as normas e recomendações de radioproteção reconhecidas internacionalmente.

Tabela I - Vistoria.*

ÍTEM	NÃO	SIM
Barreiras	46,1%	53,9%

Sinalização	74,2%	25,8%
Tranca na porta	58,4%	41,6%
EPIs	97,8%	2,2%
APIs	91,4%	8,6%
Comando das cab.	5,6%	94,4%
Visada do oper.	40,5%	59,5%
Monitoração	33,4%	66,6%
Uso do dosímetro	50,3%	49,7%
Câmara escura	8,6%	91,4%
Vedação de luz	37,1%	62,9%
exaustão de gás	65,8%	34,2%

* Total de 107 salas vistoriadas.

Tabela II - Trabalhadores expostos*

ÍTENS	NÃO	SIM
Jor. de trabalho	48,5%	51,5%
Formação	18,1%	81,9%
Treinamento	94,2%	5,8%
Dosimetria	40,3%	59,7%
Exames	52,0%	48,0%

* Total de 475 trabalhadores.

Tabela III - Avaliação Radiométrica

ÍTENS (nº de pontos)	NÃO	SIM
Porta (123)	39,17%	60,83%
Parede (256)	34,1%	65,9%
Operador (103)	26,3%	73,7%
Visor da cabine (79)	16,5%	83,5%
Fuga Cabeçote (103)	27,5%	72,5%

Discussão e Conclusões

Embora parciais, os resultados já nos demonstram que:

- A preocupação dos estabelecimentos, bem como das autoridades de vigilância sanitária, está voltada para os aspectos triviais da proteção radiológica. Esquecendo-se, porém, dos aspectos técnicos de um bom projeto de blindagem e de cabines ou biombos com funcionalidade e boas condições de trabalho.

- Por outro lado não é observado qualquer procedimento de trabalho para proporcionar ao profissional exposto condições de proteção radiológica e, sequer ao paciente, uma redução nas doses, pela proteção das partes não diagnosticadas. A falta de equipamentos de proteção individual (EPIs) e acessórios de proteção individual (APIs) nos estabelecimentos demonstra uma carência na formação e orientação dos profissionais, uma falta de fiscalização pelas autoridades competentes e um desamparo ao público, que não pode exigir uma garantia de qualidade no serviço prestado.

- A ausência de controle periódico dos trabalhadores demonstra um descaso dos empregadores com a saúde dos funcionários. Também foi observado que não existe a preocupação de um esclarecimento e acompanhamento ao funcionário nos casos em que as doses são superiores aos limites permissíveis.

- Os dados apresentados na avaliação radiométrica nos evidenciam a falta de planejamento nos estabelecimentos, quanto à proteção radiológica, causando assim exposições desnecessárias aos trabalhadores ocupacionalmente expostos, aos pacientes e ao público em geral.

- Observamos que a inexistência de uma legislação nacional e uma fiscalização, específicas, para as técnicas de radiodiagnóstico, em equipamentos de raios-x, contribuem para uma falta de conscientização e esclarecimento das pessoas envolvidas com o uso da técnica. Tais fatores acarretam exposições desnecessárias de até 10 vezes superiores aos limites recomendados [6].

Devemos investir mais esforços no sentido de formar profissionais competentes, tanto para o uso quanto para a fiscalização da técnica, e esclarecer os usuários para aumentar a garantia de qualidade das radiografias buscando cada vez mais a otimização e a diminuição das exposições no radiodiagnóstico[5].

Referências:

- [1] National Council on Radiation Protection and Measurements, Structural Shielding Design and Evaluation for Medical use of X Rays and Gamma Rays of Energies up to 10 MeV, Report 49, Washington (1976).
- [2] International Commission on Radiological Protection, Protection Against Ionizing Radiation from External Sources Used in Medicine, Publication 33, Oxford (1981).
- [3] International Organization for Standard, Basic Ionizing Radiation Symbol, ISO 361 (1975).
- [4] Deutsches Institut für Normung, Radiation Protection Accessories for Medical use of X-Rays up to and Including 300 kV, DIN 6813, Berlin (1980).
- [5] International Commission on Radiological Protection, Protection of the Patient in Diagnostic Radiology, Publication 34, Oxford (1982).
- [6] International Commission on Radiological Protection, 1990 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection, Publication 60, Oxford (1990).

Programa de garantia da qualidade no laboratório de monitoração individual externa da UFPE: Resultados preliminares

Paulo H. D. Antonino ; João A. Filho; Sueldo V. Silveira

Departamento de Energia Nuclear - DEN/UFPE
Av. Prof. Luís Freire, 1000 - 50740-540 - Recife (PE)
E-mail: phda@npd.ufpe.br

Resumo - Este trabalho apresenta o estágio atual de desenvolvimento do programa de garantia da qualidade no serviço de monitoração individual do Laboratório de Proteção Radiológica da Universidade Federal de Pernambuco.

Abstract - This work present the actual stage of the quality assurancy program on the individual monitory service of the Protection Radiology Laboratory of the Federal University of Pernambuco.

Introdução

O Japão fez o mundo despertar para qualidade, como fator determinante da sobrevivência das empresas e melhoria das condições de vida do povo¹. A qualidade de produtos e serviços é fruto de um grande número de fatores, que vão desde aqueles de caráter técnico até os de motivação de recursos Humanos.

O principal produto de um laboratório é a informação obtida através de ensaios ou medidas, sendo basicamente a qualidade destas dependente da ação do operador, da existência de metodologia documentada e de instrumentos calibrados². Falhas nesta cadeia são muito mais comuns do que realmente admitimos, isto pode ocorrer rotineiramente se um programa de prevenção de erros não for colocado em prática. Dentro deste princípio o Laboratório de Monitoração Individual do Departamento de Energia Nuclear da Universidade Federal de Pernambuco (LMI-DEN/UFPE), iniciou seu programa de garantia da qualidade (PGQ), visando atender aos requisitos básicos das normas nacionais e internacionais^{3,4,5,6}.

Metodologia

Para dar início ao PGQ do LMI-DEN/UFPE desenvolveu-se as seguintes etapas:

Conscientização e mobilização para qualidade - o programa preconiza o compromisso e apoio incondicional do maior nível da "pirâmide hierárquica" do laboratório. Nesta etapa criou-se o comitê de qualidade para coordenar sua implantação e obteve-se a adesão dos funcionários incluindo a alta-administração do Laboratório.

Educação para qualidade - incentivou-se os envolvidos no processo, a participarem de cursos de extensão e treinamento especializado na área de

qualidade, com o intuito de facilitar a internalização dos conceitos da qualidade.

Diagnóstico - utilizou-se, como documento base a norma IRD RT N° 001.01/95³, além da ISO GUIDE 25⁵. Avaliou-se também o fluxo de produção, e definiu-se pontos de controle ao longo do processo.

Implementação de ações - foram fundamentadas no princípio de que a melhoria da qualidade depende fundamentalmente do desenvolvimento de pessoas e o gerenciamento de processos.

Resultados

A tabela 01 apresenta os cursos realizados, com incentivo da instituição, pelo GQ.

Tabela 01- Cursos com a participação do comitê

<u>Curso</u>	<u>Instituição</u>
Especialização em Eng. da qualidade	UFPE
Calib. e contr. de qualid. em dosimetria IRD/DEN	
Sist.da qualidade para laboratório	IBQN/SENAI

A tabela 02 apresenta os pontos críticos identificados resultante da avaliação do "Status Quo" do laboratório com relação as normas.

Tabela 02 - Pontos Críticos

Manual da qualidade; procedimentos técnicos; programa de treinamento; manutenção preventiva; rastreabilidade da medida; controle do processo; arquivos e registros, interface com o cliente.

A figura 01 apresenta o fluxo de produção do LMI e identifica os pontos de controle para garantir a confiabilidade do sistema.

Duas linhas de ação foram priorizadas: i) elaboração da documentação da qualidade; ii) ade-

quação de testes e controles de processos e produtos, aos requisitos da qualidade.

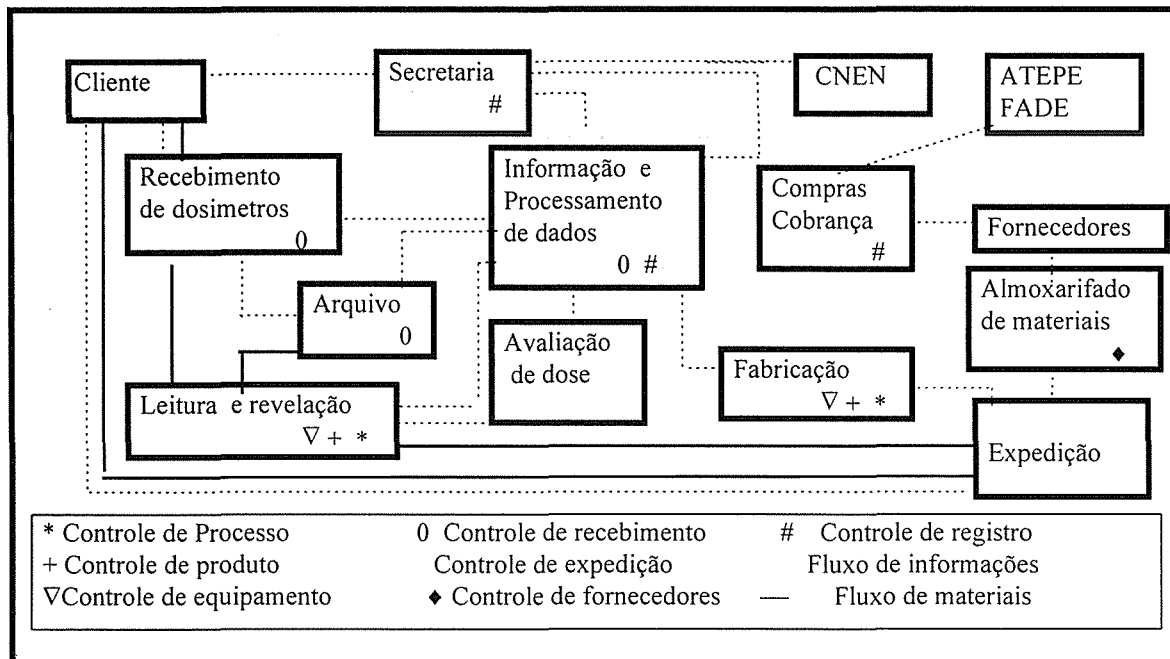


Figura 01 - Fluxo de produção e pontos de controle.

O manual da Qualidade encontra-se em desenvolvimento e possui a estrutura apresentada na tabela 03.

Tabela 03 - Estrutura do manual da qualidade.

folha de capa; folha de aprovação; folha de controle de revisões; política de qualidade; Introdução; terminologia; sistema de qualidade, pessoal; equipamentos de medição; condições ambientais; controle de documentos; manuseio de filmes; relatório de dose; registros da qualidade; tratamento de reclamações; subcontratação; cooperação.

Os procedimentos de revelação, leitura de filmes, e avaliação de dose estão definidos e documentados. Estão em fase de elaboração os procedimentos de recebimentos de dosímetros, utilização de mapas de controle de dose, expedição, montagem de monitor e recebimento de materiais.

Os testes de controle de processo de revelação e testes de resistência de choque-mecânico nos dosímetros já foram adaptados aos requisitos da norma. Os testes de auto-irradiação e uniformidade da densidade estão em fase de implementação.

Até o presente utilizou-se aproximadamente 120h/homem considerando apenas as atividades desenvolvidas nas etapas de diagnóstico e implementação de ações corretivas.

Discussão e Conclusão

Apesar da ausência da cultura da qualidade, da resistência às mudanças e a inexperiência na implantação

de programas de qualidade, tem sido possível sensibilizar a equipe técnica do LMI a implementar ações do PGQ.

A adaptação do serviço aos novos requisitos não será a solução para todos os problemas do laboratório, entretanto vem se mostrando um efetivo instrumento para aumentar a sua confiabilidade metrológica e melhorar a qualidade do serviço prestado.

O Sucesso do PGQ será o resultado do envolvimento e compromisso de todos com a implantação do programa. Acredita-se que será necessário um total de 1500h/homem para atender aos requisitos das normas acima mencionadas.

Referências

- ¹DEMING, W.E. *Quality, Productivity and competitive Position*. Massachusettss Institute of Tecnology, 1982, 373p.
- ²CERQUEIRA NETO, E.P. *Gerenciando a Qualidade Metrológica*, Editora Imagem, Rio de Janeiro, 1993, 194p.
- ³IRD RT Nº 001.01/95. *Crítérios Gerais Para Certificação de um Serviço de Monitoração Individual Externa*, Comissão Nacional de Energia Nuclear, 1995.
- ⁴ABNT/ISO/IEC GUIDE 25/1990 - *General Requirements for the Competence of Calibration and Testing Laboratories*.
- ⁵ NBR/ISO 9004/2/1990 - *Quality Management and Quality Sytems Elements - Part 2: Guidelines for Services*.
- ⁶ ISO 10012/1 - *Requisitos de Garantia da Qualidade para equipamentos de medição: sistema de comprovação metrológica para equipamentos de medição*.

Monitoração em tempo real dos níveis de radiação gama nos arredores do Reator Nuclear da Pennsylvania State University

Nancy K. Umisedo¹; Rodger W. Granlund² e William A. Jester³

¹Instituto de Física - USP, Caixa Postal 66318, CEP05389-970, São Paulo

²Health Physics Office, ³Nuclear Engineering Department
Pennsylvania State University, University Park, PA 16802.

E-mail: numisedo@linpel.if.usp.br

Resumo - Medidas de nível de radiação gama ambiental rotineiramente realizadas pelo Health Physics Office da Pennsylvania State University (PSU) com dosímetros termoluminescentes revelam que alguns locais próximos ao Breazeale Nuclear Reactor da universidade apresentam níveis maiores que os esperados e que esses níveis não estão relacionadas com a operação do próprio reator. Nesse projeto foram realizadas medidas adicionais para tentar desvendar a origem dessas flutuações.

Abstract - The Pennsylvania State University Health Physics Office environmental gamma radiation monitoring with thermoluminescent dosimeters in and around Breazeale Nuclear Reactor indicate that certain locations have higher than expected levels and that these values do not seem to be related to the operation of the nuclear reactor. This project was performed to discover the source of these unexpected gamma radiation levels.

Introdução

O reator nuclear Breazeale da Pennsylvania State University foi o primeiro reator de pesquisa do tipo piscina instalado numa universidade nos Estados Unidos. Sua potência máxima é de 1 MW. A Health Physics Office monitora trimestralmente a radiação gama ambiental em alguns locais próximos ao reator nuclear utilizando dosímetros termoluminescentes (TLD) de CaSO_4 . Esses locais pré-determinados são internos e também externos ao prédio onde está instalado o reator. Dados acumulados ao longo dos anos mostram que alguns locais apresentam flutuações que parecem não estar relacionados com a operação do reator. Para melhor avaliar a origem dessas flutuações, foram feitas medidas adicionais àquelas efetuadas normalmente tais como: medidas em tempo real ao funcionamento do reator em diferentes datas, medidas de duração longa para avaliar se a flutuação depende das condições do clima e medidas em diferentes distâncias tendo como centro o núcleo do reator.

Metodologia

Um cristal cintilador de iodeto de sódio ativado com tálio [NaI (Tl)] junto com uma válvula fotomultiplicadora foram usados para a detecção da radiação gama. O conjunto cristal-fotomultiplicadora devidamente vedado contra luz e umidade foi acondicionado dentro de uma caixa isolante térmica com gelo para evitar flutuações devidas a variação de temperatura durante as medidas. Luz, temperatura e umidade são os 3

parâmetros que podem afetar a eficiência de detecção. A esse conjunto foi acoplado um sistema de aquisição microprocessado portátil da marca PYLON. Esse sistema permite medidas em diferentes modos e nesse trabalho foi usado o modo quasi-contínuo integrando-se as contagens durante 30 segundos. Cada ponto utilizado nesse trabalho representa pelo menos a média de 6 integrações para cada local em determinado horário e data. Em todas as medidas o conjunto foi deixado a 1 m do solo sobre um tripé. O sistema foi calibrado com uma fonte de ^{137}Cs de 130mCi e foram utilizados 5 atenuadores para obtenção de diferentes taxas de exposição. Foram escolhidos 12 locais ao longo da cerca do reator sendo 4 coincidentes com os locais monitorados com TLD. Um local interno a prédio também foi monitorado. Os dados de operação do reator foram correlacionados com os de radiação gama ambiental. Dados de condições climáticas das mesmas datas de medidas de radiação gama foram obtidos no Departamento de Meteorologia da universidade e nesse trabalho somente os de pressão atmosférica foram utilizados.

Resultados, Discussão e Conclusão

Os valores médios da taxa de exposição em cada um dos 13 locais para diferentes datas do ano de 1995 são apresentados na Figura 1. É apresentada entre parênteses as amplitudes de variação da taxa de exposição para cada local.

Pode-se observar que existe relação entre a operação do reator com o nível de radiação ambiental em um dos locais da cerca (Figura 2). Há um incremento médio de $1,6 \mu\text{Rh}^{-1}$

(aproximadamente 10% acima do valor médio para esse local) quando o reator está operando a 750 kW concordando com Williams¹ que observou um aumento de $1,7 \mu\text{Rh}^{-1}$ com o reator a 1 MW. Medidas de tempo longo para verificar a estabilidade do equipamento apresentaram um desvio em torno de 1,5%. Pode-se observar porém que a variação do nível de radiação gama não depende exclusivamente da potência do reator.

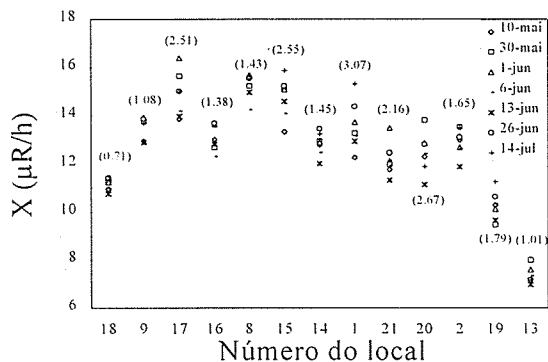


Figura 1. Taxas de exposição médias para cada local em diferentes datas.

A Figura 3 mostra que existe uma correlação entre a pressão atmosférica e o nível de radiação gama: quanto maior a pressão, maior é a taxa de exposição. Para os outros locais monitorados também é possível fazer essa correlação comparando-se a diferença em % dos níveis de radiação em relação a média para cada local e a pressão atmosférica (Figura 4). Pode-se perceber níveis de radiação gama menores que a média para cada local quando a pressão atmosférica é menor. Os pontos na figura 4 que não seguem essa tendência, isto é, em pressão maiores apresentando níveis de radiação abaixo da média podem ser explicados por outros fatores climáticos (Foote²). Outros dados meteorológicos tais como umidade relativa, temperatura, direção e velocidade do vento também foram coletados e fazem parte de um trabalho mais completo.

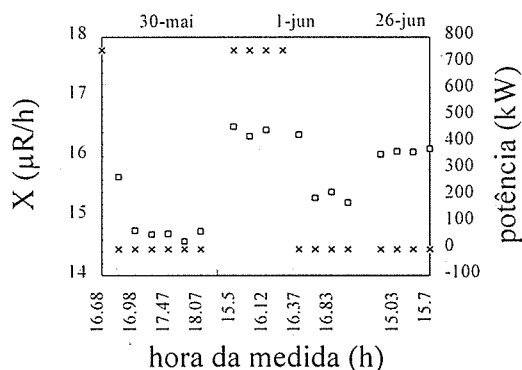


Figura 2. Comparação entre as taxas de exposição e a potência do reator em 3 datas diferentes para um mesmo local (loc 8). Os () representam a taxa de exposição em μRh^{-1} e os (x) representam a potência de operação do reator em kW. Para o dia 26 de junho a potência corresponde a 5 W.

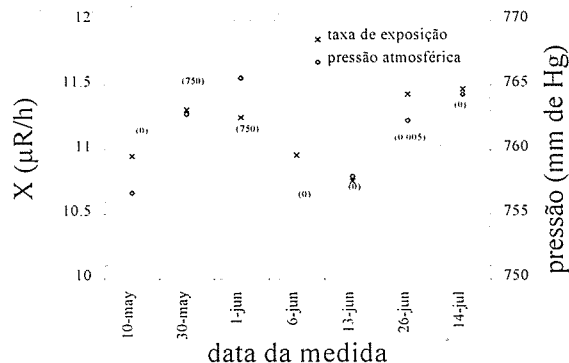


Figura 3. Taxa de exposição comparada com a pressão atmosférica no local de número 18. Entre parêntesis está indicada a potência do reator em kW.

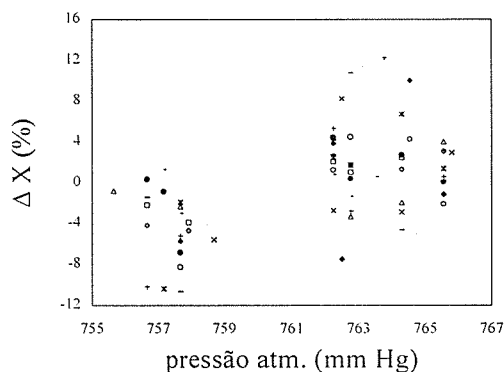


Figura 4. Correlação entre a diferença em % da taxa de exposição em relação a média de cada local e a pressão atmosférica. Cada símbolo representa o mesmo local monitorado em datas diferentes.

Dados adicionais de espectrometria gama nos locais monitorados poderiam contribuir para a identificação de alguns radionuclídeos responsáveis pelas flutuações nos níveis de radiação ambiental observadas nesse trabalho.

Referências

¹WILLIAMS, J.C. Use of gamma ray spectroscopy at the Penn State Breazeale Reactor. Relatório de projeto apresentado ao Departamento de Engenharia Nuclear da Pennsylvania State University, 1985.

²FOOTE, R. Time variation of terrestrial gamma radiation, in The Natural Radiation Environment, The University of Chicago Press, Chicago, Illinois, USA, 1963.

Estudo comparativo de duas décadas, [73-82] e [86-95], de monitoração individual hospitalar.

Mauricio Costa Carreira¹, Adelaide de Almeida¹, Gian Maria A. A. Sordi², Maria Concepta P. S. Santos³

¹ Departamento de Física e Matemática - FFCLRP/USP

² IPEN - CNEN/SP

³ Centro de Diagnóstico por Imagens e Física Médica - HCFMRP-USP

Resumo - As doses individuais de duas décadas do H.C.F.M.R.P-USP foram analisadas. Desta análise as doses médias anuais individuais de vários serviços do hospital foram comparadas, assim como as doses por categoria de trabalhador. Dos dados obtidos classificamos os trabalhadores nas condições de trabalho A e B recomendadas pela ICRP 35. Também foi possível comparar três tipos de monitoração individual (filme, CaSO_4 e $\text{LiF} + \text{CaSO}_4$), realizadas por laboratórios diferentes, observando-se boa concordância entre eles.

Abstract - We have analyzed individual radiation doses in two decades in our hospital. We compared the mean annual values according to the hospital service and we have studied specific worker categories. From these data, we have classified the workers in categories A or B recommended by ICRP 35. We compared three types of individual monitors: Film badges, CaSO_4 e $\text{LiF} + \text{CaSO}_4$, supplied by three distinct laboratories and we observed agreement among the measurements.

Introdução

A ICRP 35¹ recomenda que devem portar monitores individuais rotineiramente os trabalhadores cujas doses podem ser superiores a 3/10 dos limites anuais^{2,3} (condição A), caso contrário (condição B) a monitoração deve ser retirada. Esta retirada acarreta uma diminuição nos custos da proteção radiológica sem comprometer a segurança dos trabalhadores, o que vai de encontro ao princípio ALARA⁴.

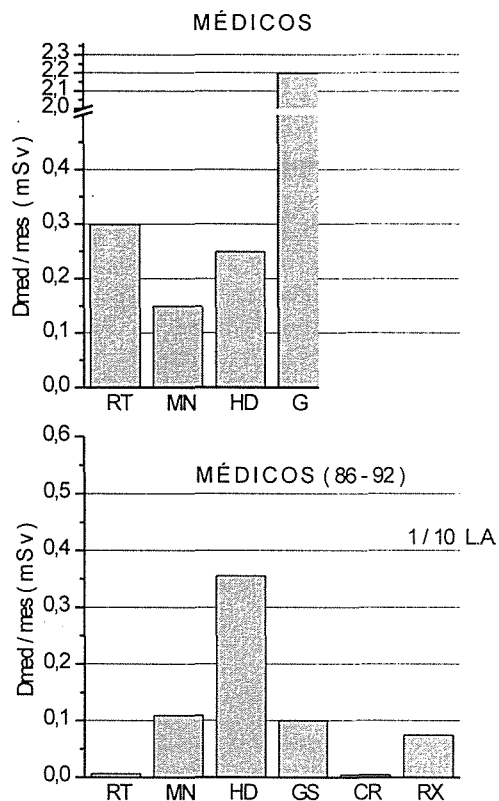
Metodologia

Doses médias anuais individuais de trabalhadores do H.C.F.M.R.P-USP, no período de 86 a 95, foram tabuladas e dispostas de acordo com o serviço do hospital e o tipo de especialização do trabalhador, comparado-se estes dados com os obtidos por Almeida et al.⁵ no mesmo hospital no período de 1973 a 1982. As fontes de radiação e as barreiras basicamente não se alteraram desde aquela época. Os trabalhadores cujas doses variaram muito foram classificados na condição A, já que não se pode garantir que as doses não excederão os 3/10 dos limites anuais (L.A.). Através dos resultados também foi possível comparar as leituras de doses, efetuadas por três diferentes laboratórios: IPEN - 86 a jan 92, CIDRA - fev 92 a jul 94 e SAPRA - jul 94 e 1995, usando respectivamente diferentes monitores: filme, CaSO_4 e $\text{LiF} + \text{CaSO}_4$.

Resultados

As comparações entre as duas décadas foram facilitadas através da análise de gráficos semelhantes ao da figura a seguir, onde a classificação é feita por serviço hospitalar e por trabalhadores. Através desses gráficos podemos concluir que as doses médias vem diminuindo, em todos os serviços, exceto no serviço de hemodinâmica. Os dados, não apresentados no gráfico, mostram que esta redução estende-se a outras categorias de trabalhadores. Ainda que as doses médias mensais sejam consideradas baixas, foi realizada uma análise individual devido às diferentes funções exercidas pelos trabalhadores, mostrando que para alguns deles as doses podem ultrapassar 3/10 dos L.A. Os dados, de 86 a 95, permitiram a comparação da dose média mensal por trabalhador, avaliada por três laboratórios diferentes. Os valores encontrados foram: IPEN-78 μSv , CIDRA-82 μSv e SAPRA-85 μSv .

Figura 1



Discussões e Conclusões

Comparando-se as doses da primeira e segunda décadas vê-se que a tendência da queda relatada por Almeida et al.⁵ manteve-se, o que demonstra a eficácia da proteção radiológica no hospital. O aumento das doses na hemodinâmica deve-se ao uso de radiosótopos, a partir do final da primeira década avaliada. Pela análise dos dados da segunda década, conclui-se que 60% (~120) dos monitores individuais podem ser retirados, de acordo com a ICRP 35¹ e 30% de acordo com a CNEN². Estes valores são próximos ao encontrado por Colby e Wochos⁶ numa clínica de mesmo porte. Supondo o cancelamento de 120 monitores o hospital faria uma economia anual de US\$ 7.000, que poderia ser aplicado em outros itens de proteção aos trabalhadores.

Referências

- ¹ INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION. General Principles of Monitoring for Radiation Protection of Workers. Publication n° 35. Oxford: Pergamon Press. 1982
- ² COMISSÃO NACIONAL DE ENERGIA NUCLEAR. Diretrizes Básicas de Radioproteção. (CNEN NE 3.01). 1988
- ³ INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION. 1990 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. Publication 60. Oxford. Pergamon Press. 1990
- ⁴ NATIONAL COUNCIL ON RADIATION PROTECTION AND MEASUREMENTS. Implementation of the principle of as low as reasonable achievable (ALARA) for medical and dental personnel. Bethesda. MD: NCRP; NCRP Report n° 107. 1990
- ⁵ ALMEIDA, A.; DE PAULA, E.; NET-TO, T. G. Avaliação de doses equivalentes médias mensais num hospital de grande porte. Radiol. Bras. vol 22, p. 157-159, 1989
- ⁶ COLBY, S. B.; WOCHOS, J. F. An Assessment on Overbadging at a Large Clinic. Health Physics. p. 538-539, January, 1993.

Financiamento: CAPES

Análise das doses efetivas recebidas por trabalhadores em radiologia médica

Hoff, G^{1,2}. Tarragó, M.E². Bacelar, A^{1,2}. Pinto, A.L.A¹. Krebs, E.M^{1,2}.

¹ Grupo de Pesquisa e Pós-Graduação - Física Médica - HCPA

Rua Ramiro Barcelos, 2350 / 2200 - Porto Alegre (RS) 90035-003 Fax (051) 332 8324

² 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 - Pesquisou-se as doses recebidas por uma fração de trabalhadores ocupacionalmente expostos à radiação ionizante na área de radiologia médica que utilizam dosímetros individuais. A heterogeneidade dos dados, garantida pelo tratamento estatístico adotado, possibilitou verificar que nenhum usuário de dosímetro atingiu o limite de dose de 50 mSv/ano, estabelecido pela Norma da CNEN-NE-3.01. No entanto, no local em que os funcionários não recebem treinamento freqüente em radioproteção, encontraram-se as maiores doses individuais mensais e anuais, e os maiores índices percentuais de doses de investigação e dosímetros não devolvidos.

Abstract - The number of the people who works with ionizing radiation using an personal monitor were counted from Radiological Services. The doses recived for a portion of it workers were analised. Data from the same characteristic were garanteted by the statistic method adopted, it showed no one worker in 50 mSv/years, bellow the limit stabilished in de "Norma CNEN - NE - 3.01". Another point is: in a place wheresn't radioprotection courses regularly that give informations to the workers, there's a higher individual doses by month and year, higher investigation doses percentuals and higher number of monitor not devolved for reading.

Introdução

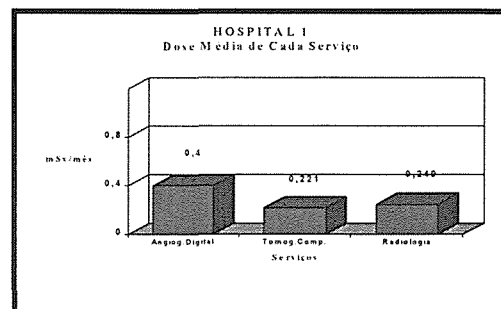
É importante o conhecimento das doses recebidas por trabalhadores ocupacionalmente expostos na área hospitalar. Isso permite avaliar as condições de risco a que eles estão submetidos e indicar os procedimentos de radioproteção a serem adotados, se necessário.

Metodologia

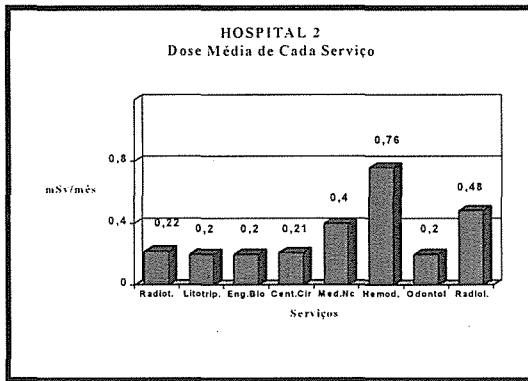
Realizou-se a coleta de dados em três hospitais de Porto Alegre, que irão chamar-se hospital "1", hospital "2" e hospital "3", que utilizam a mesma empresa que realiza o serviço de monitoração individual, sendo que trabalhadores pesquisados utilizavam seus dosímetros tipo TLD sobre os aventais. Realizou-se a análise gráfica das doses recebidas mensalmente, no período de 12 meses, por cada usuário para verificar a homogeneidade dos dados, tanto a nível de background - BG quanto a nível de picos - doses de investigação. Investigou-se, então, a causa dessas doses e quais as medidas tomadas a nível de investigação por cada instituição hospitalar. Realizou-se uma análise geral por Serviço e funções oferecidas por cada hospital e comparou-se os dados entre as instituições. A verificação da dose anual de cada usuário é resultado de um somatório das doses mensais, sendo que os funcionários que trabalharam menos do que os doze meses tiveram suas doses estimadas através de uma média

aritmética realizada com base nos dados existentes. Optou-se para os casos de dosímetros não encontrados e de leitura impossível, registrar a maior dose mensal recebida no ano pelo trabalhador. Realizou-se, também, um tratamento estatístico percentual por Serviço das doses de investigação (acima de 1,2 mSv/mês), dosímetros não devolvidos e leituras impossíveis de dosímetros.

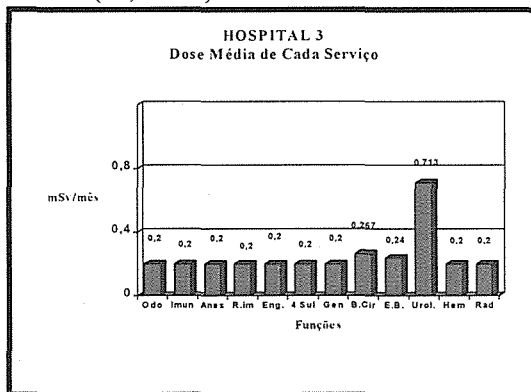
Resultados e Análise



No hospital "1" pôde-se verificar que: o Serviço que apresentou a dose média mais elevada foi de Angiografia Digital (0,4 mSv/mês); a dose mensal mais elevada foi recebida por um técnico de raios X da Radiologia (1,6 mSv/mês) - causada pelo elevado número de exames realizados, aproximadamente 2/3 a mais do que a média; e a dose anual mais elevada foi desse mesmo usuário (10,8 mSv).



No hospital "2" pôde-se verificar que: a maior parte das funções apresentou dose média à nível de BG, sendo o Serviço de Hemodinâmica o que apresentou a dose média mais elevada (0,76 mSv/mês); a dose mensal mais elevada foi recebida por um médico da Hemodinâmica (14,5 mSv/mês) - trabalho com raios X intervencionista; e a dose anual mais elevada foi apresentada pelo mesmo usuário (30,2 mSv).



No hospital "3" verificou-se que: a maior parte das funções apresentou dose média à nível de BG, sendo o Serviço de Urologia o que apresentou a dose média mais elevada (0,713 mSv/mês); a dose mensal mais elevada foi recebida por um médico residente em Urologia (9,8 mSv/mês) - auxílio em cirurgias com raios X intervencionista e escopia -; e a dose anual mais elevada foi a de um médico do Serviço de Radiologia (19,2 mSv) - que trabalhava com exames que utilizavam escopia.

Conclusão

Dentre os hospitais investigados, foi o "2" que apresentou o maior índice percentual de doses de investigação (6%) e de dosímetros não devolvidos (3%), e foi o único que apresentou dosímetros com leitura impossível; esse hospital não realiza treinamentos periódicos adequados com seus funcionários. O hospital "3" realiza treinamento anual de trabalhadores ocupacionalmente expostos, através de cursos ministrados sobre Técnicas Radiográficas e Proteção Radiológica. O hospital "1" apresentou os índices mais baixos em relação aos outros. O usuário do

Serviço de Hemodinâmica do hospital "2" - função médico - apresentou a maior dose individual mensal (14,5 mSv) e anual (30,2 mSv) entre todos os trabalhadores pesquisados, mesmo assim não atingiu o limite de dose estabelecida pela norma CNEN-NE-3.01. Grande parte das doses à nível de investigação justificaram-se pelo excesso de carga de trabalho (mais de seis horas por dia). Dentre os hospitais pesquisados o "2" apresenta um Programa de Controle de Qualidade; o "3" apresenta um Programa de Garantia da Qualidade; o "1" não realizava nenhum tipo de controle dos equipamentos, durante o período de coleta dos dados.

Bibliografia

- * INSTITUTO DE RADIOPROTEÇÃO E DOSIMETRIA (IRD)/COMISSÃO NACIONAL DE ENERGIA NUCLEAR (CNEN). "Notas do Curso Básico de Licenciamento em Radiologia Médica e Odontológica". Editado por Sílvia V. Oliveira e Helvécio C. Mota, 1994
- * CARLTON, Richard R. e ALDER, Arlene McEnna. "Principles of Radiographic Imaging an Art and a Science". DELMAR PUBLISHERS. 1990
- * "1990 Recommendations of the ICRP". Annals of the ICRP 60. Pergamon Press. Published for ICRP. 1990
- * Diretrizes Básicas de Radioproteção - CNEN 3.01
- * Radiation Protection in Interventional Radiology - December 1993. Edited by K. Faulner and D. Teunen. Published by the British Institute of Radiology.

Elaboração, publicação e implementação de uma norma técnica de proteção radiológica no Estado de São Paulo

Martha Aurélia Aldred¹, Laura Furnari² e Maria Bernadete de Paula Eduardo¹

¹CVS - Centro de Vigilância Sanitária da Secretaria de Estado da Saúde de São Paulo
Av. São Luís, 99 15^o andar, CEP 01046, São Paulo

²Presidenta Interina da ABFM - Associação Brasileira de Físicos em Medicina
R. Brig. Galvão, 262, CEP 01151-000, São Paulo

Resumo - Durante o ano de 1.994, reuniram-se no Estado de São Paulo, sob a coordenação do CVS, uma equipe de especialistas em proteção radiológica e representantes das classes profissionais envolvidas na aplicação de radiações ionizantes em serviços de saúde, para à Secretaria de Estado da Saúde uma Norma Técnica de Proteção Radiológica que deu origem à publicação da Resolução SS-625 em 14 de dezembro do mesmo ano, atualmente em vigor, tendo o papel de nortear a atuação da vigilância sanitária paulista. A equipe que participou desse trabalho procurou levar em conta os avanços tecnológicos que introduziram novos equipamentos, e.g., braquiterapia de alta taxa de dose, e, dentro das limitações intrínsecas a que uma norma de âmbito estadual está sujeita, procurou introduzir algumas das novidades que apareceram nas recomendações internacionais de 1.990 da ICRP-60¹, e.g., controle da dose ministrada ao paciente em radiodiagnóstico. A Norma Técnica abrange as seguintes áreas: Radiologia médica e odontológica, Radioterapia e Medicina nuclear, apresentando como principal avanço a exigência de que esses serviços ponham em prática um Programa de Garantia da Qualidade.

Abstract - During 1994 at the State of São Paulo there was a meeting of radiation protection experts and representatives of professionals involved with the use of ionising radiation in health care services in order to propose to the State Health Department technical standards on radiation protection; the consequence was the official publication of Resolution 625, on December 14, 1994. The team responsible for this work tried to take into account the technological improvements of new equipments and some new topics of the international recommendations from ICRP 60 (1990)¹. The new regulation has the following chapters: Radiology - Medicine and Dentistry -, Radiotherapy and Nuclear Medicine, presenting the necessity of performing a Quality Assurance Program as the main novelty.

Introdução

O Estado de São Paulo já possuía desde 1.978 uma Norma Técnica sobre proteção radiológica - Decreto Estadual 12.660 - que vinha nortear desde então a atuação das equipes regionais (estaduais e municipais) de vigilância sanitária.

Devido à crescente complexidade dos equipamentos médicos e odontológicos que empregam radiação ionizante e à necessidade cada vez maior de se adotar bons padrões de segurança em seu emprego, fez-se premente a atualização da Norma Técnica de proteção radiológica.

Esse trabalho teve como um dos focos a atuação das equipes multidisciplinares de vigilância sanitária, tendo portanto um forte apelo didático e voltado sobretudo para os profissionais da área de saúde.

Em última análise, o objetivo principal dessa Norma Técnica é melhorar a qualidade do atendimento em saúde que utiliza fontes de radiação, visando a segurança para operadores, pacientes e público em geral.

Metodologia

A primeira minuta da Norma Técnica foi produto de vários anos de trabalho dos físicos do

CVS, abrangendo consultas frequentes ao IPEN/CNEN, ao IFUSP, ao CMN (Centro de Medicina Nuclear), ao CBR (Colégio Brasileiro de Radiologia) e às publicações nacionais e internacionais sobre proteção radiológica. Esta primeira fase teve início em 1.990, sofrendo várias interrupções.

No primeiro semestre de 1.994 os físicos do CVS compilaram, reorganizaram e atualizaram¹ os itens da primeira versão e prepararam uma nova minuta; o CVS, que tem entre outras a função de propor instrumentos legais, dentro de seu campo de atuação, organizou um fórum de debates especial para discutir essa minuta.

Foram convidadas para esse fórum as seguintes entidades: ABRO (Associação Brasileira de Radiologia Odontológica), ABFM (Associação Brasileira de Físicos em Medicina), APCD (Associação Paulista de Cirurgiões Dentistas), CBR (Colégio Brasileiro de Radiologia), CNEN (Comissão Nacional de Energia Nuclear), CRM (Conselho Regional de Medicina), CRO (Conselho Regional de Odontologia), IEE/USP (Instituto de Eletrotécnica da Universidade de São Paulo), IFUSP (Instituto de Física da Universidade de São Paulo), INCOR (Instituto do Coração do HC/FMUSP), SBBMN (Sociedade Brasileira de

Biologia e Medicina Nuclear), SPR (Sociedade Paulista de Radiologia).

O fórum foi dividido em diferentes seções, a saber, Proteção Radiológica, Radiologia Médica, Radiologia Odontológica, Radioterapia e Medicina Nuclear, o que enriqueceu sobremaneira o trabalho.

Foi então preparada a minuta final de norma, com as alterações aprovadas pelo fórum, que após ser submetida ao crivo da Assessoria Jurídica da Secretaria de Estado, foi publicada como Resolução do Secretário da Saúde sob o número 625, em 14 de dezembro de 1.994.

Após a publicação, os novos conteúdos da norma foram discutidos em treinamentos com as equipes de vigilância sanitária do Estado, a fim de prepará-las para a nova abordagem.

A implementação completa da Resolução SS-625 deverá ocorrer a partir de 1.997 quando entrarão em vigor as exigências complementares, entre as quais a efetivação dos Programas de Garantia da Qualidade. Para isto serão estabelecidos os protocolos mínimos a serem cumpridos pelos programas nas diferentes áreas; os protocolos deverão ser propostos pelo CVS, com a assessoria de especialistas, discutidos com os órgãos representantes de classe e publicados até o final de 1.996.

Resultados e Discussão

O trabalho resultou em Norma Técnica de 11 Capítulos, contendo mais de 500 itens.

Entre as inovações introduzidas pela Resolução SS-625 destaca-se a exigência de relatórios de levantamentos radiométricos e de testes de radiação de fuga dos equipamentos a serem analisados pela Vigilância Sanitária para a expedição de alvarás de funcionamento. A necessidade desses testes, já estabelecida pela Portaria CVS/EXP-2, de 20 de janeiro de 1.994, foi incorporada à Norma Técnica. Essa portaria propõe o formato que devem ter os laudos que atestam essas medidas e dispõe sobre a capacitação dos profissionais que podem assiná-los.

A Norma Técnica estipula nas Disposições Transitórias prazos de até dois anos para efetivação das novas exigências cujo atendimento requererem maior adaptação por parte dos prestadores de serviços médicos e odontológicos.

A maior vantagem do método usado foi criar um instrumento legal que já nasceu referendado pela associações de classe diretamente interessadas na sua aplicação. Isto propiciou o reconhecimento imediato de sua importância e a adoção de seus princípios por alguns setores, precedendo mesmo a efetiva cobrança da autoridade sanitária.

Apesar disto, muitos itens ainda causam polêmica. Alguns setores mais conservadores têm apresentado resistência à incorporação das novas exigências, tentando manobras políticas para escapar ao seu cumprimento: alguns dentistas, por exemplo, mesmo

após a constatação de que os níveis de radiação nas vizinhanças de seus consultórios estão elevados, ainda resistem em reforçar a blindagem oferecida por portas ou paredes.

Conclusões

A publicação da Resolução SS-625 e sua implementação deverão contribuir para a melhoria da qualidade dos atendimentos médicos e odonto-lógicos que empregam radiações ionizantes. Serão também de grande importância os ganhos em diminuição de dose coletiva, advindos da maior segurança oferecida às vizinhanças dos serviços que utilizam essas práticas, bem como ao público que frequenta suas instalações.

Na primeira fase, aproveitando dados levantados por um estudo de cerca de 400 roteiros de inspeção², foi avaliado o atendimento a algumas das novas exigências, quais sejam, a apresentação de: levantamento radiométrico nas vizinhanças das salas, teste de radiação de fuga da ampola de raios X e de programa de garantia da qualidade. Os resultados aparecem na Tabela I.

Tabela I - Distribuição percentual de não conformidade à nova legislação

	L.R.	FUGA	P.G.Q.	TOTAL
MACRO 1	45.6	48.9	56.9	50.5
MACRO 2	91.6	91.6	49.2	77.5
MACRO 3	90.9	90.9	95.5	92.4
MACRO 4	80.8	90.4	65.4	78.9
MACRO 5	57.3	57.3	85.5	66.7
MÉDIA POND.	62.5	65.0	67.1	

A tabela acima mostra altos índices de não conformidade às novas exigências, em especial na Macro 3. A menor incidência ocorre na Macro 1, região onde se localiza a capital do Estado, que dispõe de maior número de profissionais especializados atuando na área.

A avaliação estatística da qualidade dos laudos de radiometria deverá começar no segundo semestre de 1 996. Outros resultados numéricos sobre o impacto causado por essa norma estarão disponíveis a médio prazo com um maior detalhamento de roteiros de inspeção. A longo prazo, com o acúmulo desses dados serão possíveis vários estudos estatísticos.

Referências

- INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION PROTECTION. "ICRP Publication 60 - 1990 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection". Pergamon Press Oxford (1991).
- ALDRED, M. A., EDUARDO, M. B. DE PAULA, CARVALHO, M. L. E MORAES A. C. A. "Levantamento das condições de funcionamento de serviços de radiodiagnóstico médico - Programa de vigilância das radiações ionizantes para 1994 no Estado de São Paulo". Trabalho apresentado neste fórum.

Doses em pacientes submetidos a exames radiológicos de boca completa

vis Hazin¹; Helen Khoury¹; Márcia Silveira²; Sueldo Silveira¹

¹Departamento de Energia Nuclear - UFPE
Av. Prof. Luiz Freire, 1000 - 50740-540 Recife PE
E-mail: hazin@npd.ufpe.br

²Faculdade de Odontologia - UPE

Resumo - Este estudo teve como objetivo a determinação das doses em pontos da cabeça e pescoço resultante de exames radiográficos de boca completa. As simulações foram realizadas utilizando-se as seções da cabeça e pescoço de um fantoma, sendo as doses determinadas através da utilização de dosímetros termoluminescentes. Os resultados mostram que a utilização de um equipamento de potencial mais elevado e de um dispositivo localizador (cone ou cilindro) de maior comprimento pode produzir uma redução importante nas doses recebidas pelos pacientes.

Abstract - This study aimed to determine the radiation doses received by tissues of the head and neck as a result of a full-mouth radiographic examination. Simulations were carried out by irradiating the head and neck section of an antropomorphic phantom. The radiation doses were determined through the use of thermoluminescent dosimeters. The results show that a significant reduction in the doses can be achieved by the combination of a high kV x-ray tube and a longer collimating device.

Introdução

A crescente percepção dos riscos inerentes ao uso das radiações ionizantes na área médica tem aumentado o interesse na determinação das doses recebidas pelos vários tecidos do corpo em consequência da realização de radiografias dentais.

Um dos procedimentos radiológicos mais comuns em clínicas odontológicas é o exame intro-oral de boca completa, o qual consiste em expor de 14 a 24 filmes para obter uma vista de toda a arcada dentária e das estruturas circundantes. Por envolver exposições múltiplas, com diferentes ângulos de incidência do feixe de radiação, este tipo de exame acarreta a exposição de órgãos adjacentes importantes, tais como os olhos e a tireóide.

Neste trabalho são apresentados os resultados de estudos realizados com o objetivo de determinar a dose em tecidos da cabeça e pescoço, como resultado de exames radiográficos de boca completa.

Materiais e Métodos

As seções da cabeça e pescoço de um fantoma de material equivalente a tecido foram utilizadas neste estudo. Os pontos selecionados para determinação da dose foram a tireóide, o cristalino, o zigoma, a bochecha e o nariz. A escolha foi feita levando-se em conta que o zigoma, a bochecha e o nariz situam-se em áreas diretamente atingidas pelo feixe primário de radiação. A tireóide e o cristalino, embora situados fora da área normalmente abrangida pelo feixe primário de radiação, foram selecionados tendo em vista a possibilidade de ocorrência de câncer e opacificação das lentes,

respectivamente. As medidas nesses dois pontos foram efetuadas na superfície e no interior do fantoma.

As doses foram determinadas utilizando-se cristais de LiF (TLD-100, Harshaw), previamente calibrados na faixa de energia empregada neste trabalho.

As irradiações com o fantoma foram realizadas utilizando-se dois aparelhos de raios-X cujas características estão especificadas na Tabela 1. Os comprimentos de cone utilizados são típicos dos equipamentos existentes na maioria das clínicas odontológicas.

Foram realizadas 14 exposições de 1 segundo para cada tomada radiográfica. A duração da exposição foi fixada com base em estudos anteriores¹ que indicaram ser de 1 s o tempo de irradiação utilizado pela maioria dos usuários de equipamentos de raios-X dentais, independentemente da tensão e/ou corrente do tubo.

Tabela 1 - Características dos equipamentos utilizados neste estudo.

Equipamento	kVp	mA	Comprim. do Cone
Espectro II	50	10	11,5
Spectro 1070	70	10	20,0

Resultados e Discussão

A Tabela 2 mostra as faixas de doses determinadas nos pontos selecionados para estudo, como resultado do exame radiográfico de boca completa.

Como se pode verificar através da tabela, as doses nos diversos pontos da pele são sistematicamente menores para as irradiações efetuadas com raios-X de 70 kV do que aquelas realizadas com raios-X de 50 kV. Isto decorre da diferença entre os comprimentos dos dispositivos de alinhamento do feixe, (Tabela 1), o que resulta, no caso do equipamento de 50 kV, em uma maior taxa de exposição no ponto de contacto com a pele. Verifica-se, ainda que a maior dose é recebida pela região das bochechas. Este ponto recebe contribuições da radiação direta na entrada do feixe, da radiação proveniente da saída do feixe, quando a face oposta está sendo radiografada e da radiação espalhada de outras regiões.

A região do zigoma, embora submetida aos mesmos componentes de radiação que as bochechas, recebe doses mais baixas, devido provavelmente à maior atenuação do feixe de radiação.

As doses internas na tireóide e no cristalino são maiores que os valores correspondentes na superfície para raios-X de 70 kV, devido ao maior poder de penetração desta radiação. Mesmo assim, as doses nestes pontos são ainda significativamente menores do que aquelas resultantes da radiação de 50 kV.

Tabela 2 - Intervalo de doses em tecidos da cabeça e pescoço, para radiografia de boca completa (valores em mSv).

Local	50 kVp	70 kVp
Tireóide Ext.	6,5 - 19,9	1,7 - 2,9
Tireóide Int.	6,7 - 10,7	4,9 - 6,4
Cristalino Ext.	4,7 - 11,8	0,7 - 1,9
Cristalino Int.	1,7 - 13,3	0,6 - 2,2
Zigoma	26,2 - 36,7	7,0 - 14,4
Bochecha	43,2 - 47,4	21,5 - 30,7
Nariz	9,8 - 15,5	7,7 - 7,9

Conclusões

A utilização de um equipamento de potencial mais elevado e de um dispositivo localizador (cone ou cilindro) de maior comprimento pode produzir uma redução importante nas doses recebidas pelos pacientes. Além disso, é certamente possível diminuir o tempo de exposição de cada filme através da utilização de equipamentos de raios-X de potencial mais elevado.

Referências

- ¹ HAZIN, C; KHOURY, H.; SILVEIRA, S.; LOPES FILHO, F. Radiation field sizes and skin exposures in oral radiography. *Proceedings of the 1996 International Congress on Radiation Protection*, v. 3, p. 431-433, Viena, Austria, abril de 1996.

Resultados Estatísticos da Monitoração Individual Externa em Setores da Área Médica no Ano de 1995

Teresinha F.L.Daltro, Leticia L.Campos e Homero E.B.Perez

Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares - IPEN - CNEN/SP
Trav. R. 400 - 05422-970 - São Paulo - SP
e-mail: tdaltro@net.ipen.br

Resumo - Este trabalho analisa os resultados da monitoração individual externa de trabalhadores da área médica, enfocando os níveis de dose em diferentes departamentos de diferentes hospitais.

Abstract - This work analyses results of external individual monitoring of workers in hospitals considering the different departments of different hospitals.

Introdução

A monitoração individual para a radiação externa deve fornecer dados para a estimativa da dose equivalente na pele, extremidades e cristalino, além de determinar o tipo e qualidade da radiação recebida por um indivíduo no exercício de uma atividade profissional

O laboratório de dosimetria fotográfica do IPEN iniciou suas atividades no ano de 1961 e durante esses anos tem prestado serviços à Hospitais, Universidades e Institutos de Pesquisas, Empresas e Indústrias.

Todos os procedimentos adotados pelo laboratório são baseados nas normas da Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN) CNEN- 3.01 e 3.04, publicadas no diário oficial em 01/08/88 e 22 /10 /81 respectivamente^{2,3}.

Com o objetivo de informatizar e atualizar o laboratório, no ano de 1993 foi desenvolvida e implantada uma nova metodologia de cálculo de dose empregando o sistema de Redes Neurais⁴.

A emissão dos relatórios mensais de dose é feita através de um banco de dados (CONEXO) que gerencia os dados cadastrais e as doses mensais de todos os usuários dos dois laboratórios. Este programa foi desenvolvido, aperfeiçoado e adaptado às necessidades do laboratório de Dosimetria Fotográfica do IPEN pelo Departamento de informática da Comissão Nacional de Energia Nuclear - RJ.

Monitoração Individual em Hospitais

O IPEN presta serviços de monitoração a diversos hospitais públicos, postos do INSS e algumas clínicas do setor privado. Em todos os casos, os usuários de dosímetro são cadastrados segundo os setores em que atuam nos hospitais. Os principais setores considerados neste trabalho são: Radiologia Geral, Radioterapia, Medicina Nuclear e Hemodinâmica.

Os hospitais considerados foram os seguintes: Hospital das Clínicas, Hospital do Servidor Público

Estadual, Hospital do Servidor Público Municipal e Unicamp, num total de 612 usuários monitorados mensalmente, distribuídos naqueles setores de atividades. Esses hospitais foram escolhidos uma vez que possuem os mesmos setores de atividade e um grande número de usuários, o que permite uma melhor comparação.

Tabela 1 - Setores Hospitalares Monitorados

Setores	Usuários
-Radiologia Geral	357
-Radioterapia	90
-Medicina nuclear	80
-Hemodinâmica	85

Metodologia de Cálculo

Foram calculadas as doses equivalentes médias anuais de cada setor relacionado na Tabela 1 para cada hospital. Nos casos em que a dose mensal do usuário é M ($M < \text{Nível de Registro}$) foi considerado o valor de 0,20mSv. Para a elaboração do gráfico foi tomada a média por setor, cujo desvio padrão máximo foi de 10 %.

Resultados e Conclusões

Na Fig.1 é mostrada a distribuição dos usuários de dosímetro nos diferentes setores considerados.

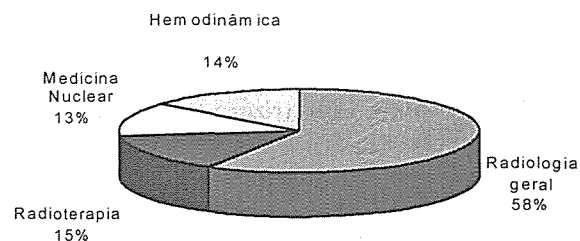


Figura 1: Distribuição dos usuários de dosímetro pessoal nos setores.

Na Fig.2 é apresentada a distribuição da dose equivalente média anual dividida segundo os setores analisados. Embora a radiologia apresente o maior número de usuários, 58%, a medicina nuclear é que apresenta o maior nível de dose, 14,0 mSv/ano, 16,5% maior que a radiologia e a hemodinâmica.

Embora a radioterapia opere com níveis de dose elevados, é o setor que apresenta o menor valor de dose, 8,0mSv/ano, o que mostra a eficiência dos procedimentos de proteção radiológica adotados. Em todos os casos os valores observados estão muito abaixo do limite máximo permissível anual para o trabalhador que é de 50mSv, bem como do limite mensal que é de 4mSv.

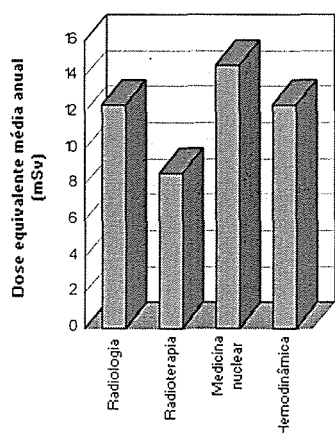


Figura 2: Distribuição da dose equivalente média anual por setor de atividade

Concluindo, consideramos que a visão conjunta dos resultados, da forma como foi analisada, pode contribuir para uma revisão dos procedimentos de Proteção Radiológica por parte dos responsáveis nos diferentes setores hospitalares e uma consequente redução nas doses individuais.

Referências

¹ BERMANN, F. **La Surveillance Dosimétrique Individuelle**. Centre d'Etudes de Fontenay-aux-Roses, 1991 (CEA 21)

² COMISSÃO NACIONAL DE ENERGIA NUCLEAR. **Diretrizes Básicas de Radioproteção**. Rio de Janeiro, 1988. (CNEN-NE-3.01)

³ COMISSÃO NACIONAL DE ENERGIA NUCLEAR. **Autorização para o Funcionamento**

dos Laboratórios de serviços de Monitoração Individual. Rio de Janeiro, 1981. (CNEN-NE-3.04)

⁴ DALTRO, T. F. L. **Desenvolvimento de uma Nova metodologia para o Cálculo de Dose em Dosimetria Fotográfica** Dissertação de Mestrado - Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, 1994

Influência da Ventilação na Distribuição Espacial do Rn-222 e seus Produtos de Decaimento em Ambientes de Convívio Humano

S.N.M.Muñoz *, J.C.Hadler * e S.R.Paulo**

* Instituto de Física "Gleb Wataghin", Universidade Estadual de Campinas 6165, 13083-970 SP, Brasil

** Instituto de Física da Universidade de Mato Grosso

Resumo.- Para determinar a influência da ventilação (fluxo direcionado de ar produzido por um ventilador) sobre a distribuição espacial do Rn-222 e seus produtos de decaimento (filhos) presentes em ambientes de convívio humano, obteve-se um conjunto de resultados experimentais, por meio da técnica de traços nucleares deixados por partículas alfa sobre detectores plásticos adequados (CR-39).

A exposição destes detectores foi realizada num ambiente fechado, considerando a influência da ventilação para diferentes ângulos, velocidades e distâncias do ventilador. Nesta pesquisa, os resultados mostram que uma quantidade relativa de filhos do Rn-222 são retirados do ambiente pelos efeitos de ventilação e "plate-out".

Abstract.- For the determination of the ventilation influence (directional flux of air induced by a fan) on the spatial distribution of Rn-222 and its decay products (daughters) present in human inhabited environments, a group of experimental results were obtained by means of the fission nuclear tracks left by α -particles over adequated plastic detectors (CR-39).

The exposure of these detectors was done in a closed environment considering the influence of ventilation for different angles, velocities and distances from fan. The results show that a relative quantity of daughters of Rn-222 are pulled out of the environment due to the effects of ventilation and plate-out.

Introdução

Apesar do assunto em pauta ser pesquisado há algum tempo, ainda não se sabe ao certo quais as influências que fatores ambientais (ventilação, campos elétricos etc) exercem sobre a mobilidade dos átomos do Rn-222 e especialmente de seus filhos no ar.

Acredita-se atualmente que a contaminação radioativa mais insalubre para a população em geral é aquela devida à inalação dos átomos dos filhos do Rn-222, que normalmente estão presentes no ar em ambientes de convívio humano, numa concentração de 1 pci/l. Quando nós respiramos, o Rn-222 juntamente com seus filhos são inalados ; mas sabe-se que os filhos do Rn-222 são íons metálicos, que por suas propriedades químicas são capturados e ficam retidos no interior das

vias respiratórias, onde continuam ativos, emitindo partículas alfa. O Rn-222, que pertence a cadeia de decaimento do U-238, pode entrar nos ambientes de convívio humano, proveniente de diversas fontes: solo, água de uso doméstico, gás natural que transporta o radônio e materiais de construção (concretos, rochas, tijolos, e granito, etc.) que são fabricados a partir de matéria prima retirada do solo.

Acredita-se hoje que nos EUA cerca de 16000 pessoas morram anualmente devido ao câncer no aparelho respiratório. O surpreendente é que os necrologistas encontraram uma grande acumulação de Pb-206 (filho do Rn-222) no aparelho respiratório dos cadáveres destas pessoas; essa evidência faz supor que parte daqueles óbitos se deve aos efeitos da contaminação por Rn-222 e seus

filhos. Por conseguinte, essa estimativa coloca esse tipo de contaminação num lugar importante em termos de insalubridade [1].

O fato é que até os dias de hoje, após centenas de publicações na área, não se teve ainda uma idéia clara do real papel que este tipo de contaminação radioativa tem em relação à saúde pública. Nós apresentamos este trabalho contribuindo de alguma forma a compreender o comportamento destes radionuclídeos no ar.

Metodologia

O método utilizado foi desenvolvido através da leitura dos traços efetivadas por um microscópio óptico de aumento 40x10.

Resultados e discussões.- Cada um dos pontos mostrados nos seguintes gráficos representam uma média de 500 medições feitas no microscópio. Todos estes gráficos foram obtidos em computador.

A fig(1) corresponde à densidade de traços como função das diferentes distâncias ventilador-parede. A interpretação dos nossos resultados experimentais é que os efeitos de ventilação não alteram a depleção dos átomos filhos do Rn-222 para diferentes distâncias fonte parede.

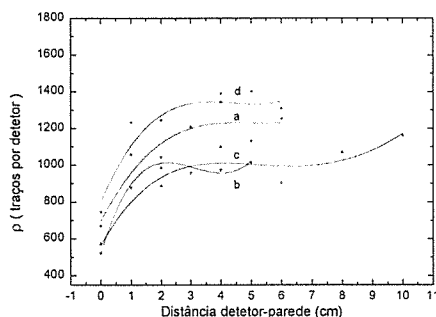


Fig 1: Densidades de traços vs. distâncias, (a) dist. 30cm, (b) dist. 50cm (c) dist. 100cm, (d) dist. 250cm.

A fig(2) corresponde à densidade de traços como função da mudança de ângulos de ventilação (30°, 60°, 90°). A interpretação é que a distância máxima efetiva (D.M.E) não depende significativamente dos ângulos de ventilação (outros resultados obtidos mostram também que não depende da intensidade de ventilação).

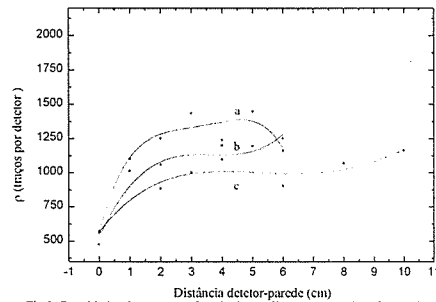


Fig 2: Densidades de traços vs. ângulo da ventilação. (a) $\alpha = 30^\circ$, (b) $\alpha = 60^\circ$, (c) $\alpha = 90^\circ$

Conclusões

Dos nossos resultados podemos concluir que as correntes de ar não alteram a depleção dos átomos de filhos do Rn-222 nas proximidades das superfícies de uma parede. Este resultado é contrário à predição teórica [2]. Também conclui-se que a DME é aproximadamente independente da ventilação.

Referências

- [1] W.W.Nazaroff and A.V.Nero: Radon and It's Decay Products In Indoor Air.
- [2].S.R de Paolo: Tese de Doutorado. UNICAMP, Agosto 1991, pp 111-115.

16.

DOSIMETRIA

Avaliação das doses de radiação X recebidas por pacientes em estudos radiológicos

Regina Bitelli Medeiros; Kellen A. C. Daros

Depto Diagnóstico por Imagem/EPM-UNIFESP
Rua Botucatu, 740 V. Clementino 04023-900 - São Paulo/SP

Resumo - Avaliamos a dose absorvida na pele de pacientes submetidos a exames radiológicos de tórax, seios da face e coluna lombar, através da dosimetria termoluminescente, em condições técnico-operacionais variadas. Os resultados mostraram diferenças relevantes na dose absorvida para as alternativas técnicas empregadas.

Abstract - The skin absorbed doses were evaluated on patient submitted to the following x-ray exams: chest, facial sinuses, lumbar spine. Thermoluminescent dosimetry was used and a variety of irradiation techniques performed. The results have shown considerable differences on the absorbed dose for the various alternative technical conditions.

Introdução

Sabemos que a aplicação dos raios-X para fins de diagnóstico constitui a maior fonte de exposição à radiação ionizante. É comum o paciente se submeter a um procedimento radiológico especializado ou simples, por mais de uma vez, até a confirmação do diagnóstico. Atualmente a proteção radiológica defende a minimização dos riscos através da otimização das doses. Para isso, um trabalho de reeducação dos profissionais da área se faz necessário e pode ser iniciado a partir da avaliação das doses de radiação nos exames radiológicos e alternativas técnicas para a redução das mesmas, contribuindo para a implementação de procedimentos que garantam a qualidade do exame. Sabe-se que o grau de exposição do paciente pode variar para um mesmo exame radiológico até por um fator 10, entre diversos serviços ou mesmo em um mesmo centro radiológico(1). Sendo assim, é necessário que a avaliação seja efetuada quando se tem implementado um programa de controle de qualidade dos equipamentos radiológicos, pois inúmeros são os fatores técnicos responsáveis por esta variabilidade.

Consideramos relevante não só estimar as doses absorvidas como também compará-las a valores aceitos como referência internacionalmente(2). Nos propusemos a avaliar as doses de radiação X às quais a população está exposta quando submetida a alguns dos exames mais frequentemente efetuados e avaliar em que condições estes podem ser realizados mantendo um padrão de qualidade da imagem que assegure a obtenção de informações úteis ao diagnóstico.

Material e Método

Foram fixados na pele de pacientes de biometria semelhante, previamente selecionados,

um grupo de 4 dosímetros termoluminescentes (CaSO₄:Dy), no centro da área irradiada, na entrada e na saída do feixe de raios-X. As condições técnico-operacionais utilizadas foram registradas. A avaliação dosimétrica foi efetuada em 100 pacientes nos seguintes exames radiológicos: tórax (PA e Perfil) em três condições técnico-operacionais diferentes; coluna lombar (PA e Perfil) em duas condições técnico-operacionais diferentes; seios da face (FN e MN) em duas condições técnico-operacionais diferentes. As leituras dosimétricas foram feitas na Harshaw 4000. Os equipamentos radiológicos são da Medisor e possuem gerador trifásico e monofásico.

Resultados

Exame Radiológico		Dose Absorvida na	
		Entrada	da
		Superfície da Pele	
		(mGy)	por
		Radiografia	
		Frente / Perfil	
Tórax	(c/grade-monofásico)	0,36±0,095	/ 0,68±0,148
Tórax	(s/grade-monofásico)	0,19±0,052	/ 0,38±0,071
Tórax	(c/grade-trifásico)	0,21±0,074	/ 0,89±0,406
Coluna	Lombar (trifásico)	2,82±0,225	/ 6,29±1,010
Coluna	Lombar (monofásico)	1,88±0,344	/ 4,43±0,757

	Fronto-Naso/Mento- Naso	
Seios da Face (c/cone)	3,27±0,916	/
	4,09±1,208	
Seios da Face (c/máscara)	1,89±0,555/	
	2,26±0,403	

Discussão

Pudemos verificar que para o exame radiológico de tórax utilizando grade, efetuado com equipamento monofásico, a dose absorvida na pele devido as duas incidências é aproximadamente 6% inferior à obtida no equipamento trifásico com grade. Esta diferença é inferior ao erro percentual dos resultados, o que nos faz concluir que não obtivemos diferença significativa na dose de radiação com o uso desses equipamentos. Quanto ao exame de tórax efetuado no equipamento monofásico sem grade, quando comparado ao trifásico, verificamos uma redução de 47% no valor da dose. Sendo assim, a técnica sem grade torna-se justificável nos casos de pacientes magros e crianças, onde não há perda de contraste devido a radiação espalhada a ponto de prejudicar a qualidade da imagem.

Com relação ao exame de coluna lombar, para as duas incidências, a diferença entre as doses obtidas

para o exame radiológico efetuado nos equipamentos monofásico e trifásico é de 31%. Não tendo havido grande variação das condições técnicas utilizadas nos exames, atribuímos essa diferença à maior intensidade dos raios-X nos equipamentos trifásicos.

Quanto ao exame de seios da face, obtivemos redução da dose de aproximadamente 43% quando utilizamos a máscara ao invés do cone. Consideramos justificável o uso da máscara, pois são exames comumente efetuados em adultos e principalmente em crianças.

Os resultados obtidos são menores aos recomendados como níveis de referência para Radiologia Diagnóstica da Agência Internacional de Energia Atômica.(2)

Referências

1. PLAUT, S. Radiation protection in the x-ray Department. London, Butterworth, 1993. 162 p.
2. INTERNATIONAL BASIC SAFETY STANDARDS FOR PROTECTION AGAINST IONIZING RADIATION AND FOR THE SAFETY OF RADIATION SOURCES. International Atomic Energy Agency: 1994. p. 146. (anexo III).

Apoio: FAPESP

Caracterização de dosímetros termoluminescentes de $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$ com grafite para avaliação de dose absorvida de radiação X e Gama

Kellen Adriana Curci Daros; Letícia Lucente Campos Rodrigues; Regina Bitelli Medeiros

Depto Diagnóstico por Imagem/EPM-UNIFESP - Rua Botucatu, 740 - 04023-900 - São Paulo (SP)
Serviço de Proteção e Dosimetria/IPEN-CNEN-SP - Travessa R, 400 - 05422-970 - São Paulo (SP)

Resumo - Este trabalho caracteriza dosímetros termoluminescentes de $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$ de diferentes espessuras (0,2 a 0,8mm) e com diferentes porcentagens de grafite (0; 0,5; 3; 5; 10 e 20 % em massa), indicados como alternativos para a avaliação de dose absorvida em campos mistos (fótons e beta). Previamente foram apresentados os resultados relacionados às aplicações na dosimetria beta; neste trabalho são estudados sensibilidade e dependência energética dos mesmos, indicando os melhores resultados obtidos nas avaliações destes dosímetros para fótons.

Abstract - In this report we have investigated dosimeters of $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$ in pellets with different thicknesses (0.2 to 0.8 mm) and with graphite contents between 0 and 20% by weight (0; 0.5; 3; 5; 10 and 20%). They can be used in dose measurements in mixed beta-photons fields. Previously TL results, for these pellets in beta fields were shown. In this work the best results of sensitivity and energy dependence for photons are given.

Introdução

Os dosímetros Termoluminescentes de $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$ +Teflon com espessuras finas são indicados na avaliação de dose superficial devido a campos mistos (Beta e fótons)⁽¹⁾ podendo ser modificadas alterando-se a transparência dos mesmos com a adição de grafite durante o processo de sua confecção⁽²⁾. O Laboratório de Produção de Materiais Dosimétricos do IPEN vem produzindo estes dosímetros com espessura de 0,2mm e adicionando diferentes porcentagens, em massa, de grafite (0; 0,5; 1; 3; 5; 10 e 20%)⁽³⁾. Previamente, verificou-se que variando-se a espessura destes dosímetros entre 0,2 e 0,8mm, para doses provenientes de campos beta, os melhores resultados foram obtidos com os dosímetros de 0,4mm de espessura e 3% de grafite, apresentando a menor dependência energética. Com a intenção de caracterizar o desempenho destes dosímetros quando expostos a fótons, foi determinada, neste trabalho, a curva de dependência energética (no intervalo de energias entre 30keV e 1,17MeV da radiação X e gama do ^{60}Co), bem como a sensibilidade dos mesmos. Com isto, complementamos a caracterização destes dosímetros relacionando a boa sensibilidade do $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$ com a diminuição da dependência energética da resposta TL do mesmo.

Materiais e Método

As pastilhas dosimétricas foram confeccionadas no Laboratório de Materiais Dosimétricos do IPEN a partir da homogeneização do fósforo de $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$, Teflon em pó e diferentes

quantidades, em massa, de grafite (0; 0,5; 1; 3; 5; 10 e 20%). Estas misturas foram compactadas e sintetizadas na forma de pastilhas com 6mm de diâmetro e, devido a variação da massa, com 0,2; 0,4; 0,6 e 0,8mm de espessura. O tratamento térmico utilizado antes das exposições foi de 300°C por 3h, no ar, num forno Quimis tipo mufla previamente calibrado. A resposta TL de cada mistura descrita foi determinada numa leitora Harshaw, modelo 4000, da Universidade Federal de São Paulo (UNIFESP), com taxa de aquecimento de 34°C.s⁻¹, ciclo de leitura de 36s e fluxo de nitrogênio de 1,5 l.min⁻¹. A irradiação com fótons gama foi feita numa fonte de ^{60}Co de 20GBq no IPEN. As irradiações com raios-X, foram realizadas no Setor de Radioterapia (UNIFESP), num equipamento de terapia superficial, Westinghouse, modelo Duocondex, nas energias efetiva de 31,2; 37,3; 64,4; 74,5 e 95 keV.

Resultados e Conclusão

Com a adição de grafite houve uma queda na sensibilidade do $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$, o que era esperado devido a alteração na sua transparência como visto na figura 1. A menor dependência energética da resposta TL do $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$ foi observada para as pastilhas de 40 mg, 0,6mm de espessura e com 5% de grafite, como pode-se observar na figura 2.

Figura 1: Resposta TL relativa X p% de grafite para os TLDs de 40mg, 0,6mm de espessura e irradiados com ^{60}Co

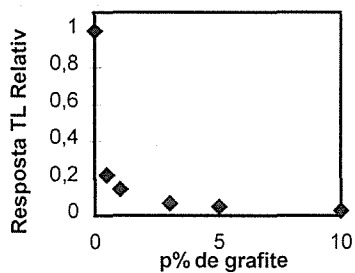
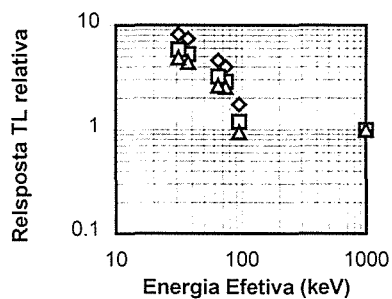


Figura 2: Curva da Dependência Energética para pastilhas de 40 mg irradiadas com Raio X e gama do ^{60}Co



◇ 0% de grafite; □ 3% de grafite; △ 5% de grafite

Referência Bibliográfica

1. Campos, L. L. and Lima, M. F. *Thermoluminescents CaSO₄:Dy Teflon Pellets for Beta Radiation Detection*. *Radiat. Prot. Dosim.* **18**(2), 95-97 (1987).
2. Horowitz, Y. S. *TL and TL Dosimetry*. Vol. II (Cleveland, OH: CRC Press) Ch.2, pp. 62-64 (1994).
3. Campos, L. L. *Graphite Mixed CaSO₄:Dy TL Dosimeters for Beta Radiation Dosimetry* *Radiat. Prot. Dosim.* **48**(2), 205-207 (1993).

Videosimetria: avaliação da dose da radiação X através da imagem videofluoroscópica

João Luiz Leocadio da Nova¹ e Ricardo Tadeu Lopes²

¹Laboratório de Vídeo - Núcleo de Tecnologia Educacional para a Saúde - NUTES/UFRJ
Centro de Ciências da Saúde, bloco A, sala 26, CEP 21949-900, Rio de Janeiro (RJ)

²Laboratório de Instrumentação Nuclear (LIN) - COPPE/UFRJ - ricardo@lin.ufrj.br

Resumo - Desenvolveu-se uma metodologia de estimativa de dose na superfície de entrada do paciente, em procedimentos de radiodiagnóstico por videofluoroscopia, analisando a imagem do sinal de vídeo. Os resultados foram gerados a partir da análise de imagens gravadas em um equipamento de raios X, Siemens Polymat 50, e posteriormente digitalizadas. Os resultados indicam ser possível o uso da imagem obtida através do sinal de vídeo, como indicador da dose na superfície de entrada de um corpo em tempo real.

Abstract - This paper presents a new methodology to evaluate the entrance surface dose on patients exposed to a radiodiagnostic of videofluoroscopic procedures in an on line video signal system. The images were obtained from a Siemens Polymat 50 and were digitalized. The results show that the entrance surface dose can be obtained in real time from video imaging.

Introdução

O monitoramento fluoroscópico realizado com auxílio de câmeras de televisão e gravado em fita magnética vem sendo empregado no ensino e na pesquisa biomédica como método videofluoroscópico¹. Esta imagem que até então servia apenas como indicador do momento que se desejava registrar radiograficamente, agora gravada em videocassete constitui-se num método bastante simples, o que tem propiciado a profissionais de diferentes especialidades a se interessarem em utilizar este exame, ampliando a difusão da videofluoroscopia. Entretanto, o controle da dose de radiação a que fica exposto o paciente é realizado através de um temporizador, frequentemente inoperante ou facilmente desconsidado. Neste contexto formulamos a proposta de desenvolver uma análise do sinal de vídeo fornecido pela câmera de televisão para ser um indicador da dose de radiação X na superfície de entrada do corpo do paciente durante a realização de um exame videofluoroscópico². A videosimetria, permite ainda, reavaliar a qualquer tempo, quanto à dose, exames já realizados, a partir também do sinal de vídeo exibido pelo videocassete.

Metodologia

Para calibração empregou-se um fantoma de plástico, contendo água, cuja espessura variou de 0 a 30cm, em intervalos de 2cm. A cada espessura, realizou-se a medida da taxa de dose na superfície de entrada do intensificador de imagem, com auxílio de uma câmara PTW DALi, e gravou-se esta imagem homogênea numa fita de vídeo. Este

procedimento foi adotado para cada faixa de potência (P1 a P11) da fonte de raios X (equipamento Siemens Polymat 50). Apenas uma área da imagem gravada foi posteriormente digitalizada em uma escala arbitrária, de preto a branco, de 0 a 64 níveis (6 bits), para obtenção do nível de cinza. Esta área foi selecionada na imagem a partir do pixel 59 x 20, medindo efetivamente 129 x 165 pixels. A razão de exposição experimental foi comparada com valores estimados pelo método de simulação de Monte Carlo, calculados com códigos do GSF (Forschungszentrum für Umwelt und Gesundheit) de Munique - Alemanha, utilizando-se espectros primários da série ALLERLEY SPECTRA obtidos seguindo um método semi-empírico³. A taxa de dose na superfície de entrada do corpo foi estimada, baseada no inverso do quadrado da distância. Esta distância foi estimada, também a partir do nível de cinza da imagem, utilizando-se o equivalente em altura de um corpo de prova de água, adotado na calibração. No ensaio com o fantoma ALDERSON utilizou-se de dosímetros TLD LiF 100; em 15 pontos, com procedimentos adotados no IRD/CNEN, e os resultados foram comparados com os da videosimetria.

Resultados

Dos resultados apresentados em tabelas² verifica-se uma dispersão no nível de cinza, na calibração, com erro percentual entre 0,9 e 4,9%. A relação entre nível de cinza e espessura do corpo de prova está na Figura 1.

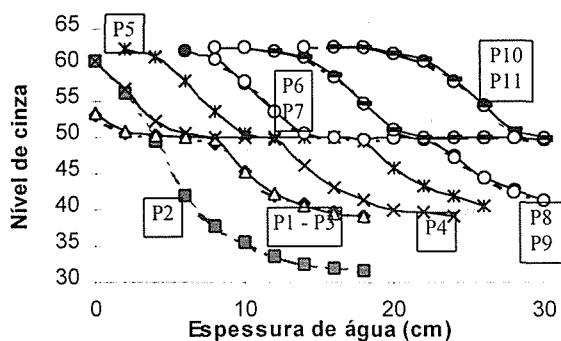


Figura 1 - Nível de cinza por espessura.

Verificou-se que os valores de tensão e corrente indicados no display na console de comando não coincidiam com os indicados pelo fabricante, conforme apresentado na Tabela 1.

Tabela 1 - Faixas de potência no Polymat 50.

Faixa de potência	Dados na console		Dados do fabricante	
	kV	mA	kV	mA
P1	50	0,5	50	0,5
P2	50	0,5	50	0,5
P3	50	0,6	50	0,6
P4	55	0,7	55	0,7
P5	62	1,1	62	1,1
P6	70	1,3	63	1,3
P7	70	1,3	70	1,3
P8	85	1,9	77	1,9
P9	85	1,9	85	1,9
P10	110	2,7	96	2,7
P11	110	2,7	110	2,7

A razão de exposição obtida experimentalmente foi comparada com a estimada pelo método de Monte Carlo, escolhendo-se como ângulo de corte de fótons espalhados, após a interação, de 12 e 90 graus. O comportamento da razão de exposição em função da energia pode ser ajustado por uma curva exponencial cujos coeficientes são mostrados na Figura 2.

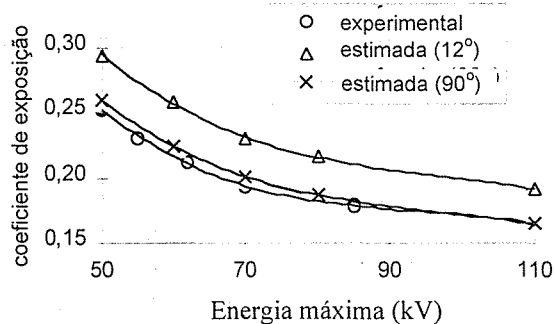


Figura 2 - Coeficientes de exposição.

Obteve-se um fator de calibração para a videodosimetria em relação ao TLD com valor médio total de $1,84 \pm 0,33$ com erro percentual de 18%. Compara-se resultados de maior e menor aproximação de dose medido com TLD e a videodosimetria no ensaio com o fantoma ALDERSON na Tabela abaixo:

TLD (mGy)	Videodosimetria (mGy)
$5,58 \pm 0,04$	$5,56 \pm 0,19$
$48,35 \pm 0,48$	$54,95 \pm 0,53$

Análise e conclusões

O controle automático da imagem proporciona a definição de um patamar de operação para cada faixa de potência conforme pode se avaliar na Figura 1. O ajuste matemático dos dados permite obter equações, para estimar-se a taxa de dose na superfície de entrada do corpo, dependendo somente do nível de cinza do sinal de vídeo. O ensaio com o fantoma ALDERSON mostrou ser possível obter-se um indicador de dose na superfície de entrada do corpo do paciente durante o exame videofluoroscópico. Estes resultados de dose podem ser fornecidos simultaneamente ao exame, em tempo real, bastando dispor de um microcomputador. A escolha do nível de cinza num exame exige a determinação de outra área de medida diferente da utilizada na calibração com uma matriz de mais pontos e mais níveis de digitalização.

Referências

1. COSTA, M.M.B. et alli Videofluoroscopia: um novo método. *Radiologia Brasileira*, v.25, n.1, p.11-18, 1992.
2. NOVA, J.L.L. *Videodosimetria: avaliação da dose de radiação X através da imagem videofluoroscópica*. Tese de Mestrado, Rio de Janeiro: COPPE/UFRJ, 1996.
3. BIRCH, R. & MARSHALL, M. Computation of bremsstrahlung X-ray spectra and comparison with a Ge(Li) detector. *Phys. Med. Biol.*, v.24, p.505-517, 1979.

Agradecimentos

Ao Instituto de Radioproteção e Dosimetria da Comissão Nacional de Energia Nuclear (IRD/CNEN), em especial à pesquisadora Márcia Terezinha Carlos.

Dosimetria em exames endoscópicos

Martha Aurélia Aldred¹, Walter Siqueira Paes¹, Agnes M. F. Fausto¹, José Roberto Nucci², Elisabeth Mateus Yoshimura², Luis Massuo Maruta³ e Emico Okuno².

¹Divisão de Higiene, Segurança e Medicina do Trabalho da Universidade de São Paulo
Travessa 8, 262 - Bloco F - térreo

²Laboratório de Dosimetria, Instituto de Física da Universidade de São Paulo
Caixa Postal 66318, CEP 05389-970, São Paulo.

³Hospital Universitário da Universidade de São Paulo

Resumo - Em alguns exames endoscópicos específicos são realizadas radioescopias e radiografias com a equipe de médicos e enfermeiros próxima ao paciente. Através da simulação de exames e dosímetros termoluminescentes colocados em um fantoma antropomórfico foram determinadas as doses equivalentes em diferentes locais do corpo da pessoa que permanece na sala. Usando as normas nacionais e internacionais sobre os limites de dose recomendados foram calculados os números máximos de exames mensais e anuais recomendados às pessoas da equipe. Conclui-se que, com o uso de avental plumbífero, as altas doses equivalentes no cristalino (em média 1,67 mSv/exame) limitam o número de exames de que cada um pode participar.

Abstract - During some specific endoscopic examinations, radiographic and fluoroscopic images of patients are taken with the medical staff near to the radiation field. To evaluate the equivalent and effective doses in these occupational exposures, examinations were simulated using an antropomorphic phantom as a member of the medical staff. Thermoluminescent dosimeters were attached in various positions of the phantom in order to determine some organ doses. From the comparison between the doses experimentally determined and the International and the Brazilian recommended occupational dose limits, the maximum number of examinations that any member of the staff can perform was calculated. If a protective apron is used, this number is limited by high equivalent dose to the lens of eyes (average of 1.67 mSv/exam) of the member of the staff.

Introdução

A endoscopia é uma técnica empregada em Medicina que permite a exploração visual de várias cavidades do corpo e que em alguns casos faz uso da radiação ionizante para auxiliar os médicos no diagnóstico (e.g. colangiografia, papilotomia). Por intermédio de um mesmo equipamento emissor de raios X, dois tipos de imagens diferentes podem ser fornecidas: a radiográfica e a fluoroscópica. Do ponto de vista da proteção radiológica, uma característica importante desses exames é a necessidade da permanência de médicos e enfermeiros na sala, ao lado do paciente, o que, inevitavelmente, faz com que essas pessoas recebam dose de radiação.

O objetivo do presente trabalho é avaliar as doses equivalentes recebidas pelo pessoal médico e de enfermagem do Setor de Endoscopia do Hospital Universitário (HU) da Universidade de São Paulo (USP). Da comparação dessas doses com os limites estabelecidos em normas estima-se o número máximo mensal e anual de exames que podem ser realizados para garantir a segurança da equipe.

Metodologia

Os exames realizados incluem radioscopias e radiografias, em número e com duração variáveis, mas com técnicas e incidência de feixe de raios X semelhantes. Em todos os exames o paciente fica em decúbito dorsal, com feixe vertical, dirigido

para o abdômen e com a abertura do colimador fixa; a tensão aplicada no tubo varia entre 85 e 100 kVp, para escopias e radiografias; a corrente varia entre 2,0 e 2,5 mA para escopias e a carga fica em torno de 100 mAs para radiografias

Os exames foram simulados usando-se um recipiente com água na posição do paciente, como espalhador, e um fantoma antropomórfico ("Alderson Phantom") na posição do profissional que aciona o feixe de raios X, com avental protetor de 0.5 mm de espessura equivalente de chumbo.

A posição do fantoma-operador escolhida foi aquela sujeita à maior exposição, de acordo com medidas feitas com uma câmara de ionização da marca RADCAL modelo 10X5-180 e volume de 180 cm³. O fantoma foi posicionado a 90° em relação à mesa e a 55 cm de distância do "paciente".

As medidas de dose equivalente foram efetuadas com 4 (quatro) conjuntos de dosímetros termoluminescentes (TLD-100 e pastilha de fluorita) colocados em diferentes regiões anatômicas do fantoma-operador, a saber: testa; pescoço; tórax (por dentro e por fora do avental) e baixo abdômen (por dentro e por fora do avental). O tratamento térmico dos dosímetros, calibração, leitura e avaliação das doses foram feitos segundo os padrões estabelecidos e usados no Laboratório de Dosimetria da USP¹.

As escopias foram simuladas com 85 kVp, 2,2 mA com intervalos de tempo de cinco minutos contínuos. As radiografias foram simuladas com 85 kVp e 100 mAs. Um dos conjuntos de dosímetros foi irradiado no total com 20 minutos de escopia, o segundo com 40 minutos e o terceiro com 60 minutos; o quarto conjunto foi exposto a 6 (seis) radiografias.

Resultados

As doses equivalentes médias, normalizadas para 60 minutos, para os dosímetros irradiados durante a escopia, e, a dose equivalente integrada para a tomada de 6 radiografias, são apresentadas na Tabela I.

Tabela I - Doses equivalentes determinadas através de dosímetros TLD-100 e pastilhas de fluorita durante uma escopia (1h) e para a tomada de seis radiografias.

LOCALIZAÇÃO DOs DOSÍMETROS	DOSE H _T (mSv)	DOSE H _T (mSv)
	ESCOPIA (1 h)	RADIOGRA- FIAS (seis)
Testa	4.35	0.33
Pescoço	5.50	0.31
Lapela dentro do avental	0.15	0.03
Lapela fora do avental	4.79	0.32
Baixo abdômen dentro do avental	BG	BG
Baixo abdômen fora do avental	0.20	0.07

O tempo aproximado de exposição aos raios X utilizado em escopias no Setor de Endoscopia do HU é de 20 minutos por exame, e, o número médio de radiografias por exame é 4. Considerando-se esses valores aproximados e tendo-se em mente que as doses encontradas nos pontos denominados testa, pescoço, baixo abdômen e lapela correspondem respectivamente a doses em cristalino, tireóide, gônadas e corpo inteiro, foram calculadas as doses equivalentes devidas à exposição durante: a escopia e a tomada de radiografias; calculou-se também a dose equivalente total por exame como sendo a soma dessas duas. Os resultados estão apresentados na Tabela II.

Tabela II - Doses equivalentes ocupacionais por exame calculadas utilizando-se os dados da Tabela I

LOCALIZAÇÃO ou ÓRGÃO	DOSE ESCOPIA (mSv)	DOSE RADs (mSv)	DOSE TOTAL (mSv)
Cristalino	1.45	0.22	1.67
Tireóide	1.84	0.21	2.05
Corpo inteiro c/avental	0.050	0.02	0.07
Corpo inteiro s/avental	1.60	0.22	1.82
Gônadas c/avental	BG	BG	BG
Gônadas s/avental	0.067	0.05	0.12

Considerando-se os limites de dose equivalente para trabalhadores estabelecidos pela CNEN², os limites recomendados pela ICRP³ e os valores calculados de dose equivalente total por exame no Setor de Endoscopia do HU da USP (Tab. II), calculamos o número máximo de exames de que um trabalhador pode participar sem ultrapassar esses limites. Os resultados estão apresentados na Tabela III.

Para os cálculos utilizando como órgãos limi-tantes as gônadas e a tireóide, usamos o limite da CNEN para

qualquer órgão isolado. Por outro lado, não foi calculado o número máximo de exames possíveis para tireóide e gônadas, utilizando-se os limites de dose equivalente recomendados para exposições ocupacionais pela ICRP-60, pois os mesmos não são definidos para órgãos, excetuando-se o cristalino e a pele.

Tabela III - Número máximo de exames que um trabalhador pode participar obedecendo os limites da CNEN e do ICRP-60

ÓRGÃO	CNEN		ICRP-60	
	ANO	MES	ANO	MES
Cristalino	89	7	89	7
Tireóide	243	19	---	---
Corpo inteiro (c/ avental)	714	57	285	23
Corpo inteiro (s/ avental)	27	2	10	0.8

Conclusões

O uso do avental protetor, com espessura equivalente de Pb de 0,5 mm, é fundamental. Sem ele, além de exporem-se desnecessariamente à radiação, os profissionais só poderiam participar de 2 (dois) exames mensais, segundo as Normas CNEN; tomando-se como base as recomendações da ICRP-60, o número médio de exames por mês deveria ser inferior a um!. Com a utilização do avental, os médicos e enfermeiros podem participar de algumas dezenas de procedimentos mensais considerando-se somente valores de dose efetiva.

Os resultados mostram que as gônadas não são um órgão crítico para esses procedimentos quando o baixo-abdomen permanece em um nível inferior à mesa do paciente. Já a tireóide, sem proteção, será um fator limitante, permitindo apenas a realização de 19 exames por mês. Esse número pode ser ampliado se os profissionais envolvidos no procedimento utilizarem além do avental o protetor de tireóide.

O cristalino apresenta-se como órgão crítico nes-se procedimento, pois sem proteger os olhos só é possível participar de 7 exames por mês. Também nesse caso o uso de protetores adequados (óculos com vidro plumbífero) torna possível realizar com segurança um número significativamente maior de exames, mais condizente com a realidade da prática hospitalar.

Referências

- NUCCI, J. R., LOPES, J. R., YOSHIMURA, E. M., OKUNO, E. "Sistema de Monitoração Individual de Rotina do Laboratório de Dosimetria do Instituto de Física da Universidade de São Paulo". apresentado no Congresso Regional IRPA em Cusco, out/95.
- COMISSÃO NACIONAL DE ENERGIA NUCLEAR. "CNEN - NE-3.01. Diretrizes Básicas de Radioproteção". 1988.
- INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION, "ICRP Publication 60 - 1990 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection", Pergamon Press Oxford (1991).

O topázio brasileiro como dosímetro: estudos preliminares das propriedades termoluminescentes

Eduardo G. Yukihara e Emico Okuno

Instituto de Física - USP, Caixa Postal 66318, CEP05389-970, S. Paulo
E-mail: eyukihara@if.usp.br e eokuno@if.usp.br

Resumo - Apresentamos os resultados iniciais do estudo das propriedades termoluminescentes do topázio brasileiro visando o uso para fins dosimétricos. Os dados obtidos até o presente momento indicam a viabilidade do uso do topázio como dosímetro na faixa de 20mGy a 20Gy.

Abstract - The initial results of the research into the thermoluminescence properties of Brazilian topaz for applications in dosimetry are presented here. The data already obtained point out the viability in using topaz as a dosemeter in the range 20mGy to 20Gy.

Introdução

O topázio ($Al_2SiO_4(F,OH)_2$) é um mineral de fluorsilicato básico de alumínio. Ele é química e fisicamente estável às intempéries, infusível e insolúvel mesmo em ácidos¹. Sua dureza (8,0 na escala de Mohs) propicia a resistência adequada para a manipulação e uso na dosimetria. Sua cor mais frequente é a incolor, em geral de baixo valor comercial, sendo encontrado em diversas regiões

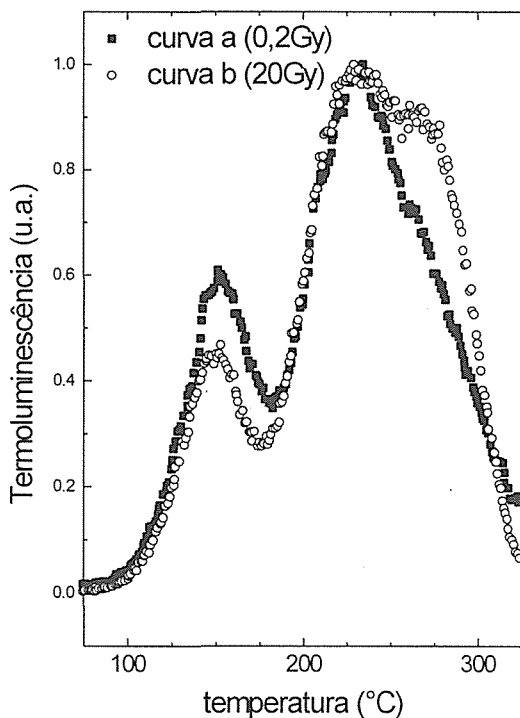


Figura 1. Curva de emissão TL do topázio brasileiro aquecido a 5°C/s. A altura do segundo pico foi normalizada.

A técnica de termoluminescência tem sido usada já há algum tempo na dosimetria,

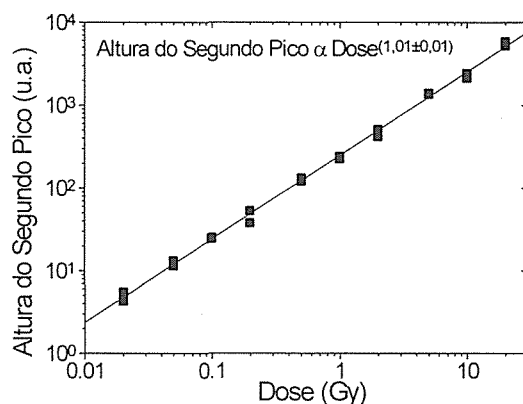


Figura 2. Resposta TL em função da dose absorvida. A altura de pico foi convenientemente dividida pela massa da amostra.

principalmente na monitoração individual. O estudo das propriedades termoluminescentes do topázio permite, além da investigação dos defeitos presentes na estrutura cristalina, determinar a viabilidade do uso do topázio como dosímetro.

Metodologia

Utilizamos amostras de topázio geral brasileiro serradas e clivadas na forma de pastilhas retangulares de aproximadamente 3,5mm x 3,5mm por 1,5mm de espessura. O estudo foi realizado em três etapas: i) reconhecimento das características termoluminescentes e parâmetros que influenciam a TL; ii) seleção e determinação da reprodutibilidade da emissão TL e iii) determinação da resposta TL em função da dose de radiação. As pastilhas foram submetidas a tratamento térmico de 400°C durante 30min e irradiadas com diversas doses (de 0,02 a 20Gy) em uma bomba de Co-60 hospitalar do Instituto de Física da USP (IFUSP). A leitura da intensidade TL foi feita no sistema contador de fótons do Laboratório de Dosimetria do IFUSP.

Resultados

Quando aquecido a uma taxa de 5°C/s desde a temperatura ambiente até 350°C, o topázio apresenta picos em 150°C, 230°C, e 260°C (um ombro do anterior) como mostra a curva b da Figura 1. O primeiro decai à temperatura ambiente, não sendo, portanto, adequado para dosimetria. A taxa de crescimento do terceiro pico torna-se maior que a dos outros para doses acima de 10Gy. Pode-se observar esse comportamento comparando-se as curvas a e b da Figura 1. A presença do 1º e do 2º pico foi verificada também em amostras de

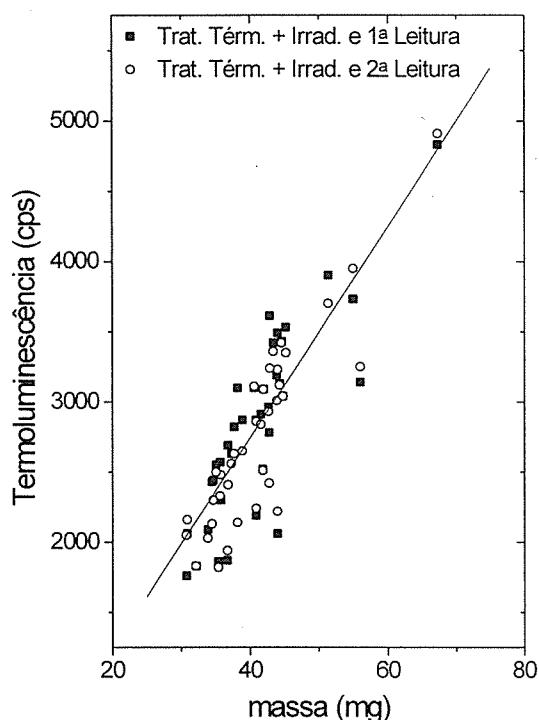


Figura 3. Dependência da altura de pico com a massa das amostras para dois conjuntos de medidas. diferentes procedências.

A emissão termoluminescente do topázio apresenta boa reprodutibilidade. A tabela abaixo apresenta valores do coeficiente de variação (desvio padrão percentual) para a altura do segundo pico de amostras selecionadas. O critério de seleção foi unicamente a forma da pastilha. Como pode ser verificado pela Figura 3, a intensidade TL é proporcional à massa da amostra.

Tabela 1. Coeficiente de variação da altura de pico (coluna 2) e altura de pico por mg de amostra (coluna 3) para dois conjuntos de medidas. A taxa de aquecimento utilizada foi 1°C/s.

Conjunto de medidas	TL	TL/m
---------------------	----	------

1º Conjunto	23%	13%
2º Conjunto	24%	11%

A resposta TL é linear na faixa estudada e sua sensibilidade é adequada para se medir doses absorvidas acima de 20mGy, podendo ser usado para se medir doses integradas de algumas seções de radioterapia.

Conclusões

Os primeiros resultados obtidos apontam o topázio como uma alternativa viável e de baixo custo para a utilização na dosimetria. A resposta TL é linear com a dose e reprodutível; o segundo pico ocorre em temperatura intermediária (230°C) adequada para esta finalidade.

Agradecimento

E. G. Yukihiro agradece à FAPESP pelo auxílio financeiro concedido para a realização do presente trabalho.

Referências

¹CIPRIANI, C.; BORELLI, A. *Guide to gems and precious stones*. Simon and Shuster Inc. Italy, 1986.

Determinação das taxas de dose absorvida de aplicadores de $^{90}\text{Sr} + ^{90}\text{Y}$

Simone Kodlulovich Dias¹; Linda V. E. Caldas¹

¹Instituto 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 - As taxas de dose superficial de dois aplicadores dermatológicos foram determinadas utilizando uma câmara de extrapolação projetada e construída no Laboratório de Calibração do IPEN. Apresenta-se neste trabalho a comparação entre as calibrações realizadas no IPEN e pelo fabricante.

Abstract - Superficial dose rates from two dermatological applicators were determined using an extrapolation chamber. This chamber was designed and constructed at the Calibration Laboratory of IPEN. A comparison of IPEN and manufacturer calibrations is presented in this work.

Introdução

Os tratamentos por radiação, comumente chamados de betaterapia, ou estroncioterapia, têm sido utilizados em tratamentos pós-operatórios de pterígio, câncer de pele e também em tratamentos de quelóides e cicatrizes hipertróficas.

Atualmente a *Amersham International* é a única fabricante de aplicadores de $^{90}\text{Sr} + ^{90}\text{Y}$, sendo a calibração realizada também pelo *National Institute of Standards and Technology (NIST)*. Em 1988 verificou-se uma discrepância de 35% entre as calibrações conduzidas pelo NIST e pela Amersham de um aplicador oftalmológico¹. Foram observadas diferenças na técnica empregada pelos dois laboratórios, incluindo o tamanho do eletrodo coletor e as distâncias intereletródicas empregadas nas medidas com câmaras de extrapolação.

Neste trabalho, foram determinadas as taxas de dose absorvida de dois aplicadores dermatológicos, comparando-se estes resultados com os dos certificados das fontes.

Metodologia

A câmara de extrapolação desenvolvida possui um eletrodo coletor (diâmetro de 3,0mm) e um anel de guarda, ambos de grafite. Foram utilizados dois aplicadores clínicos planos A e B de $^{90}\text{Sr} + ^{90}\text{Y}$ com taxas de dose superficial respectivamente de 31,01 e 251,01 mGy.s⁻¹, com certificados de calibração da *Amersham*. Como instrumento de medida utilizou-se um eletrômetro Keithley 617.

Resultados

a. Curvas de Extrapolação

As curvas de extrapolação foram obtidas para uma distância aplicador-câmara nula. A profundidade da câmara de extrapolação foi variada entre 0,18 e 0,30mm. O coeficiente de variação em todas as medidas foi inferior a 0,5%(Fig.1).

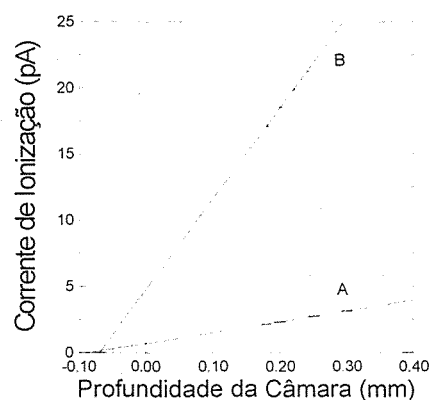


Fig.1 Curvas de extrapolação obtidas para os aplicadores A e B.

b. Variação da Resposta com a Distância

A resposta da câmara de extrapolação foi obtida variando-se a distância entre 1 e 10mm e mantendo-se a profundidade da câmara em 0,30mm. No intervalo estudado não se verifica o cumprimento da lei do inverso do quadrado da distância. Decréscimos superiores a 10% na resposta foram observados ao se afastar apenas 1,0mm os aplicadores do detector (Fig.2).

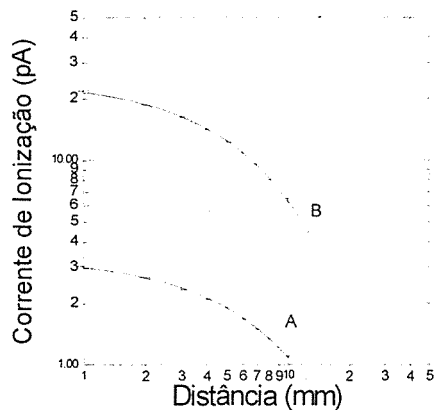


Fig.2 Variação da resposta da câmara com a distância aos aplicadores A e B.

d. Determinação da Taxa de Dose Absorvida

As taxas de dose absorvida no tecido foram determinadas a partir das curvas de extrapolação obtidas com os aplicadores A e B encostados à câmara.

A taxa de dose absorvida no tecido foi determinada empregando-se a expressão²:

$$D_t = \frac{(\overline{W}/e) \cdot S_{ar}^{tecido}}{\rho A_{ef}} \cdot \left(\frac{\Delta I_c}{\Delta d}\right) \cdot K_{Brem} \cdot T, \text{ onde } \frac{\Delta I_c}{\Delta d} \text{ é}$$

a corrente de ionização, por unidade de volume da câmara, quando este volume se aproxima de zero; \overline{W}/e é a razão entre a energia média requerida para produzir um par de íons no ar e a carga elementar; S_{ar}^{tecido} é a razão entre os poderes de freamento do tecido para o ar; K_{Brem} é o fator de correção para emissão de Bremsstrahlung; T é o fator de transmissão da radiação beta no tecido; ρ é a densidade do ar; A_{ef} é a área efetiva. Foram aplicados às medidas de corrente de ionização os fatores de correção para temperatura e pressão, decaimento radioativo e recombinação.

As taxas de dose absorvida a $7\text{mg}\cdot\text{cm}^{-2}$ de tecido determinadas para os aplicadores A e B foram respectivamente iguais a 257,13 e 30,98 $\text{mGy}\cdot\text{s}^{-1}$. A diferença percentual máxima entre os valores obtidos e os apresentados nos certificados das fontes foi de 2,4% estando dentro da incerteza total associada (11,9%).

Conclusão

Os resultados obtidos demonstram que a câmara de extrapolação desenvolvida se apresenta adequada para a calibração de aplicadores clínicos. As taxas de dose absorvida determinadas neste trabalho encontram-se em plena concordância com os valores apresentados nos certificados de calibração (corrigidos para os valores recentes de \overline{W}/e).

Agradecimentos

As autoras agradecem ao Sr. Marcos Xavier pela assistência técnica e ao Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPQ) pelo apoio financeiro parcial.

Referências

- ¹DEASY, J.O.; SOARES, C.G. Extrapolation Chamber Measurements of $^{90}\text{Sr} + ^{90}\text{Y}$ beta-particle ophthalmic applicator dose rates. *Med. Phys.* v. 21, n.1, p.91-99, 1994.
- ² SOARES, C.G. Calibration of ophthalmic applicator at NIST: A revised approach. *Med. Phys.*, v.18, n. 4, p. 787-793, 1991.

Comportamento de monitores portáteis em feixes de radiação X de baixas energias

Paulo Albino Balan Jr¹; Maria da Penha A. Potiens¹; Linda V. E. Caldas¹

¹ Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares
Comissão Nacional de Energia Nuclear
C.P. 11049 CEP 05422-970 São Paulo - SP
Tel.: (011) 816-9211 Fax.: (011) 816-9117

Resumo - No Laboratório de Calibração de Instrumentos do IPEN os monitores portáteis são calibrados com radiação gama de ⁶⁰Co e ¹³⁷Cs; no entanto, sabe-se que muitos destes instrumentos são utilizados para medidas em campos de radiação X até mesmo na faixa em que apresentam dependência energética acentuada. Este trabalho consiste no estudo da resposta de monitores portáteis expostos a feixes de radiação X de baixas energias.

Abstract - At the Calibration Laboratory of IPEN portable monitors are calibrated with gamma radiation of ⁶⁰Co and ¹³⁷Cs. Many of these instruments are used for X-rays detection even where they show a great energy dependence. This work consists of testing portable monitors in low energy X-rays fields.

Introdução

Todos os monitores portáteis utilizados no Brasil, para detectar radiação gama, são calibrados com fontes de ⁶⁰Co e/ou ¹³⁷Cs. Sabe-se, no entanto, que parte destes instrumentos são expostos também a campos de radiação X.

Cada detector de radiação possui uma dependência energética característica. Neste trabalho foram realizados testes com monitores portáteis em campos padrões de radiação X de baixas energias, nível Radioproteção.

Metodologia

Para a determinação da dependência energética no caso de radiação X, o método utilizado foi o da substituição. Com um sistema padrão terciário (constituído por uma câmara de ionização Nuclear Enterprises (NE), modelo 2511/3, e por um eletrômetro (NE), tipo Baldwin Farmer, modelo 2502/3, calibrado pelo Laboratório Nacional de Metrologia das Radiações Ionizantes, Instituto de Radioproteção e Dosimetria, Rio de Janeiro) caracterizou-se o feixe de radiação em termos da taxa de exposição, energia efetiva e camada semi-redutora¹. Para cada qualidade do

feixe é determinado um fator de calibração para o monitor. A partir destes dados pode-se verificar a dependência energética do instrumento.

As energias efetivas das qualidades de radiação X implantadas no Laboratório são: 16, 20, 24, 31, 33, 38 e 48keV.

Resultados

Os testes feitos com monitores de radiação tipo Geiger-Müller com sonda revestida por aço inox, quando expostos ao campo de radiação X, não registraram nenhuma sensibilidade. Nos monitores Geiger-Müller com sonda revestida de plástico e nas câmaras de ionização, os valores das taxas de exposição se mostraram concordantes com os valores determinados através da câmara de ionização padrão terciário. Diversos equipamentos vêm sendo testados, mas na Fig. 1 são mostrados apenas os resultados de duas câmaras de ionização recomendadas para a detecção de radiação X de baixas energias, os sistemas Radcal Corporation, modelos 9015 e 3036.

A incerteza média associada às medidas, determinada para a dependência energética de ambos os instrumentos, é de 6%.

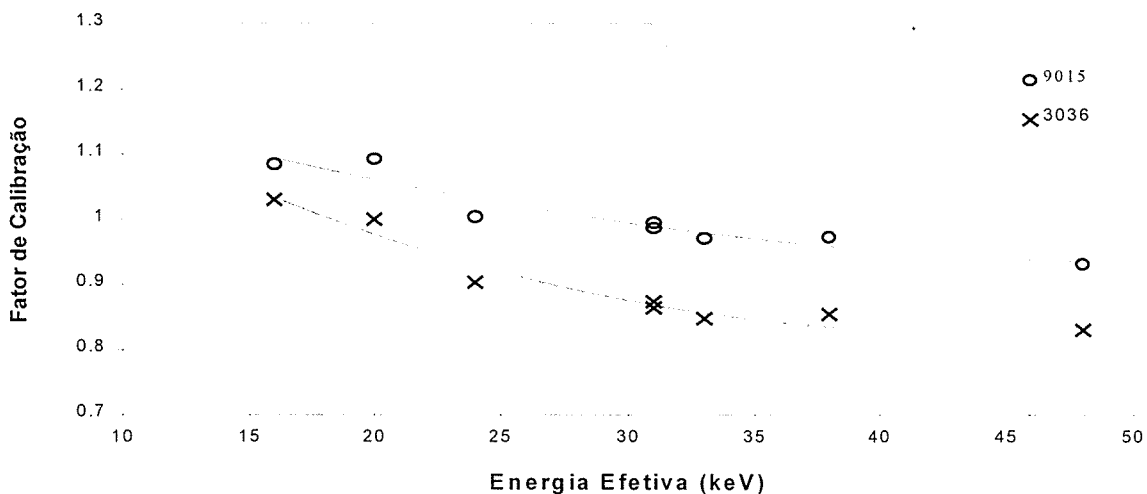


Figura 1: Dependência energética dos sistemas Radcal Corporation, modelos 3036 e 9015 (câmaras de ionização).

Discussão/Conclusões

Apesar do processo não estar totalmente operacional para calibração dos monitores portáteis, pois apenas duas qualidades têm padrão ISO (33 e 48keV), o sistema pode ser utilizado para determinar o comportamento do instrumento, para as diferentes qualidades de radiação, principalmente para comparação com os dados do fabricante. Este procedimento pode servir para detectar possíveis substituições inadequadas de tubos Geiger-Müller, levando a uma descaracterização dos instrumentos.

Os monitores que anteriormente eram calibrados somente com fontes de ^{60}Co e ^{137}Cs agora poderão ser submetidos, num futuro próximo, aos campos padrões de radiação X, para fornecer aos usuários os respectivos fatores de correção.

Agradecimentos

Os autores agradecem ao Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq) pelo apoio financeiro parcial no desenvolvimento deste trabalho.

Referência

¹ OLIVEIRA, E.C. Estabelecimento de campos padrões de raios-x de energias baixas, nível radioproteção, para calibração de instrumentos, Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, São Paulo, 1995 (Dissertação de Mestrado).

Canetas dosimétricas em campos de raios X de energias baixas

Eliane C. Oliveira¹; Linda V. E. Caldas¹

¹Instituto 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 - Este trabalho apresenta os resultados dos testes de dependência energética de canetas dosimétricas em campos de raios X de energias baixas (16 - 38keV).

Abstract - This paper presents the results of energetic dependence tests of pen dosimeters in low energy X-rays fields (16 - 38keV).

Introdução

As canetas dosimétricas são câmaras de ionização, utilizadas quando se deseja medir a exposição ou a dose absorvida durante curtos períodos de tempo. Este tipo de instrumento é normalmente utilizado na monitoração individual e, neste caso, deve-se considerar o retroespalhamento provocado pelo próprio usuário¹, já que ele é posicionado à frente e encostado ao seu corpo, à altura do tórax.

Neste trabalho, canetas dosimétricas de diferentes fabricantes foram testadas quanto à reprodutibilidade da resposta, à dependência energética e à contribuição do retroespalhamento nas medidas em campos de raios X de energias baixas (16 a 38keV), que reproduzem as qualidades de feixes implantados no National Physical Laboratory, Inglaterra².

Metodologia

Foi utilizado o sistema de raios X do Laboratório de Calibração de Instrumentos do IPEN: gerador *Rigaku Denki Co. Ltd.*, tipo *Geigerflex* (potencial constante), acoplado a um tubo *Philips*, modelo *PW2184/00*, com janela de 1mm de berílio e alvo de tungstênio.

Na Tabela 1 encontra-se a descrição das canetas dosimétricas testadas.

Tabela 1 - Características das canetas dosimétricas testadas

Fabricante	Modelo	Fundo de Escala	Caneta
Dosemeter	862	200mR	A
Dosemeter	862	200mR	B
PHY	SEQ6-0,2rad	200mrad	C
PHY	SEQ6-0,2rad	200mrad	D
Victoreen	541L	200mR	E
Victoreen	541L	200mR	F

As canetas foram irradiadas no ar e em frente a um simulador de lucite de 30x30x15cm³, duas a duas, distantes 8cm entre si, e a uma distância de 200cm do alvo do tubo de raios X, de forma que as leituras fossem obtidas no intervalo entre 20 e 80% de suas escalas. O diâmetro do campo utilizado foi de 25cm.

Resultados

No teste de reprodutibilidade da resposta, o valor do desvio padrão percentual obtido variou entre 0 e 12%, para as canetas Dosemeter, entre 1,4 e 15% para as canetas PHY e entre 1,5 e 3,7% para as canetas Victoreen.

As Figuras 1, 2 e 3 apresentam as curvas de dependência energética obtidas para as canetas Dosemeter, PHY e Victoreen, respectivamente.

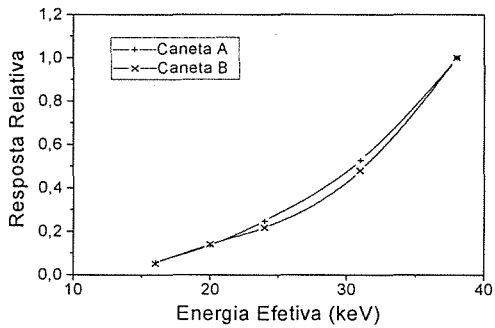


Figura 1 - Dependência energética das canetas dosimétricas Dosemeter

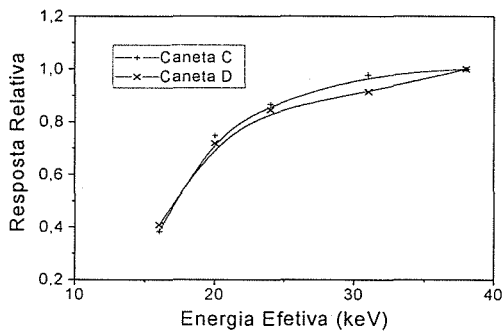


Figura 2 - Dependência energética das canetas dosimétricas PHY

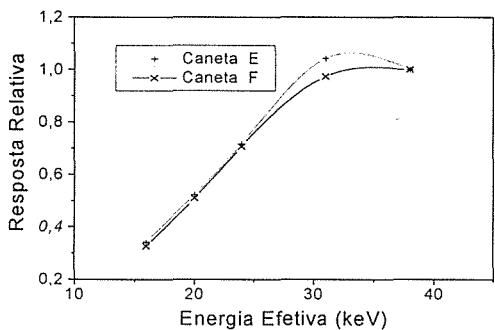


Figura 3 - Dependência energética das canetas dosimétricas Victoreen

As canetas Dosemeter apresentaram a maior dependência energética para a faixa de energia estudada.

Na determinação do retroespalhamento, as canetas Dosemeter não se mostraram sensíveis à faixa de energia em questão. A Tabela 2 apresenta os fatores de correção para retroespalhamento das canetas Victoreen e PHY. Tais fatores resultam da normalização entre as medidas obtidas irradiando-se as canetas em frente ao simulador e aquelas obtidas irradiando-as no ar.

Tabela 2 - Fatores de correção, para o retroespalhamento, das medidas com canetas dosimétricas

Caneta	Fabricante	Fatores de Correção	
		16keV	38keV
C	PHY	1,441	1,175
D	PHY	1,414	1,154
E	Victoreen	1,031	1,339
F	Victoreen	1,039	1,325

Conclusões

Comparando-se os resultados obtidos com as curvas típicas dos manuais dos instrumentos, vê-se que há concordância. A partir destes resultados conclui-se que, se necessário, as canetas dosimétricas devem ser usadas de preferência apenas como detectores de radiação e não como dosímetros, na faixa de energias baixas estudada (16 a 38keV).

Agradecimentos

As autoras agradecem ao Sr. Marcos Xavier, pela assistência técnica, e ao Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq), pelo apoio financeiro parcial no desenvolvimento deste projeto.

Referências

- INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS. Determination of dose equivalents from external radiation sources - Part 2. *ICRU REPORT 43*, 1970.
- OLIVEIRA, E. C. Estabelecimento de campos padrões de raios X de energias baixas, nível Radioproteção, para calibração de instrumentos. *Dissertação (Mestrado) - Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares*, 1995.

Comparação dos padrões primários do LNMRI e do BIPM para raios- γ de ^{60}Co

P.J. Alissy-Roberts, M. Boutillon e Laura N. Rodrigues

Bureau International des Poids et Mesures - Sèvres - France
Laboratório Nacional de Metrologia das Radiações Ionizantes /IRD
Av. Salvador Allende, s/n - 22780-160 - Rio de Janeiro - RJ - Brasil

Resumo - Foi realizada uma segunda comparação dos padrões de kerma no ar do Laboratório Nacional de Metrologia das Radiações Ionizantes e do Bureau International des Poids et Mesures foi realizada em um feixe de ^{60}Co . Esta comparação mostra que os padrões do LNMRI e do BIPM apresentam boa concordância, a mesma encontrada por ocasião da primeira comparação realizada em 1986.

Abstract - A second comparison of the standards of air kerma of the Laboratório Nacional de Metrologia das Radiações Ionizantes and of the Bureau International des Poids et Mesures has been carried out in ^{60}Co radiation. It shows that the LNMRI and BIPM standards agree closely, as was the case for the first comparison in 1986.

Introdução

O papel do Laboratório Nacional de Metrologia das Radiações Ionizantes (LNMRI) consiste em desenvolver e disseminar padrões e métodos de medida das grandezas físicas associadas à radiação ionizante, estabelecendo assim a sua rastreabilidade às cadeias metroológicas nacional e internacional, assegurando desta forma a sua qualidade.

Sendo assim, foi implantado um programa de qualidade dos padrões primários e secundários em nível terapia, que consiste no estabelecimento de uma comparação com o padrão primário internacional do Bureau International des Poids et Mesures (BIPM) e da recalibração dos padrões secundários no BIPM em termos da grandezas físicas kerma no ar e dose absorvida na água.

Metodologia

O padrão primário brasileiro, em termos de kerma no ar, consiste de uma câmara cavitária de grafite tipo CC01, construída na Áustria pela Österreichisches Forschungszentrum (ÖFS), cujo volume

sensível foi determinado pela ÖFS com uma incerteza de 0,1%. O padrão do BIPM consiste de uma câmara cavitária de grafite, plana e cilíndrica, com uma placa coletora circular no centro da cavidade. Seu volume foi estimado com uma incerteza de 0,08%.

A comparação dos padrões primários foi realizada em um feixe de ^{60}Co no BIPM, produzida por uma fonte de 170 TBq, uma taxa de kerma no ar de 6 mGy s⁻¹ e uma razão de 14% em termos de fluência de energia dos fótons espalhados com relação aos fótons do feixe primário.

Resultados

A determinação da taxa de kerma no ar foi feita levando-se em consideração os fatores de correção para a não-uniformidade axial e radial do feixe, recombinação de íons, efeito de atenuação da parede da câmara e espalhamento da haste. As incertezas combinadas estimadas para os padrões primários do BIPM e do LNMRI são de 0,36% e 0,39% respectivamente.

O resultado da comparação entre estes dois padrões apresenta uma

concordância de 0,05%, cujo resultado está bem próximo do valor encontrado em comparação anterior (0,06%) realizada em 1986. A incerteza associada é de 0,25% (1s).

Discussão e Conclusão

O resultado da presente comparação mostra uma boa concordância entre os padrões primários para um feixe de ^{60}Co do BIPM e do LNMRI, dentro das incertezas estimadas. Este resultado confirma a boa concordância observada em 1986 bem como a estabilidade dos dois padrões.

Referências

Allisy-Roberts P.J., Boutillon M and Rodrigues L.N. 1996 Comparison of the standards of air kerma of the LNMRI and the BIPM for ^{60}Co g rays. *Rapport BIPM-96/3*, 8 pages.

De Almeida C.E. and Niatel M.-T. 1986 Comparisons between IRD and BIPM exposure and air kerma for cobalt-60 gamma rays. *Rapport BIPM-86/12*, 9 pages.

De Almeida C.E., Rodrigues L.N., Cecatti E.R. and Malamut C. 1990 Exposure and air-kerma standards for cobalt-60 gamma rays. *Revista de Física Aplicada e Instrumentação* 5(2), 211-228.

Cálculo da dose pelo método LTP_n para valores discretos de energia

L. B. Trindade¹; E. E. Streck¹ e A. W. Elbern¹

¹Departamento de Engenharia Nuclear-UFRGS
Av. Osvaldo Aranha, 99/ 4º andar, Porto Alegre, RS 90046-900

Resumo - Neste trabalho, uma solução analítica para o fluxo de energia é obtida para a Equação de Transporte de Boltzmann através do método LTP_N ². O cálculo é feito para valores discretos de energia. Por fim, a taxa de dose absorvida é calculada.

Abstract - In this paper, an analytical solution to the energy flux is obtained for the Transport Equation using the LTP_N method². The numerical results are achieved for discrete values of energy. Finally, the absorbed dose rate is obtained.

Introdução

O cálculo da dose é de grande importância no tratamento de tumores através da radioterapia. Durante o tratamento, é necessário conhecer quanto de radiação é absorvida pelo tumor e pelos órgãos próximos, a fim de evitar uma superdosagem num tecido sadio ou uma subdosagem no tumor. A dose está diretamente relacionada com o fluxo escalar de fótons e com a energia destes.

A Equação de Transporte de Boltzmann descreve o comportamento de um feixe de fótons que atravessa um meio material o qual atenua o feixe através da absorção e do espalhamento. Neste trabalho obtém-se uma solução analítica para o caso particular da Equação de Transporte de Boltzmann, em que o feixe atravessa uma camada de água, levando em conta o espalhamento da radiação incidente em valores discretos de energia.

Considerando o caso unidimensional, independente do tempo, com fluxos angulares $I(x, \lambda, \omega)$ conhecidos nas fronteiras, sem fonte externa e escrevendo a equação em termos do comprimento de onda λ da radiação, chega-se à seguinte expressão³:

$$\omega \frac{\partial}{\partial x} I(x, \lambda, \omega) + \mu(\lambda) I(x, \lambda, \omega) = \int_{-4\pi}^{4\pi} \int_{\lambda_0}^{\lambda_0+2} \Sigma(\lambda' \rightarrow \lambda; \Omega' \rightarrow \Omega) I(x, \lambda, \omega') d\lambda' d\Omega \quad (1)$$

$$\int_{-4\pi}^{4\pi} \int_{\lambda_0}^{\lambda_0+2} \Sigma(\lambda' \rightarrow \lambda; \Omega' \rightarrow \Omega) I(x, \lambda, \omega') d\lambda' d\Omega$$

onde $\omega = \cos\theta$, $\lambda = 0.511 / E$ (adimensional).

Tratando a variável angular ω através de Polinômios de Legendre e usando suas propriedades, chega-se às equações $P_L[3]$:

$$\frac{l+1}{2l+1} \frac{\partial}{\partial x} I_{l+1}(x, \lambda) + \frac{1}{2l+1} \frac{\partial}{\partial x} I_{l-1}(x, \lambda) + \mu(\lambda) I_l(x, \lambda) = \int_{\lambda_0}^{\lambda_0+2} \Sigma_l(\lambda', \lambda) I_l(x, \lambda') d\lambda' \quad (2)$$

$$\int_{\lambda_0}^{\lambda_0+2} \Sigma_l(\lambda', \lambda) I_l(x, \lambda') d\lambda'$$

para $l=0, 1, \dots, L$ (L ímpar).

Usando o núcleo de espalhamento de Klein-Nishina³:

$$\Sigma_l(\lambda', \lambda) = \alpha k(\lambda', \lambda) P_l(1 + \lambda' - \lambda) \quad (3)$$

onde $\alpha = \frac{NZ\rho}{A} \sigma_T = 0,40061 \frac{Z\rho}{A} \text{ [cm}^{-1}\text{]}$

com $N = n^\circ \text{ de Avogadro [} 6,02 \times 10^{23} / \text{mol}]$,

$Z = n^\circ \text{ atômico,}$

$A = \text{massa atômica [u.m.a],}$

$\rho = \text{densidade do meio [gramas/cm}^3\text{],}$

$\sigma_T = \frac{8\pi}{3} r_e^2$ é a secção de choque de Thomson $[6,65245 \times 10^{-25} \text{ cm}^2]$ e

Thomson $[6,65245 \times 10^{-25} \text{ cm}^2]$ e

$$k(\lambda', \lambda) = \frac{3}{8} \frac{\lambda'}{\lambda} \left[\frac{\lambda}{\lambda'} + \frac{\lambda'}{\lambda} + 2(\lambda' - \lambda) + (\lambda' - \lambda)^2 \right] \quad (3a)$$

para $\lambda' \leq \lambda \leq \lambda'+2$ ou $k(\lambda', \lambda) = 0$ no caso contrário.

As variáveis λ e λ' são o comprimento de onda do fóton espalhado e do fóton incidente respectivamente. O termo integral na equação (2) é calculado através de uma aproximação por Quadratura de Gauss¹, com a seguinte mudança de variável: $\lambda = \tau + 1 + \lambda_0$, resultando no seguinte sistema de equações diferenciais ordinárias:

$$\frac{l+1}{2l+1} \frac{\partial}{\partial x} I_{l+1}(x, \lambda_j) + \frac{1}{2l+1} \frac{\partial}{\partial x} I_{l-1}(x, \lambda_j) + \mu(\lambda_j) I_l(x, \lambda_j) = \alpha \sum_{i=1}^M w_i k(\lambda_i, \lambda_j) P_l(1 + \lambda_i - \lambda_j) I_l(x, \lambda_i) \quad (4)$$

$$\alpha \sum_{i=1}^M w_i k(\lambda_i, \lambda_j) P_l(1 + \lambda_i - \lambda_j) I_l(x, \lambda_i)$$

para $0 \leq l \leq L$ e $1 \leq i, j \leq M$, sendo t e w os zeros e pesos da Quadratura de Gauss¹.

Resultados e Conclusões

A equação foi resolvida para $L=1$ e $M=5$, aplicando a Transformada de Laplace na variável x , como já foi mostrado por Streck². Os resultados foram obtidos considerando um feixe monocromático com energia de 2MeV incidindo na superfície $x=0$ de uma camada de água com 20 cm de espessura. Fora da camada é considerado vácuo. As condições de contorno são descritas como:

$$I(0, \lambda_1, \omega) = 1 \text{ para } 0 < \omega \leq 1.$$

$$I(0, \lambda_i, \omega) = 0 \text{ para } 0 < \omega \leq 1 \text{ e } i=2, \dots, 5.$$

$$I(20, \lambda_i, \omega) = 0 \text{ para } -1 \leq \omega < 0 \text{ e } i=1, \dots, 5.$$

Os parâmetros empregados na solução do problema descrito são apresentados na Tabela 1.

Tabela 1- Valores de energia, coeficientes de atenuação, absorção, zeros e pesos da Quadratura de Gauss.

i	t_i	w_i	E_i [MeV]	μ_i [cm ⁻¹]	μ_{ai} [cm ⁻¹]
1	-	0.236927	1.462842	0.058474	0.028693
		0.906180			
2	-	0.478629	0.712661	0.083260	0.032449
		0.538469			
3		0.568889	0.407009	0.105341	0.032814
		0.000000			
4		0.478629	0.284843	0.121577	0.031782
		0.538469			
5		0.236927	0.236390	0.129814	0.030764
		0.906180			

O fluxo escalar $\Phi(x)$ definido como

$$\Phi(x, \lambda_i) = \int_{-1}^{+1} I(x, \lambda_i, \omega) d\omega \quad (5)$$

é mostrado na Figura 1 para cada um dos cinco valores de energia considerados. A Figura 2 mostra os valores obtidos para a taxa dose em função da posição, definida como:

$$\dot{D}(x) = C \sum_i^M \mu_{ai} E_i \Phi_i(x) \quad (6)$$

considerando os fluxos escalares normalizados. A constante $C^3 = 0.05767$ [cm³.s/MeV] é o fator que converte a taxa de dose em mrad/h, para o fluxo escalar em [fótons/cm².s], a energia em [MeV] e o coeficiente de absorção em [cm⁻¹].

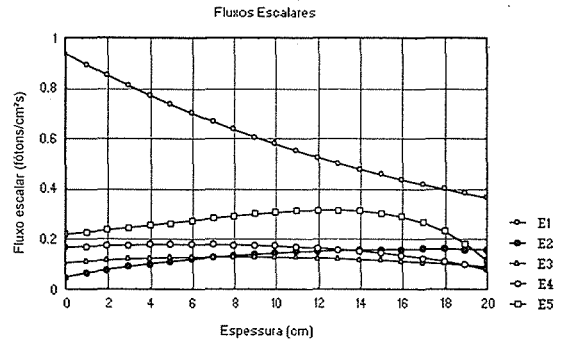


Figura 1- Fluxos escalares em função da posição.

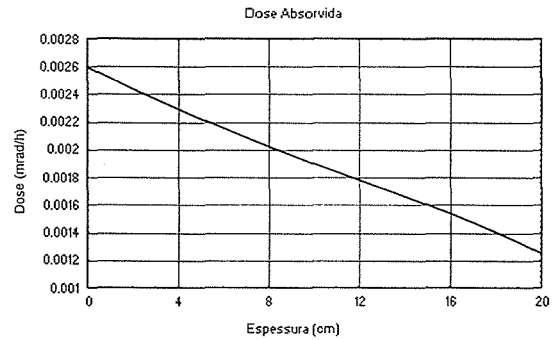


Figura 2- Taxa de dose em função da posição.

Os resultados obtidos mostram que a dose absorvida pode ser obtida analiticamente, após a região de *build-up*, aplicando o método LTP_N^2 resolvido para valores discretos de energia. Melhores resultados podem ser obtidos considerando ordens superiores na aproximação P_N e um número maior de valores de energia.

Referências

¹ BURDEN, RICHARD L., *Numerical Analysis*. PWS-KENT Publishing Company, Boston, Massachusetts, 1988.

² STRECK, ELAINE E., *Solução Analítica para a Aproximação P_N da Eq. de Transporte Linear Unidimensional*, Tese de Doutorado, Porto Alegre, PROMEC-UFRGS, 1993.

³ WOOD, JAMES., *Computational Methods in Reactor Shielding*, p. 397-404, Pergamon Press, Oxford, England, 1982.

Agradecimentos

Os autores agradecem ao Prof. Dr. M. T. Vilhena pelas valiosas sugestões. E. E. Streck agradece ao CNPq pelo apoio financeiro e L. B. Trindade pelo apoio financeiro da CAPES.

Estudo da Dosimetria Termoluminescente Fototransferida no $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$ Utilizando Radiação de Laser

Ademar J. Potiens Jr.¹; Leticia L. Campos¹

¹Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares
Comissão Nacional de Energia Nuclear/SP
Caixa Postal 11049 - CEP 05422-970 - São Paulo, SP - Brasil.
Tel.: (011)816-9216 - Fax: (011) 816-9117

Resumo - O objetivo deste trabalho é estudar a Termoluminescência Fototransferida (PTTL) no $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$ utilizando as radiações de laser e ultravioleta (UV). O $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$ é um material termoluminescente (TL) extremamente sensível que tem um pico dosimétrico situado a temperatura de 220 °C e é utilizado com sucesso na dosimetria da radiação gama.

Abstract - The objective of this work is to study the Phototransfer Thermoluminescence (PTTL) in $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$ using laser and ultraviolet (UV) radiation. The $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$ is an extremely sensitive thermoluminescent material that has a dosimetric peak in 220 °C and is successfully used in gamma radiation dosimetry.

Introdução

O uso da radiação de laser e outras radiações não ionizantes tem causado uma certa preocupação com os danos que podem ser causados a operadores e usuários desse tipo de radiação. Em universidades e institutos de pesquisa essa preocupação resultou em uma necessidade geral de se monitorar os feixes primários e espalhados dos lasers.

Os problemas da monitoração da radiação de lasers são mais complexos que os associados à fontes radioativas, pois a intensidade do feixe primário é muito maior quando comparada com os níveis de exposição permitidos¹.

Em muitos estabelecimentos o controle, tanto de danos por radiação de laser, quanto fontes radioativas, são feitos pelo mesmo grupo. A possibilidade de utilizar um sistema de dosimetria termoluminescente para monitorar a radiação de laser tem sido estudada¹. Se materiais TL são pré-irradiados com doses conhecidas de radiação ionizante, os dosímetros são sensíveis à radiação de laser por TL transferida e então as doses podem ser medidas².

Metodologia

Foram utilizadas pastilhas de $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$ com Teflon produzidas no IPEN pesando 20 e 50 mg cada, com diâmetro de 6,0 mm e espessura de 0,2 e 0,8 mm respectivamente³. As pastilhas foram tratadas termicamente a 300 °C por 15 minutos antes das irradiações com gama, laser e UV. Foram também tratadas a 100 °C por 15 minutos após as irradiações com laser e UV.

Uma fonte de ^{60}Co com 15,0 TBq de atividade foi utilizada para irradiação das amostras. O sistema de irradiação com laser contém um laser de N_2 pulsado de 10 kW de potência e duração de pulso de 10 ns, cujo comprimento de onda é de

337 nm. Um outro sistema de irradiação com laser contém um laser de He-Ne de 1 mW de potência. O sistema de irradiação com UV é composto por uma lâmpada de Hg Bausch & Lomb SP-200 e um monocromador Kratos GM-200.

Resultados

Foi estudada a resposta PTTL em função da dose gama para os lasers de He-Ne e N_2 e a dependência da resposta PTTL em função do tempo de exposição para os lasers de He-Ne e N_2 e para a radiação UV. Para UV foi também estudada a dependência da resposta PTTL com o comprimento de onda.

A dependência da resposta PTTL com o tempo de exposição foi estudada entre 5 e 30 minutos. Os resultados obtidos são apresentados na figura 1 e mostram que o $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$ tem uma boa performance em relação à PTTL para os lasers de He-Ne e N_2 para o tempo de 15 minutos e para a radiação UV para o tempo de 25 minutos.

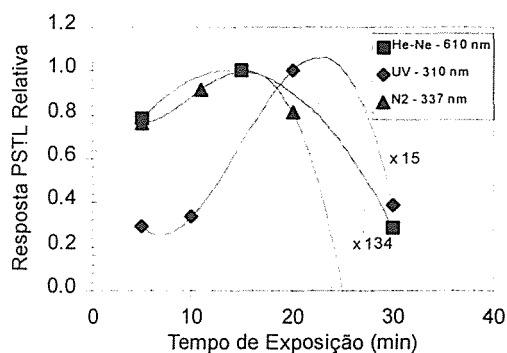


Figura 1 - Resposta PTTL em Função do Tempo de Exposição para os lasers de He-Ne e N_2 e Radiação UV.

A resposta PTTL utilizando laser de N_2 com tempo de exposição de 5 minutos, e laser

de He-Ne com tempo de exposição de 15 minutos em função da dose gama do ^{60}Co foi observada de 0 a 65 Gy. Os resultados são mostrados na figura 2 e pode ser visto que a resposta é linear nesse intervalo de medida para o laser de N_2 e apresenta um máximo em aproximadamente 39 Gy para o laser de He-Ne.

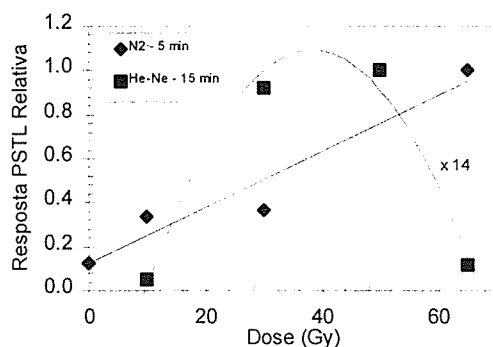


Figura 2- Resposta PTTL em Função da Dose Gama para os lasers de He-Ne e N_2 .

A dependência da resposta PTTL para radiação UV em função do comprimento de onda utilizando uma dose gama de 10 Gy e um tempo de exposição de 15 minutos foi medida entre 230 e 570 nm. O resultado é mostrado na figura 3. Perceber-se que uma melhor resposta foi obtida para o comprimento de onda de 310 nm.

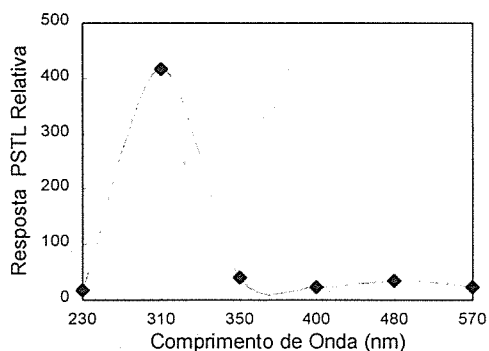


Figura 3- Resposta PTTL em Função do Comprimento de Onda para Radiação UV.

Conclusões

A linearidade da resposta TL que abrange um largo intervalo de dose, indica que o $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$ apresenta características adequadas para utilização em dosimetria das radiações laser e UV, permitindo a continuação das investigações.

Referências

- ¹ BIRCHALL, I. and BECKLEY, R. J.. Use of a Thermoluminescent Dosimetry System to Measure Laser Beam Power Density. Health Phys.. 28 (1975) 622-623.
- ² BASSI, P.; BUSUOLI, G. and RIMONDI, O.. UV Dosimetry by Intrinsic TL of $\text{CaF}_2:\text{Dy}$. Health Phys.. 31 (1976) 179-182.
- ³ CAMPOS, LL and LIMA, MF. Thermoluminescent $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$ Teflon Pellets for Beta Radiation Detection. Rad. Prot. Dosim.. 18 (2) (1987) 95-97.

Medida dos fatores de conversão $H^*(d)/K_a$ para feixes de raios-X diagnóstico

Maria S. Nogueira^{1,2}; Helvécio C. Mota¹; Carlos A. Campos¹; Leticia L. Campos²

IRD¹/IPEN²/ CNEN

Departamento de Física Médica e Indústria

Av. Salvador Allende s/n - 22780-160 - Rio de Janeiro, RJ

Resumo - Este trabalho apresenta os resultados da determinação experimental dos coeficientes de conversão da grandeza de calibração kerma no ar para a nova grandeza da ICRU de monitoração de área, $H^*(d)$. As medidas foram realizadas nas profundidades 10, 50 e 60 mm de uma esfera de PMMA de 30 cm de diâmetro em feixes de raios-X de radiodiagnóstico.

Abstract - This work presents the experimental determination of the conversion coefficient for air kerma to the new ICRU quantity to survey of radiation fields, $H^*(d)$. The measurements were carried out at depths of 10, 50 and 60 mm of a 30 cm PMMA sphere in radiodiagnostic ray-X beams.

Introdução

A Comissão Internacional de Medidas e Unidades de Radiação (ICRU)¹ introduziu uma grandeza operacional para a monitoração de área denominada *Equivalente de dose ambiente*, $H^*(d)$, de forma a obter uma estimativa da grandeza de limitação: a *Dose efetiva*, E . Para sua implementação é necessário utilizar coeficientes de conversão entre essa grandeza e a grandeza de calibração kerma no ar. Esses coeficientes não são apresentados pela ICRU na faixa de energia de diagnóstico (30 - 150 kV). Recentemente, estes coeficientes foram determinados por método de Monte Carlo²; entretanto nenhuma determinação experimental tem sido realizada até a presente data. Neste trabalho foram determinados experimentalmente os coeficientes de conversão $H^*(d)/K_{ar}$ em qualidades de radiodiagnósticos definidos pela norma alemã³ DIN 6872.

Metodologia

Para a determinação do coeficiente de conversão foi usado um simulador esférico de 30 cm de diâmetro de PMMA. Foi utilizado um aparelho de raios-X Siemens, modelo Polymat 50 instalado no laboratório de Radiodiagnóstico do IRD/CNEN. As doses absorvidas nas profundidades 10, 50, e 60 mm na esfera PMMA foram medidas com 3 detectores TLD-100 introduzidos em pequenas cavidades no eixo central da esfera. O kerma no ar foi medido utilizando um eletrômetro modelo PTW-Unidos com câmara de ionização PTW modelo 77334 com certificado de calibração para raios-X diagnóstico. A distância do foco ao centro geométrico da câmara de ionização foi de 100 cm.

Resultados e Discussão

As figuras 1 e 2 apresentam os coeficientes de conversão medidos para os dois tipos de espectros

de fótons utilizados (qualidades leves e pesadas). Uma comparação dos valores experimentais das grandezas $H^*(d)$ determinadas neste trabalho com os valores de E publicados na literatura² confirmam que $H^*(60)$ é a grandeza mais adequada para avaliação de E nesta faixa de energia.

Conclusões

Os coeficientes de conversão $H^*(10)/K_{ar}$, $H^*(50)/K_{ar}$, $H^*(60)/K_{ar}$ para os espectros primários e transmitidos pelas espessuras de alumínio são apresentados, neste trabalho, como uma contribuição original em metrologia de feixes externos de fótons. Neste trabalho confirma-se experimentalmente que $H^*(60)/K_{ar}$ são os coeficientes que melhor se aproximam da grandeza de calibração primária E/K_{ar} , na faixa de energia de radiodiagnóstico, como apresentado na literatura².

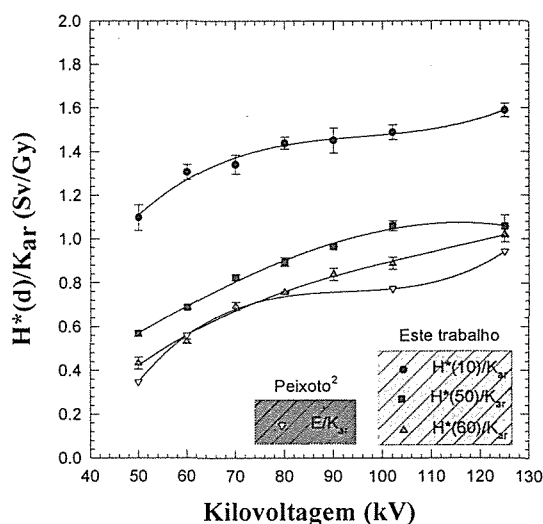


Fig. 1. Coeficientes de conversão em função da voltagem para filtração leve (equivalente a 3,7 mmAl @ 80 kV)

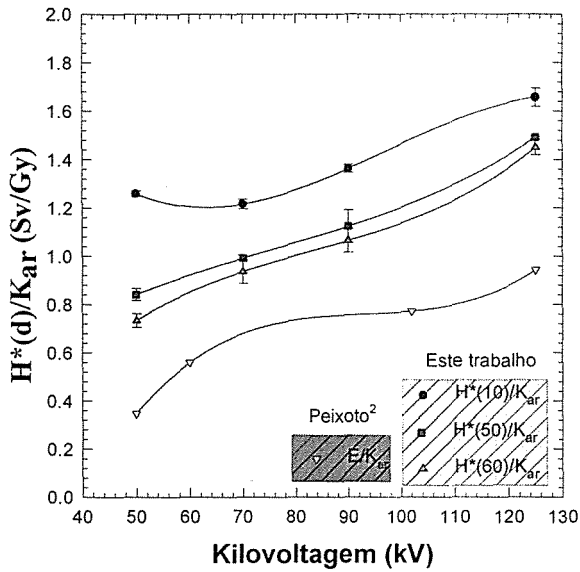


Fig. 2. Coeficientes de conversão em função da voltagem no tubo para filtração pesada (de 12,5 até 42,5 mmAl).

Referências Bibliográficas

1. ICRU *Measurements of dose equivalents from external photon and electron radiations*. Report 47. ICRU Publications. Bethesda, MD (1992).
2. PEIXOTO, J. E. *Determinação dos fatores de atenuação e dos coeficientes de conversão em termos do equivalente de dose ambiental e da dose efetiva para raios-X gerados na faixa de 50 a 150 kVp*. Tese de doutorado, Instituto de Biofísica, UFRJ (1995).
3. DIN 6872. *Straahlenqualitäten für Messungen in der radiologischen Technik* (Deutsches Institut für Normung e. V., Beuth Verlag GmbH, Berlin 30 (1983)).

Análise de radioelementos, a níveis de traços, utilizando espectrometria de massa de íons secundários

Ademir Amaral^{1,2}, P. Galle², C. Cossonnet³, D. Franck³, P. Pihet³, O. Stéphan⁴, M. Carrier⁴.

¹Universidade Federal Rural de Pernambuco.

²Laboratoire de Biophysique - INSERME - Faculté de Médecine
8, rue du Général Sarrail, F-94010 - Créteil - France.

³Institut de Protection et Sûreté Nucléaire, Département de Protection de la Santé de l'Homme et de Dosimétrie,
Service de Dosimétrie, IPSN, B.P. n°6, F-92265 - Fontenay-aux-Roses Cedex - France.

⁴Institut National des Sciences et Techniques Nucléaires, UECC, INSTN,
F-91191 Gif sur Yvette Cedex, France.

Resumo - A espectrometria de massa de íons secundários (SIMS) permite a detecção rápida de elementos estáveis ou radioativos, bem como o cálculo de seu percentual isotópico. Ademais, essa técnica possibilita a localização de radioisótopos, a níveis de traços, em amostras biológicas. Neste trabalho procurou-se estudar a utilização dessa metodologia na detecção de urânio natural à baixa concentração. Estudos sobre a preparação de amostras e limites de detecção foram também realizados.

Abstract - The secondary ion mass spectrometry (SIMS) allows a rapid detection of the elements of the periodic table as well as their isotopic ratio. Besides, this method permits the localization of trace elements in biological samples. In this work the SIMS was used to detect natural uranium at low concentration. The sample preparation and the detection limits have been studied.

Introdução

A detecção e medida de baixos níveis de radioatividade é do interesse de vários ramos das aplicações nucleares. Especial interesse existe no campo da radioecologia e na monitoração individual de trabalhadores de indústrias nucleares, expostos à riscos de contaminação por actínidos. As metodologias usadas em rotina são baseadas na detecção da radiação ionizante. Em se tratando de emissores beta ou alpha, de meia-vida longa, a metodologia torna-se mais complicada, exigindo uma preparação prévia da amostra e um tempo de contagem geralmente longo. A redução do tempo de detecção e medida é objeto de várias pesquisas, principalmente por ser o tempo um fator muito importante em caso de acidentes.

O método de análise de íons secundários através da espectrometria de massa (SIMS) foi desenvolvida na França [1]. Sua aplicação à pesquisa biológica foi primeiramente proposta por P. Galle [2]. Esse método é baseado no bombardeio de uma amostra sólida através de um feixe de íons (tais como Cs⁺, O₂⁺, Ar⁺, N⁺), denominado feixe de íons primários. Como resultado desse bombardeio, átomos ou grupos de átomos são liberados em forma de partículas carregadas, denominados assim de íons secundários. Esses são acelerados em direção ao setor eletrostático do aparelho e em seguida direcionados ao setor magnético, onde são analisados segundo a relação m/q (m = massa do íon e q = carga elétrica). O fato de analisar massa

faz com que esse método não dependa da probabilidade de decaimento do elemento em análise, o que representa uma vantagem com relação aos métodos clássicos de detecção radioativa; daí o interesse de sua aplicação na pesquisa biológica. Entretanto, uma desvantagem do SIMS está relacionado ao fato de se tratar de um método destrutivo. Porém, ainda nesse caso, a erosão da amostra no tempo fornece uma informação adicional: o perfil da amostra versus sua profundidade. Por intermédio dessa informação pode-se conhecer como varia a distribuição de um elemento químico com relação à profundidade. Além disso, pode-se fazer com esse estudo o cálculo do percentual isotópico do elemento analisado.

Metodologia

O desempenho da análise através do SIMS depende das características físico-químicas da amostra, tais como sua espessura e natureza das ligações químicas. Neste estudo, filmes à base do polímero polypyrrole (PPy) foram utilizados como matrizes das amostras. A síntese desses filmes foi realizada segundo trabalho de Carrier et al. [3]. Para a incorporação do radioelemento a ser analisado, os filmes são imersos em solução com quantidade conhecida de urânio. Graças às propriedades de intercâmbio de íons do PPy, ocorre a fixação do urânio ao filme. Após 24 h de imersão os filmes são retirados, secados à temperatura

ambiente e levados para análise num espectrômetro alfa (EurisyS - França) que utiliza como detector um diodo barreira-superfície. A espectrometria alfa tem dupla função : a verificação do rendimento de incorporação e a utilização como método comparativo. A espectrometria de massa foi realizada utilizando-se um aparelho SIMS modelo IMS 4F (Cameca, França). Esse modelo possui uma resolução em massa ($m/\Delta m$) que pode atingir 15000. O oxigênio (O_2^+) foi escolhido para constituir o feixe de íons primários devido sua eletronegatividade. Essa escolha favorece um aumento da taxa de emissão do urânio na forma de íons positivos (U^+). A energia do feixe primário foi regulada para 5 keV, bombardeando a amostra numa área de 250 μm de diâmetro. Foram estudadas amostras de urânio natural ($^{239}U = 99,6\%$, $^{235}U = 0,711\%$ e $^{234}U = 0,00059\%$) incorporado em filmes, à base de PPy, de 1 cm^2 de área e 0,25 μm de espessura.

Resultados

A Fig. 1 apresenta o perfil em profundidade obtido pelo SIMS de uma amostra de urânio de atividade de 0,75 mBq. Este estudo permitiu, através do chaveamento constante entre as massas dos isótopos 238 e 235 do urânio, a obtenção da relação isotópica $^{238}U/^{235}U$, com diferença de 0,5% do valor teórico (139,6).

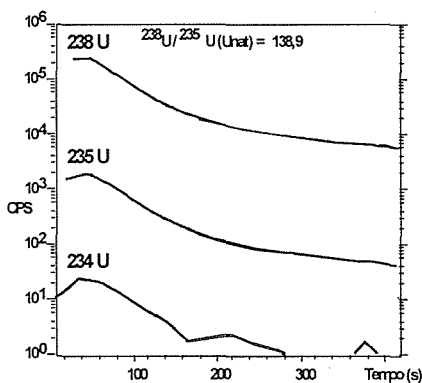


Fig 1 - Variação da concentração de urânio numa amostra de 0,75 Bq/cm².

Ao final do estudo em profundidade, foi feita uma varredura no intervalo de massas que compreendia os isótopos naturais do urânio. O tempo para obtenção desse espectro foi de 1 min. e o resultado é apresentado na figura 2.

Discussão e Conclusão

A proximidade entre os valores teórico e prático, no cálculo da relação isotópica, indica a possibilidade de utilização da técnica do padrão interno na quantificação das amostras utilizando o método SIMS. Na figura 1

observa-se à presença do ^{234}U que, devido ao seu percentual com relação ao isótopo de ^{238}U (da ordem de 10^{-4}) em amostras de urânio natural, permite inferir que valores da ordem de 10^{-7} Bq ($\sim 10^{-11}$ g) de urânio ^{238}U podem ser rapidamente detectáveis por essa técnica.

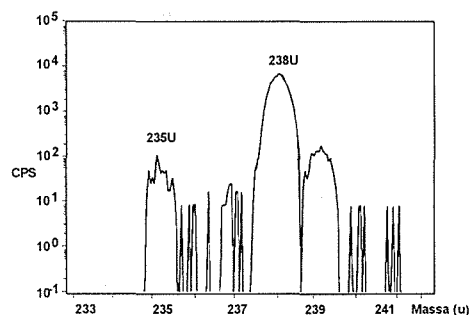


Fig .2 - Espectro de massa, usando SIMS, à partir da amostra com atividade de 0,75 Bq.cm⁻².

No espectro de massa apresentado acima, além dos picos correspondentes às massas de ^{235}U e ^{238}U , pode-se observar um pico na região correspondente à massa 239 u que, neste caso, refere-se à presença do íon molecular HU^+ . A falta do pico concernente à massa do ^{234}U é explicado devido à taxa de contagem desse radioisótopo, nesse instante, ser inferior à $10^{-1} s^{-1}$. Entretanto, a rápida identificação da amostra pelo espectro de massa demonstra bem o potencial do SIMS quando comparado à espectrometria alfa.

A utilização do SIMS oferece novas perspectivas na pesquisa biológica, particularmente no que tange às análises quantitativas envolvendo contaminação interna. Além disso, observou-se que a utilização de filmes à base de PPy, como matriz das amostras, parece ser conveniente. Como etapa seguinte a este trabalho, amostras de urina contendo urânio e plutônio têm sido estudadas no intuito de se estabelecer a utilização do SIMS, como método de rotina, na detecção e medida desses radioisótopos em amostras reais.

Referências

1. Castaing, R. and Slodzian, G. Microanalyse par émission ionique secondaire. *J. Microscopie*, I, 395-410 (1960).
2. Galle, P. Sur une nouvelle méthode d'analyse cellulaire utilisant le phénomène d'émission ionique secondaire. *Ann. Phy. Biol. Med.*, 84-94 (1970).
3. Carrier, M., Burger, P., Stéphan, O., Frontier, J.P., Trouslard, P. Caractérisation physico-chimiques d'un pyrrole fonctionnalisé par un groupement ammonium quaternaire, électropolymérisé en filme mince. *Analisis*, 22, 471-477 (1995).

Câmara de ionização com ar comprimido e parede de alumínio para dosimetria em levantamento radiométrico

R. G. S. Rodrigues¹, C. A. Pelá¹, T. G. Netto¹

¹Depto de Física e Matemática-FFCLRP/USP
Av. Bandeirantes n. 3900 - Cidade Universitária
Ribeirão Preto - SP
e-Mail. rglauco@neuron.ffclrp.usp.br

Resumo – Uma câmara de ionização de 23 cm³ com ar comprimido e parede de alumínio foi construída e apresenta sensibilidade uma ordem de grandeza maior quando comparada a câmaras de mesmo volume à pressão ambiente. A utilização de ar a uma pressão 2500 kPa minimiza sua dependência energética, que se mantém menor que 5 % para energias de fótons na faixa de 40 keV a 1.250 keV. Esta câmara apresenta melhor desempenho do que as câmaras convencionais em medidas de baixas taxas de exposição.

Abstract – A pressurized air ionization chamber with 23 cm³ and aluminum walls shows a sensitivity of a least one order of magnitude higher than conventional ionization chambers with the same volume. The air pressure of 2500 kPa minimizes the energy dependence to less than 5 % between 40 and 1.250 keV. This chamber shows a better performance when used to measure low exposure rate.

Introdução

As câmaras de ionização com ar comprimido requerem paredes com alta resistência mecânica para suportar altas pressões.

A presença da parede, em geral, acentua a dependência da resposta com a energia dos fótons incidentes. A não equivalência com câmaras abertas em medidas de exposição parece determinar que este tipo de câmara é inadequado para a maioria das aplicações práticas em dosimetria. Entretanto, pode ser verificado¹, que a ação conjunta dos efeitos de recombinação no gás com atenuação e ejeção de elétrons da parede² possibilita a calibração deste tipo de câmara. O fator de recombinação aumenta com a pressão tornando possível escolher uma pressão onde a dependência energética é minimizada. Estes efeitos, combinados de forma apropriada, se mostram úteis na escolha dos critérios para construção de câmaras de ionização com ar comprimido e paredes não equivalentes ao ar.

Este tipo de câmara, calibrada adequadamente, tem resposta em energia similar à maioria das câmaras existentes no mercado, podendo ser utilizada em levantamentos radiométricos, medida de radiação de fuga e monitoração ambiental e de área.

Metodologia

A câmara com 5,1 cm de comprimento, 2,4 cm de diâmetro e 2 mm de espessura de parede foi construída em forma cilíndrica devido a facilidades de usinagem, manutenção da pressão e disposição do *guard*.

O alumínio foi escolhido devido às características mecânicas e à menor atenuação comparativamente a outros metais.

A calibração foi feita por normalização com relação aos raios gama do ⁶⁰Co.

Os resultados foram analisados segundo uma abordagem quantitativa e semi-empírica, de maneira a desenvolver uma metodologia de calibração para câmaras desse tipo.

Resultados

A Figura 1 mostra as curvas de ganho com a pressão para três fontes de radiação de diferentes energias e mesma taxa de exposição. O fato destas curvas se interceptarem, indica que existe uma pressão onde a dependência em energia é menor.

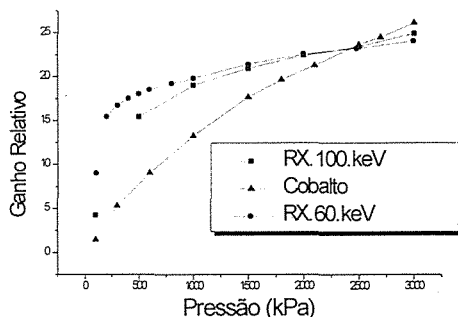


Figura 1. Curvas de variação do ganho com a pressão em diferentes energias efetivas para taxas de exposição em torno de $4,6 \times 10^{-8}$ C (kg.s)⁻¹

Os principais fatores que podem modificar a pressão ótima de trabalho são: material da parede, espessura da parede, tamanho da câmara e potencial de polarização.

As curvas de dependência energética da câmara utilizada, feitas para diferentes pressões, são mostradas na Figura 2.

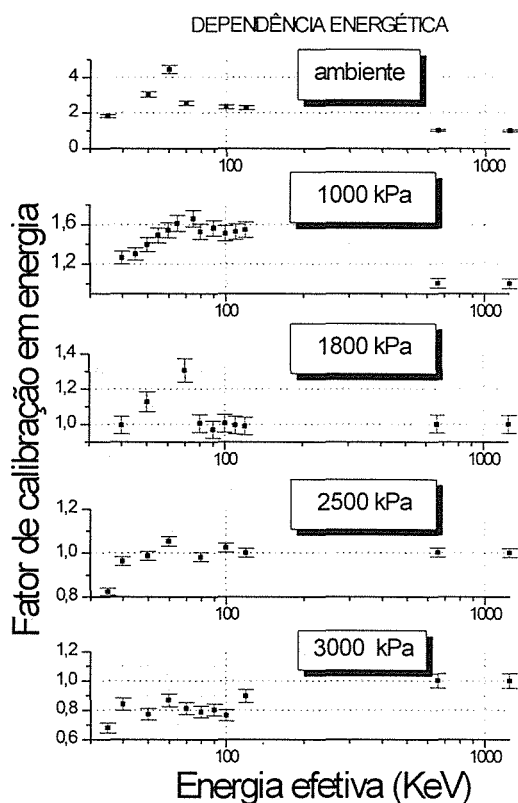


Figura 2. Curvas de dependência energética para algumas pressões. À pressão de 2500 kPa, na região em torno de 60 keV, a dependência é de 5 %.

Discussão e Conclusões

A espessura da parede foi escolhida em função dos requisitos de resistência mecânica e da mínima energia com a qual se deseja trabalhar. Quanto mais delgada for a parede, melhores serão as características para feixes com energias baixas. Este parâmetro deve ser otimizado pois a pressão de trabalho aumenta com a diminuição da espessura da parede criando um limite, a partir do qual a pressão de trabalho ultrapassa a pressão necessária para romper a parede.

O potencial de polarização deve ser escolhido de maneira a ajustar a taxa de exposição máxima que se deseja medir.

O aumento da pressão contribui pouco na variação do tempo de resposta do sistema.

Com o aumento da corrente elétrica gerada pela câmara, devido ao aumento da pressão, pode-se

utilizar amplificação eletrônica menor e conseqüentemente obter um tempo de resposta menor.

Dependendo do volume da câmara e da espessura da parede, pode-se aumentar a intensidade da corrente de ionização em mais de 10 vezes.

Estas câmaras, sendo mais sensíveis, e portanto podendo assumir dimensões menores, se prestam também para monitorar pontos específicos, próximos a fontes de baixa intensidade minimizando problemas devido à divergência do campo.

Agradecimentos

Agradecemos ao CNPq e ao PADCT pelo financiamento e à MRA Indústria de Equipamentos Eletrônicos pela colaboração na construção do protótipo.

Referências

- 1 Rodrigues, R. G. S. e Pelá, C. - "Desenvolvimento de câmaras de ionização com ar comprimido para avaliações radiométricas". Dissertação de Mestrado apresentada à Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras da USP - Campus Ribeirão Preto para obtenção do título de Mestre em Física Aplicada à Medicina e Biologia.
- 2 Attix, H. A. - "Introduction to radiological physics and radiation dosimetry", Capítulos: 11, 12 e 13, John Wiley & Sons, New York (1986).

Implantação da Produção de ^{123}I Ultra-puro no IEN/CNEN-RJ

M. S. Braghirolli, J. L. Q. de Britto, M. A. V. Bastos, L.C.M. Aleixo, G. R. dos Santos, S. C. Cabral, A. S. Souza,
A. Trugilho

INSTITUTO DE ENGENHARIA NUCLEAR - CNEN/RJ

Resumo - A produção do ^{123}I no IEN/CNEN-RJ a partir da reação $^{124}\text{TeO}_2(p,2n)^{123}\text{I}$ é limitada tanto pelo seu baixo rendimento como pela sua pureza radionuclídica inviabilizando sua expedição para fora do Rio de Janeiro. Com o intuito de se vencer estas limitações é que se decidiu pela implantação da produção de ^{123}I ultra-puro a partir da reação $^{124}\text{Xe}(p,2n)^{123}\text{Cs} \rightarrow ^{123}\text{Xe} \rightarrow ^{123}\text{I}$, método utilizado pelo FZK com quem se iniciou um intercâmbio para transferência da tecnologia dentro da nossa realidade. Com este método será possível produzir 1,0 Ci/batelada de ^{123}I ultra-puro.

Abstract - The ^{123}I production at IEN/CNEN-RJ through $^{124}\text{TeO}_2(p,2n)^{123}\text{I}$ reaction is limited by the low yield and the radionuclidic purity that makes unavailable the expedition to places far from Rio de Janeiro. In order to overcome this limitation it was decided the implantation of a ultra-pure ^{123}I production from $^{124}\text{Xe}(p,2n)^{123}\text{Cs} \rightarrow ^{123}\text{Xe} \rightarrow ^{123}\text{I}$ reaction, which is the method used in FZK to whom was started a cooperation to the technological transfer taking into account the conditions of our laboratory. With this method it will be possible to produce 1,0 Ci/batch of ^{123}I ultra-pure.

Introdução

O Instituto de Engenharia Nuclear, IEN/CNEN-RJ, produz ^{123}I desde 1986, a partir da reação $^{124}\text{TeO}_2(p,2n)^{123}\text{I}$ com um rendimento de 50 mCi/batelada. O ^{123}I produzido a partir desta reação apresenta no seu produto final uma impureza de aproximadamente 3% de ^{124}I , o que limita seu uso em cerca de 10 horas após a irradiação ou 5 horas quando se tratar da aplicação em crianças, dificultando assim seu envio para outras cidades.

A instalação de um sistema de alvos de xenônio para produção de ^{123}I ultra-puro no IEN, irá promover um avanço na Medicina Nuclear Brasileira e é resultado do intercâmbio com o centro de pesquisas de Karlsruhe (FZK, Forschungszentrum Karlsruhe) e financiamento da Agência Internacional de Energia Atômica (IAEA). Fundamentalmente, este projeto propiciará uma expansão do uso do ^{123}I no Brasil. Substituirá, em muitos casos, a utilização do ^{131}I produzido por reator e ainda utilizado para diagnóstico. A grande vantagem da substituição pelo ^{123}I está na menor dose absorvida pelo paciente, quando comparada àquela provocada pelo ^{131}I , que já está em desuso em muitos países desenvolvidos.

A alta pureza radionuclídica do produto final e o alto rendimento do método viabilizará a distribuição para todo território nacional.

Metodologia

O melhor método de produção ^{123}I para se atender a demanda nacional, é a partir de alvos de xenônio via reação:

$^{124}\text{Xe}(p,2n)^{123}\text{Cs} \rightarrow ^{123}\text{Xe} \rightarrow ^{123}\text{I}$, método utilizado pelo FZK, com quem se iniciou um intercâmbio visando-se a transferência de tecnologia com completa adaptação às facilidades existentes no IEN.

O sistema de irradiação consiste em uma câmara alvo de alumínio niquelada e uma câmara de segurança interligadas por uma folha de aço inox de 50 μm . A transferência do gás (Xe) tanto para o alvo, quanto para o vaso de estocagem é feita criogenicamente com nitrogênio líquido. A transferência do gás e do iodo produzido é feita através de tubos de aço inox de 3/8". O volume da câmara alvo é de 35 ml e trabalha com 250 ml de gás (Xe) a uma pressão de aproximadamente 7,1 bar (sem feixe). Esta pressão durante a irradiação aumenta para cerca de 12 bar.

O ^{124}Xe é irradiado com prótons de 24 MeV, com uma corrente de até 30 μA durante aproximadamente 10 horas. Após a irradiação o alvo é deixado decair por seis horas, tempo de máximo crescimento do ^{123}I . No final deste tempo o gás é recolhido e a câmara alvo é cheia com água destilada e então é aquecida à 90 $^\circ\text{C}$ durante 10 min. A água destilada contendo ^{123}I dissolvido é transferida para a célula de processamento pressurizando-se a câmara de irradiação com gás hélio a 3 bar. O ^{123}I é então concentrado em uma coluna de troca iônica.

Resultados

Cerca de 1,0 Ci/batelada ⁽¹⁾ de ^{123}I ultra-puro, podem ser produzidos com o ciclotron CV-28, degradando-se a energia de prótons de 24-18 MeV,

sendo o rendimento de produção da ordem de 3,3 mCi/ μ Ah⁽²⁾.

Estima-se para o segundo semestre de 97 o início da produção rotineira de ¹²³I ultra-puro no IEN/CNEN-RJ.

Conclusão

Este projeto tornará possível a expedição de ¹²³I ultra-puro para todo o território nacional, beneficiando assim um grande número de pacientes no Brasil que atualmente utilizam, para diagnóstico, o ¹³¹I (menos indicado por causar maior dose ao paciente).

Além disto, o projeto promoverá a pesquisa e o desenvolvimento na marcação de moléculas, ainda não disponíveis no país.

Referências

- (1) Production in proton induced reaction on highly-enriched ¹²⁴Xe (FZK) - Private Communication
- (2) Kurenkov N. K., et al, Excitation Functions of Proton-induced Nuclear Reactions on ¹²⁴Xe: Production of ¹²³I, J. Radioanal. Nucl. Chem, Letters 135/1/35-50/1989

17.

PRODUÇÃO/
APLICAÇÃO
DE RADIOISÓTOPOS

18.

PROCESSAMENTO
DE SINAIS
BIOLÓGICOS

Medida da função de excitação da reação $^{65}\text{Cu}(^3\text{He},2\text{n})^{66}\text{Ga}$

M. A. V. Bastos; U. M. Vinagre F^o; V.L. da Costa; J. C. Suita; D. L. Teixeira

INSTITUTO DE ENGENHARIA NUCLEAR - CNEN/RJ

Caixa Postal: 68.550

21945-970 - Rio de Janeiro, RJ, Brasil

Resumo - Foi medida a função excitação da reação $^{65}\text{Cu}(^3\text{He},2\text{n})^{66}\text{Ga}$. Bombardeamentos de empilhamentos de duas folhas de Cu foram feitos a várias energias utilizando-se feixes de ^3He de até 36 MeV do ciclotron CV-28 do IEN. A energia inicial do feixe de ^3He foi medida por espectrometria de partículas carregadas com detectores Si(Au) posicionados a 90° com a direção do feixe incidente. As ativações das amostras foram medidas efetuando-se espectrometria de raios gama usando-se detectores de HPGe. A função excitação medida foi comparada com as encontradas na literatura.

Abstract - The excitation function of the $^{65}\text{Cu}(^3\text{He},2\text{n})^{66}\text{Ga}$ reaction was measured. It was performed by irradiation of several stacks of two copper foils with ^3He beam of energy up to 36 MeV from the cyclotron CV-28 of IEN. The initial energy of ^3He beam was measured by spectrometry of charged particles with Si(Au) detector, placed at 90° with respect to the incident beam. The activities were measured by gamma rays spectrometry using HPGe detector. The results are compared with others found in the literature.

Introdução

Um problema frequentemente encontrado em irradiações com aceleradores de partículas é a incerteza na quantidade de partículas do feixe que efetivamente incidem no alvo. Algumas causas destas incertezas podem derivar; do uso de um alvo menor que o feixe, do desalinhamento do feixe com o alvo, pela medida errônea (feita pelo alvo monitor de corrente) devido a partículas secundárias introduzidas dentro do feixe pela sua passagem através de uma janela e/ou colchão de ar, e pela perda de elétrons do alvo e/ou copo de Faraday¹.

Uma maneira usual de medir a corrente do feixe é feita medindo-se a ativação (para uma reação bem conhecida) de um material monitor (fino) irradiado juntamente com os alvos. Um material que se presta bem à esse fim é o cobre, uma vez que entre outras razões como boa condutividade térmica, pode ser confeccionado em folhas finas ($< 6 \text{ mg/cm}^2$) de alta pureza, e possui uma série de reações cujos produtos apresentam meias-vidas e raios gamas com energias e intensidades bem adequadas a espectrometria com detectores HPGe.

Na literatura² a reação $^{65}\text{Cu}(^3\text{He},2\text{n})^{66}\text{Ga}$ tem sido usada como monitora em irradiações para produção de radioisótopos, no entanto a discrepância excessiva entre os resultados apresentados pelos diversos autores^{3,4,5} e compilados no INDC (NDS)-218/GZ+² justificaram novas medidas.

Neste trabalho foi então medida a função excitação da reação $^{65}\text{Cu}(^3\text{He},2\text{n})^{66}\text{Ga}$ e comparada com os resultados encontrados na literatura.

Experimental

As irradiações foram realizadas no ciclotron de energia variável CV-28 do IEN/CNEN no Rio de Janeiro, utilizando-se feixes de ^3He de várias energias entre 16 e 36 MeV. A técnica de irradiação utilizada foi de empilhamentos de 2 folhas de Cu natural cada uma com $7,5 \mu\text{m}$ de espessura e com 99,9% de pureza. Os empilhamentos foram montados em uma câmara alvo de tal forma que a sua parte final juntamente com os alvos funcionava como um copo de Faraday. Para se evitar erros na medida da corrente devido a perda de elétrons arrancados pelo feixe, foram colocados anéis supressores de elétrons à entrada do conjunto copo de Faraday a um potencial elétrico de -300 V. Os feixes foram colimados de forma a incidir nos centros dos alvos formando um "spot" de 2 mm de diâmetro. Foram utilizadas correntes da ordem de 160nA durante intervalos de 20 minutos

A energia do feixe incidente foi medida numa câmara de espalhamento usando os valores conhecidos do Q de reações e espalhamentos em carbono e oxigênio⁶. Os espectros de partículas emitidas por alvos finos de formvar ou poliestireno foram obtidos com detectores de Si(Au) de 500 e/ou 2000 μm posicionados à 90° com relação a direção do feixe incidente⁷.

A degradação da energia do feixe nos alvos de Cu foram calculadas a partir das tabelas de Williamson *et al*⁸.

As atividades induzidas nas amostras foram medidas efetuando-se espectrometria de raios gama (durante várias meias-vidas do radionuclídeo de interesse), usando-se um detector

HPGe cuja resolução é de 1,80 keV e eficiência relativa de 20% para o $E_\gamma=1,33$ MeV do ^{60}Co . Os dados foram acumulados na memória de um computador do tipo PC acoplado a um ADC de 4K, sendo a gerência de aquisição feita pelo programa PULSAR⁹ e a análise, pelo programa QUASAR¹⁰. As calibrações de energia e eficiência foram efetuadas usando-se fontes padrões da IAEA.

A atividade do ^{66}Ga foi determinada pelo $E_\gamma=1,039$ KeV (38,0% de abundância)⁶

A atividade de final de bombardeio (EOB) foi calculada pela média das atividades de final de bombardeio¹¹, obtidas pela extrapolação ao tempo zero das atividades temporais medidas ao longo do decaimento das amostras. Usou-se nestas extrapolações a meia vida de 9,40 horas para o ^{66}Ga . O desvio padrão desta média foi tomado pelo maior valor entre os desvios internos e externos¹¹.

Resultados e Discussão

Na figura 1 apresentamos nossos resultados (apenas eles com seus erros, para não dificultar a visualização dos demais dados) comparados com os encontrados na literatura. Os erros dos nossos dados não incluem erros nas abundâncias dos raios gama.

Dentro dos erros experimentais, nossos dados de 13 a 15,3 MeV concordam com Lebowitz¹, de 15,7 a 17,4 MeV com os de Bissem³ (dentro de $1,5\sigma$) e a partir de 18 MeV com os de Bissem³ e os de Lebowitz¹. Como Golchert⁴ presume ter cometido erros grosseiros na separação radioquímica e Bryant⁵ além de usar separação radioquímica faz contagens β (com dados de decaimento desatualizados) e como nossos dados são os que apresentam o menor erro sugerimo-os para uso geral.

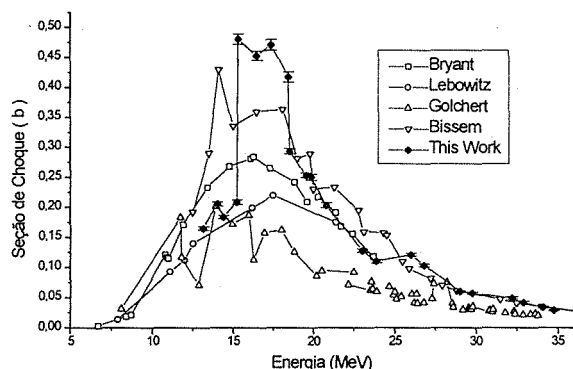


Figura 1. Função Excitação da Reação $^{65}\text{Cu}(^3\text{He},2n)^{66}\text{Ga}$

Referências

- ¹ Lebowitz, E.; Greene, M.W. An Auxiliary Cyclotron Beam Monitor, Appl. Radiation and Isotop., 21, 625 (1970).
- ² IAEA, INDC (NDS) - 218/GZ+, 95 (1989).
- ³ Bissem, H.H.; Georgi, R.; Scobel, W.; Ernst, J.; Kaba, M.; Rao, J.R.; and Strohe, H. Phys. Review C22, 1468 (1980).
- ⁴ Golchert, N.W.; Sedlet, J.; Gardner, D.G. Nucl. Phys. A 152, 419 (1970).
- ⁵ Bryant, E.A.; Cochran, D.R.F.; Knight, J.D. Phys. Review 130, 1512 (1963).
- ⁶ Browne, E.; Dairiki, J.M.; e Doeble, R.E. Table of Isotopes - Seventh Edition - Editada por Lederer, C.M. e Shirley, V.S. - John Wiley & Sons, Inc. (1978)
- ⁷ Chaudhri, M.A. Nucl. Instrum. Methods 56, 338 (1967).
- ⁸ Williamson, C.F.; Boujot, J.P. And Picard, J. Rapport CEA - R 3042 (1966)
- ⁹ Auler, L.T.; Nóbrega, J.A.W. Pulsar, um Software Interativo para Aquisição e Análise de Espectro em Computadores Pessoais - Inst. Eng. Nuclear - IEN 21 (1990).
- ¹⁰ Auler, L.T.; Nóbrega, J.A.W. QUASAR, um Programa Interativo para Análise de Espectro em Computadores Pessoais, Inst. Eng. Nuclear - IEN 27 (1990).
- ¹¹ Grigoryan, Y.I.; Sokoloskij, L.L.; and Chukreev, F.E. INDC Rep. (CCP) - 75/LN (1976).

Sistema de Captação de Eletromiograma de Superfície com Eletrodo Múltiplo

André F. Kohn e Sandro A. Miqueleti

Laboratório de Engenharia Biomédica, Escola Politécnica da USP, Depto de Engenharia Eletrônica, Cx.P. 61548, CEP 05424-970 São Paulo, S.P., e-mail ANDFKOHN@LCS.USP.BR

Resumo - Um sistema de captação e amplificação do eletromiograma de superfície com quatro contactos e com diferenciação espacial foi implementado e testado. Os resultados mostraram que informações sobre velocidade de condução podem ser obtidas bem como de posição de placa motora.

Abstract - A system consisting of a surface multi-electrode and an electronic spatial derivative amplifier was implemented and tested. The results indicated that one can obtain information about conduction velocity and end plate position.

Introdução

A medição da velocidade de condução muscular ainda hoje é usada em pouquíssimos centros de neurologia do mundo. Uma razão é que ainda não se tem uma técnica simples e confiável para sua medição. Uma descrição de várias técnicas de medição de velocidade de condução muscular foi feita por Arendt-Nielsen e Zwarts¹. Decidimos iniciar trabalhos nessa sub-área visando adquirir conhecimentos suficientes para desenvolver futuramente um sistema que possa ser testado em um hospital. Resultados iniciais são apresentados no presente trabalho. A captação, ao contrário da clássica com 3, utiliza 4 contactos dispostos em linha e com uma operação de derivada espacial realizada por amplificadores, conforme Broman et al². Desta forma atenua-se fontes mais distantes, que na captação com 3 contactos tendem a gerar atividade sem atraso nos dois sinais de saída e com isto a velocidade de condução é super-estimada.

Metodologia

O sistema de captação e amplificação com diferenciação espacial é visto na Fig. 1, onde cada amplificador é de instrumentação. O comprimento de cada terminal do eletrodo múltiplo é de 0,7 cm, seu diâmetro é de 0,8 mm e a distância entre cada terminal de 5,08 mm. A amplificação total foi de 50.000, e a banda foi de 50 Hz a 300 Hz ou a 1 kHz. A pele foi limpada com álcool e depois tratada com um gel condutor abrasivo. O eletrodo múltiplo foi então posicionado sobre a pele seca com uma fina película de gel eletrolítico aplicada aos terminais do eletrodo. O sujeito permanecia sentado durante o experimento e era instruído a contrair em diferentes graus de intensidade o músculo bíceps braquial, com o cotovelo sempre a 90°. O sistema mostrado na Fig. 1 está contido em uma pequena caixa plástica (6x4x2cm) com os terminais do eletrodo múltiplo solidários a ela. O

ganho desta unidade é de 100 e o restante do ganho e da filtragem analógica provém de um sistema desenvolvido no laboratório para fins gerais. Os dois sinais de saída eram adquiridos (8000 amostras por canal a 16.000/s ou 20.000/s) por uma placa CAD-12 operando com o programa Aqdados (Lynx, São Paulo). Para o cálculo da correlação cruzada foi utilizado o programa Matlab. Para atribuir um fator de qualidade à captação, calculamos o coeficiente de correlação entre as duas saídas no atraso dado pelo pico máximo da correlação cruzada.

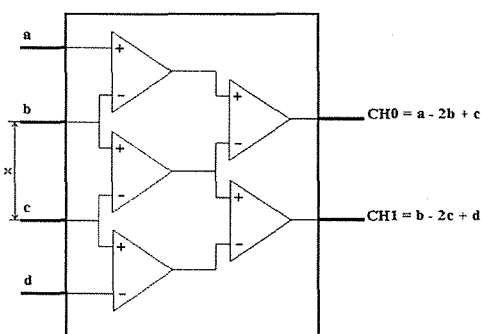


Fig. 1- Eletrodo múltiplo de 4 terminais e os amplificadores de instrumentação conectados para realizar a operação de diferenciação espacial.

Resultados

Começamos a captação no bíceps na região perto do tendão distal (a 6,5 cm da dobra entre braço e antebraço). Os coeficientes de correlação resultaram altos (0,87-0,95) mas os picos da correlação cruzada indicavam um atraso de apenas 5 intervalos de amostragem em média, o que corresponderia a uma velocidade de condução de 16,3 m/s o que está exageradamente alto. Deslocando o eletrodo mais proximalmente (4 cm acima da anterior) obtivemos coeficientes de correlação altos (0,87-0,94) e com picos da função de correlação cruzada em torno de 115. Na Fig. 2 mostra-se um trecho dos sinais de saída para uma

captação no bíceps e a uma taxa de amostragem de 16.000/s. A posição do eletrodo no músculo foi ajustada visualmente para ser paralela ao seu aspecto

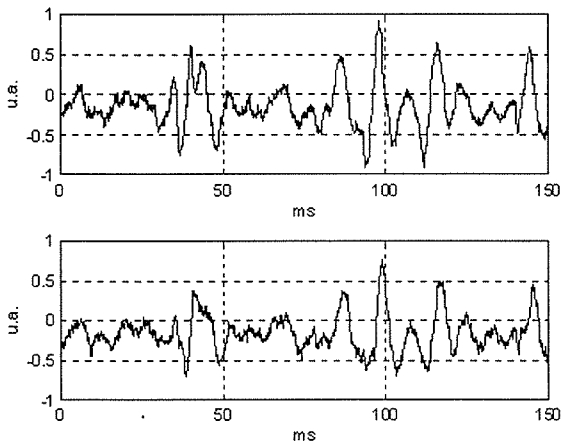


Fig. 2- Trecho dos sinais de saída do sistema para uma captação no bíceps. A ordenada está em unidades arbitrárias, o mesmo ocorrendo na Fig. 4.

longitudinal mas não foi feita uma otimização. Há uma razoável semelhança entre as duas ondas podendo-se notar que a de cima está levemente adiantada em relação à de baixo. A Fig. 3 mostra a respectiva correlação cruzada onde a origem dos tempos está na abscissa 100. Como o pico resultou em 115, isto significa que há um atraso entre as duas ondas de 15 intervalos de amostragem, ou seja de 0,94 ms, o que nos dá

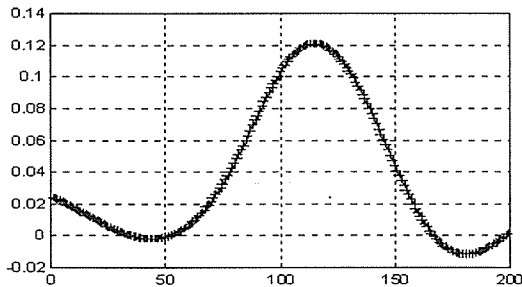


Fig. 3- Função de correlação cruzada relativa a uma captação no bíceps. A abscissa corresponde a amostras.

uma velocidade de condução de 5,4 m/s. Este é um valor que está perto do limite superior encontrado por alguns autores para o bíceps. Mais uma vez deslocando o eletrodo no sentido proximal (3,5 cm em relação à anterior), obtivemos coeficientes de correlação de 0,63 a 0,84 e com o pico da função de correlação cruzada em torno de 80 intervalos de amostragem o que nos dá uma velocidade de condução em torno de 4,1 m/s que está em torno da média citada na literatura. Finalmente, para um último deslocamento proximal do eletrodo (4 cm em relação ao anterior) notou-se claramente uma

oposição de fase entre os dois sinais de saída (Fig. 4), o que nos permite portanto estimar a posição das placas motoras naquela região do eletrodo, informação que pode ser útil na análise de reenervação pós-traumática. Isto se evidencia na correlação cruzada como um pico negativo perto da origem dos tempos (não mostrado).

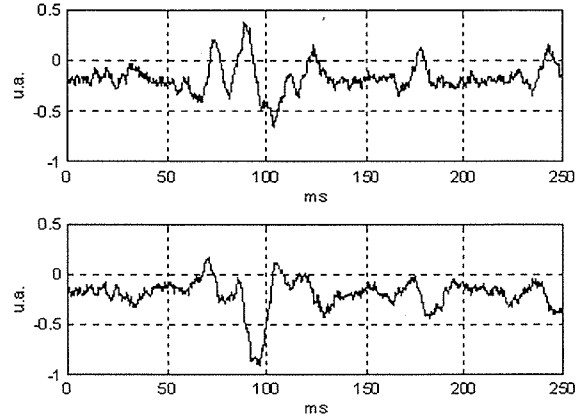


Fig. 4- Trecho dos sinais captados no bíceps em um ponto mais proximal onde houve inversão de fase.

Discussão

Os resultados preliminares sugerem que, pelo menos para músculos longos e bem isolados de outros, o método da correlação cruzada é útil para indicar a velocidade de condução muscular e a posição das placas motoras. Entretanto, os resultados obtidos com o bíceps e outros músculos (não apresentados aqui) indicaram que não se pode meramente fazer um sistema para cálculo de correlação cruzada. Fatores como paralelismo entre a linha de terminais e as fibras musculares, posição do eletrodo em relação ao comprimento do músculo e captação da atividade de músculos adjacentes devem ser levados em conta no projeto do sistema de captação-processamento de sinais. Esses fatores serão levados em conta no projeto de um sistema futuro cuja finalidade é a estimativa da velocidade de condução muscular e a posição das placas motoras.

Referências

- 1 ARENDT-NIELSEN, L. ; ZWARTS, M. Measurement of muscle fiber conduction velocity in humans: techniques and applications. *J. Clin. Neurophysiol.*, v. 6, p 173-190, 1989.
- 2 BROMAN, H.; BILOTTO, G.; DE LUCA, C.J. Myoelectric signal conduction velocity and spectral parameters: influence of force and time. *J. Appl. Physiol.*, v. 58, p. 1428-1437, 1985.

Aplicação de redes neurais no tratamento de interferências em sinais de ECG

John Oersted Wisbeck¹ e Renato Garcia²

¹ Prof. M.Sc., Dep. Eng. Elétrica (UFRGS) - Doutorado em Engenharia Elétrica, UFSC.

² Prof. Dr., Grupo de Pesquisas em Engenharia Biomédica (GPEB), UFSC.

Resumo - Um registro eletrocardiográfico (ECG) é comumente corrompido por uma série de sinais denominados interferências, entre esses: ruído de rede (60 Hz), emissões eletromagnéticas, atividade muscular (EMG), etc. A minimização dessas interferências através de filtros resulta em distorções no ECG que podem mascarar informações importantes. É proposto, neste artigo, o emprego de uma classe de redes neurais capaz de separar as interferências do sinal gerado no miocárdio, sem introduzir distorções. Para tanto, essas redes neurais processam registros de ECG tomados simultaneamente em posições espaciais diferentes.

Abstract - An electrocardiographic register (ECG) is commonly corrupted by interference signals as power noise (60 Hz), electromagnetic emissions, muscle activities (EMG), etc. The minimization of these interferences by filters results in ECG distortions which can hide important information. This article proposes the use of a neural network to separate interferences from the signal generated in the heart without introducing distortions. To do this, this neural network processes ECGs collected simultaneously at different spatial positions.

Introdução

A maioria dos diagnósticos fundamentados em sinais de ECG levam em consideração a forma temporal do sinal. No entanto, o sinal proveniente do miocárdio é contaminado por várias fontes externas (rede elétrica, emissões de rádio, etc.) e internas (movimentos musculares, sinapses, etc.). Nesse caso pouca informação útil estará visível.

Nas aplicações onde existe interesse em se analisar sinais de pequena amplitude gerados no miocárdio, tais como os potenciais tardios, o uso de filtros é crítico, pois ao tratar as interferências, acabam por deteriorar o próprio sinal em foco. Objetivando minimizar essa deteriorização, várias técnicas alternativas vêm sendo apresentadas. Dentre elas: AVECG (ECG médio) [4], análise biespectral [6] e filtros multidimensionais [2].

No intuito de evitar as distorções temporais, propõe-se que a minimização das interferências seja feita mediante o processamento espacial de sinais de ECG. Nesse sentido, empregam-se vários sensores (mapeando uma derivação) a fim de se obter, em posições diferentes, registros simultâneos de ECG's. Combinando-se essas leituras por meio de uma rede neural, consegue-se isolar sinais gerados por fontes independentes, que contribuem na composição dos ECG's. Como não são combinadas amostras de momentos diferentes, essa técnica não distorce temporalmente os sinais extraídos.

Metodologia

A técnica proposta tem por base o modelamento do ECG como uma combinação linear de várias fontes geradoras de sinal. Adicionalmente, é considerado que tais combinações diferem de uma posição espacial para outra (na mesma derivação). Dessa forma, sendo $s=[s_1(t), s_2(t), \dots, s_n(t)]$ o vetor das fontes que colaboram para os ECG's e $x=[x_1(t), x_2(t), \dots, x_n(t)]$ o vetor de leituras de ECG tomadas em n posições de uma mesma derivação, tem-se:

$$x=A \cdot s \quad (1)$$

onde A é a matriz de associação.

Esse modelo permite que a separação dos sinais seja procedida por uma série de técnicas [1][3][5], no entanto, devido à simplicidade e a título de ilustração, optou-se pela proposição de Amari [1]. Amari utiliza uma rede neural recorrente cujo vetor de saída $y=[y_1(t), y_2(t), \dots, y_n(t)]$, depois de um curto transiente, é dado por:

$$y=(I+W)^{-1} \cdot x \quad (2)$$

onde W é a matriz de pesos sinápticos.

O algoritmo para adaptar os pesos é definido pela Equação 3.

$$dW/dt=-\mu \cdot (I+W) \cdot G(y) \quad (3)$$

onde μ determina a taxa de aprendizagem e a matriz G , dependendo de fatores como distribuição das fontes, velocidade de convergência e complexidade de implementação [1], pode assumir várias formas. Dentre essas optou-se por:

$$G(y) = I - f(y) \cdot g^T(y) \quad (4)$$

onde $f(y) = y^3$ e $g(y) = y$.

Exemplo de aplicação

Para se obter o vetor x de leituras, posicionam-se n eletrodos em uma mesma derivação, onde $n = k + 1$ e k é o número de fontes com amplitudes capazes de mascarar o diagnóstico. Para simular essa situação, os sinais do vetor x são criados artificialmente somando-se interferências a um sinal de ECG retirado da base de dados BIH-MIT. Todavia, apenas segmentos do ECG centrados no complexo QRS são utilizados para treinar a rede neural. Esse procedimento auxilia na convergência dos pesos sinápticos, pois nos segmentos TP o miocárdio comporta-se aproximadamente como uma fonte desativada. Na Figura 1 mostram-se os sinais na saída da rede durante o processo de treinamento. Na Figura 2 são apresentados dois ciclos cardíacos completos corrompidos por ruído, bem como o resultado da separação efetuada pela rede neural treinada.

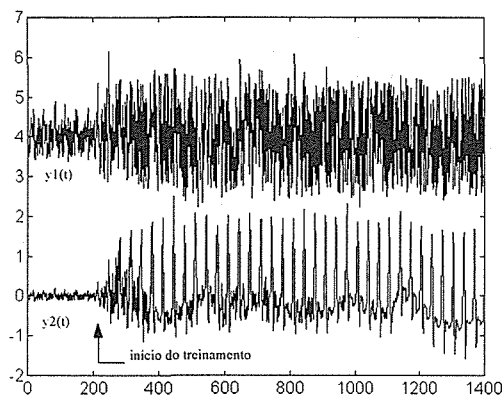


Figura 1 - Sinais na saída da rede durante o treinamento com segmentos QRST + ruído.

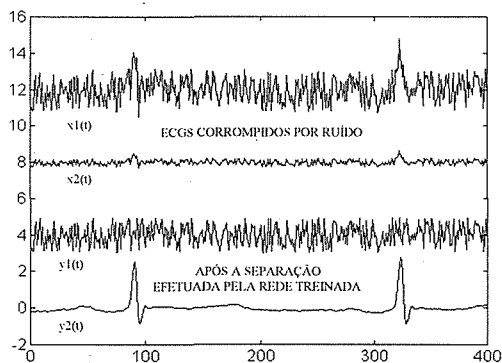


Figura 2 - Separação efetuada em um sinal não utilizado no treinamento da rede.

Conclusão

Ao se trabalhar com sinais de ECG multidimensionais e multilocalizados tem-se mais informação disponível. Esse fato permite que outras técnicas, além do processamento temporal, possam ser empregadas, facilitando a preservação das informações contidas nos sinais. A separação dos sinais que compõem o registro de ECG através da rede neural proposta por Amari^[1] é viável, desde que a combinação desses sinais observe um modelo linear. Quando tal modelo não é suficiente, propõe-se o emprego de um pré-processamento temporal^[2] e/ou de uma rede neural não linear, objetivando compensar as diferenças entre os caminhos percorridos pelos sinais até os sensores.

Em se tratando de ECG's, a convergência dos pesos sinápticos é melhorada se apenas os segmentos QRST forem utilizados na fase de treinamento da rede neural. Depois de treinada, a rede representa a matriz inversa de combinação das fontes, isto é, o modelo inverso do sistema. Dessa forma, o desempenho da rede treinada é independente da forma temporal dos sinais gerados nas fontes.

Referências

- ¹AMARI, S., CICHOCKI, A., YANG, H. H. "Recurrent Neural Networks for Blind Separations of Sources" *Proceedings 1995 International Symposium on Nonlinear Theory and Applications*, v. 1, p. 37-42, December, 1995.
- ²BENSADOUN, Y., NOVAKOV, E. "Multi-dimensional Adaptive Method for Cancelling EMG Signal from the ECG Signal". *Proceedings IEEE/EMBC and CMBC*, p. 173-174, Montreal, 1995.
- ³CICHOCKI, A., UNBENHAUEN, R. *Neural Networks for Optimization and Signal Processing (second edition)*. John Wiley, New York, 1994.
- ⁴LANDER, P., BERBARI, E. J., LAZZARA, R. "Optimal Filtering and Quality Control of the Signal-Averaged ECG" *Circulation*. v. 91 n. 5, March, 1995.
- [5] MATSUOKA, K., OHYA, M., KAWAMOTO, M. "A Neural Net for Blind Separation of Nonstationary Signals". *Neural Networks*, 9(3). p.411-419, 1995.
- [6] SPEIRS, C. A., SOROGHAN, J. J., STEWART, R. W. "Ventricular Late Potential Detection from Bispectral Analysis of ST - Segments" *Proc. of EUSIPCO'94 - Edinburgh*, Sept. 1994.

Resolução Espacial em Mapas Cerebrais após Derivação da Fonte

Carlos Julio Tierra-Criollo^{1,2}; David Martin Simpson¹ e Antônio Fernando C. Infantosi¹

¹Programa de Engenharia Biomédica - COPPE/UF RJ - Caixa Postal 68510 - CEP: 21945-970 Rio de Janeiro

E-mail: afci@serv.peb.ufrj.br - carjulio@serv.peb.ufrj.br

²Departamento de Engenharia Eletrônica - Escola Politécnica do Exército (ESPE) - Quito - Equador

Resumo - As interpolações, planar spline (*PS*) e 4-vizinhos-mais-próximos (*NN*), foram investigadas para o mapeamento cerebral após Derivação da Fonte. Distribuições simuladas com componentes de alta frequência espacial (dipolos próximos ao escalpo) e 28 eletrodos resultaram em melhor localização de dipolos ao empregarse a *NN*, em particular para dipolos subjacentes aos pontos de captação. Entretanto, aumento na confiabilidade da localização de fontes depende de uma maior densidade de eletrodos.

Abstract - The planar spline(*PS*) and four nearest neighbour (*NN*) interpolation techniques were studied for Brain Mapping after Source Derivation. Simulated distributions with components of high spatial frequency (dipoles near the scalp) and 28 electrodes resulted in better localization of dipoles when employing *NN*, especially when the source is located immediately below an electrode. Reliable results in source localization require however an increased electrode density.

Introdução

O mapeamento cerebral, da distribuição espacial da atividade elétrica instantânea ou de parâmetros do sinal EEG, tem sido considerado, apesar de sua potencialidade, um exame complementar ao EEG multicanal convencional¹. Este fato decorre, provavelmente, do efeito de espalhamento (volume condutor entre fontes cerebrais e escalpo); localização do eletrodo de referência e amostragem espacial (densidade de eletrodos)², entre outros.

Com vistas a redução do efeito de espalhamento e a dependência da referência, a técnica da Derivação da Fonte foi investigada com o modelo esférico do escalpo e eletrodos não equidistantes no operador Laplaciano bidimensional (DFE)³.

Na construção dos mapas, técnicas de interpolação devem ser empregadas para estimar valores em pontos onde o EEG não é adquirido. Duas são as técnicas usuais, a interpolação 4-vizinhos-mais-próximos (*NN*)³, de caráter local, e a planar spline (*PS*)⁴, técnica global (estimação baseada em todos os valores conhecidos). O desempenho da *PS* e *NN*, na construção de mapas, após a DFE, será investigado utilizando-se um sistema de eletrodos de baixa resolução espacial.

Simulação da Distribuição de Potencial

Utilizando o modelo das três camadas esféricas concêntricas para a cabeça, distribuições de potencial no escalpo foram simuladas³. Dois dipolos radiais de mesma intensidade foram localizados (excentricidade 0.8) subjacentes a posição de eletrodos, gerando distribuição de potencial (51x51 elementos) com espalhamento da

atividade (Fig.1a). A aplicação da DFE, a essa superfície reduz o espalhamento enfatizando a localização dos dipolos (Fig.1b). A DFE foi aplicada a cada elemento, usando-se um sistema de coordenadas curvilíneas locais e redes não-uniformes.

Comparando *PS* x *NN*

A distribuição de potencial simulada foi amostrada com 28 eletrodos, 19 segundo o Sistema Internacional 10-20 e os restantes como proposto por Buchsbaum³. Ao potencial em cada eletrodo foi aplicada a DFE, e então construídos os mapas, utilizando a *PS* de ordem 3 (Fig.1c) e *NN* com o inverso do cubo das distâncias (Fig.1d), nos quais pode-se notar a existência de duas fontes vizinhas. O mapa com *NN* apresenta-se menos difuso que o com *PS*, provavelmente, devido as características locais da interpolação *NN*.

Deslocando as fontes para localizações aproximadamente 1/4 da distância entre os dois eletrodos (Fig.2), os mapas após a DFE e interpolados (Fig.2c e 2d) mantêm as características observadas anteriormente, porém apresentam as atividades das fontes em posições distintas da localização dos dipolos (Fig.2b).

A Fig.3 mostra os mapas para dipolos localizados aproximadamente na metade da distância entre os dois eletrodos. Nos mapas com *PS* (Fig.3c) e *NN* (Fig.3d) praticamente não se consegue distinguir a existência de dois dipolos, sugerindo a localização de uma única fonte subjacente ao eletrodo mais próximo.

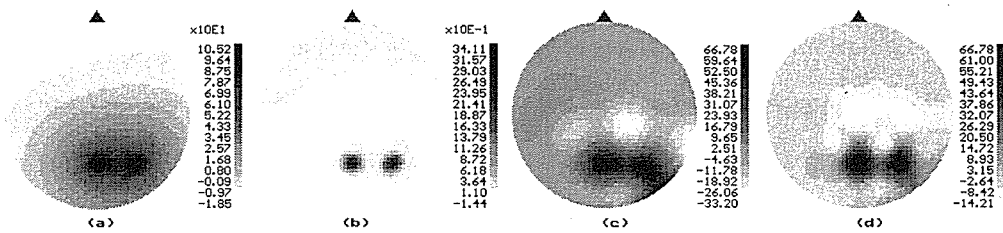


Figura 1 - Mapas com projeção radial. (a) Distribuição de potencial (rede 51x51) devido a dois dipolos com orientação radial, intensidade 1, excentricidade 0,8, subjacentes a dois eletrodos de captação, um localizado em $\theta = 46,8^\circ$, $\alpha = 270^\circ$, e o outro em $\theta = 61,3^\circ$, $\alpha = 310,3^\circ$. (b) DFE aplicada à distribuição em (a). Mapas construídos com base nos potenciais dos eletrodos filtrados com a DFE (c) utilizando a *PS* e (d) a *NN*.

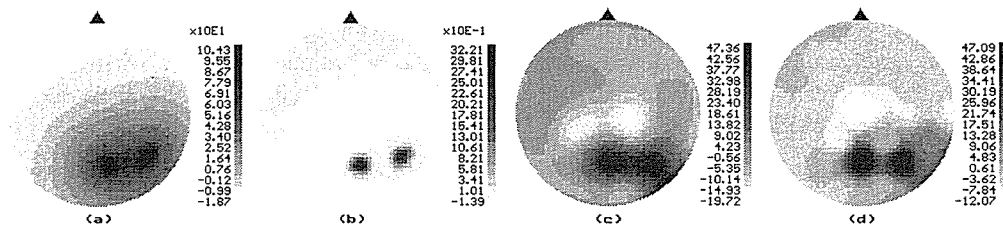


Figura 2 - Dipolos da Fig.1 deslocados 1/4 da distância entre os dois eletrodos de captação

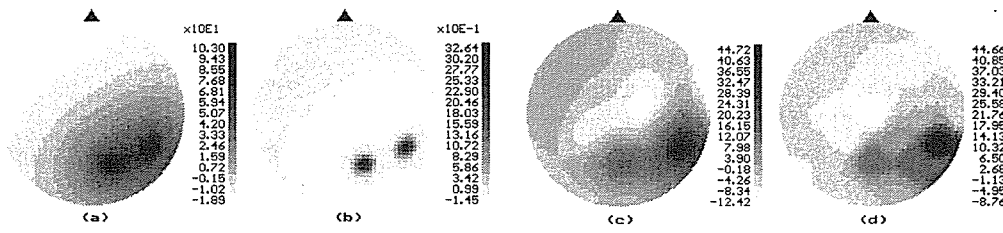


Figura 3 - Dipolos da Fig.1 deslocados 1/2 da distância entre os dois eletrodos de captação

Conclusões

Para sistemas de aquisição com baixa resolução espacial, como o Sistema Internacional 10-20, e distribuições de potencial com componentes de alta frequência espacial, os resultados obtidos sugerem ser a técnica de interpolação *NN* mais adequada que a *PS* na construção de mapas após a DFE. O melhor desempenho da *NN* ocorre para fontes subjacentes aos eletrodos de captação. Aumentando-se gradativamente a distância entre dipolos e eletrodos de captação, a localização das fontes se torna cada vez menos confiável em ambas as técnicas. Tais resultados indicam a necessidade da melhoria da resolução espacial com aumento da densidade de eletrodos.

Referências

¹ DUFFY, F. H., HUGHES, J. R., MIRANDA, F., BERNAD, P. and COOK, P. "Status of Quantitative

EEG (QEEG) in Clinical Practice: 1994". *Clin. Electroenceph.*, v. 25, p.VI-XXII, 1994.

² NUNEZ, P. L. "Methods to Improve Spatial Resolution". In: *Neocortical Dynamics and Human EEG Rhythms*, Eds.: Paul L. Nunez, New York: Oxford University Press, p. 54-57, 1995.

³ TIERRA, C. J., BOKEHI, J. R., SIMPSON, D. M. and INFANTOSI, A. F. C. "Source Derivation Assuming a Spherical Geometry for the Head: Application in Topographic Brain Mapping". *Proceedings of the 14th Annual Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*. Paris. p. 2029-2030, 29 oct.-1 nov., 1992.

⁴ PERRIN, F., BERTRAND, O. and PERNIER, J. "Scalp current density mapping: value and stimulation from potential data". *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, v. BME-34, p. 283-288, 1987.

Agradecimentos

A CAPES pelo apoio financeiro.

Comparação de Técnicas de Interpolação para Mapeamento Topográfico Cerebral

José Luiz A. da Silva Júnior, David M. Simpson, e Antônio Fernando C. Infantes

Programa de Engenharia Biomédica, COPPE/ UFRJ
Caixa Postal: 68510 - CEP: 21945-970 - Rio de Janeiro - E-mail: afci@serv.peb.ufrj.br

Resumo - Utilizando distribuição de potencial simulada, técnicas de interpolação (4-vizinhos, Spline Planar e Spline Esférica) foram usadas na reconstrução de mapas topográficos cerebrais. Os resultados quantitativos indicam que o desempenho destas técnicas depende fortemente da profundidade das fontes cerebrais e de sua localização em relação aos eletrodos.

Abstract - In Brain Electrical Activity Mapping the interpolation techniques usually used are Four Nearest Neighbour, Planar and Spherical Spline. Quantitative comparisons of these techniques using simulated potential distributions indicate that none of these techniques is clearly superior, with relative performance depending on the location of the sources within the head and relative to the electrodes.

Introdução

A técnica de interpolação utilizada no mapeamento topográfico cerebral (MTC) influencia fortemente o resultado da distribuição espacial desejada¹. Neste sentido, torna-se necessário avaliar, quantitativamente, o desempenho das técnicas 4-vizinhos (*NN*), Spline Planar (*PS*) e Spline Esférica (*SS*), usualmente empregadas em MTC.

Metodologia

Distribuições de potencial no escalpo foram simuladas com dipolos radiais no interior de um modelo da cabeça formado por três camadas esféricas concêntricas². As distribuições foram calculadas para uma matriz de 51x51 pontos (S_{51}) e também para um conjunto de 31 "eletrodos", localizados como proposto por Soong et al.³. Topogramas foram, então, construídos utilizando *NN*, *PS*, *SS*, sendo as distribuições interpoladas comparadas à correta (S_{51}).

Os dipolos foram localizados em diferentes profundidades (excentricidade, ρ), numa faixa compatível com a anatomofisiologia, e posição relativa aos eletrodos: *i*) abaixo de um eletrodo (localização A), *ii*) no centro de um quadrilátero formado por quatro eletrodos vizinhos (localização B) ou *iii*) no ponto central de um dos lados do quadrilátero (localização C).

Os parâmetros globais para avaliação das técnicas de interpolação, descritos por Soong et al.³, são: inacurácia, *nrv* (erro médio quadrático normalizado entre os valores interpolados e os de S_{51}); precisão, *cv* (coeficiente de correlação entre os pontos interpolados e os correspondentes na S_{51}); tendência, *rcv* (correlação entre erro de interpolação e S_{51}); e

tolerância, *mse* (erro quadrático máximo normalizado por S_{51}).

Resultados

Visualmente, para um dipolo com $\rho = 0.85$ e localizado em A, a técnica *NN* produz distribuição (Fig. 1d) com morfologia similar à S_{51} (Fig. 1a), diferentemente das técnicas *SS* e *PS*, onde nota-se a presença de falsos vales (Fig. 1b e 1c). Para o mesmo dipolo,

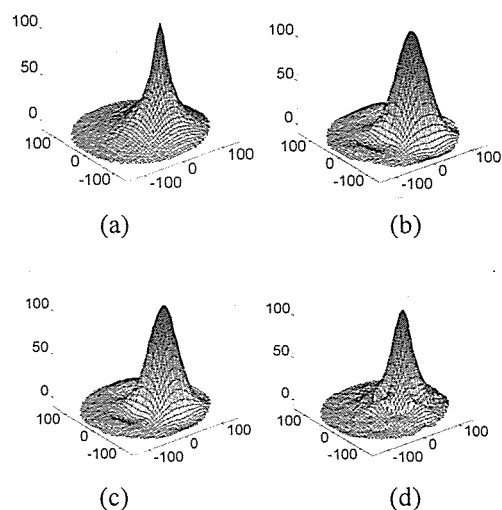


Figura 1 - Distribuições de potencial para um dipolo radial com $\rho = 0.85$, localizado em A. (a) distribuição S_{51} (b) *PS*; (c) *SS*; (d) *NN*.

localizado em B (Fig. 2), nenhuma das três técnicas reproduz adequadamente a distribuição simulada, sendo que *SS* e *PS* localizam melhor o máximo, enquanto que *NN* mostra múltiplos picos. As

observações acima são confirmadas através dos resultados do cálculo dos parâmetros globais (Tabelas I e II).

A Fig. 3a mostra a superioridade da técnica *NN* para dipolos superficiais ($\rho > 0.75$) localizados em A, ocorrendo o contrário com dipolo em B (Fig. 3b). Para dipolos localizados em C, os resultados são equivalentes aos mostrados na Fig. 3b.

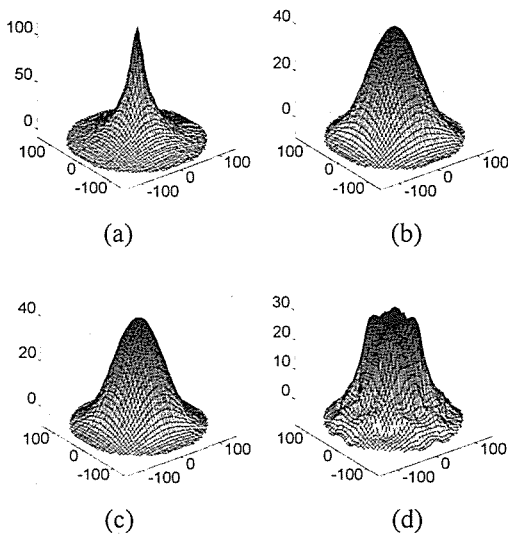


Figura 2 - Distribuições de potencial para um dipolo radial com $\rho = 0.85$, localizado em B. (a) distribuição S_{51} ; (b) *PS*; (c) *SS*; (d) *NN*.

Tabela I - Desempenho das técnicas de interpolação para um dipolo radial com $\rho = 0.85$ localizado em A.

Técnica	<i>nrv</i>	<i>cv</i>	<i>rcv</i>	<i>mse</i>
<i>NN</i>	0.078	0.989	0.756	1.71
<i>PS</i>	0.355	0.961	0.726	4.86
<i>SS</i>	0.295	0.970	0.759	4.72

Tabela II - Desempenho das técnicas de interpolação para um dipolo radial com $\rho = 0.85$ localizado em C.

Técnica	<i>nrv</i>	<i>cv</i>	<i>rcv</i>	<i>mse</i>
<i>NN</i>	0.108	0.949	-0.566	13.2
<i>PS</i>	0.088	0.957	-0.111	8.49
<i>SS</i>	0.073	0.963	-0.155	8.38

Discussão e Conclusões

As distribuições simuladas indicam que o desempenho das técnicas de interpolação depende fortemente da posição relativa entre os eletrodos e o dipolo. Embora Soong et al.³ afirmem ter a técnica *NN* o pior desempenho para EEG focal, para dipolos localizados abaixo de um eletrodo e próximos ao escalpo, esta técnica apresenta o melhor desempenho.

Assim, os resultados obtidos por este autor devem-se, provavelmente, às diferentes posições relativas entre focos de EEG e eletrodos de captação. Para o sistema 10-20, nenhuma das técnicas de interpolação se mostrou adequada. Na aplicação clínica, torna-se necessário o conhecimento da técnica de interpolação empregada e de seu desempenho em diferentes situações por quem interpreta os mapas.

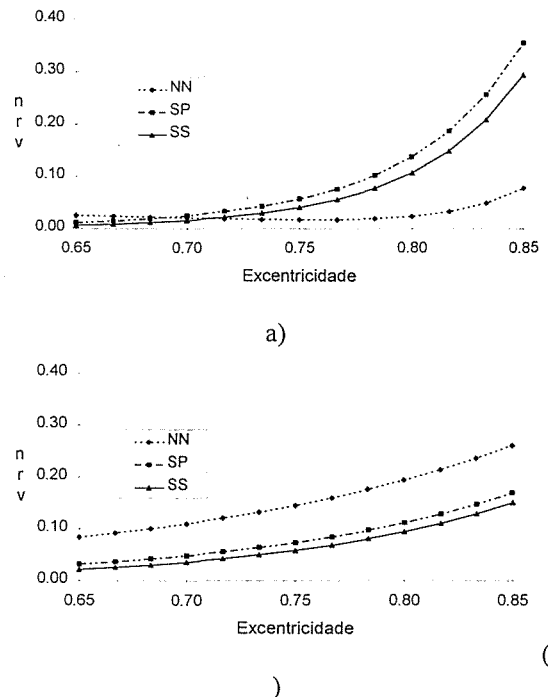


Figura 3 - Parâmetro *nrv* como função de ρ em: (a) localização A; e (b) localização B.

Referências

- TIERRA-CRIOLLO, C. J. *Derivação da Fonte com Modelo Esférico da Cabeça: Aplicação no Mapeamento Topográfico Cerebral*. Tese de Mestrado, Programa de Engenharia Biomédica, Rio de Janeiro: COPPE/UFRJ, 145 p., abr., 1993.
- ARY, J. P., KLEIN, S. A. and FENDER, D. H. "Location of Sources of Evoked Scalp Potentials: Corrections for Skull and Scalp Thicknesses". *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, v. BME-28, p. 447-452, 1981.
- SOONG, A. C. K., LIND, J. C., SHAW, G. R. and KOLES, Z. J. "Systematic comparisons of interpolation techniques in topographic brain mapping", *Electroenceph. Clin. Neurophysiol.*, v. 87, p. 185-195, 1993.

Agradecimentos

Ao CNPQ pelo apoio financeiro.

Análise Espectral e de Coerência de Padrões do Ciclo Sono-vigília do EEG Neonatal

P. R. Galhanone¹; A. F. C. Infantsi¹; D. M. Simpson¹; M. A. Genofre²; H. Bello²

¹ Programa de Engenharia Biomédica - COPPE/UFRJ

Caixa Postal 68510 - 21945-970 - Rio de Janeiro (RJ) - E-mail: afci@serv.peb.ufrj.br

² Serviço de Neurofisiologia Clínica - Instituto Fernandes Figueira - FIOCRUZ - RJ

Resumo - O espectro de potência e a coerência inter-hemisférica foram estimados para segmentos dos padrões do ciclo sono-vigília *Low Voltage Irregular*, *Misto* e *High Voltage Slow*. Diferenças significativas entre estes padrões foram encontradas, através da ANOVA, em uma larga faixa de frequência, principalmente para o espectro de potência até 15 Hz.

Abstract - The power spectrum and the inter-hemispheric coherence were estimated in segments of neonatal EEG containing *Low Voltage Irregular*, *High Voltage Slow* and *Mixed* patterns. Significant differences between these patterns were found over a wide frequency range, but most strongly for the power spectrum up to 15 Hz.

Introdução

A atividade espontânea do EEG neonatal, caracterizada por padrões dos estados do ciclo sono-vigília, vem sendo apontada como de grande valor diagnóstico e prognóstico em diversas patologias. A determinação clínica destes estados e padrões depende fortemente de um adequado treinamento e experiência do encefalografista, implicando em elevada subjetividade. Alternativamente, a análise quantitativa tem sido empregada no estudo das características em frequência do EEG dos estados de sono em neonatos, tais como em Guaiquinto *et alii*¹, no estabelecimento do espectro de frequência característico, e em Kuks *et alii*², na investigação da coerência intra e inter-hemisférica. Ambas as técnicas serão aplicadas aos padrões eletrográficos dos estados de sono-vigília neonatais (*Low Voltage Irregular* - LVI - mistura de ondas teta e delta com ondas mais rápidas - 20 a 50 μ V; *Misto* - atividade difusa teta e delta com algum alfa e beta - 40 a 100 μ V; e *High Voltage Slow* - HVS - atividade de 0,5 a 4 Hz e 50 a 200 μ V com ondas rápidas)³ com vistas a sua caracterização no domínio da frequência.

Materiais e Métodos

Exames poligráficos de oito neonatos normais nascidos a termo foram realizados (com permissão e na presença dos pais) no Serviço de Neurofisiologia Clínica do Instituto Fernandes Figueira (SNC-IFF), até o 3º dia pós-parto, por 60 a 90 minutos no período diurno. O EEG multicanal (canais: 1=FP1-C3, 2=C4-O2, 3=C3-O1, 4=FP2-T4, 5=FP1-T3, 6=T4-O2, 7=T3-O1, 8=T4-C4, 9=C4-Cz, 10=Cz-C3, 11=C3-T3) foi digitalizado (128 Hz, filtro anti-alias de 35 Hz e definição de 12 bits), classificado por inspeção visual de especialistas e segmentado em trechos de 4 segundos de duração (denominados amostras). Uma base de dados foi então gerada, consistindo de 70 amostras de vigília - padrão LVI, 263 de sono quieto - padrão HVS e 221 de sono ativo - *Misto*.

O espectro de potência global médio foi estimado para cada amostra, pela promediação dos periodogramas de 4 trechos de 1 segundo (consecutivos e sem superposição) dos 11 canais de EEG⁴ e a coerência inter-hemisférica por:

$$\hat{C}(f) = \frac{\sqrt{\left(\sum_{i=1}^p \left(\operatorname{Re}[\hat{S}_{xy_i}(f)] \right)^2 + \sum_{i=1}^p \left(\operatorname{Im}[\hat{S}_{xy_i}(f)] \right)^2 \right)}}{\sqrt{\left(\sum_{i=1}^p S_{xx_i}(f) \cdot \sum_{i=1}^p S_{yy_i}(f) \right)}}$$

sendo $p = 5$ os pares de canais homólogos (3 x 2, 5 x 4, 7 x 6, 10 x 9 e 11 x 8) utilizados na estimação da densidade espectral cruzada ($S_{xy_i}(f)$) e dos auto-espectros ($S_{xx_i}(f)$ e $S_{yy_i}(f)$).

A distinção entre os padrões em termos de seus espectros e da coerência foi testada nas frequências de 1 a 24 Hz pela ANOVA (*Analysis of Variance*).

Resultados e Discussão

Na Figura 1 nota-se que a potência é maior para o padrão HVS e menor para o LVI sendo os espectros destes diferenciados visualmente até 5 Hz (também observado nos oito neonatos). O padrão Misto mostra valores intermediários entre HVS e LVI apenas em 1 e 2 Hz, praticamente se confundindo com este último para as demais frequências (em alguns neonatos esta distinção é mais evidente, indicando a variabilidade inter-individual). Estas observações concordam com os resultados da literatura¹ e a definição clínica.

Nota-se, na Figura 2, que a coerência se diferencia mais entre os 3 padrões que a potência (principalmente de 1 a 7 e de 19 a 24 Hz), sendo maior (exceto aos 11 Hz) para a vigília-LVI. O sono ativo-Misto apresenta valores maiores que o sono quieto-HVS (de 1 a 7 e de 17 a 24 Hz) concordando com os achados de Kuks *et alii*², que aponta ser este comportamento durante o sono ativo provavelmente causado pela atividade inter-hemisférica de centros subcorticais, os quais estão desativados durante o sono quieto. No entanto, esta observação não é válida para todos os pacientes, variando as faixas de frequências e valores, indicando uma alta variabilidade inter- e intra-individual.

O teste ANOVA apontou entretanto que os componentes de potência se distinguem mais fortemente entre os padrões EEG do que a coerência, principalmente para a banda delta (1 a 4 Hz), reduzindo-se gradativamente para as bandas teta (4 a 8 Hz), alfa (8 a 12 Hz) e beta1 (12 a 15 Hz). A coerência, devido a elevada variabilidade inter- e intra-individual, mostrou diferenças significativas ($p < 0,1\%$)

entre os padrões apenas nas altas frequências (> 20 Hz) e em 4 Hz.

Conclusões

Diferenças significativas ($p < 0,1\%$) foram encontradas entre LVI, HVS e Misto, principalmente nas baixas e médias frequências da potência do EEG (1 a 8 e 8 a 15 Hz). Estes resultados sugerem a possibilidade da utilização destas faixas no desenvolvimento de um classificador destes padrões.

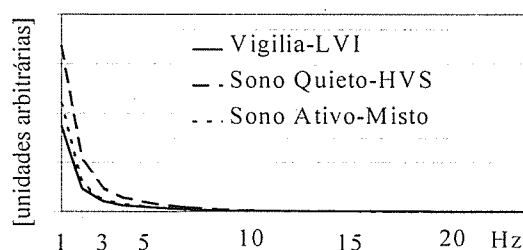


Figura 1.: Média do espectro de potência dos oito neonatos para cada estado de sono.

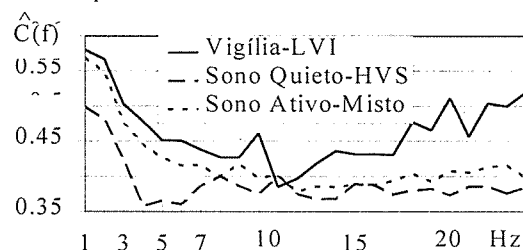


Figura 2.: Média da função de coerência dos oito neonatos para cada estado de sono.

Referências

- GIAQUINTO, S.; MARCIANO, F.; MONOD, N.; NOLFE, G. "Applications of statistical equivalence to newborn EEG recordings". *Electroenceph. Clin. Neuroph.*, v. 42, n. 3, p. 406-413, 1977.
- KUKS, J. B. M., VOS, J. E., O'BRIEN, M. J. "EEG coherence functions for normal newborns in relation to their sleep state". *Electroenceph. Clin. Neuroph.*, v. 69, n. 4, p. 295-302, 1988.
- STOCKARD-POPE, J. E., WERNER, S. S., BICKFORD, R. G., CURRAN, J. S. *Atlas of Neonatal Electroencephalography*. New York, Raven Press, Second Edition, 1992.
- GALHANONE, P. R., INFANTOSI, A. C. F., SIMPSON, D. M. "Classificação de padrões eletro-encefalográficos de estados do ciclo sono-vigília neonatal". *RBE/Cad. Eng. Biomédica*, Número Especial EB na América Latina (aceito), 1996.

Agradecimentos

Ao CNPq e CAPES, pelo apoio financeiro.

Estudo comparativo entre a Coerência Parcial e a Derivação da Fonte no EEG

Antonio Mauricio F.L.M.de Sá¹; David M. Simpson² e Antonio Fernando C. Infantesi²

¹Depto. de Eletricidade - FUNREI
²Prog. de Engenharia Biomédica - COPPE/UFRJ
CP 68510 - CEP21945-910 Rio de Janeiro
E-mail: antoniom@omega.lncc.br

Resumo - Tanto a correlação/coerência após a Derivação da Fonte (DF) quanto a Coerência Parcial (CP) têm sido empregadas na quantificação da similaridade entre dois sinais EEG de regiões cerebrais distintas, após remoção da contribuição de regiões vizinhas. Apesar de poderem ser aplicadas para fins semelhantes, estas técnicas diferem conceitualmente, podendo levar a resultados diferentes. Este trabalho objetiva mostrar algumas das diferenças destas técnicas na análise do EEG.

Abstract - Both correlation/coherence after Source Derivation (DF) and Partial Coherence (CP) have been used in quantifying the similarity between EEG signals from two cerebral sites after removal of the contribution from neighbouring regions. Although they may be applied for the same purpose, these techniques differ conceptually, which may lead to differing results. This work aims at showing differences between these techniques in EEG analysis.

Introdução

A Derivação da Fonte (DF), técnica proposta por Hjorth¹ para estimar a componente ortogonal da atividade elétrica cortical, reduz a contribuição de regiões adjacentes. Implementada por diferenças finitas, a DF estima o Laplaciano do potencial elétrico como uma derivação média local, onde a atividade comum presente em eletrodos vizinhos é reduzida. Por outro lado, a Coerência Parcial (CP) é a coerência simples entre dois eletrodos após a remoção, por mínimos quadrados, das contribuições oriundas de outras regiões cerebrais.

Conceitualmente, estas técnicas parecem ser adequadas ao estudo de interligações corticais, pois atenuam o efeito de outras fontes^{2,3}. Enquanto a DF se baseia na teoria eletromagnética, a CP é fundamentada na estatística, sem bases físicas ou fisiológicas. No presente trabalho, a DF e a CP aplicadas a sinais EEG são investigadas.

Metodologia

Sinais EEG (16 canais, mono-referencial,) de três adultos normais em repouso foram digitalizados e a coerência simples calculada para os eletrodos C₃-P₃ antes e após DF. A coerência parcial foi também estimada incluindo o conjunto completo dos 16 canais e apenas os 8 envolvidos no cálculo da DF.

Resultados

Como pode ser notado na Figura 1, a coerência após DF sofre redução, enfatizando,

contudo, a atividade na banda alfa (resultado esperado pelo protocolo experimental). A coerência parcial, em contraste, apresenta valores muito baixos para frequências superiores a 5 Hz.

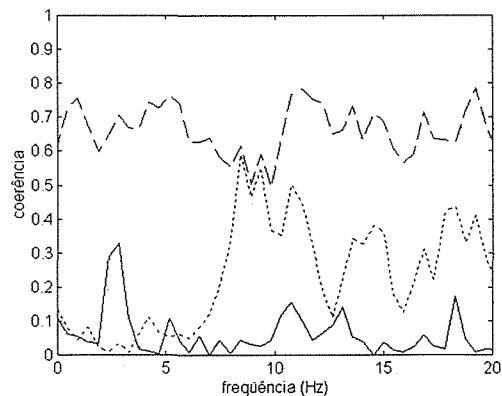


Figura 1 - Coerência simples entre C₃ e P₃ antes (linha tracejada) e após DF (linha pontilhada) e CP (linha contínua) com 16 canais. Coerência calculada com 41 janelas (Hanning, superposição de 50%) de 256 amostras.

A Figura 2 mostra que a remoção da contribuição de somente os 6 vizinhos mais próximos, envolvidos no cálculo da DF, fornece valores de CP mais elevados que na Figura 1, com pico acentuado na faixa de alfa. Resultados parecidos foram obtidos para outros trechos de sinal e outros pacientes.

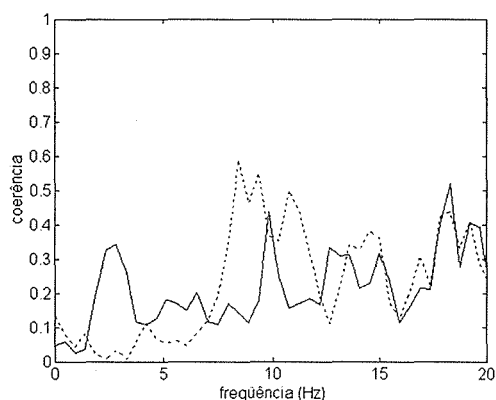


Figura 2 - Coerência simples entre C_3 e P_3 após DF (linha pontilhada) e CP removendo-se os eletrodos utilizados na DF (linha contínua).

Discussão e Conclusão

A aplicação da coerência simples após DF e da CP visa a melhoria da estimativa do grau de conexão fisiológica entre duas regiões cerebrais. A tendenciosidade, introduzida por fontes em outras regiões que se espalham para a região de interesse, pode ser reduzida por estas técnicas. Assim, a redução da coerência simples após DF ou da CP pode ser explicada pela remoção da contribuição de sinais provenientes de outras regiões que se espalhavam para ambos os eletrodos em análise. Por outro lado, a retirada de componentes que só se espalhavam para um destes dois eletrodos pode levar a um aumento da coerência.

Na CP, a parte dos sinais explicada (com modelo linear) pela atividade de sua vizinhança é retirada. Contudo, como a causalidade não é levada em conta neste processo, a parte explicada pode ser justamente o sinal de interesse. Com isto, sua retirada poderia dar a falsa impressão de não haver conexão fisiológica. Quanto mais forte o espalhamento para toda a vizinhança, maior a redução na CP. Simulações com sinais aleatórios confirmaram esta observação. Quando somente os vizinhos imediatos são incluídos na CP, há evidentemente uma redução da componente explicada, levando a valores de coerência mais altos, como mostram as Figuras 1 e 2. Baixos

valores de CP podem indicar tanto fraca ligação (linear) entre os dois eletrodos quanto forte espalhamento para toda a vizinhança. O nível de atividade própria das regiões vizinhas é outro fator que afeta a CP.

Concluindo, há diferenças fundamentais entre a coerência simples após DF e a CP. A DF visa compensar o espalhamento físico, enquanto na CP a contribuição de qualquer relação linear entre os sinais de diversas regiões cerebrais é removida. Assim, pode-se eliminar a atividade subjacente ao próprio eletrodo de interesse. Por outro lado, na utilização da DF não se pode garantir se os pesos do operador Laplaciano são adequados, o que pode acarretar inversões artificiais de fase⁴. Assim, os resultados de ambas as abordagens devem ser interpretados com a necessária precaução, pois erros podem ser introduzidos pela própria aplicação das técnicas.

Referências

- ¹ HJORTH, H. An On-Line Transformation of EEG Scalp Potentials in to Orthogonal Source Derivations. *Electroenc. Clin. Neurophysiol.*, v.39, p. 526-530, 1975.
- ² MIRANDA DE SÁ, A.M.F.L. *Estudos para a Análise intra e inter-Hemisférica da Atividade Elétrica Cerebral Utilizando Derivação da Fonte*. Tese de Mestrado, Programa de Engenharia Biomédica, COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, 1992.
- ³ FRANSZCZUK, P.J.; BLINOWSKA, K.J.; KOWALCZYK, M. The Application of Parametric Multichannel Spectral Estimates in the Study of Electrical Brain Activity. *Biol. Cybern.*, v. 51, p.239-247, 1985.
- ⁴ COSTA, M.H. *Avaliação da Técnica de Derivação da Fonte na Localização de Atividade Elétrica Cerebral Focal*. Tese de Mestrado, Programa de Engenharia Biomédica, COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, 1994.

Agradecimentos

Ao CNPq pelo apoio financeiro.

Análise de Discriminante de Padrões Eletrográficos do Ciclo Sono-vigília Neonatal

Paulo R. Galhanone¹; Antonio Fernando C. Infantsi¹; David M. Simpson¹

¹ Programa de Engenharia Biomédica - COPPE/UFRJ
Caixa Postal 68510 - 21945-970 - Rio de Janeiro (RJ) - E-mail: afci@serv.peb.ufrj.br

Resumo - Trinta componentes espectrais (selecionados da coerência e da potência) e a potência agrupada em seis bandas foram submetidos à Análise Discriminante para distinção entre os padrões *Low Voltage Irregular*, *High Voltage Slow* e Misto das fases de sono-vigília neonatais. Para o segundo conjunto de variáveis obteve-se classificação correta global de 69,7%, resultado próximo ao reportado na literatura - 68% - para fases de sono de adultos.

Abstract - Thirty spectral components (chosen from coherence and power-spectrum) and then the power in six selected bands were submitted to Discriminant Analysis for the distinction of the neonatal EEG patterns of *High Voltage Slow*, *Low Voltage Irregular* and *Mixed*. For the second set of variables, 69.7% correct classification was obtained, which is close to that reported in the literature for adult sleep stages.

Introdução

No diagnóstico e prognóstico de diversas patologias neonatais, padrões do EEG (tais como: *Low Voltage Irregular* - LVI; Misto; e *High Voltage Slow* - HVS)¹ associados às fases de sono-vigília, vem sendo empregados na prática clínica. No estudo do espectro de potência e da coerência inter-hemisférica Galhanone *et alii*¹, indicam os componentes espectrais de potência até 15 Hz, como diferenciando-se mais significativamente entre estes padrões. Entretanto, para a classificação automática, torna-se necessário investigar o poder de distinção do conjunto de parâmetros espectrais que melhor caracterizam os estados de sono-vigília. Para tal, a MANOVA (*Multiple Analysis of Variance*) e a Análise Discriminante (AD) serão utilizadas.

Materiais e Métodos

Conforme Galhanone *et alii*¹ foram selecionados, por inspeção visual dos exames poligráficos de oito neonatos normais, 70 segmentos de 4 segundos (amostras) de vigília-LVI, 263 de sono quieto-HVS e 221 de sono ativo-Misto. O espectro de potência global do EEG e a

coerência inter-hemisférica foram estimados, para cada amostra, com 24 componentes (1 a 24 Hz). Destes foram selecionados, a partir da ANOVA (*Analysis of Variance*), 30 variáveis (24 componentes da potência e a coerência em 4 e de 20 a 24 Hz) para aplicação da análise multivariada.

A MANOVA³ foi então utilizada para teste da existência de diferenças significativas entre os padrões baseado na comparação da relação entre a variância intra e inter-grupos com os valores tabelados da distribuição *F*. Para a AD foram utilizadas as funções discriminantes lineares de Fisher que atribuem às variáveis coeficientes resultantes da maximização da relação entre a variabilidade inter-grupos e a total³. As amostras foram divididas aleatoriamente em conjunto de treinamento (2/3) e de avaliação (1/3), para estimação dos centróides dos grupos e verificação do desempenho do classificador, respectivamente. Cada amostra do conjunto de avaliação foi classificada através da mínima Distância Euclidiana (distância quadrática entre a amostra e os centróides).

Os componentes de potência foram também agrupados em seis bandas, (delta1 - 1-2Hz; delta2 - 2-4Hz; teta - 4-8Hz; alfa - 8-12Hz; beta1 - 12-16Hz e beta2 - 16-24Hz), sendo a este novo conjunto

aplicadas a MANOVA, a AD e o procedimento de classificação.

Resultados e Discussão

Os resultados da MANOVA para ambos os conjuntos das 30 variáveis e das seis bandas, indicam diferença estatisticamente significativa entre os padrões ($p < 0,1\%$).

Nota-se na Figura 1 que as amostras dos padrões LVI e HVS estão geralmente localizadas em regiões distintas no espaço discriminante ao contrário das do Misto que invadem estas regiões. Tal observação já era esperada, seja pela própria definição do padrão Misto, seja pelo indicado na análise espectral por Galhanone *et alii*¹.

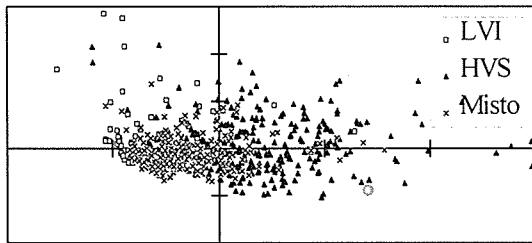


Figura 1: Espalhamento das amostras dos três padrões no espaço discriminante ($1^a \times 2^a$ função discriminante) calculado sobre as 30 variáveis.

A aplicação da AD às 30 variáveis resulta numa melhor classificação (avaliada pela sensibilidade e especificidade) para LVI e HVS (Tabela I) do que o Misto, concordando com o observado na Figura 1.

Tabela I: Resultados da classificação baseada nas 30 variáveis (conjunto de avaliação).

clínicos		AD				
padrão	amostras	LVI	HVS	Misto	especif.	sensib.
LVI	32	23	1	8	86,2%	71,9%
HVS	104	9	70	25	86,3%	67,3%
Misto	85	17	15	53	75,7%	62,4%

Tabela II: Resultados da classificação baseada nas seis bandas (conjunto de avaliação).

clínicos		AD				
padrão	amostras	LVI	HVS	Misto	especif.	sensib.
LVI	32	27	1	4	82,5%	84,4%
HVS	104	17	69	18	89,7%	66,4%
Misto	85	16	11	58	83,8%	68,2%

Neste caso observa-se um percentual do total de acertos para todos os padrões (classificação correta global) de 66,1%.

Para a AD aplicada às seis bandas (Tabela II) ocorre uma melhoria na classificação do padrão Misto e na sensibilidade do LVI, obtendo-se classificação correta global de 69,7%.

Conclusões

A utilização das componentes de potência agrupadas em seis bandas, além de simplificar e agilizar os cálculos envolvidos na AD, conduz a resultados semelhantes aos obtidos com as 30 variáveis. A classificação correta global de 69,7% é próxima da reportada por Larsen & Walter² (68%) na distinção das fases do sono de adultos, indicando ser o método adotado promissor, em particular ao se considerar que em adultos os padrões eletrográficos são melhor definidos que em neonatos. Finalmente, deve-se salientar a necessidade da investigação da melhoria de classificação com a inclusão de outros sinais fisiológicos (EMG, ECG e ventilação) na Análise Discriminante, similarmente ao procedimento adotado pelos especialistas clínicos.

Referências

- 1 GALHANONE, P. R., INFANTOSI, A. C. F., SIMPSON, D. M. Análise espectral do EEG neonatal. Anais do III FNCTS - XV Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica, (aceito)- Campos do Jordão, 13-17 Out., 1996.
- 2 LARSEN, L. E., WALTER, D. O. On automatic methods of sleep staging by EEG spectra. *Electroenceph. Clin. Neuroph.*, v. 28, n. 4, p. 459-467, 1970.
- 3 JOHNSON, R. A., WICHERN, D. W. *Applied Multivariate Statistical Analysis*, New Jersey: Prentice-Hall International, 2nd Edition, 1988.

Agradecimentos

Ao CNPq e CAPES, pelo apoio financeiro, e ao Serviço de Neurofisiologia Clínica do Instituto Fernandes Figueira - FIOCRUZ na aquisição e interpretação de sinais EEG de neonatos.

Modelagem AR de Sinais EEG Multicanal Usando o TMS320C30

J. F. Carneiro Jr.; M. Cagy; D. M. Simpson; A. F. C. Infantosi

Programa de Engenharia Biomédica - UFRJ

Cx. Postal: 68510 - CEP: 21945-970 - Rio de Janeiro - RJ

e-mail: afci@serv.peb.ufrj.br

Resumo - Uma placa processadora digital de sinais (DSP), com o TMS320C30, em conjunto com um PC foi empregada na modelagem autoregressiva (AR) de sinais EEG. O sistema PC-DSP mostrou-se capaz de realizar a análise espectral destes sinais com tempo de processamento compatível com monitoração em tempo real do espectro de 16 canais EEG.

Abstract - A DSP card for a PC, containing the TMS320C30 processor, was used in autoregressive modelling of EEG signals. The PC-DSP system proved to be able to carry out spectral estimates within a time-period compatible with real time spectral analysis of 16 channel EEGs.

Introdução

A análise quantitativa de sinais EEG tem sido utilizada na identificação e extração de parâmetros, oferecendo vantagens em relação à análise qualitativa (subjetiva). Dentre as inúmeras técnicas, destaca-se a análise espectral, aplicada não só ao EEG experimental mas também ao clínico. Na análise no domínio da frequência, métodos não-paramétricos, destacando-se a FFT (Transformada Rápida de Fourier), ou paramétricos, como a modelagem AR (Auto-Regressiva), têm sido empregados^{1,2}. Comparativamente, este último implica em melhor resolução espectral para segmentos curtos de sinal com um número reduzido de parâmetros determinando o espectro do sinal. Estes parâmetros podem também ser usados diretamente na análise estatística dos sinais².

Entretanto, o modelo AR demanda maior tempo de processamento em PC, limitação esta que poderia ser solucionada com o uso de um processador numérico eficiente (DSP – Digital Signal Processor) quando se deseja a monitoração em tempo real³ – i. e., durante cirurgia e anestesia, onde alterações devem ser detectadas precocemente (permitindo ação imediata), de modo a evitar danos ao tecido cerebral⁴.

Materiais e Métodos

Entre as técnicas mais usuais de estimação dos parâmetros AR, métodos de Yule-Walker e de Burg, foi escolhida esta última por resultar em melhor resolução espectral. Baseado em estudos anteriores¹, foram utilizadas as ordens 10 e 40 para a modelagem do EEG, amostrado a 128 Hz, de 5 adultos jovens, normais, em repouso e de olhos fechados.

O sistema PC-DSP – microcomputador 486DX2-66 e DSP TMS320C30 (LOUGHBOROUGH SOUND IMAGES LTD., Inglaterra), com ciclo de instrução de 60 ns e números de ponto flutuante de 32 bits – foi utilizado para a implementação da modelagem AR, sendo os parâmetros e a densidade espectral de potência calculados via DSP.

As principais características do TMS utilizadas na implementação destes algoritmos foram: *vias de programa e de dados separadas* (permite acesso simultâneo às memórias correspondentes); *endereçamento circular* (possibilita a construção de uma tabela de senos de fácil acesso pelo programa de estimação do espectro); *multiplicador interno* (permite instruções tipo multiplique-acumule, em apenas um ciclo de instrução); *"loops" de gasto zero*

(não necessitam de contador interno de controle).

Resultados e Discussão

A densidade espectral de potência estimada pelo DSP foi comparada com os resultados de um programa escrito em Pascal para o PC, resultando em máximo do valor absoluto do erro percentual de 0,06% na banda alfa (8 a 13 Hz), ritmo dominante decorrente do protocolo experimental.

Da Tabela 1a, nota-se que, ao se quadruplicar o número de amostras do sinal (n) ou a ordem do modelo (m), o tempo para cálculo dos parâmetros cresce na mesma proporção, enquanto que, na estimação espectral (Tabela 1b), para um mesmo número de pontos do espectro (n_f), o aumento da ordem implica em acréscimo no tempo, porém em menor proporção (aproximadamente 2,5).

Tabela 1 - Tempo de execução da modelagem AR de trechos de 1 (128 amostras) e 4 s, para ordens $m=10$ e 40.

a) Cálculo dos Parâmetros:

n	m	Tempo(C30)
128 (1 s)	10	3,2 ms
512 (4 s)	10	12,9 ms
128 (1 s)	40	12,1 ms
512 (4 s)	40	51,4 ms

b) Estimação do Espectro:

n_f	m	Tempo(C30)
128	10	1,8 ms
512	10	7,2 ms
128	40	4,5 ms
512	40	18,5 ms

Tomando-se o pior caso (ordem 40 para trecho de 4s), tem-se tempo de processamento de $(51,4 + 18,5)\text{ms} = 69,9\text{ms}$. Logo, para um EEG multicanal (por exemplo 16), o tempo gasto no processamento de trechos de 4s será de aproximadamente 1,12s, podendo o restante do tempo ser utilizado na realização de outras tarefas pelo sistema PC-DSP.

Conclusão

O TMS mostrou-se capaz de executar a modelagem AR de sinais EEG com erro percentual desprezível e tempo de processamento substancialmente inferior a duração do sinal, indicando ser adequado à análise espectral "on-line". Mesmo com sinais EEG multicanal, este objetivo é alcançado, permitindo que o sistema PC-DSP possa realizar outras tarefas, tais como executar rotinas de serviço de interrupção, transferência interna de dados, apresentação gráfica e, em particular, o cálculo de parâmetros espectrais (potência na banda alfa, frequência de pico na banda alfa etc.), de interesse na monitoração em tempo real.

Referências

- 1 BOKEHI, J. R., SIMPSON, D. M., e INFANTOSI, A.F.C. "Análise Espectral de Sinais EEG Utilizando Modelagem Auto-Regressiva". *Rev. Bras. Eng., Cad. Eng. Biomédica*, v. 9, n. 2, p. 05-22, 1993.
- 2 KAY, S. M., e MARPLE, S. L., JR. "Spectrum Analysis – a Modern Perspective". *Proceedings of the IEEE*, v. 69, n. 11, p. 1380-1419, 1981.
- 3 SCHLINDWEIN, F. S., e EVANS, D. H. "Processadores de Sinais Digitais-Descrição de um Laboratório de Processamento de Sinais Equipado com DSPs para Aplicações em Engenharia Biomédica". *Rev. Bras. Eng., Cad. Eng. Biomédica*, v. 7, n. 1, p. 79-85, 1990.
- 4 PRONK, R. A. F. "Peri-Operative Monitoring, in Computer Applications of Computer Analysis of EEG and other Neurophysiological Signals". In: *Handbook of Electroencephalography and Clinical Neuro-physiology*, Eds.: F.H. Lopes da Silva, W.S.van Leeuwen and A. Rémond, Amsterdam: Elsevier Sci. Publ., v. 2, p. 67-91, 1986.

Agradecimentos

Ao CEPG/UFRJ e CNPq pelo apoio financeiro.

Identificação Objetiva no Domínio da Frequência de Resposta à Fotoestimulação Repetitiva

Eloane G. Ramos, Renato T. Leite, Flávio C. Coelho,
David M. Simpson, A. Fernando C. Infantosi

Programa de Engenharia Biomédica, Universidade Federal do Rio de Janeiro, COPPE/UFRJ,
P.O.Box 68510, 21945-970, Rio de Janeiro, Brasil. E-mail: david@serv.peb.ufrj.br

Resumo - Visando a detecção de mudanças no EEG em resposta a estimulação visual através de métodos estatísticos, três técnicas baseadas na transformada discreta de Fourier são descritas. Estas são avaliadas em simulações e aplicadas a trechos de EEG de adultos normais sob fotoestimulação repetitiva, demonstrando a sua potencialidade.

Abstract - With a view to the detection of changes in the EEG in response to visual stimulation, three statistical techniques, based on the Discrete Fourier Transform, are described. These are then evaluated through simulations and applied to EEG segments of normal adults under repetitive photostimulation with encouraging results.

Introdução

A fotoestimulação repetitiva (FER) com flash é um dos procedimentos de rotina no exame de pacientes com suspeita de epilepsia fotosensível. Em muitos casos (normais e não) pode-se observar ritmos no EEG sincronizados com a frequência do flash, fenômeno denominado recrutamento. A FER é também usada para coleta de potenciais evocados visuais. Técnicas quantitativas têm sido desenvolvidas com vistas a reduzir a componente subjetiva na interpretação destes potenciais e a identificar respostas à estimulação em tempo reduzido, conforme desejado na monitoração de pacientes durante cirurgias que possam afetar o sistema visual. Neste trabalho, três técnicas no domínio da frequência são investigadas com este fim.

Bases teóricas

O Teste F Espectral (SFT)¹ compara diretamente espectros de potência antes (x) e durante (y) FER. Segundo a hipótese nula (ausência de recrutamento),

$$F_{n,m}[f] = \tilde{P}_{xx}[f] / \tilde{P}_{yy}[f] \quad (1)$$

onde $F_{n,m}[f]$ segue a distribuição F com graus de liberdade $n = 2 \times M_x$ e $m = 2 \times M_y$, sendo M_x o número de janelas usadas na estimação espectral, f a frequência e $\tilde{P}_{..}$ o espectro de potência.

A Medida de Sincronia dos Componentes (CSM)² testa a sincronia entre as fases dos componentes das M Transformadas Discretas de Fourier (DFT), obtidos a partir de segmentos de sinal consecutivos durante a estimulação:

$$CSM[f] = \left[\frac{1}{M} \sum_{i=1}^M \cos \Phi_i[f] \right]^2 + \left[\frac{1}{M} \sum_{i=1}^M \sin \Phi_i[f] \right]^2 \quad (2)$$

onde $\Phi_i[f]$ é a fase de componentes de Fourier de um segmento i de dados. Na presença de resposta ao estímulo, há sincronização de fase nos segmentos. Sob a hipótese nula: $CSM \approx \chi^2_{2M} / 2M$.

A Magnitude Quadrada da Coerência (MSC)² baseia-se na coerência entre o EEG e um trem de pulsos representando os estímulos:

$$MSC[f] = \frac{\left| \frac{1}{M} \sum_{i=1}^M X_i[f] \right|^2}{\frac{1}{M} \sum_{i=1}^M |X_i[f]|^2} = \frac{\left| \sum_{i=1}^M X_i[f] \right|^2}{M \sum_{i=1}^M |X_i[f]|^2} \quad (3)$$

onde $X_i(f)$ é o componente da DFT do i -ésimo segmento de dados, na frequência f . Tanto a CSM quanto a MSC variam entre 0 e 1. Sob hipótese nula, a MSC pode ser representada³ pela distribuição F:

$$F_{2,2M-2} = (M-1) \left(\frac{MSC[f]}{1-MSC[f]} \right) \quad (4)$$

As estatísticas destes testes foram confirmadas através de simulações Monte Carlo. No caso de sinais simulados com filtragem passa-baixas, implicando em segmentos correlacionados, houve discrepância entre os resultados da simulação e os valores teóricos, sendo estes porém pequenos.

O desempenho dos três testes foi comparado através de simulações com ruído branco Gaussiano com trem de pulsos aditivo. Os resultados obtidos demonstraram claramente que a CSM e a MSC são mais eficazes na identificação de pulsos aditivos que o SFT.

Aplicação das técnicas ao EEG

Os testes MSC, CSM e SFT foram aplicados a sinais de EEG de 4 adultos normais com idades entre 20 e 25 anos, submetidos a FER nas frequências de 7 e 11 Hz. Os sinais foram obtidos das derivações O1 ou O2 (referência lóbulos auriculares ipsilaterais). Para cada frequência, foi adquirido um trecho de aproximadamente 1 minuto sem estimulação, imediatamente seguido de 1 minuto com estimulação. Os sinais de EEG foram filtrados (passa-baixas em 35 Hz) e amostrados a 128 Hz. De cada sinal (antes e durante estimulação) foram utilizados 50 segundos, divididos em 5 trechos de 10 segundos. Assim, foram analisados 20 trechos (5 para cada caso) em cada frequência. Os três testes foram aplicados utilizando a DFT com janelas retangulares de 128 pontos.

Um exemplo do resultado do teste MSC para um trecho de 10 segundos do EEG e estimulação a 7 Hz é mostrado na figura 1, a qual indica ocorrência de recrutamento na frequência de estimulação e harmônicos, porque a MSC encontra-se acima do valor crítico ($p < 5\%$, $MSC > 0,2995$). A figura 2 mostra o desempenho deste teste para 20 trechos e estimulação em 7 e 11 Hz.

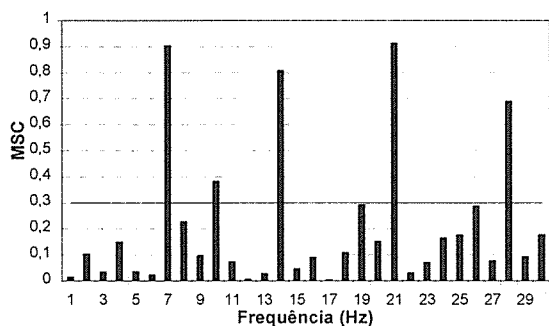


Figura 1 - Teste MSC com fotoestimulação em 7Hz (10 segundos no caso CAA). O valor crítico é de 0,2995.

Nas frequências fundamentais e nos harmônicos, a detecção de recrutamento foi equivalente, como pode-se observar na figura 2 com a MSC. Tanto MSC quanto CSM evidenciam o recrutamento à fotoestimulação nas frequências aqui utilizadas, apresentando resultados muito parecidos, porém melhores que os do SFT. Este último indica recrutamento com eficiência equivalente ao dos dois outros testes, porém com maior número de falsos positivos (F acima do valor crítico em frequências não relacionadas com a estimulação).

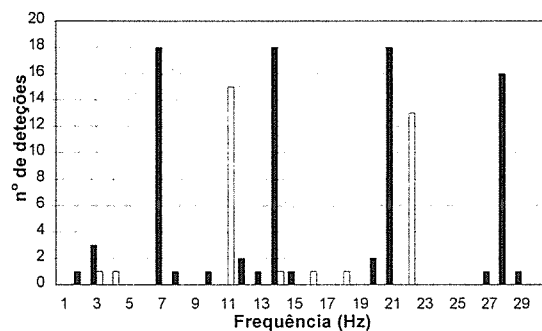


Figura 2 - Número de trechos (total de 20) cujo recrutamento foi identificado pela MSC para estimulação em 7 Hz (barras escuras) e 11 Hz (barras claras).

Conclusão

Os resultados indicam a capacidade dos testes em identificar o foto-recrutamento em trechos de 10 segundos. Os testes baseados em fase se mostraram mais eficientes, tanto na simulação quanto nos sinais EEG, confirmando a importância da fase na análise de potenciais evocados. Em conclusão, estas técnicas se mostraram promissoras na identificação objetiva de respostas à fotoestimulação repetitiva.

Referências

- COELHO, F.C. 1995; "Análise de Sinais EEG com Fotoestimulação Utilizando Metodologias de Análise Espectral"; *M.Sc. Thesis*, Programa de Engenharia Biomédica, COPPE, UFRJ.
- AOYAGI, M.; FUSE, T.; SUZUKI, T.; KIM, Y.; KOIKE, Y. 1993; "An Application of Phase Spectral Analysis to Amplitude-Modulation Following Response"; *Acta Otolaryngol* (Stockh); v. 504, p 82-88.
- VICTOR, J.D.; MAST, J. 1991; "A new statistic for steady-state evoked potentials"; *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, v. 78, p. 378-388.

Agradecimentos

Ao CNPq e CAPES pelo apoio financeiro e ao Instituto Fernandes Figueira pelos sinais utilizados.

Análise de sinais estabilométricos de mulheres gestantes através da potência em bandas de frequência

Liliam Fernandes de Oliveira^{1,2}, David Martin Simpson¹, Jurandir Nadal¹

¹ Prog. Eng. Biomédica, COPPE/UFRJ, C.P. 68510, 21945-970 Rio de Janeiro. *E-mail*: jn@serv.peb.ufrj.br

² Escola de Educação Física e Desportos/UFRJ, Rio de Janeiro

Resumo - Alterações posturais são evidentes durante o período gestacional e mudanças no equilíbrio são esperadas. Neste trabalho, é analisado o equilíbrio corporal na postura de pé, através da análise espectral de sinais estabilométricos. A potência relativa em bandas de frequência na faixa de 0 a 2 Hz é comparada em 20 mulheres gestantes durante cada trimestre da gestação.

Abstract - During pregnancy, alterations in posture are evident and changes in body sway might be expected. In the present work, body balance in the upright position is analysed through spectral analysis of stabilometric signals. The relative power in frequency bands covering 0 to 2Hz is compared in 20 pregnant normal women during each trimester of the pregnancy.

Introdução

A estabilometria é um método de avaliação do equilíbrio do corpo através da quantificação das oscilações posturais representadas pelo deslocamento do centro de pressão dos pés enquanto o indivíduo permanece de pé sobre uma plataforma de força. Para análise das componentes espectrais do sinal, alguns autores sugerem a análise da potência por bandas de frequência, no intervalo de 0 a 2 Hz¹⁻⁴. São utilizados valores de potência em termos percentuais e o número de bandas é definido de forma arbitrária. É sabido que o processo gestacional impõe à mulher alterações físicas que influenciam na biomecânica da postura⁵. Este trabalho tem por objetivo analisar sinais estabilométricos de mulheres durante o período gestacional, utilizando a potência relativa em quatro bandas de frequência entre 0 e 2 Hz.

Metodologia

Vinte mulheres gestantes com idade de $28,7 \pm 6,2$ anos (média \pm desvio padrão) realizaram o exame

estabilométrico uma vez a cada trimestre do período gestacional (G1, G2 e G3). A instrumentação utilizada foi uma plataforma de força, que consiste em uma chapa de duralumínio apoiada em tres transdutores de força na forma de um triângulo equilátero⁶. O protocolo experimental consistiu de 4 exames: pés em afastamento normal (a critério do indivíduo) com olhos abertos (AN) e fechados (FN), e pés unidos com olhos abertos (AM) e fechados (FM). Em cada exame foi gravado o deslocamento na direção lateral (x) e antero-posterior (y) durante 30 segundos, com frequência de amostragem de 50 Hz.

Para estimação da densidade de potência espectral do sinal estabilométrico, foi aplicado o método auto-regressivo, por atender aos requisitos de alta resolução espectral, permitindo a detecção de baixas frequências, em série temporal curta. O sinal foi sub-amostrado em 10 Hz, e então aplicado o método de Burg, ordem 100⁴. Após análise inicial da potência em faixas de 0,1 Hz, foram definidas quatro bandas de frequência: B0/1 - de 0 a 0,1 Hz, B1/2 - de 0,1 a 0,2 Hz, B3/5 - de 0,3 a 0,5 Hz e

B6/20 - de 0,5 a 2 Hz. Os valores de potência foram expressos em termos relativos à potência total (0 a 2 Hz).

Para a análise estatística, foi aplicado o teste ANOVA com medidas repetidas, entre os trimestres G1, G2 e G3, dos valores relativos de potência em cada banda, nas direções x e y, em cada exame. Os valores foram transformados em 'rank' e os níveis de significância considerados foram de 5 e 10 %.

Resultados

O teste estatístico revelou que os exames FN e AM apresentaram diferenças significativas de G1 para G2 e G3, como apresentado na tabela 1. Não houve diferença significativa entre os percentuais de G2 para G3, nem nos exames AN e FM (resultados não apresentados).

Tabela 1 - Resultados da ANOVA para a variável percentual de potência por banda de frequência. Os símbolos ### e ### indicam a direção da diferença ($p < 0,1$), * significa $p < 0,05$. DIR: direção e E:exame.

H0	DIR	E	B0/1	B1/2	B3/5	B6/20
G1	x	FN	0,227	0,290	0,567	0,028* ###
	=	AM	0,004* ###	0,081 ###	0,108	0,385
G2	y	FN	0,391	0,772	0,444	0,453
	=	AM	0,081 ###	0,036* ###	0,149	0,391
G1	x	FN	0,185	0,051 ###	0,610	0,049* ###
	=	AM	0,010* ###	0,011* ###	0,081 ###	0,011* ###
G3	y	FN	0,932	0,865	0,474	0,706

Characteristics of Postural Sway Behaviour. *Eur. J. Appl. Physiol.*, v. 49, p. 169-177, 1982.

³ YONEDA, S., TOKUMASU, K. Frequency Analysis of Body Sway in the Upright Posture. *Acta Otolaryngol. (Stockh)*, v. 102, p. 87-92, 1986.

⁴ OLIVEIRA, L.F., SIMPSON, D.M., NADAL, J. Autoregressive Spectral Analysis of Stabilometric Signals. *Proc. 16th Annual Internat. Conf. IEEE Eng. in Med. and Biol. Soc.*, publicado em CD-ROM, 2 pag. S/N, Baltimore, USA, 1994.

⁵ REZENDE, J. *Obstetricia*, Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1992.

	AM	0,171	0,017* ###	0,900	0,891
--	----	-------	---------------	-------	-------

Discussão e Conclusão

A tabela mostra uma diminuição da potência relativa no exame AM na banda B0/1, com aumento na banda B1/2 durante a gravidez. Os resultados nas bandas B3/5 e B6/20 foram menos consistentes e com poucas alterações. Com o aumento do volume abdominal, alterações nas baixas frequências poderiam ser esperadas, especialmente nos testes com base unida. É interessante notar, porém, que há diminuição relativa em AM na banda B0/1, embora mantendo ainda a maior fração de potência.

Na condição FN e na direção x, houve diminuição de G1 para G2 e G3. Note-se que mudanças significativas somente são observadas nos testes AM e FN, correspondentes as condições experimentais intermediárias em termos de dificuldade, entre as quatro avaliadas.

A análise de potência relativa, evidentemente, não informa sobre mudanças na magnitude das oscilações, que seriam mais relevantes em termos de possíveis alterações de equilíbrio e postura durante a gravidez. Para analisar tais mudanças, seria necessário considerar a potência absoluta⁷.

Referências

¹ PRIETO, T.E., MYKLEBUST, J.B., MYKLEBUST, B.M. Postural Steadiness and Ankle Compliance in the Elderly. *IEEE Eng. in Med. and Biol.*, v. 11, n. 4, p. 25-27, 1992.

² SOAMES, R.W., ATHA, J. The Spectral

⁶ OLIVEIRA, L.F., SCHILINDWEIN, F.S., D'ANGELO, M.D., OLIVEIRA, C.G. Sistema Estabilométrico para Avaliação do Equilíbrio Postural. *Anais do I Forum Nac. Ciência Tecnol. Saúde*. Caxambu, p. 107-110, 1992.

⁷ OLIVEIRA, L.F., SIMPSON, D.M., NADAL, J. A Study of Postural Sway during Pregnancy through Spectral Analysis of Stabilometric Signals. submetido ao 18th Annual Internat. Conf. IEEE Eng. in Med. and Biol. Soc., Amsterdam, novembro, 1996.

Agradecimentos

Ao CNPq, pelo suporte financeiro e bolsas.

Mapas de Poincaré do EEG Neonatal e durante Foto-Estimulação Repetitiva

Patrick Silvestre Rigot-Muller¹; David Sérgio Adães de Gouvêa²; Antonio Fernando Catelli Infantosi¹;

¹ Programa de Engenharia Biomédica - COPPE/UFRJ - Caixa Postal 68510, 21945-970, Rio de Janeiro.

² Departamento de Circuitos Elétricos - Faculdade de Engenharia - Universidade Federal de Juiz de Fora - MG.

E-mail : prm@serv.peb.ufrj.br, dsergio@serv.peb.ufrj.br, afci@serv.peb.ufrj.br,

Resumo - Características de não-linearidade de sinais EEG têm sido estudadas através da Teoria de Sistemas Dinâmicos Não-Lineares visando esclarecer aspectos referentes à geração e evolução de processos. Resultados preliminares da utilização de Espaços de Estados (Mapas de Poincaré) concordam com a existência do recrutamento no EEG resultante de foto-estimulação. Por outro lado, para os padrões sono-vigília do EEG neonatal, não parece haver distinção entre os Mapas.

Abstract - Characteristics of non-linearity have been studied based on Dynamic Non-Linear Systems Theory, aiming to improve understanding of the process of signal generation and evolution. Preliminary results using State-Space (Poincaré Maps), indicate the presence of recruitment in the EEG under photo-stimulation. During different stages of sleep-wakefulness in neonates, differences in the EEG could, however, not be observed.

Introdução

A Teoria de Sistemas Dinâmicos Não-lineares tem sido utilizada para estudo de sistemas complexos, onde a não linearidade e a dependência das condições iniciais são fatores importantes na evolução do processo de geração dos sinais.

Características caóticas têm sido estudadas em sinais eletroencefalográficos (EEG) de indivíduos normais, para padrões do ciclo sono-vigília^{1,2}, e indivíduos apresentando patologias².

Neste trabalho o sinal EEG neonatal e o resultante de foto-estimulação repetitiva (FER) foram investigados utilizando-se Mapas de Poincaré.

Materiais e Métodos

Sinais EEG de registros poligráficos de neonatos normais, nascidos a termo, classificados como sono ativo (padrão Misto), sono quieto (padrão HVS) e vigília quieta (padrão LVI)³, e sinais EEG de adultos normais foto-estimulados na frequência de 5 Hz, foram obtidos no Serviço de Neurofisiologia Clínica do Instituto Fernandes Figueira (FIOCRUZ).

A metodologia utilizada baseia-se na reconstrução de um espaço de estados de um sinal $x(t)$ que pode ser realizada empregando^{1,2,4}:

$$y(n)=[x(n), x(n+k), \dots, x(n+(d-1)k)],$$

onde, n é o número de pontos do sinal, d é a dimensão de imersão e k é o atraso de fase estimado através da função de autocorrelação⁴.

Mapas de Poincaré, em 2 ou 3 dimensões, e seções realizadas sobre o objeto obtido no espaço de estado, compostas pelas interseções entre as

trajetórias e o plano de corte, podem ser utilizados para estudo das características fundamentais do processo de geração dos sinais analisados^{1,2}.

As figuras 1 e 2 mostram Mapas de Poincaré e seções paralelas ao plano XZ (para $Y=0$), onde os "pontos" e "cruzes" representam, respectivamente, a emersão e a imersão das trajetórias com relação ao plano de corte. Os eixos OX , OY , OZ estão representados pelas variáveis $x(n)$, $x(n+k_i)$ e $x(n+2 \bullet k_i)$, respectivamente, as quais caracterizam a reconstrução do atrator em um espaço de estados de 3 dimensões. As constantes k_1 , k_2 , k_3 e k_4 são os atrasos obtidos através das funções de autocorrelação. Os espaços de estados apresentam atratores obtidos para sinais de foto-estimulação, ruído Gaussiano e EEG neonatal para vigília e sono quieto. Não são apresentadas figuras para o sono ativo em virtude das suas semelhanças morfológicas com os demais sinais neonatais.

Resultados e Discussão

Observa-se, na figura 1-a, que o atrator para o EEG foto-estimulado comporta-se como um "ciclo limite" o que sugere a presença de uma organização, talvez devido à FER, em virtude das características de foto-recrutamento do processo. A figura 1-c apresenta uma nuvem de trajetórias referentes a um ruído Gaussiano, cuja morfologia difere da figura 1-a devido à variabilidade do sinal utilizado. Esses atratores diferem entre si não apenas com relação às morfologias das trajetórias dos espaços de estados, mas também devido às características das Seções de Poincaré que podem ser vistas na figura 1-b e 1-d, pois tais seções apresentam diferentes distribuições dos pontos de imersão e emersão das trajetórias.

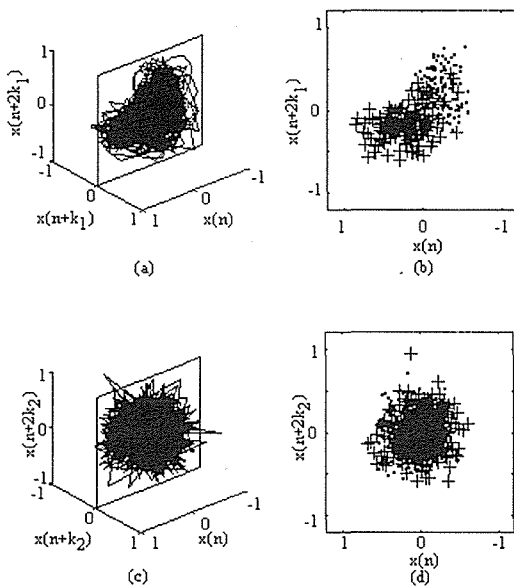


Figura 1: (a) Atrator obtido para um sinal EEG resultante da FER e (b) Seção de Poincaré para o plano de corte $x(n+k_1) = 0$. (c) Atrator obtido para ruído Gaussiano e (d) Seção de Poincaré para o plano de corte $x(n+k_2) = 0$.

A figura 2-a e 2-c mostra atratores para sinais de EEG neonatal em estado de vigília e de sono quieto, respectivamente. Tais atratores não apresentam morfologia semelhante ao sinal de foto-estimulação, e não se distinguem substancialmente do atrator obtido para ruído Gaussiano (figura 1-a e 1-c). Observa-se, entretanto, que tais atratores apresentam o comportamento das trajetórias de forma diferenciada, devido à variabilidade do ruído ser distinta das características em frequência do EEG neonatal.

Conclusão

Sinais EEG de sono e vigília estudados através de Mapas e Seções de Poincaré tem apresentado diferenças na morfologia dos atratores encontrados^{1,2}.

Os resultados para o EEG submetido à foto-estimulação repetitiva sugerem a existência de um processo de organização (foto-recrutamento), enquanto que os Mapas de Poincaré do EEG neonatal, apesar de refletirem o processo de maturação, não parecem se diferenciar entre si,

distinguindo-se porém, quanto às trajetórias, de um processo de ruído Gaussiano.

Os resultados obtidos são ainda preliminares. Estudos adicionais são necessários para a análise de possíveis padrões.

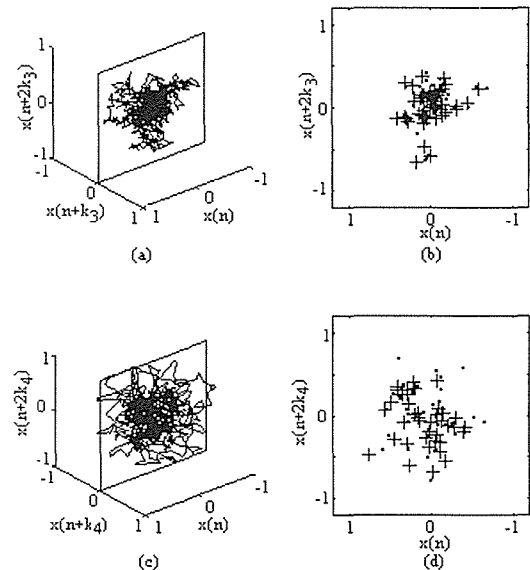


Figura 2: (a) Atrator obtido para um sinal EEG neonatal para vigília quieta e (b) Seção de Poincaré para o plano de corte $x(n+k_3) = 0$. (c) Atrator obtido para um sinal EEG neonatal para sono quieto e (d) Seção de Poincaré para o plano de corte $x(n+k_4) = 0$.

Referências

- ¹ BABLOYANTZ, A. Chaotic Dynamics in Brain Activity. In: *Chaos in Brain Function*. Ed. Erol Basar, Berlin: Springer-Verlag, p. 42-48, 1990.
- ² PRADHAN, N.; DUTT, D.N. A Nonlinear Perspective in Understanding the Neurodynamics of EEG. *Comput. Biol. Med.*, v. 23, n. 6, p. 425-442, 1993.
- ³ STOCKARD-POPE, J.E.; WERNER, S.J.; BICKFORD, R.G.: *Atlas of Neonatal Electroencephalography*. New York: Raven Press, 2^o Edition, 1992.
- ⁴ GRAF, K.E.; ELBERT, T. Dimensional Analysis of the Waking EEG. In: *Chaos in Brain Function*. Ed. Erol Basar, Berlin: Springer-Verlag, p. 135-152, 1990.

Agradecimentos

Ao CEPEG/UFRJ e ao CNPq pelo apoio financeiro.

Análise Preliminar da Dimensão Fractal do EEG Neonatal

David Sérgio Adães de Gouvêa¹; Antonio Fernando Catelli Infantosi²

¹ Departamento de Circuitos Elétricos - Faculdade de Engenharia - Universidade Federal de Juiz de Fora - MG.

² Programa de Engenharia Biomédica - COPPE/UFRJ - Caixa Postal 68510 - CEP: 21945-970, Rio de Janeiro.

¹ DSERGIO@serv.peb.ufjf.br - ² AFCI@serv.peb.ufjf.br

Resumo - A dimensão fractal de padrões do ciclo sono-vigília do EEG neonatal foi o objeto de estudo. A estimativa da dimensão baseia-se no espectro de potência destes padrões e no deslocamento de uma janela de 4 segundos. Resultados preliminares indicam dimensões fractais entre 1,0 e 1,5, com valor médio variando com o padrão do ciclo sono-vigília, sendo maior para a vigília e menor para o sono quieto.

Abstract - Fractal dimensions neonatal EEG patterns have been studied. Based on power spectra of these patterns and a 4 second window, the fractal dimensions were estimated. Preliminary results show fractal dimensions between 1.0 and 1.5, with mean value varying with the patterns of the cycle sleep-wakefulness. A greater dimension was found for wakefulness and a smaller for quiet sleep.

Introdução

Sinais eletroencefalográficos (EEG) de indivíduos normais ou apresentando patologias, tem sido estudados através da Teoria de Sistemas Dinâmicos Não-lineares, objetivando um melhor entendimento dos aspectos neurofisiológicos do Sistema Nervoso Central (SNC), bem como a caracterização / classificação de padrões normais / patológicos¹ e de fases de sono-vigília².

Analisando o EEG de adultos normais em estado de vigília, Arle e Simon³ obtiveram dimensão próxima de 1,7. Entretanto, esse resultado talvez não possa ser estendido para o EEG do mesmo estado, porém de outras faixas etárias, pois as características desse sinal se alteram em consequência do processo de maturação do SNC. Desta forma, este trabalho se propõe a realizar um estudo preliminar da dimensão fractal de padrões do ciclo sono-vigília do EEG neonatal.

Materiais e Métodos

Sinais EEG multicanais de exames poligráficos de quatro neonatos normais,

nascidos a termo (38 - 42 semanas, com peso normal entre 2500 e 4000 g e apgar maior que 7, no 1^o e no 5^o minutos, normais ao exame físico e neurológico), com até 3 dias de nascido, amostrados a 128 Hz, foram classificados em segmentos contendo sono ativo (padrão Misto), sono quieto (padrão HVS) e vigília quieta (padrão LVI)⁴. Tais padrões apresentam espectros de potência semelhantes a exponenciais decrescentes⁵, permitindo caracterizá-los pelo expoente espectral β , a partir do qual é possível estimar, segundo Voss⁶, a dimensão fractal:

$$d_0 = \frac{5 - \beta}{2}$$

sendo β o coeficiente angular da reta ajustada à curva do logaritmo do espectro de potências pelo logaritmo das frequências do sinal, utilizando-se o método de mínimos quadrados.

As dimensões fractais locais foram calculadas para janelas de 4 segundos (512 amostras) deslocando-se sobre o sinal original. O deslocamento foi estimado através das funções de autocorrelação dos

sinais em estudo, de modo a evitar a superposição excessiva.

Resultados e Discussão

As dimensões fractais locais, para quaisquer das derivações estudadas, do EEG neonatal situam-se na faixa entre 1,0 e 1,5, com valor médio variando com o padrão do ciclo de sono-vigília (Tabela I), sendo a maior dimensão fractal para vigília e a menor para sono quieto, em um mesmo neonato. Tal fato evidencia um aumento da energia nas frequências mais altas do sinal, característica da atividade elétrica cerebral durante a vigília, em comparação com a predominância de ondas lentas presentes no sono quieto⁴. Esses resultados concordam com os achados de Galhanone⁵ para os espectros globais médios destes padrões.

Tabela I - Dimensões Fractais Médias

	1	2	3	4
Misto	1,265	-	1,249	1,254
HVS	1,252	1,158	1,180	-
LV!	1,305	1,207	-	1,258

As variações inter-individuais, observadas na Tabela I, já eram esperadas, considerando-se a variabilidade entre os neonatos, objetos deste estudo, e consequentemente às diferenças no processo de maturação.

Conclusão

Os valores obtidos para o estado de vigília quieta são inferiores àqueles citados por Arle e Simon³, entretanto, deve-se notar que o EEG neonatal apresenta características distintas. A evolução do processo de maturação do SNC, possivelmente, se reflete em diferenças nas dimensões fractais entre neonatos e indivíduos com conexões neuronais melhor estabelecidas.

Deve-se observar que Arle e Simon³ utilizaram um algoritmo baseado

na definição da dimensão fractal com janelas de 1000 amostras e passo de 10, enquanto que neste trabalho utilizou-se o método proposto por Voss⁶ com janelas de 512 amostras e passo baseado na função de autocorrelação. Estas diferenças metodológicas podem influir na estimativa da dimensão fractal.

Embora sejam consistentes com a literatura, os resultados encontrados são ainda preliminares, necessitando aumento no número de neonatos estudados.

Referências

- ¹ BULLMORE, E.T.; BRAMMER, M.J.; BOURLON, P.; ALARCON, G.; POLKEY, C.E.; ELWES, R.; BINNIE, C.D. "Fractal Analysis of Electroencephalographic Signals Intracerebral Recorded During 35 Epileptic Seizures: Evaluation of a New Method for Synoptic Visualization of Ictal Events". *Electroenc. Clin. Neur.*, v. 91, p. 337-345, 1994.
- ² PRADHAN, N.; DUTT, D.N. "A Nonlinear Perspective in Understanding the Neurodynamics of EEG". *Comput. Biol. Med.*, v. 23, n. 6, p. 425-442, 1993.
- ³ ARLE, J.E.; SIMON, R.H. "An Application of Fractal Dimension to the Detection of Transients in the Electroencephalogram". *Electroenc. Clin. Neur.*, v. 75, p. 296-305, 1990.
- ⁴ STOCKARD-POPE, J.E.; WERNER, S.J.; BICKFORD, R.G. *Atlas of Neonatal Electroencephalography*. New York: Raven Press, 2^o Edition, 1992.
- ⁵ GALHANONE, P.R. *Análise Multivariada Aplicada a Sinais Fisiológicos Neonatais: Estudo das Fases do Sono-Vigília*. Tese de Mestrado, Programa de Engenharia Biomédica, Rio de Janeiro, COPPE/UFRJ, 124 p., dez., 1995.
- ⁶ VOSS, R.F. "Fractals in Nature: Form Characterization to Simulation". In: *The Science of Fractal Images*. Eds.: H.O. Peitgen and P. Saupe, New York: Springer-Verlag, p. 21-69, 1988.

Agradecimentos

À CAPES pelo apoio financeiro e ao Instituto Fernandes Figueira / FIOCRUZ por permitir a aquisição dos sinais.

Análise wavelet de fonocardiogramas

M.N. Souza^{1,2} e F.J. Tavares¹

¹ Programa de Engenharia Biomédica - COPPE/UFRJ
Cx. Postal 68510. CEP 21945-970 - Rio de Janeiro - RJ
E-mail: souza@serv.peb.ufrj.br

² Departamento de Engenharia Eletrônica - E.E./UFRJ

Resumo: Este trabalho faz parte da investigação da aplicação de algumas técnicas de processamento de sinais, quais sejam análise “wavelet”, escalogramas e redes neurais, aos sinais fonocardiográficos, visando à classificação automática de patologias cardiovasculares. Obtivemos resultados preliminares que sugerem investigação mais minuciosa do uso da “wavelet auditiva” na análise desses sinais.

Abstract: This work addresses the application of some signal processing techniques; namely wavelet analysis, scalograms and neural networks, to phonocardiographic signals, aiming the automatic classification of cardiovascular diseases. We obtained preliminary results pointing to more careful investigation on the use of the “auditory wavelet” for the analysis of those signals.

Introdução

A técnica de auscultação é utilizada há séculos na medicina e representa um primeiro método de diagnóstico para algumas patologias cardíacas. Além disto, é largamente usada durante a formação de profissionais de saúde, que aprendem a associar os sons cardíacos e suas variações a certas patologias.

A fonocardiografia (registro gráfico dos sons cardíacos) veio introduzir, na década de 60, uma nova dimensão, quantitativa e visual, a este tipo de técnica de diagnóstico. Entretanto, com o aparecimento de técnicas mais recentes, tais como a ecocardiografia, esta metodologia foi olvidada, sem investigação mais profunda da sua conjugação com novas técnicas de processamento de sinais e o impacto dos novos recursos computacionais.

Este trabalho objetiva a investigação da aplicação de algumas novas técnicas de processamento de sinais, em especial análise “wavelet”, escalogramas e redes neurais, aos sinais fonocardiográficos, tendo como meta final a classificação automática de algumas patologias cardiovasculares.

Serão apresentados os primeiros resultados da aplicação de uma nova “wavelet”, baseada na fisiologia do sistema auditivo (M.N. Souza e L.P. Calôba¹), a sinais fonocardiográficos e uma discussão sobre o potencial dessa técnica como etapa de pré-processamento num sistema automático de classificação de patologias.

Metodologia

Além de ser uma técnica diagnóstica de custo relativamente baixo, a fonocardiografia possui três características básicas (Morton²): serve como instrumento de ensino para o treinamento da visão, audição e tato de profissionais de saúde; fornece informações hemodinâmicas não obtíveis apenas por exame físico; e fornece um registro permanente de eventos para posterior comparação.

As técnicas de análise dos dados fonocardiográficos estão baseadas na observação de ocorrências temporais de certos eventos característicos (que podem ser interpretados no domínio do tempo ou da frequência).

A transformada “wavelet” (WT) gera uma representação tempo-frequência que vem sendo bastante utilizada na análise de vários tipos de sinais com composição espectral variante no tempo, tais como sinais de voz, radar e sonar (F. Hlawatsch e G.F. Boudreau-Bartels³). Por esta razão representa uma ferramenta potencialmente interessante para a análise de sinais fonocardiográficos.

Existem várias “wavelets” básicas mencionadas na literatura, cada uma fornecendo uma característica peculiar na análise de determinados sinais. A “wavelet” utilizada neste trabalho será uma wavelet de inspiração biológica, e baseada nas características no sistema auditivo (M.N. Souza e L.P. Calôba¹). Ela pode ser escrita no domínio da frequência como:

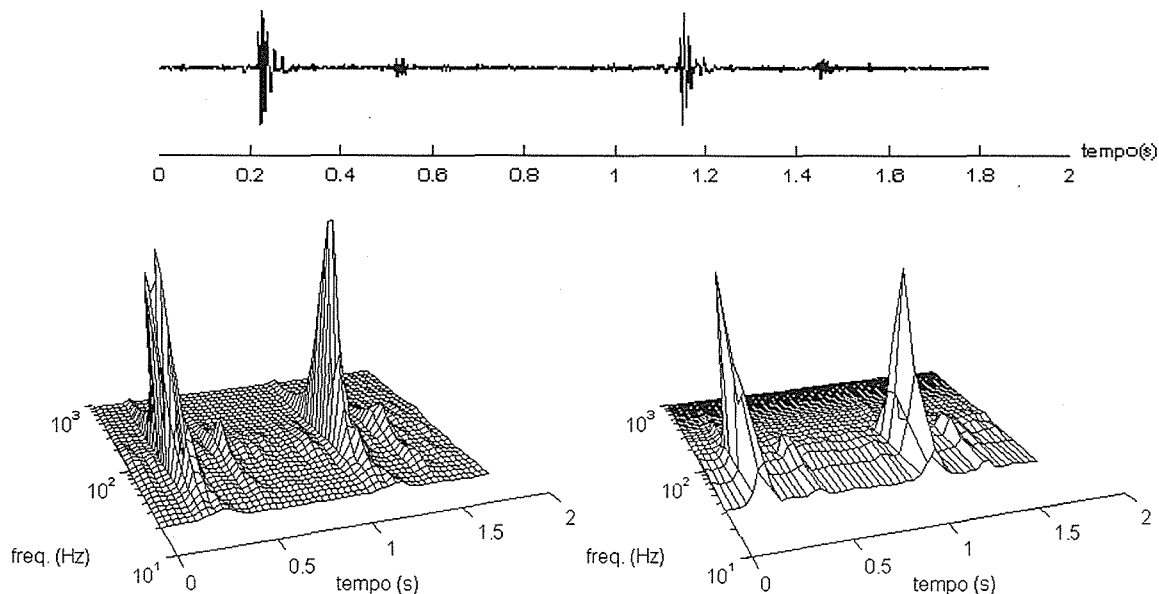


Figura 1. Comparação entre um escalograma (à esquerda) e um espectrograma (à direita) de um sinal fonocardiográfico de um paciente normal (parte superior). (Sinal obtido num MINGOGRAF 62 - Siemens-Elema).

$$\Psi_k(s) = K_h K_g \frac{s^2 + \frac{\omega_{pN}}{Q_b} s}{s^2 + \frac{\omega_{pN}}{Q_p} s + \omega_{pN}^2}$$

$$\prod_{i=1}^m \frac{s^2 + \frac{\omega_z e^{-\alpha i}}{Q_z} s + (\omega_z e^{-\alpha i})^2}{s^2 + \frac{\omega_{pN} e^{-\alpha i}}{Q_p} s + (\omega_{pN} e^{-\alpha i})^2}$$

onde ω_p , ω_z , Q_z , Q_b , α , m , K_g e K_h são constantes associadas as características do modelo da cóclea utilizado e $\omega_{pN} = \omega_p e^{-\alpha(k-m-1)}$.

Procurou-se efetuar o estudo da distribuição tempo-frequência obtida com esta "wavelet" (escalograma), comparando-a com a clássica distribuição baseada em análise de Fourier (espectrograma).

Resultados e conclusões

A figura 1 ilustra a comparação entre um escalograma e um espectrograma de um sinal fonocardiográfico de um indivíduo normal. Pode ser observado que o primeiro apresenta uma melhor resolução em baixas frequências que o último. Estes resultados indicam que a utilização da "wavelet" auditiva como pré-processamento para um sistema de classificação de patologias cardiovasculares através de sinais fonocardiográficos poderá resultar em simplificação da tarefa efetuada pelo classificador que será utilizado para tal finalidade.

Referências

- ¹ M.N. SOUZA e L.P. CALÔBA, (1995): 'An Analytical Auditory Wavelet', 13^o SBT, Águas de Lindóia, pp. 690-695
- ² MORTON E. TAVEL, (1972): 'Clinical Phonocardiography and External Pulse Recording', Year Book Medical Publishers, Inc.
- ³ F. HLAWATSCH e G.F. BOUDREAU-BARTELS, (1992): 'Linear and Quadratic Time-Frequency Signal Representations', IEEE ASSP magazine, abril, pp. 21-67

Sistema Informatizado para Estudos Farmacológicos

Júnior E.C. Valões¹; José Tadeu F. Leite¹; Isac A. Medeiros²

¹ Núcleo de Estudos e Tecnologia em Engenharia Biomédica/UFPB

² Laboratório de Tecnologia Farmacêutica/UFPB

email: tadleite@mail.openline.com.br

Resumo - Apresenta-se um sistema para informatização de experimentos hemodinâmicos com ratos. O sistema permite a aquisição de até 15 horas de experimento e armazena os dados brutos de pressão arterial, possibilitando a análise posterior dos dados obtidos.

Abstract - This work deals with a system designed to perform pharmacological studies, employing cardiovascular signals from rats. The system allows up to 15 hours of experiments and the storage of pressure data for further analyses.

Introdução

O estudo farmacológico envolvendo plantas com atividade sobre o sistema cardiovascular é normalmente realizado em ratos, nos quais são medidas algumas variáveis cardíacas, como a pressão e a frequência cardíaca, após a injeção de diversas substâncias derivadas de extratos e/ou constituintes químicos isolados de plantas medicinais. Esses estudos são realizados em animais acordados e livres de estresse e, para tal, são implantados, cronicamente, catéteres arteriais e venosos para registro das variáveis cardiovasculares e para a injeção das drogas respectivamente.

Para a realização dos experimentos que viabilizam esses estudos, são empregados normalmente fisiógrafos, os quais fornecem registros gráficos, possibilitando uma análise posterior das modificações das variáveis de interesse, após a administração das substâncias. Dadas as dificuldades associadas à análise manual dos traçados obtidos, têm sido desenvolvido nos últimos anos, diversos sistemas informatizados. Um dos maiores problemas associados a estes sistemas é o espaço necessário para armazenamento dos dados em disco. Considerando-se uma frequência de amostragem típica de 500 Hz para o sinal de pressão (resolução de 10 bits), um experimento com 10 horas de duração necessita, sem compressão, de 36 Mbytes em disco. Com o objetivo de contornar este problemas, diversos autores optaram pelo armazenamento dos valores médios dos principais parâmetros (pressão sistólica, diastólica, média e frequência cardíaca) a uma taxa muito inferior à aquela realizada para aquisição dos dados: Trapani et al., 1986⁽¹⁾, utilizaram uma taxa de armazenamento de 1 valor/min, Jacob et al., 1991⁽²⁾, 1 valor a cada 5 segundos e Barrès et al., 1992⁽³⁾, 2 valores/segundo. No entanto, levando em consideração a cinética dos fenômenos observados, estas soluções comprometem as análises futuras dos

dados obtidos, visto que os dados brutos são totalmente descartados. Por outro lado, a disponibilidade atual de discos rígidos de alta capacidade e com custo por megabyte relativamente baixo, tem aberto novas perspectivas para o armazenamento dos dados brutos. Este procedimento permite inclusive, a aplicação de técnicas de processamento mais avançadas, tais como a análise espectral dos dados de pressão arterial, auxiliando na elucidação dos mecanismos de ação das substâncias em estudo.

Este trabalho tem como objetivo gerenciar, através de um sistema computadorizado, o processo de aquisição de variáveis cardiovasculares oriundas dos experimentos hemodinâmicos com ratos, permitindo uma melhor qualificação e quantificação das atividades farmacológicas encontradas.

Sistema proposto

O sistema proposto é composto por um eletrofisiógrafo e um microcomputador do tipo PC/AT/486, com 16 Mbytes de RAM, disco rígido de 1 Gbytes e conversor A/D com 10 bits de resolução. Sua estrutura consta de dois módulos. O primeiro módulo (*Módulo de Aquisição*) é dedicado à especificação dos dados do experimento e à aquisição propriamente dita, enquanto que o segundo módulo (*Módulo de Tratamento*) destina-se ao processamento dos sinais armazenados em disco.

Módulo de Aquisição

Este módulo foi desenvolvido para ambiente DOS e possui os sub-módulos de Calibração, Caracterização do Experimento e Coleta de Dados. A calibração pode ser realizada em um ou dois canais, dependendo do número de animais, enquanto que na caracterização do experimento o operador informa a cepa, a idade e o peso dos animais, assim como o tipo do

experimento: *Teste de Efeito* ou *Curva Dose/Resposta*. No primeiro caso são caracterizados a droga e o seu antagonista, assim como suas concentrações e o tipo de veículo utilizado. No experimento do tipo *Curva Dose/Resposta* são especificadas a droga empregada e suas concentrações. Estes parâmetros estão associados a marcadores de eventos que, quando acionados durante o experimento, associam ao dado amostrado, no instante específico, a sua ocorrência.

O sistema permite a realização de experimentos com até 15 horas de duração e amostra os sinais com uma frequência de 500 Hz. Nestas condições, cada experimento ocupa em disco 54 *Mbytes*, sem compressão. Para armazenar este elevado número de dados, faz-se uso de um disco virtual antes da sua transferência, por blocos de 1 *Mbyte*, para o disco rígido. Na visualização do sinal são permitidas diversas escalas de pressão e de tempo, que podem ser modificadas durante o experimento, segundo a conveniência do operador.

Módulo Tratamento

Este módulo está sendo desenvolvido em linguagem de programação visual Delphi. Sua funcionalidade permite a leitura de arquivos de dados, a visualização destes, a eliminação de trechos de dados com grande número de artefatos e finalmente, o cálculo de parâmetros concernentes ao experimento (pressões sistólica, diastólica e média e frequência cardíaca).

Resultados e Conclusões

O módulo de aquisição de dados encontra-se totalmente desenvolvido e avaliado. Diversos experimentos já foram realizados, dispondo-se, atualmente, de vários arquivos de dados. O módulo de tratamento, em fase de desenvolvimento, permite a leitura e visualização dos dados, estando no momento sendo implementados os algoritmos para determinação das pressões e da frequência cardíaca.

Referências

1. Trapani A. J., Barron K. W. and Brody M. J. Analysis of hemodynamic variability after sinoaortic denervation in the conscious rat. *Am. J. Physiol.* 251 : R1163-R1169, 1986.
2. Jacob H. J., Alper R. H., Grosskreutz C.L., Lewis S. J. and Brody M. J. Vascular tone influences arterial pressure lability after sinoaortic deafferentation. *Am. J. Physiol.* 260 : R359-R367, 1991.
3. Barrès C., Lewis S. J., Jacob H. J. and Brody M. J. Arterial pressure lability and renal sympathetic nerve activity are dissociated in SAD rats. *Am. J. Physiol.* 263 : R639-R646, 1992.

Oximetria de Pulso: Algoritmos de Cálculo

M.N. Oliveira Jr¹, M. Marcelino F^{o1}, J.T.F. Leite² e M.A.F.M. Melo²

(1) Laboratório de Engenharia Biomédica-DBR-UFPE

(2) Núcleo de Estudos e Tecnologia em Engenharia Biomédica-UFPB

Resumo -- Este trabalho apresenta os fundamentos do método de cálculo da SpO₂ e discute dois diferentes algoritmos. As vantagens e desvantagens de cada uma deles são ressaltadas. Através de alguns resultados comprova-se que a eliminação do componente DC do sinal não afeta o cálculo da SpO₂ e simplifica o tratamento analógico, proporcionando uma maior confiabilidade ao sistema.

Abstract -- This work presents the fundamental method of SpO₂ calculation and analysis of two different algorithms. The advantages and disadvantages of each one are discussed. It is shown that DC level elimination simplifies hardware and does not affect SpO₂ calculated values.

Introdução

O oxímetro de pulso é um equipamento largamente utilizado em procedimentos médicos onde o acompanhamento da saturação de oxigênio arterial faz-se necessário.

O oxímetro de pulso determina a *saturação de oxigênio funcional*, neste caso chamada de SpO₂:

$$SpO_2 \equiv SaO_2(\text{func.}) = \frac{[HbO_2]}{[HbO_2] + [Hb]} \times 100 \quad (1)$$

Metodologia

O método utilizado calcula a razão das absorvâncias da oxiemoglobina (HbO₂) e da desoxiemoglobina (Hb), em dois comprimentos de onda ($R = A_{660}/A_{940}$) e estabelece a relação com a saturação de oxigênio ($R \times SaO_2$).

O modelo de absorção óptica utilizado fundamenta-se na Lei de Beer-Lambert ($I = I_0 e^{-kcD}$), que relaciona a intensidade do feixe emergente (I) com a intensidade do feixe incidente (I₀). O expoente kcD é designado absorção e kc é a absorvância (A), ou seja, absorção por unidade de percurso óptico (Kevin¹).

O sinal obtido após passar-se um feixe de luz por um tecido translúcido (ponta do dedo) é composto de um componente AC ou pulsátil, o qual está associado à variação do percurso óptico devida à dilatação das artérias e capilares e de um componente DC que contém informações sobre os demais tecidos.

A obtenção da razão R a partir deste sinal se constitui nos algoritmos aqui discutidos.

Algoritmo 1: Componente AC normalizada

Neste algoritmo, a absorção é obtida normalizando-se a diferencial no tempo do sinal, pelo sinal total (dI/I).

$$\frac{dI}{I} = \frac{I_0 e^{-kcD} (-kc dD)}{I_0 e^{-kcD}} = -kc dD = -AdD \quad (2)$$

Realizando esta mesma operação para os feixes de luz vermelho (I₆₆₀) e infravermelho (I₉₄₀), e dividindo-se as duas equações resultantes, obtém-se a razão R :

$$\frac{-[KC]_{660} dD}{-[KC]_{940} dD} = \frac{A_{660} dD}{A_{940} dD} = \frac{A_{660}}{A_{940}} = R \quad (3)$$

As expressões [KC] representam as absorvâncias conjuntas da HbO₂ e da Hb.

Algoritmo 2: Extração direta da absorção

Este algoritmo calcula o logaritmo do sinal (I) e em seguida faz a diferenciação no tempo, conforme Equações 4 e 5 (Yitzhak²).

$$\ln(I_0 e^{-AD}) = \ln(e^{-AD+K_0}) = -AD + K_0 \quad (4)$$

$$d(-AD + K_0) = -AdD \quad (5)$$

Aplicando-se este tratamento para I₆₆₀ e para I₉₄₀ e fazendo-se o quociente das duas equações, obtém-se:

$$\frac{-A_{660} dD}{-A_{940} dD} = \frac{A_{660}}{A_{940}} = R \quad (6)$$

A normalização feita pelo algoritmo 1 elimina o efeito da intensidade incidente (I₀) tornando a determinação da absorção óptica independente de variações e derivas do sensor optoeletrônico. Entretanto, para que seja possível a normalização é necessária a aquisição do componente DC do sinal. A necessidade de operar-se com grandes componentes DC dificulta a amplificação do sinal e exige um conversor A/D de maior resolução, comprometendo a faixa de operação do instrumento e a acurácia do cálculo da SpO₂.

Como a influência de I_0 , no algoritmo 2, é eliminada diferenciando a função logaritmo do sinal, não há necessidade de se fazer a aquisição do nível DC.

Com o objetivo de testar o algoritmo 2 utilizou-se como sistema de aquisição um osciloscópio digital (Hitachi, VC-6545), conectado a um microcomputador IBM-compatível através da interface RS232C. O algoritmo de teste foi desenvolvido em QuickBasic e tem como saída as curvas apresentadas na Figura 1.

Usando-se uma curva de calibração típica (SCHMITT²) foi possível com este algoritmo calcular a SpO_2 a partir de sinais pleto-mográficos de diferentes amplitudes.

Resultados

As Figuras 2 e 3 mostram que diferenças de ganhos entre os sinais obtidos pelo feixe de luz vermelho e infravermelho não afetam o cálculo da SpO_2 , tendo apresentado o mesmo valor (96%), mesmo quando os sinais são atenuados de até 80%.

Conclusão

Os resultados obtidos com a implementação do algoritmo 2 mostram a sua validade, permitindo que o dimensionamento do módulo analógico e de conversão A/D seja feito para o tratamento apenas do componente AC.

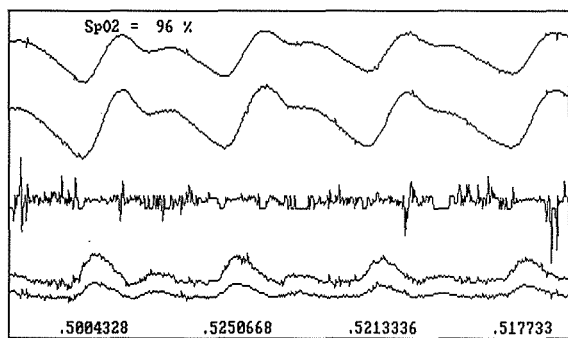


Figura 1. Respectivamente, de cima para baixo: curvas pleto-mográficas para o vermelho (I_{660}) e infravermelho (I_{940}), curva razão R, curvas absorção para I_{660} e I_{940} e valores médios da razão R calculados nos últimos cinco ciclos. O cálculo da razão R foi realizado no segmento vale-pico da curva pleto-mográfica.

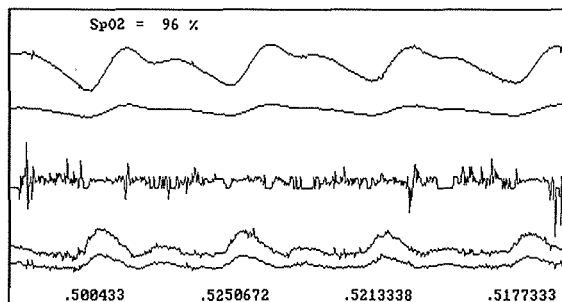


Figura 2: Cálculo da SpO_2 para um sinal I_{940} atenuado de 80%.

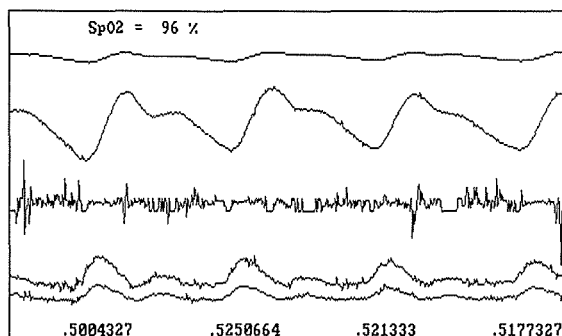


Figura 3. Cálculo da SpO_2 para um sinal I_{660} atenuado de 80%.

Referências Bibliográficas

- ¹TREMPER KT & BARKER SJ. Pulse oximetry. *Med. Int. Art* 70:98-108, 1989.
- ²SCHMITT JM. Simple Photon Diffusion Analysis of the effects of Multiple Scattering on Pulse Oximetry. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 38(12):1194-203, 1991.
- ³YITZHAK M. and KENT JC. Variations in optical absorption spectra of adult and fetal hemoglobins and its effect on pulse oximetry. *IEEE Trans. Biom. Eng.* 36(8):844-848, 1989.

Dinâmica não-linear de eletroscilogramas rítmicos do rato

Luiz Antonio Baccalá¹, Koichi Sameshima², Milkes Yone Alvarenga³ & Hyun Mo Yang³

¹ Laboratório de Comunicações e Sinais, Depto Eng. Eletrônica, Escola Politécnica, USP;

Caixa Postal 61548, cep 05424-970, São Paulo, SP, Brasil.

email: baccala@lcs.poli.usp.br

² Disciplina de Informática Médica e Laboratório de Neurologia Experimental, Faculdade de Medicina, USP;

³ Instituto de Matemática, Estatística e Ciência da Computação, UNICAMP.

Resumo - Este trabalho examina resultados preliminares do uso das técnicas não-lineares e não-paramétricas aplicadas à predição de ondas teta observadas no rato mostrando que estas se caracterizam por não-linearidades e determinismo apreciável.

Abstract - This work examines preliminary results of the employment of nonlinear nonparametric prediction of the theta waves in rats, showing them to be characterized by appreciable nonlinearity and determinism.

Introdução

Seja no alerta, seja durante episódios oníricos observa-se atividade elétrica cerebral rítmica em várias estruturas corticais e subcorticais do sistema nervoso central do rato --- as chamadas ondas teta -- cujo exame visual revela um padrão aproximadamente periódico superposto a ruído. Durante o sono, estes padrões podem perdurar desde alguns segundos até vários minutos.

Para estudar a gênese das ondas teta durante o comportamento onírico temos nos valido de técnicas de identificação de sistemas³, as quais, embora, permitam revelar dados importantes (p. ex: o sentido do fluxo de informação entre as diversas estruturas neurais); sofrem a séria limitação de se basearem no uso exclusivo de predição linear. Neste trabalho, fazemos um estudo piloto de técnicas não-lineares de predição procurando compará-las, e futuramente incorporá-las aos métodos presentemente disponíveis de identificação citados. Em parte, acredita-se que este tipo de generalização possa ter um papel essencial no entendimento de vários fenômenos de origem presumidamente dinâmica como se suspeita que seja a gênese de episódios epilépticos.

Assim, neste trabalho procuramos avaliar o grau de determinismo e de não-linearidade que caracteriza uma série temporal proveniente da medida de ondas teta. Para isso, utilizamos e comparamos alguns métodos que se originaram no estudo de dinâmica não-linear.

Metodologia

Por meio de múltiplos pares de elétrodos implantados cronicamente, foram obtidos eletroscilogramas corticais e subcorticais registrados simultaneamente em papel e

armazenados em computador (amostrando-se a 256Hz).

Para efeitos de comparação nos restringimos ao uso de três métodos de predição não-linear não paramétrica, (a) simplex², (b) média de L pontos vizinhos³ e (c) de Casdagli⁴, os quais se baseiam na reconstrução dimensional por embutimento e pela partição da série em dois subconjuntos: o dos dados de ajuste e o dos dados de teste. Do exame da capacidade de predição sobre o subconjunto de teste procura-se inferir o determinismo intrínseco das séries temporais estudadas. Para avaliar as não-linearidades que caracterizam estas séries, procura-se comparar os coeficientes de correlação de predição da série original com aqueles obtidos para séries substitutas ("surrogates") (10 ou mais realizações) que são séries construídas para apresentarem características de média e de auto-correlação idênticas às da série original. O uso de séries substitutas permite avaliar a linearidade que uma dada série apresenta; a hipótese de linearidade é rejeitada se a capacidade de predição destas séries substitutas for significativamente diferente daquela da série original⁵.

Resultados

Para ilustrar, usamos o registro de ondas teta contendo pouco ruído aditivo, cujos primeiros 3.9s

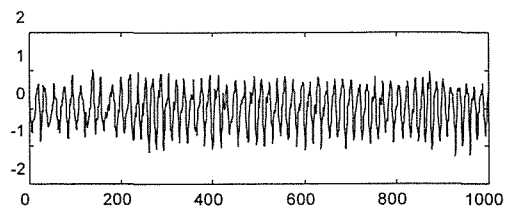


Figura 1
estão ilustrados na Figura 1. Do registro completo

deste sinal usaram-se 11.7s para o subconjunto de construção do preditor e igual período para o subconjunto de dados de teste. Com esta partição de dados contruiu-se o diagrama de fase para vários valores de dimensão p e de lapso τ de embutimento usando os vários algoritmos de predição cujos resultados de predição estão expressos pelo cálculo dos coeficiente de correlação, r , entre os valores preditos e seus correspondentes valores verdadeiros do subconjunto de teste.

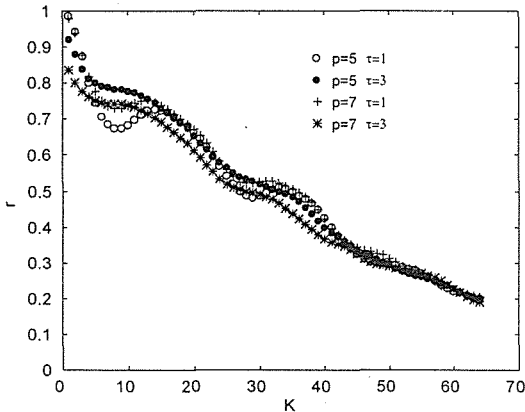


Figura 2

A Figura 2 resume o desempenho da predição pelo método (b) em função da escolha de p e τ para $L=40$. Assim, para $p=5$ e $\tau=3$ o gráfico de coeficiente de correlação da predição (bola cheia) decresce monotonicamente no tempo (denotado por K), o mesmo não ocorre para $\tau=1$. Dependência similar foi observada nos outros dois algoritmos onde p e τ são também os fatores críticos que determinam o desempenho da predição.

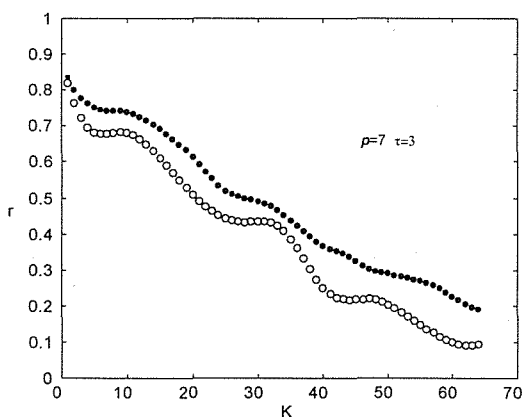


Figura 3

A Figura 3, usando o método (b), ilustra a comparação do coeficiente de correlação da série original (linha cheia) com o das séries substitutas. A melhor previsibilidade observada por um coeficiente de correlação sempre maior para a série

original fala em favor do caráter essencialmente não-linear da série original uma vez que o algoritmo não-linear captura detalhes da série original que estão ausentes nas séries substitutas.

Observe-se que o mesmo tipo de degradação da previsibilidade no caso das séries substitutas aconteceu para os algoritmos (a) e (c).

Discussão/Conclusões

Pelo fato de as séries substitutas terem a sua preditibilidade diminuída em relação à série original pode-se concluir pela existência de significativa componente não-linear nas ondas tetas medidas a partir do sistema nervoso do rato. Sistemas totalmente determinísticos^{2,4} se caracterizam por apresentar coeficiente de correlação unitário ($r=1$) para $K=1$; a extrapolação visual das curvas de coeficiente de correlação de previsão das séries originais se caracterizam por $r < 1$, compatível com a presença de componente puramente estocástica adicionada ao sinal. Por fim, o decaimento lento de r em função do lapso K sugere que o sinal se caracterize por apreciável componente determinística^{2,4} caracterizando as ondas tetas estudadas neste trabalho.

Agradecimentos

Este trabalho contou com o suporte financeiro do CNPq, da FAPESP, do HCFMUSP e da FFM.

Referências.

- ¹Sameshima, K., Baccala, L.A., Ballester, G., Valle, A.C. & Timo-Iaria, C., Causality analysis of rhythmic activities of desynchronized sleep in the rat, 26th Annual Meeting Society for Neuroscience, Washington, DC, 1996
- ²Sugihara, G. & May, R.M., Nonlinear forecasting as a way of distinguishing chaos from measurement error in time series, *Nature*, 344 (1990) 734-741.
- ³Kaplan, D. and Glass, L., *Understanding Nonlinear Dynamics*, Springer-Verlag, 1995.
- ⁴Casdagli, M., Chaos and deterministic versus stochastic non-linear modeling, *J. R. Statist. Soc. B*, 54 (1991) 303-328.
- ⁵Theiler, J., Galdrikian, B., Longtin, A., Eubank, S. & Farmer, J.D., Using surrogate data to detect nonlinearity in time series. In M. Casdagli & S. Eubank (Eds.), *Nonlinear Modeling and Forecasting*, Vol. XII, Addison-Wesley Publishing Company, Redwood City, 1992.

Significado fisiológico dos parâmetros de frequência e amplitude no EEG humano e valor informativo comparativo das análises espectral e de período

Vladimir V. Lázarev

National Mental Health Research Centre of the Russian Academy of Medical Sciences, Moscow
Laboratório de Neurofisiologia Clínica, Instituto Fernandes Figueira, FIOCRUZ
Av. Rui Barbosa, 716 - 22250-020 - Rio de Janeiro (RJ)
E-mail: vladimir@sinfo.iff.fiocruz.br

Resumo - Em trechos prolongados do EEG, verificamos, através de análise fatorial, que a frequência e a amplitude da análise de período (em 4 faixas padrão) fornecem parâmetros com diferentes significados fisiológicos. Em determinadas tarefas psicofisiológicas e clínicas (relacionadas ao estudo da atividade mental), estes parâmetros aparentam ser mais adequados e informativos do que os mais usados características espectrais dessas mesmas faixas.

Abstract - In prolonged EEG epochs, the frequency and amplitude were found through period analysis (in 4 standard bands), and factor analysis was applied to provide signal parameters with different physiological meaning. In certain psychophysiological and clinical tasks (aimed at the study of mental activity), these parameters appear more adequate and informative than the more widely used spectral characteristics of the same bands.

Introdução

Em períodos do EEG de dúzias de segundos ou mais, o nível geral da amplitude de ondas (principalmente na faixa alfa) é substancialmente determinado por flutuações do nível de despertar relacionado a reações de orientação, enquanto que os parâmetros de frequência parecem refletir outros aspectos das bases neurofisiológicas dos processos mentais. No EEG do escalpo, a amplitude das ondas geralmente apresenta correlação com o número de elementos neuronais com atividade elétrica sincronizada no mesmo ritmo e relaciona-se ao aspecto micro espacial local de interação neuronal. A frequência do ritmo relaciona-se predominantemente ao aspecto temporal da atividade neuronal cíclica. As diferenças nos determinantes fisiológicas da frequência e da amplitude são levados em consideração tanto na análise convencional do EEG como nos métodos computadorizados de análise de período. Para cada faixa de frequência, considera-se separadamente o *índice* (percentagem temporal da sua presença no trecho) e a amplitude. A frequência no trecho é calculada independentemente das amplitudes. É freqüente observar-se um aumento no índice acompanhado por um decréscimo na amplitude e vice-versa. Estas mudanças em sentidos opostos cancelam-se uma a outra no espectro de energia. Ademais, as características espectrais de uma faixa de frequência ampla refletem principalmente influência de segmentos do EEG de alta amplitude (sincronizados), enquanto que os parâmetros de

baixa amplitude (dessincronizados) ficam geralmente obscuros. No presente estudo, avaliamos as intercorrelações entre os parâmetros de frequência e amplitude do EEG em 4 faixas padrão.

Metodologia

A análise computadorizada de período (intervalo-amplitude) do EEG desenvolvida por Nikiforov & Bochkarev^{1,2} foi utilizada. Esta é baseada na avaliação do período de uma onda bioelétrica (que exceda o limiar de 5 μ V) contida entre dois picos positivos vizinhos (incluindo ondas compostas). A amplitude de uma onda poderia ser definida como a distância (ortogonal à linha isoeétrica) entre o pico negativo e a linha conectando os dois picos positivos adjacentes.

Em cada canal, os parâmetros do índice (vide acima), período médio e amplitude média em 4 faixas padrão (delta - entre 1.0 - 3.5, teta - 3.5 - 7.5, alfa - 7.5 - 12.5 e beta - 12.5 - 30 Hz) foram submetidos à análise fatorial (com rotação varimax) tendo como base suas variações interindividuais. O protocolo do experimento incluiu os estados funcionais de despertar relaxado e de atividades intelectuais, perceptivas e motoras em grupos de sujeitos normais e em pacientes com esquizofrenia incipiente e ciclotimia (250 sujeitos). A duração dos segmentos do EEG analisados foi de 20-26 seg. O EEG foi registrado com derivação monopolar envolvendo as áreas frontais, centrais, parietais e occipitais de ambos hemisférios. A frequência de amostragem utilizada foi de 200 Hz.

Resultados

A estrutura fatorial dos parâmetros do EEG mostrou-se razoavelmente estável em todos os grupos de sujeitos normais e de pacientes. Três fatores generalizados (i.e. revelados em todas as áreas cerebrais estudadas) representaram 65-75 % da dispersão (variança) dos parâmetros primários do EEG. O Fator I (35-50 % da dispersão) relacionou-se ao índice do alfa e às amplitudes de todas as faixas com pesos fatoriais positivos elevados ($> |0.6|$); os índices delta e teta e seus períodos médios obtiveram elevados pesos fatoriais negativos. O Fator II (10-15 % da dispersão) correlacionou-se positivamente com o índice beta e negativamente com o período médio do beta. Na estrutura do Fator III (10-15 % da dispersão), os pesos fatoriais positivos elevados pertenceram ao período médio do alfa e ao índice teta. Nas regiões frontais, as amplitudes das ondas delta e teta relacionaram-se positivamente com o Fator Ia (15-20 % da dispersão). Durante atividade mental, os valores do Fator I sempre diminuíram proporcionalmente à novidade ou dificuldade das tarefas e estímulos. Os valores do Fator II aumentaram durante atividades mentais associativas "internas" sucessivamente organizadas e ligadas a funções mnemônicas. Estes valores diminuíram durante tarefas perceptivas "externas" necessitando de atenção e em operações mentais e motoras automáticas. Os valores do Fator III aumentaram nestes casos acima bem como durante operações mentais de caráter simultâneo. Nas regiões frontais, os valores do Fator Ia também aumentaram durante atividade mental. Os valores aumentados do Fator II e reduzidos do Fator III mostraram-se característicos de distúrbios astenia-like na esquizofrenia.

Discussão e Conclusões

A estabilidade relativa da estrutura fatorial obtida é obviamente indicativa de uma certa universalidade dos processos neurofisiológicos independentes envolvidos. O equilíbrio refletido pela proporção dos valores fatoriais do EEG mostrou ser um indicador quantitativo sensível à neurodinâmica durante a atividade mental. Os parâmetros espectrais das mesmas faixas de frequência durante os mesmos testes psicológicos, de acordo com Lazarev³, não demonstraram as dinâmicas características dos processos independentes de amplitude de "Excitação cortical" e "Inibição Seletiva Ativa" que revelaram mudanças significativas nos valores dos Fatores II e III. Durante atividade mental, apenas a redução espectral em todas as faixas (particularmente na

faixa alfa) foi obtida com correlações psicofisiológicas e topográficas semelhantes às do Fator I, que é relacionado a processos não específicos de "Atividade Geral". Um aumento da potência espectral de ondas lentas nas áreas frontais também foi obtido. Este foi obviamente similar a dinâmica dos valores do Fator Ia. Esta insensibilidade dos parâmetros espectrais de faixa ampla na avaliação de estados funcionais diferentes durante atividade mental pode ser causada pela combinação dos parâmetros de frequência e amplitude que podem estar relacionados a processos fisiológicos funcionalmente distintos. A separação dos parâmetros de amplitude e frequência também nos permitiu revelar certos desequilíbrios neurodinâmicos característicos em casos leves de esquizofrenia que geralmente não são vistos no diagnóstico através do EEG.

Referências

- 1 NIKIFOROV, A.I.; BOCHKAREV, V.K. Primary analysis of human EEG by minicomputer. *Zh. Nevropatol. Psikhiatr.*, v. 74, p. 288-291, 1974.
- 2 BrainScan System. User's Guide, Neurotron, Moscow, 93 pp., 1991.
- 3 LAZAREV, V.V. Informative value of various approaches to EEG mapping in the investigation of human mental activity. *Human Physiology* (a translation of *Fiziol. Cheloveka*), Plenum Publ., New York, v. 18, p. 49-57, 1992.

Sistema para Teste de Inclinação Ortostática

Análise nos Domínios do Tempo e da Frequência

Nivaldo Bertozzo Jr ^{1,2}; Lincoln Moura ¹; Denise Hachul ¹; Cesar Grupi ¹

¹ Instituto do Coração - HC FMUSP

² F.E.E Unicamp-Departamento de Engenharia Biomédica

E-mail: nivaldo@incor.usp.br

Resumo: Este trabalho descreve um sistema baseado em microcomputador que automatiza o registro durante o teste de inclinação, armazenando os valores de pressão arterial e frequência cardíaca batimento a batimento de uma maneira digital e automatizando a emissão de laudos. Além disso, o sistema possibilita a análise da Variabilidade da Frequência Cardíaca no domínio da frequência (análise espectral), visto que há comprovadas alterações na atuação do sistema nervoso em pacientes dados como positivos durante o teste.

Abstract: This paper describes a microcomputer based system for Head-Up Tilt Test. The system performs a digital recording of arterial blood pressure and heart rate values for each single heart beat. Furthermore the system allows frequency domain analysis of the Heart Rate Variability (power spectrum analysis). Positive test responses are related with nervous system function abnormalities.

Introdução

Há muito o teste de inclinação, conhecido como "Head-Up Tilt Test", vem sendo realizado para estudo das adaptações circulatórias provocadas pelas alterações posturais. Kenny e col¹ demonstraram sua possível aplicação na investigação diagnóstica de pacientes com síncope de etiologia não esclarecida. Estes pacientes, na sua maioria, apresentavam síncope de origem vasovagal, porém, não havia, até então, metodologia para tal comprovação diagnóstica. Através da mudança postural passiva de decúbito dorsal horizontal para postura ortostática, pode-se desencadear uma sequência de eventos mediados pelo sistema barorreflexo, que em indivíduos susceptíveis, desencadeiam o reflexo de Bezold-Jarisch², com consequente vasodilatação, bradicardia e síncope. Neste teste, a análise é realizada através da variação da pressão arterial (PA) e da frequência cardíaca ao longo do exame (que tem duração média de 60 minutos).

Este trabalho descreve um sistema baseado em microcomputador que visa automatizar o registro dos valores da pressão arterial, eliminando o registro em papel e automatizando a emissão de laudos. Além disso o sistema possibilita a análise da Variabilidade da Frequência Cardíaca (VFC) no tempo e no domínio da frequência (análise espectral), visto que há comprovadas alterações na atuação do sistema nervoso em pacientes dados como positivos durante o teste.

Material e Métodos

Hardware: O sistema necessita de uma configuração mínima de hardware que inclui um

PC486 com monitor SVGA colorido, 4 Mbytes de memória RAM e uma placa com conversor A/D (analógico/digital) de 10 bits de resolução (Lynx Tecnologia) operando a uma frequência de amostragem de 1 Khz por canal. O sinal de pressão é obtido através de um FINAPRES e o ECG é captado por um eletrocardiógrafo comum.

Software: O sistema foi desenvolvido em linguagem Microsoft C para MS Windows e MATLAB.

Metodologia: O sistema gera uma planilha com as seguintes colunas: tempo, PA(mínima), PA(média), PA(máxima), intervalo entre duas onda R (intervalo RR-em milisegundos) e frequência cardíaca(FC-em bat/min). Os valores de cada linha são armazenados batimento a batimento.

A detecção do complexo QRS³ sincroniza o momento em que o sistema armazena os dados, o cálculo dos valores de pressão e permite a determinação da frequência cardíaca e dos intervalos RR. O sistema realiza esta detecção através do método da Variância³, onde a detecção do complexo QRS é realizada através da comparação da variância no interior de uma janela com a máxima e mínima variâncias obtidas em um período chamado de aprendizado. Para o processo de comparação são estabelecidos níveis na faixa [0,1]. A escolha destes níveis possibilita ao algoritmo ser mais ou menos sensível à variação de alta frequência no sinal de ECG.

No protocolo do teste de inclinação o paciente fica de 15 a 20 minutos na posição deitada (em repouso). Após este período, a cama é inclinada em um ângulo de 70° onde fica por mais 40 minutos ou até surgirem os sintomas de síncope⁴. A aquisição através do sistema é iniciada 10 minutos antes da inclinação e vai até o final do teste.

A positividade é dada através da análise das curvas de pressão e frequência cardíaca. Na figura 1 temos um exemplo do resultado gerado pelo sistema. Esta curva é inserida em um laudo que contém as observações do médico. Antes do uso deste sistema os laudos eram baseados no registro de aproximadamente 60 minutos em papel impressos em um polígrafo.

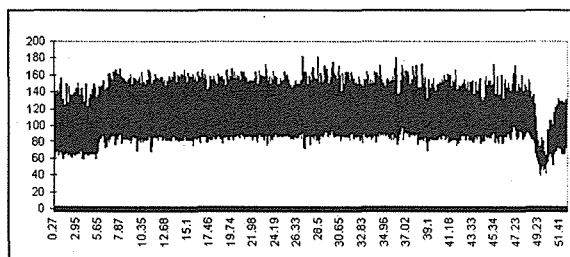


Figura 1 : Curva, gerada pelo sistema, que representa a variação da PA. Neste exemplo temos um caso real onde houve síncope (teste positivo).

Para a análise da VFC o usuário escolhe o intervalo de tempo desejado e o sistema calcula para os intervalos RR a média, o desvio padrão, o pNN50 (proporção de variação entre dois intervalos consecutivos maior que 50 ms), o espectro de frequências e as áreas do espectro ditas de baixa frequência (0,04 a 0,15 Hz) e alta frequência (0,15 a 0,40 Hz).

Para o cálculo da FFT (*Fast Fourier Transform*), a série de eventos gerada pelos intervalos RR é interpolada em intervalos de 0,5 segundos utilizando-se uma spline cúbica. É aplicado então um filtro Detrend que elimina o valor médio e tendências lineares. À série resultante aplica-se a FFT a 1024 pontos (512 segundos) e para fins de visualização, aplica-se uma filtro de média móvel para suavizar a curva. O resultado pode ser visto na figura 2.

A análise espectral é realizada nos períodos pré e pós inclinação, possibilitando a análise do balanço simpato-vagal (Baixa Frequência/Alta Frequência) nas duas situações.

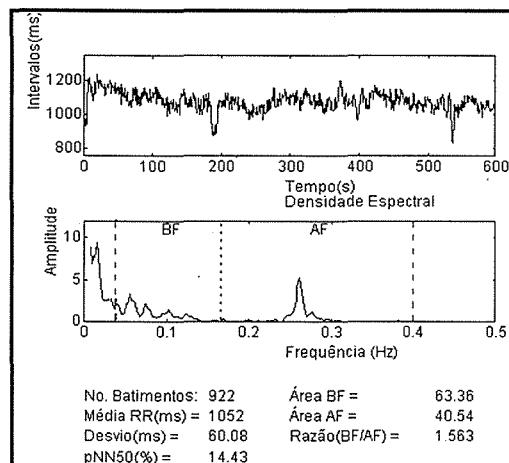


Figura 2: Análise da VFC para o mesmo paciente da figura 1. Exemplo de resultado gerado pelo sistema onde podem ser vistos o tacograma de intervalos e o espectro de frequências.

Referências

- ¹ Kenny R.A., Ingram A., Bayliss J. et al., Head UP Tilt: A useful tool for investigating Syncope. *Lancet* 1986;2:1352-54.
- ² Allyn M., The Bezold-Jarish Reflex Revisited: clinical implications of inhibitors reflexes originating in the heart. *J Am Coll Cardiol* 1993; 1:90-102.
- ³ Furuie S.S., Gutierrez M.A., ECG Filter Based on Local Maximum-a-Posteriori Technique. *Computers in Cardiology* 1990.
- ⁴ Kapoor W.N., Smith M.A., Miller N.L. Upright Tilt Testing in Evaluating Syncope: A comprehensive Literature Review. *Am J. Med* 1994; 97:78-89.

Filtragem de Sinais Raman de Tecidos Biológicos para Redução de Ruído e Background

Marcelo Amaral da Silva, Osamu Saotome*, Renato A. Zângaro e Marcos Tadeu T. Pacheco

IP&D/UNIVAP - Universidade do Vale do Paraíba, São José dos Campos, SP, Brazil

*Departamento de Eletrônica Aplicada, Divisão de Engenharia Eletrônica - ITA - São José dos Campos, SP

Resumo- A redução do tempo de aquisição do sinal e processamento de espectros Raman obtidos à partir de tecidos biológicos é um passo importante para se tornar os sistemas laboratoriais uma ferramenta clínica. Neste trabalho é apresentado a extração de fluorescência e ruído de um espectro Raman de uma coronária humana.

Abstract- The time reduction in acquisition and processing of Raman spectrum from biological tissue is a very important step to make the laboratory systems become a clinical tool. In this work is presented the background fluorescence and noise extraction from human coronary Raman spectrum.

Introdução

Nos últimos anos a espectroscopia Raman vem sendo cada vez mais utilizada no diagnóstico de malformações em tecidos humanos. Estas alterações normalmente estão relacionadas com mudanças bioquímicas nos tecidos⁽¹⁾. Muitas destas mudanças podem ser detectadas antes de se tornarem visíveis, e a remoção do tecido danificado é altamente recomendada. Em alguns casos o diagnóstico pode ser feito *in vitro*, quando existe a possibilidade de remover parte do tecido visivelmente atingido para ser estudado. Em outros casos, todavia, os exames *in vivo* são necessários, e nestes casos o tempo de aquisição e diagnóstico deve ser otimizado. Trabalhos importantes têm sido publicados^(2,3) mostrando resultados de diagnósticos *in vitro* em tecidos de coronárias humanas com tempos de aquisição cada vez menores. No caso de diagnóstico *in vivo* o tempo de aquisição e processamento deve ser reduzido para menos de 1 segundo, considerando-se as movimentações do sangue, do coração e do catéter introduzido na artéria do paciente. Nestes trabalhos, o tratamento do sinal tem-se limitado à remoção do background por software, que consiste basicamente em subtrair o efeito de fluorescência adicionada ao sinal Raman, através de um processo de levantamento de curvas por polinômios. O presente trabalho mostra que é possível reproduzir com razoável fidelidade os sinais obtidos em tempos longos de aquisição através da filtragem dos sinais obtidos em tempo muito mais curto.

Metodologia

O sistema utilizado atualmente no Centro de Pesquisa, Desenvolvimento e Extensão da UNIVAP, consiste em um laser de Titânio-Safira bombeado por

um laser de Argônio. O laser de Titânio-Safira pode produzir até 500 mW de potência no pico da região

de sintonia, que pode varrer toda a região do infravermelho próximo, entre 600nm e 900nm. O feixe laser, com aproximadamente 1 mm de diâmetro incide sobre a amostra em um curto intervalo de tempo, com uma densidade de potência reduzida, para se evitar efeitos térmicos ou indução de alteração dos componentes bioquímicos. O sinal proveniente da amostra, é concentrado na entrada de um espectrômetro, equipado com um Charge Coupled Device (CCD) bidimensional tipo *deep depletion*. O sinal gerado no CCD é conduzido a um micro computador através de um controlador que gerencia as condições de operacionalidade do CCD.

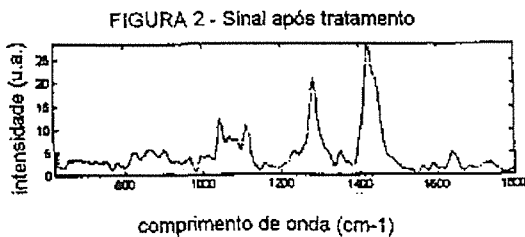
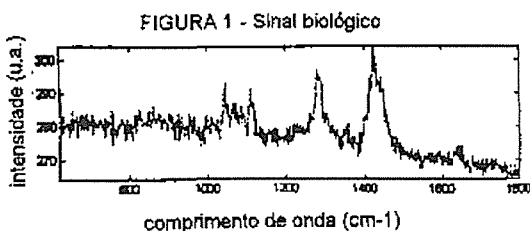
Resultados

Os sinais obtidos consistem em uma seqüência de pontos que é tratada por filtros através do software MATLAB. Os resultados são fornecidos em termos da frequência de amostragem para fazer uma referência ao sinal a ser tratado em tempo real. Devido à necessidade de obtermos resultados de filtragem com deslocamento de fase nulo pois a posição dos picos deve manter-se a mesma depois da filtragem, estas são realizadas duas vezes na seqüência, primeiramente no sentido direto, ou seja, do primeiro ponto para o último, e posteriormente no sentido contrário, do último ponto para o primeiro. Este processo foi realizado por uma função do SIGNAL TOOLBOX chamada *filtfilt* que realiza estas duas filtrações e ainda oferece a vantagem da remoção dos transitórios inicial (devido à filtragem no sentido direto) e final (devido à filtragem no sentido contrário). A retirada do sinal espúrio devido a fluorescência do tecido (background), é efetuada mediante uma análise dos componentes espectrais do sinal gerado no CCD. Utilizou-se neste trabalho um procedimento que consiste em uma filtragem passa-alta para retirar parte do nível DC da curva original e algumas componentes em frequências muito baixas. As correções finais na curva espectral são feitas em

função dos picos que apresentam uma melhor definição em termos de relação sinal/ruído.

Foram realizadas diversas aquisições com diferentes tempos de acumulação. Na figura 1 o espectro apresentado foi obtido com um tempo de acumulação de 1 segundo. A filtragem foi efetuada com filtro Butterworth utilizando uma frequência de corte de 0,1 da frequência de amostragem e para a remoção do background, um filtro passa-alta Butterworth de ordem 2 e frequência de corte 0,001 da frequência de amostragem (FIGURA2). A ordem do filtro foi mantida baixa, 2, para que não houvesse um aumento exagerado no tempo de processamento.

Para a escolha do filtro, foi feito um levantamento das características de frequência dos sinais e uma comparação entre os diversos tipos de filtros extraíndo-se as seguintes características dos espectros Raman: (a) frequência do pico; (b) valor máximo do pico; (c) largura de meia potência (FWHM); (d) integral entre as frequências correspondentes à meia potência.



Este tipo de filtragem foi efetuado também em uma placa de desenvolvimento DSP-AD20020 que dispendeu o tempo de 6,5ms para a filtragem Butterworth de ordem dois, nos dois sentidos, com 1024 pontos. Isto é extremamente mais rápido que o sistema comercial atualmente em uso e que utiliza um tempo da ordem de 200ms para realizar o mesmo tipo de processamento.

Conclusão

Os resultados obtidos até o momento demonstram que, o método de tratamento dos sinais obtidos no CCD, via software, oferece uma alternativa altamente vantajosa quando se trabalha no sentido de redução do tempo de análise e diagnóstico espectrais. Além disso, o tratamento do sinal de uma maneira independente, permite a escolha do número e da região onde os *pixels* do CCD são mais importantes, podendo-se assim reduzir o tempo de diagnóstico em função das características específicas de cada patologia, evitando-se a análise em todo o conjunto de dados durante cada aquisição. Possibilitando assim uma redução do tempo integral, aquisição + processamento, de maneira que este sistema possa ser utilizado clinicamente.

Referências

1. Y. Ozaki, Medical Application of Raman Spectroscopy, Applied Spectroscopy Reviews, 24(3&4), pp259-312, 1988.
2. R. Manoharan, J. J. Baraga, M. S. Feld e R. P. Rava, Quantitative histochemical analysis of human artery using Raman spectroscopy, J. Photochem. Photobiol. B: Biol., pp 211-233, 1992.
3. J. J. Baraga, M. S. Feld e R. P. Rava, In situ optical histochemistry of human artery using near infrared Fourier transform Raman spectroscopy, Proc. Natl. Acad. Sci USA, Vol. 89, pp 3473-3477, April 1992.

Sistema Biotelemétrico Passivo Implantável para Termometria Localizada

Paulo J. Abatti¹; Bertoldo Schneider Jr.¹; Marcos Santos Hara¹ & Joël Mario Maranhão²

¹Coord. de Pós-grad. em Eng. Elt. e Informática Industrial (CPGEI) CEFET-PR
Av. Sete de Setembro, 3165 - 80230-901 - Curitiba (PR)
E-mail: bertoldo@cpgei.cefetpr.br

²Institut des Sciences et Techniques de Grenoble - Université Joseph Fourier

Resumo -. Neste trabalho é descrito o princípio de funcionamento de um sistema de biotelemetria para medição de temperatura interna localizada. O sistema é composto por uma unidade implantável passiva, um dispositivo de processamento e transmissão externo localizado junto ao corpo e uma unidade remota conectada a um micro computador para registro e processamento dos dados.

Abstract -. The present work describes a biotelemetry system used to measure localized internal temperature. The system includes a passive implantable unit, an external device to processing and transmission, placed near the patient body and a remote unit, connected on a PC computer in order to process and record the data.

Introdução

A temperatura da superfície corporal é utilizada para avaliar grosseiramente o estado geral de pacientes ou animais. Entretanto, ela não permite uma avaliação precisa do estado individual de uma região específica, principalmente aquelas localizadas mais profundamente. Neste caso, é necessária a inserção de um sensor de temperatura junto à região de interesse. Deve-se, então, utilizar um implante que deve preferencialmente satisfazer as seguintes características: evitar fios através da pele, o que poderia aumentar os riscos de infecção; deve ser encapsulado com material biocompatível; deve evitar o uso de baterias que, em geral, ocupam um volume relativamente grande, apresentam tempo de vida limitado e podem contaminar quimicamente o paciente¹; deve ocupar o mínimo volume possível; deve ter um princípio de comunicação com o meio externo que minimize a necessidade de alinhamentos de bobinas ou antenas, de modo a permitir o uso de componentes cuja construção não seja crítica e, ainda, deve ser protegido de modo a não causar danos ao paciente nem aos seus componentes internos. Dentro destas características, utilizando um método que possibilita o uso de sensores em ponte sem a necessidade de amplificadores de instrumentação e uma técnica de comunicação baseada no sobreacoplamento magnético², desenvolveu-se um sistema biotelemétrico passivo para a medição de temperatura interna localizada. O sistema emprega apenas uma única bobina externa, com as funções de rádio-alimentação e comunicação de dados com uma unidade implantável passiva, um retransmissor de dados para uma unidade remota (um microcomputador), cuja função é processar, amostrar, registrar e fornecer uma saída em forma gráfica dos dados de temperatura.

Metodologia

A unidade implantável consiste de uma bobina de alimentação que recebe energia por um sinal de varredura em rádio-frequência, e duas outras bobinas que juntamente com dois varactores formam os circuitos tanques que captam e transmitem para o exterior (na forma de alteração da impedância do sistema bobina externa/bobinas internas), as informações contidas nas tensões dos pontos médios da ponte sensora. Inicialmente, a temperatura altera a resistência de dois termistores NTC casados num circuito em ponte. Esta alteração se reflete na variação das tensões dos pontos médios da ponte, que alteram a capacitância dos varactores ligados a estes pontos. Esta alteração de capacitância modifica a frequência de ressonância dos circuitos tanques, o que pode ser captado do exterior através da inspeção da envoltória do sinal varrido em frequência sobre a bobina externa². No espectro de frequência, a posição de um vale na onda sobre o primário, depende da frequência de ressonância do secundário. No tempo, este vale pode ser facilmente detectado e relacionado com as modificações das tensões da ponte³. Este sinal é processado e entregue na forma de dois pulsos cujos valores instantâneos de tempo, relativos a um pulso de sincronismo, carregam a informação das tensões da ponte. Estes pulsos são transmitidos da unidade externa para uma unidade remota acoplada a um computador pessoal, onde a informação dos pulsos é processada em tempo real, fornecendo os valores de temperatura *versus* tempo (em gráfico, se desejado).

Resultados

O transmissor utilizado, desenvolvido para este projeto (figura 1), opera em FM (portadora de

107MHz), utiliza apenas 1 transistor como componente ativo e é capaz de transmitir informações digitalizadas a uma distância de 18 metros, sem uso de antena auxiliar, com transmissão omnidirecional. Tem consumo de 1,5mW, sendo alimentado por uma bateria de lítio de 3V, e tem dimensões aproximadas de 38X19X12 mm e peso de 14g. Nessas condições, a autonomia do transmissor é estimada em 100 horas de transmissão contínua. O transmissor atua em conjunto com um receptor FM comercial e um circuito de recomposição dos pulsos (interface com o computador). A unidade remota é composta de um PC com um software específico dedicado (figura 2) que mede os tempos relativos entre os pulsos, aplica estes tempos a uma função de

transferência³ e plota-os em tela ou papel, em tempo real.

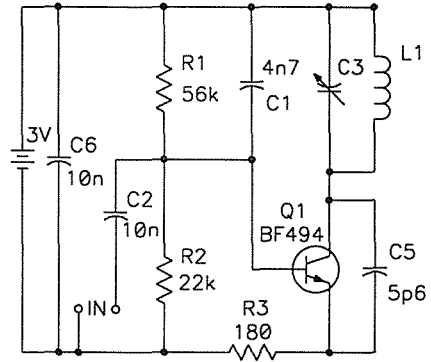


Figura 1.- Transmissor FM

Os resultados podem também ser armazenados em arquivos (disquetes), para posterior avaliação.

Unidade Implantável

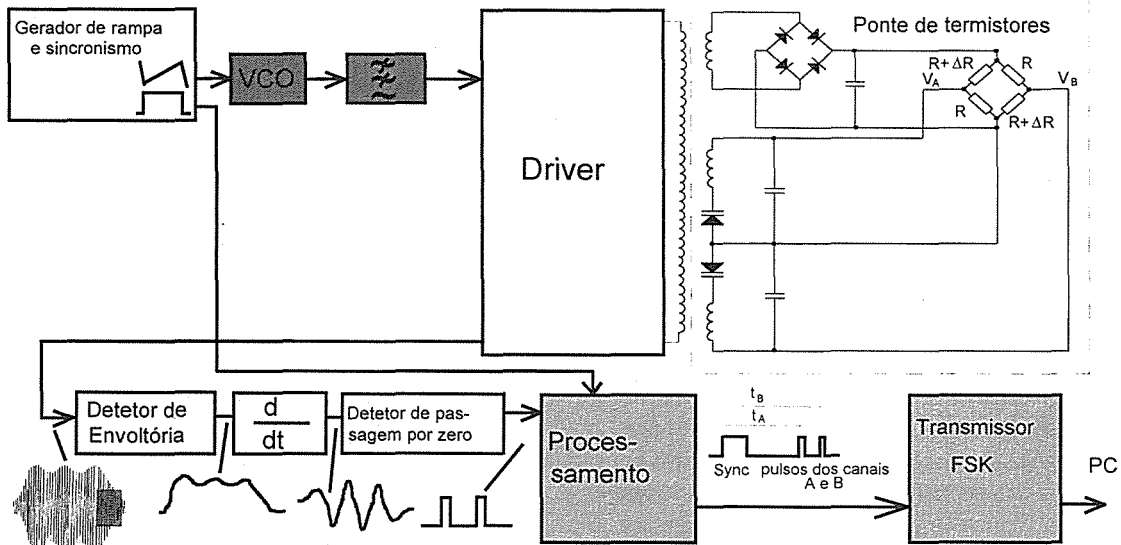


Figura 2.- Diagrama em blocos do sistema.

Discussão e Conclusões

A temperatura localizada é um ótimo parâmetro para detecção de anomalias e como tal, sua determinação precisa é de suma importância. O sistema proposto neste trabalho determina invasivamente tal parâmetro, oferecendo um resultado confiável para a elaboração de diagnósticos. Um protótipo foi elaborado e testado *in vitro*. Futuramente, testes *in vivo* serão executados como comprovação de sua aplicabilidade.

Referências

1. DE VEL, O. Y., Controlled Transcutaneous Powering of a Chronically Implanted Telemetry Device, *Biotelemetry Patient Monitg* 6: p176-185, 1979.
2. ABATTI, P. J. & SCHNEIDER JR., B., A Method to Reduce Sensor Bridge Dependence on Loading and Excitation Voltage, *Rev. Sci. Instr.* 65(3), p 756-757, 1.994.
3. SCHNEIDER JR., B., Sistema de Medição de Temperatura Utilizando um Novo Método de Sensoriamento por Circuitos em Ponte e uma Nova Técnica de Comunicação por Sobre-Acoplamento Magnético, Aplicáveis em Biotelemetria, *tese/mestrado*, CEFET-PR, 1994.

Biotelemetria com Implante Passivo Utilizando Técnica de Sobre-acoplamento.

Paulo J. Abatti¹, Bertoldo Schneider Jr. & Joël Mario Maranhão²

¹Coord. de Pós-grad. em Eng. Elt. e Informática Industrial (CPGEI) CEFET-PR

Av. Sete de Setembro, 3165 - 80230-901 - Curitiba (PR)

E-mail: bertoldo@cpgei.cefetpr.br

²Institut des Sciences et Techniques de Grenoble - Université Joseph Fourier

Resumo - A possibilidade de se utilizar uma única bobina externa para alimentar e receber os dados de uma unidade implantável, que possui três bobinas (uma para alimentação e duas para comunicação usando sobre-acoplamento indutivo) é discutida em detalhes. Resultados experimentais mostrando que o arranjo é pouco dependente de desalinhamentos são também apresentados.

Abstract - The possibility to use a single external coil to power and receive the data from a implantable unit which has three coils (one for powering and two for communication using inductive overcoupling) is analyzed and discussed in details. Experimental results, showing that the arrangement is not dependent of misalignment are also presented.

Introdução

Recentemente foi desenvolvido um método que reduz consideravelmente as dependências que um circuito de sensores em ponte tem em relação a sua tensão de excitação e impedância da carga a ele imposta^{1,2}. Baseado neste método, desenvolveu-se, então, um sistema onde um conjunto de três bobinas externas alimentava uma unidade implantável passiva e dela recebia informações relacionadas à temperatura corporal localizada. Ainda, foi utilizada uma técnica de comunicação baseada no sobre-acoplamento magnético, permitindo o uso de bobinas de baixo fator de qualidade^{3,4}. Entretanto, nesse trabalho, havia o inconveniente de se necessitar que as três bobinas internas estivessem alinhadas com as três externas, qualquer que fosse a disposição planar escolhida. No presente trabalho, é discutida a possibilidade de uma configuração com somente uma bobina externa, cuja função é, simultaneamente, fornecer energia para a unidade interna e retirar as informações desejadas, vantagem de não necessitar de um alinhamento preciso.

Metodologia

O arranjo de bobinas proposto pelo presente trabalho está mostrado na figura 1. Nesta configuração, uma bobina solenóide de grande diâmetro enlaça completamente três bobinas internas.

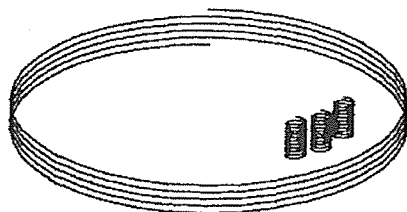


Figura 1.- Configuração espacial das bobinas.

A bobina externa é excitada por um gerador de varredura e é construída de forma a ter uma resposta em frequência praticamente plana dentro da faixa escolhida (526 a 910kHz). Uma das três bobinas internas, também não sintonizada, é responsável pelo acoplamento de energia para o circuito interno, formado por uma ponte retificadora e um filtro elementar, entrega uma tensão DC (aproximadamente 2V a 15mm) a um circuito em ponte, onde estão localizados os sensores. As tensões nos níveis médios da ponte fornecem informações sobre o parâmetro em medição². Outras duas acopladas a circuitos tanques ressonantes naturalmente sintonizados em frequências distintas (600 e 800 kHz) e ligadas a varactores polarizados com as tensões dos pontos médios da ponte, que alteram suas frequências naturais de ressonância, em função da modificação do parâmetro sob monitoração. Estando o circuito sobre-acoplado magneticamente e submetido a uma varredura de frequências, pode-se determinar as frequências de ressonância das bobinas internas através de depressões ou vales refletidos no primário⁴. No caso atual, dois vales são refletidos para o primário, cujas frequências em que ocorrem estão relacionadas com as tensões de polarização dos tanques e, conseqüentemente, com o parâmetro em medição. Então, através da inspeção da envoltória da curva de tensão da bobina externa, pode-se determinar o valor do parâmetro em medição.

Resultados

Por conveniência, esta técnica foi testada com termistores tipo NTC. Através de uma função de transferência apropriadamente escolhida, pode-

se relacionar a posição dos vales no tempo (t_a e t_b), durante a varredura em frequência, com o parâmetro em medição (no caso, temperatura). A figura 2 mostra a curva de calibração do circuito. A não linearidade observada é devida principalmente à resposta não linear dos termistores em relação à temperatura.

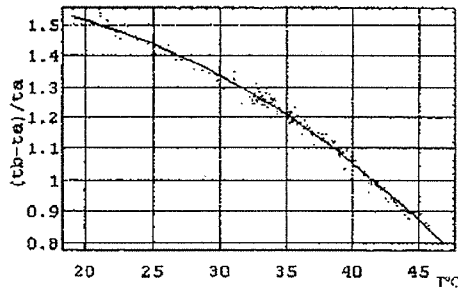


Figura 2 .- Função de saída $g(T) = (t_b - t_a) / t_a$

Discussão e Conclusões

Neste trabalho, foi discutido, em detalhes, a possibilidade de se utilizar uma configuração, usando-se uma bobina externa (para alimentação e comunicação) e três bobinas no circuito interno (uma para alimentação e duas para comunicação) em circuitos de biotelemetria implantáveis. Comparando-se com resultados anteriores^{2,3,4}, pode-se dizer que o presente arranjo minimiza os problemas de desalinhamento observados, facilitando sua aplicação.

Referências

- ¹ ABATTI, P. J. & SCHNEIDER JR., B.; A Method to Reduce Sensor Bridge Dependence on Loading and Excitation Voltage. Rev. of Sci. Inst., 65(3). p756-757, 1994.
- ² SCHNEIDER JR., B. & ABATTI, P. J.; A Novel Sensor Bridge for implantable devices, World Congress on Med. Phys. & Biom. Eng., p584, 1994.
- ³ 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., p590, 1994.
- ⁴ SCHNEIDER JR., B.; Sistema de medição de temperatura, utilizando um novo Método de Sensoriamento por Circuitos em Ponte e uma Nova Técnica de Comunicação por Sobre-acoplamento magnético, aplicáveis em biotelemetria. Tese de mestrado, pl-125, 1994.

Programa para aquisição e processamento de sinais de fosforescência

Gabriel de Noronha; Fábio K. Schneider; Pedro Miguel Gewehr

CPGEI - CEFET/PR

Av. 7 de setembro, 3165 - 80230-901 - Curitiba (PR)

Resumo - Desenvolveu-se um "software" em C para controle de uma placa conversora A/D, com a finalidade de digitalizar os sinais de tensão provenientes de um sistema de medição de fosforescência. Além da aquisição, o programa processa e armazena os dados, calculando o tempo de vida de fosforescência e por meio da relação de Stern-Volmer, determina a concentração de oxigênio do meio sob teste.

Abstract - The development of a software used to control an A/D converter board which makes part of a phosphorescence measuring system is described. After some processing of the acquired data, phosphorescence lifetimes are calculated and, by using the Stern-Volmer relationship, oxygen concentrations can be determined.

Introdução

Para a medição de concentração de oxigênio em meios líquidos e/ou gasosos através da extinção do tempo de vida de fosforescência, utilizam-se moléculas de substâncias luminescentes as quais são excitadas por um pulso de luz de curta duração.

Sob certas condições, ausente a excitação, o decaimento da fosforescência é exponencial e, pela obtenção da constante de tempo dessa curva, determina-se a concentração de oxigênio presente no meio¹.

Este artigo apresenta a descrição do "software" desenvolvido para o controle do sistema de medição utilizado e o processamento dos valores digitalizados para os cálculos dos tempos de vida.

Metodologia

O sistema de medição é composto por uma fonte óptica (lâmpada xenon), uma câmara de amostras, um sistema de detecção baseado em válvula fotomultiplicadora (transdutor e amplificador), uma placa conversora A/D (até 1 MHz) e um microcomputador PC 486. A figura 1 apresenta o esquema geral do sistema de medição.

A cada pulso de luz da fonte óptica que incide na câmara de amostras, é gerada no sistema de detecção, uma exponencial de tensão que é digitalizada pela placa conversora A/D. A nível de processamento dos dados, cada conjunto de valores de tensão gerado por pulso da fonte óptica é somado a um "buffer" comum. Com o conjunto somatória dos valores medidos, calcula-se a curva média, a média normalizada, a curva exponencial linearizada, a reta de regressão através dos mínimos quadrados, o coeficiente de correlação e os parâmetros necessários para a determinação da concentração de oxigênio do meio¹. A figura 2 apresenta o esquema do algoritmo de medição, desenvolvido em C².

No algoritmo, inicialmente ajustam-se alguns parâmetros da placa: número de canais a

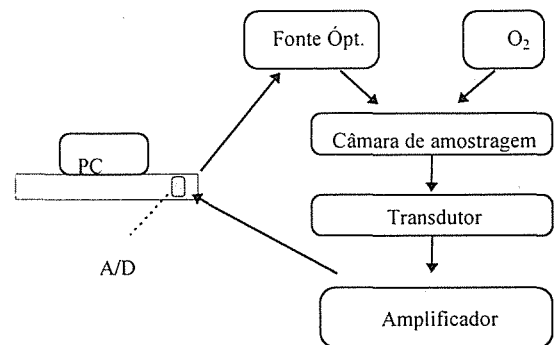


Fig. 1 - Diagrama esquemático do sistema de medição

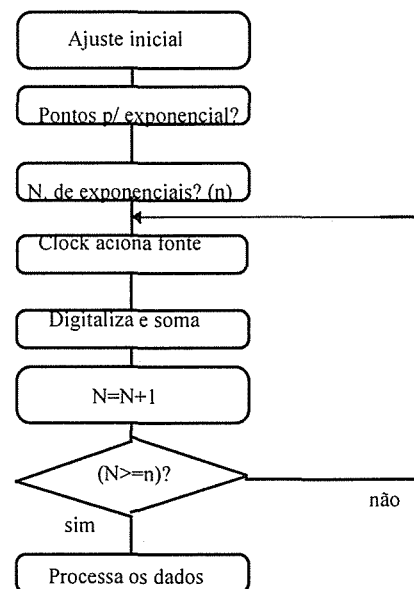


Fig. 2 Algoritmo básico (pulso-amostragem)

serem utilizados (um), a resolução do canal, a faixa de tensão de entrada e a frequência de amostragem. Em seguida, o usuário informa o número de amostras por exponencial a ser convertido pela placa. Aqui, foi arbitrada uma faixa de escolha de 0 a 500 pontos. O último parâmetro solicitado é o número de exponenciais a serem mediadas. Assim que este dado é fornecido, o programa entra em um "loop" no qual as exponenciais são amostradas e somadas a um "buffer" comum. Quando o número de exponenciais desejadas é alcançado, o programa processa os dados e realiza os cálculos finais. Na tela, são mostradas a curva exponencial média e o logaritmo dela.

O software foi desenvolvido com auxílio de uma biblioteca em C fornecida pelo fabricante da placa A/D³.

Os resultados dos cálculos são exibidos no monitor e gravados em disco para estudos mais detalhados, se necessário. A placa A/D utilizada (Flash 12, Strawberry Tree), retorna valores em ASCII dispensando conversões de dados no processamento³. O sinal de "clock" que comanda cada pulso da fonte óptica é proveniente da própria placa A/D, proporcionando o sincronismo do sistema. Assim, o sinal pode ser comandado por "software" tornando possível o sincronismo "*pulso-amostragem*". Além disso, a fim de aproveitar melhor os dados, é utilizado um sistema de gatilhamento no qual a placa começa a converter apenas no início do decaimento da exponencial³.

Resultados

Inicialmente, o sinal pulsado que comanda a fonte óptica era proveniente de um gerador de funções. Assim, a amostragem da placa A/D era efetuada de uma só vez, limitando o número de curvas a medir por falta de memória. Além disso, o "buffer" amostrado continha todas as curvas, necessitando o programa de uma rotina para seleção de seus valores válidos. Isso acarretava em lentidão e pouca confiabilidade nos dados obtidos, além de necessitar de um outro instrumento no sistema, o gerador de funções. O sistema de "*pulso-amostragem*", utilizado devido a placa A/D dispor de um "clock" interno, tornou praticamente ilimitado o número de curvas a serem amostradas, diminuindo o tempo de processamento e aumentando a confiabilidade dos resultados.

Conclusões

Como o método utilizado para o cálculo dos tempos de vida (ajuste dos dados a uma exponencial simples) não exige grandes blocos de memória e o número de pontos por curva é

reduzido (máximo 500 pontos), os resultados foram satisfatórios sob o aspecto de tempo de processamento e exatidão.

Por exemplo, uma média de 1000 curvas com 250 pontos cada é obtida em menos de 5 minutos, resultando uma correlação da ordem de 0,99 dos dados fitados a uma mono-exponencial. Além disso, o programa é versátil, pois permite o cálculo de tempos de vida tão pequenos quanto 5-10 μ s.

Referências

- ¹ 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.
- ² SCHILDT H. Turbo C++: guia do usuário. São Paulo: Makron Books. McGraw Hill., p. 591, 1992.
- ³ STRAWBERRY. Flash 12: High speed data acquisition & control system (manual). Sunnyvale: Strawberry Tree Inc., 1993.

Compressão de sinais sem perda com o uso de palavras de tamanho variável

Mateus J. Martins¹, Jan Frans W. Slaets¹

¹Depto. de Física e Informática - IFSC/USP
Av. Dr. Carlos Botelho, 1469 - 13560-970 - São Carlos (SP)
E-mail: mateus@uspfc.ifqsc.sc.usp.br

Resumo - Um novo algoritmo de compressão de dados sem perda de informação, baseado na adequação automática do tamanho da “palavra” usada na amplitude do sinal é apresentado e avaliado para armazenamento de sinais de Tomografia por Ressonância Magnética. Uma comparação com outras implementações de compressores de uso geral é apresentada, demonstrando um desempenho superior tanto na taxa de compressão, quanto no tempo de execução.

Abstract - A new data compression algorithm without information losses based on the automatic adaptation of the used word size is presented and evaluated with MRI data. A comparison with others general purpose compression is presented to show the superior performance in the compression rate as well as in execution time.

Introdução

Várias técnicas de compressão, com ou sem perda de informação, são disponíveis atualmente e utilizadas principalmente para diminuir, tanto a ocupação de espaço nos meios de armazenamento, quanto o tempo de transferência dessas informações em redes entre computadores. Normalmente os compressores de dados sem perda, de uso geral (ZIP, ARC, GZIP) utilizam a técnica LZW (Lempel-Ziv & Welch)¹. Esses compressores apresentam uma alta taxa de compressão, porém não são otimizados para sinais que possuam uma grande variação de sua dinâmica durante pequenos intervalos de tempo. Dessa forma, boa parte dos dados armazenados não necessitam de todos os bits da palavra do computador. Assim, desenvolvemos a técnica DAC² (Dados com Compressão) permitindo uma compactação maior para sinais possuindo esta característica.

Metodologia

O uso de “palavras” de comprimento variável é a técnica adotada neste novo método. Como a maior parte dos computadores convencionais não suporta palavras de tamanho variável, o mesmo é implementado de forma artificial. O algoritmo DAC utiliza TAGs de informação para permitir um tamanho de palavra variável. A estrutura TAG (figura 1) contém o tamanho da palavra (b) em número de “bits” e o número de palavras (n) armazenadas em subsequentes registros de b bits. Durante a compressão, a constante avaliação das TAGs adicionadas, permite o armazenamento dos dados em conjuntos diminuindo o espaço utilizado. A última palavra do conjunto é utilizada como um CRC dos dados, para a sua verificação durante o procedimento de descompressão dos mesmos.

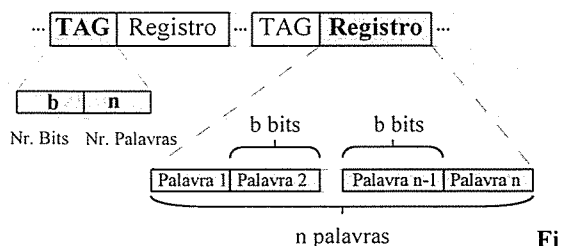


figura 1 - Formato do TAG e registro utilizado na nova técnica de compressão

Resultados

O método descrito, foi utilizado para a compressão dos dados de Ressonância Magnética do Laboratório de RM do IFSC-USP. Um típico conjunto de dados de 256x256 de 32bits complexo (Real/Imag) apresenta 524292 bytes, sendo seu valor reduzido para 122604 bytes (76,6% de compressão), contra os 167633 bytes (68%) obtidos com o PKZIP, usando o algoritmo Lempel-Zip & Welch do mesmo arquivo. Os outros compressores avaliados (GZIP, ARJ, LHA, ARC e COMPRESS) tiveram uma taxa de compressão ainda inferior ao PKZIP, Tabela I.

Discussão e Conclusões

Embora essa técnica tenha sido implementada para dados de RM, nada impede seu uso com outros tipos de sinais, principalmente biológicos, cuja dinâmica apresente grandes variações. A técnica DAC apresenta uma grande taxa de compressão comparando-se a compressores de uso geral largamente utilizados, como o PKZIP, ARC, GZIP, mesmo utilizando opções de compressão máxima. Além de possuir uma taxa de compressão superior, o tempo de compressão e

descompressão é ligeiramente inferior ao do PKZIP utilizando a opção de velocidade máxima.

Referências

¹ WELCH, TERRY A. A Technique for High performance Data Compression. IEEE Computer., v. 17, n. 6, p. 8-19, 1984.

² MARTINS, M. J. Desenvolvimento de um Tomógrafo de Ressonância Magnética: Integração e Otimização. São Carlos, 1995. Tese (Doutorado) - Instituto de Física de São Carlos: Universidade de São Paulo.

Tabela I - Comparação entre vários programas de compressão em um micro 486DX2 - 66MHz, sobre um arquivo de RM de 256 x 256 aquisições

Arquivos de 524.292 bytes	Tamanho final (bytes)	Tempo de Compressão (seg)	Tempo de Descompressão (seg)	Taxa de Compressão (%)
DAC	122.604	5,0	4,0	76.6
PKZIP (max)	163.928	11,9	0,7	68.7
PKZIP	167.633	7,0	1,0	68.0
GZIP (max)	164.471	109,9	2,3	68.6
GZIP	184.009	11,0	2,4	64.9
ARJ	173.699	16,4	2,2	66.9
LHA	168.711	5,0	0,9	67.8
ARC	193.301	4,3	1,7	63.1
COMPRESS	244.594	16,0	1,1	53.3
TAR	532.480	0,7	0,4	-1.6

Implementação de uma Técnica para Tipificação e Alinhamento de Complexos QRS

Gustavo Henrique Matos Bezerra Motta¹; Luis Carlos Carvalho²

¹ Departamento de Informática - CCEN/UFPB

² NETEB/CMEB/UFPB

e-mail: gustavo@lasic.ufpb.br

Resumo - Este trabalho descreve uma técnica para tipificação e alinhamento de complexos QRS. O coeficiente de correlação é usado para alinhamento e discriminação dos complexos, que são categorizados por um algoritmo de partição. A técnica foi aplicada em 33 ECGs normais e patológicos, obtendo um índice de acerto da ordem de 95%, quando comparado a um padrão definido por um especialista. É empregada no processamento do ECG de esforço e no ECG de 12 derivações convencional para computação de um ciclo PQRST de tendência central e na determinação do complexo dominante. Atualmente está sendo validada com ECGs do banco de dados do CSE.

Abstract - This paper describes a technique for QRS complex typification and alignment. Correlation coefficient is used to align and to discriminate QRS complexes using a partition algorithm that separates them into different classes. The technique has been employed in 33 normal and abnormal ECG's and it was correct in 95% of the cases, when compared to an expert gold standard. It is being used in ECG stress test and conventional 12 lead ECG processing to calculate an average PQRST cycle and to determine the dominant complex within a record. The technique is currently being validated using ECG's from the CSE database.

Introdução

O desenvolvimento de sistemas para processamento de sinais de ECG no LPSB-IB (Laboratório de Processamento de Sinais Biológicos e Instrumentação Biomédica) do NETEB-UFPB envolveu a implementação de uma técnica para tipificação e alinhamento de complexos QRS em registros curtos. Várias técnicas para realizar esta tarefa são relatadas na literatura, entretanto, não em detalhes o suficiente para permitir uma implementação efetiva¹. Esse trabalho descreve a técnica para tipificação de complexos por nós desenvolvida.

A tipificação faz parte do processamento do ECG visando a extração de parâmetros para posterior classificação dentro do processo da análise do sinal. O objetivo é categorizar os complexos QRS quanto a sua forma. Para determinar as diferentes categorias de complexos, é preciso alinhá-los por um ponto fiducial a fim de calcular o grau de semelhança entre eles, usado como discriminante num algoritmo de partição.

Metodologia

A tipificação é realizada logo após a detecção do QRS, em derivações individuais num processamento *off-line*. Durante o seu desenvolvimento, foram usados registros de 10 segundos de ECG, amostrados a uma frequência de 200 e 500 Hz. A técnica está dividida nas três fases descritas a seguir.

Pré-processamento: a detecção dos complexos QRS é baseada na técnica proposta por Hamilton e Tompkins². O sinal utilizado pelo algoritmo de tipificação é o sinal processado por um filtro passa-faixa usado na detecção do QRS e tem sua fre-

quência de amostragem reduzida para 100 Hz, a fim de otimizar o desempenho da técnica.

Correlação e Alinhamento dos Complexos: os complexos são comparados no algoritmo de partição, aos pares, em um trecho de 200 ms, sendo 100 ms antes e 100 ms depois do ponto onde foi detectado o QRS. Quando o intervalo RR mediano for inferior a 500 ms, o trecho de comparação é de 150 ms. A comparação é realizada fazendo-se uma correlação cruzada (normalizada), que avalia o grau de semelhança entre os complexos, através do coeficiente de correlação (CC). Sabendo que os pontos de detecção do QRS podem apresentar variações em suas posições relativas nos complexos³, o CC é calculado deslocando-se um complexo sobre o outro numa janela. Tendo um dos complexos como referência, desloca-se o outro complexo a partir de 50 ms antes do ponto de detecção do QRS até 50 ms depois e, em cada passo do deslocamento, calcula-se o CC. O CC máximo é usado como critério de discriminação no algoritmo de partição e, no momento em que ocorre, o alinhamento dos complexos é máximo.

Partição dos Complexos: o algoritmo de partição assume o primeiro complexo do registro como referência e o correlaciona com os demais complexos. Os complexos com CC maior ou igual a 0,93 em relação ao complexo de referência são incluídos da mesma categoria deste. Aqueles com CC menor do que 0,93 e maior ou igual a 0,86 são rotulados como incertos, visto não se ter certeza se pertencem a categoria do complexo de referência. Os complexos remanescentes são considerados como não pertencentes à categoria do complexo de referência.

O processo descrito é repetido apenas para os complexos remanescentes até que não haja mais nenhum complexo restante. Se não houver complexos rotulados como incertos, então os complexos estão tipificados. Caso contrário, cada complexo rotulado como incerto tem o CC calculado para todos os complexos de cada categoria. Ele será incluído na categoria onde foi calculada a maior quantidade de CCs superiores ou iguais à 0,93, desde que esta quantidade não seja inferior à 50% do total de complexos da categoria. Se um complexo incerto não satisfaz este critério de inclusão para nenhuma categoria, então ele passa a formar uma categoria própria.

Resultados

Essa técnica de tipificação e alinhamento foi aplicada em 33 ECGs normais e patológicos de um banco de dados de sinais hemodinâmicos, de um simulador de arritmias da marca Kontron, modelo 994 e sinais obtidos em testes de esforço. O índice de acerto da técnica, quando comparado ao padrão definido por um especialista para estes sinais, foi da ordem de 95%.

Discussão e Conclusões

Os sistemas para processamento do ECG de esforço³ e para análise do ECG de 12 derivações⁴, por nós desenvolvidos, usam a técnica de tipificação e alinhamento descrita para excluir os complexos QRS aberrantes do cálculo de um ciclo PQRST de tendência central. A técnica é empregada na determinação do complexo dominante e será usada na análise de ritmo. A exclusão dos complexos aberrantes do cálculo de um ciclo PQRST representativo é essencial para evitar ciclos distorcidos quando se usa a média coerente, ou outras medidas de tendência central. Segundo Motta e Carvalho⁵, este esquema apresenta os melhores resultados para estabelecer um ciclo PQRST de tendência central. A técnica de tipificação e alinhamento implementada está em processo de validação usando ECGs do banco de dados do CSE.

Referências

¹ Van Bommel, J. H.; Zywiets, C.; Kors, J. A signal analysis for ECG interpretation. *Methods of Inform. in Med.*, v. 29, p. 317-329, 1990.

² Hamiltom, P. S.; Tompkins, W. J. Quantitative investigation of QRS detection rules using the MIT/BIH arrhythmia database. *IEEE Trans. on Biom. Eng.*, v. 33, p. 1157-1165, 1986.

³ Motta, G. H. M. B. *Especificações Formais Orientadas a Objetos: Aplicação no Desenvolvimento de um Sistema para Processamento do Eletrocardiograma de Esforço*. Tese de Mestrado, UFPE, 1992.

⁴ Varani, M. L. *Sistema Automático de Aquisição, Processamento e Apresentação Gráfica de Eletrocardiograma de 12 Derivações*. Tese de Mestrado, UFPB, 1994.

⁵ Motta, G. H. M. B.; Carvalho, L. C. Comparing techniques for the estimation of representative PQRST cycles. *Phys. in Med. and Biol.*, v. 39a, p.933, 1994.

19.

PROCESSAMENTO
DE IMAGENS
MÉDICAS

Método Computadorizado para Simulação da Distribuição Angular dos Raios X em Sistemas Radiológicos

Márcio A. Marques¹; Annie F. Frère²; Henrique J. Q. de Oliveira¹; Homero Schiabel²; Paulo M. A. Marques²

¹ Departamento de Física e Informática
Grupo de Instrumentação e Informática - GII - IFSC/USP
Av. Dr. Carlos Botelho, 1465 - 13560-250 - São Carlos (SP)
e-mail: marcio@uspfc.ifqsc.sc.usp.br

² Departamento de Engenharia Elétrica - EESC/USP
Av. Dr. Carlos Botelho, 1465 - 13560-250 - São Carlos (SP)

Resumo - O presente trabalho apresenta uma técnica para simular, em sistemas de imagens radiológicas, a variação da distribuição angular dos raios X (Efeito "Heel"), que é responsável pela variação de intensidade ao longo do campo de radiação. Com esta simulação pode ser previsto o contraste das imagens para qualquer técnica de exposição.

Abstract - This work introduces a method in order to simulate the changes in X-ray angular distribution (the Heel effect) for radiologic imaging systems. This distribution is the cause of the intensity variation along the radiation field. This simulation method can predict images contrast for any exposure technique.

Introdução

A distribuição de intensidade de radiação ao longo do campo de radiação (campo da imagem) não é uniforme, e pode variar de 70 a 120% com relação ao centro do campo, como mostra a figura 01. O fenômeno que causa esse efeito é conhecido como distribuição angular, "Efeito Heel" ou "Efeito Anódio" e provoca no filme um gradiente de radiação que não depende somente do objeto. Portanto, pode ocorrer que certas regiões do filme não serão sensibilizadas enquanto outras serão sensibilizadas em excesso, prejudicando o contraste necessário para obtenção de uma boa imagem.

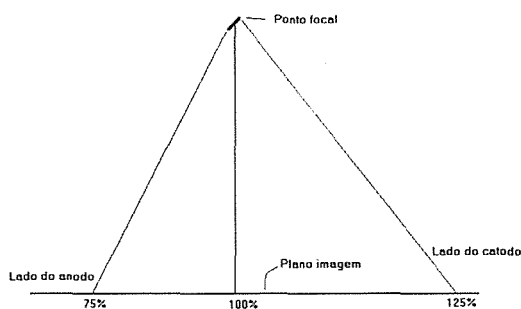


Figura 01 - Distribuição de intensidade ao longo do campo de radiação causada pelo efeito "Heel"

O Efeito "Heel" produz uma redução na intensidade de raios X para aqueles raios que são emitidos do anodo em ângulos rasantes à face do alvo. Isto é causado pela maior absorção dos raios X que passam através de espessuras maiores do alvo (figura 02).

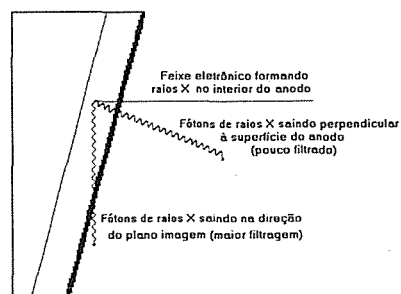


Figura 02 - Esquema simplificado da ocorrência do efeito "Heel"

Teoricamente o feixe de elétrons deveria colidir com a superfície do anodo (alvo) e toda a radiação também deveria ser produzida na superfície, porém, isso não ocorre. Os elétrons emitidos em alta velocidade penetram no material do alvo, antes de chocar-se com alguns átomos para produzir radiação, fazendo com que a radiação produzida esteja imersa no anodo e, dependendo do ângulo de saída, ser mais ou menos absorvida pelo alvo, como mostra a figura 02.

A radiação que sofre a menor absorção pelo alvo é aquela que sai perpendicular à sua superfície (figura 02) pois, a espessura de material que ela deve percorrer é menor. Em qualquer outro ângulo de saída, menor que 90°, a radiação precisa percorrer um caminho cada vez maior, proporcional a diminuição do ângulo e por isso é mais absorvida pelo material.

Metodologia

Baseado em Fritz^{1,2} desenvolvemos um algoritmo que calcula a intensidade dos raios X em

várias posições do campo como função do ângulo que o raio à ser medido faz com o eixo central (figura 03).

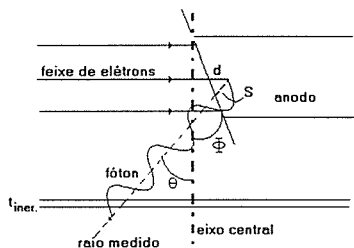


Figura 03 - Processo de emissão de fótons pelo alvo (anodo)

Considerando o espectro de raios X como sendo contínuo, cada energia E deve ser filtrada através da espessura apropriada do material do alvo, ou seja, ela é filtrada para cada comprimento de atenuação $s(\theta)$ calculado e também pela filtração inerente. Depois da correção pelas filtrações o espectro deve ser integrado sobre E para se obter a intensidade total na direção escolhida (raio de ângulo θ) e também deve ser corrigido para $1/r^2$, ou seja, em função da atenuação causada pela distância entre a fonte (alvo) e o plano imagem.

Resultados

Para determinar se os resultados obtidos pela simulação são coerentes, medimos experimentalmente a variação de intensidade de raios X no campo de radiação, com um dispositivo experimental descrito por Abramov³. Para determinar a dose dos tubos de raios X, utilizamos 27 cristais de LIF ("lithium fluoride") dispostos em círculos concêntricos no plano imagem.

Após alinharmos o detector central com o centro do feixe de raios X, realizamos exposições com 40 KVp e 50 mAs. Repetimos esta experiência 10 vezes com cristais termoluminescentes diferentes e, após medir as doses dos cristais com um dispositivo dosimétrico, calculamos a média das medidas.

Discussão e Conclusões

Podemos concluir que o algoritmo desenvolvido para a simulação do efeito "Heel" mostrou-se eficaz, já que houve uma concordância muito grande entre os dados obtidos experimentalmente através das medidas com os LIFs e os dados obtidos com a simulação.

O comportamento do efeito "Heel" simulado está coerente com a teoria descrita na literatura e, com o programa desenvolvido,

podemos calcular eficientemente e rapidamente a distribuição de intensidade no campo de radiação.

Referências

- ¹ FRITZ, S.L.; LIVINGSTON, W.H. **The Effect of Anode Curvature on Radiographic Heel Effect.** *Medical Physics*, v.12, n° 4, p.443-446, Jul/Aug 1985.
- ² FRITZ, S.L.; LIVINGSTON, W.H. **A Comparison of Computed and Measured Heel Effect for Various Target Angles.** *Medical Physics*, v.9, n° 2, p.216-219, March/April 1982.
- ³ ABRAMOV, V.P.; KULESHOV, A.S.; KULESHOV, V.K. **Angular Distribution of Intensity and Dose Characteristics of pulsed X-ray Tube with a Thermoemissive Cathode.** *Instrum. & Exp. Tech. (USA)*, v.21, n° 3, p.788-790, May 1978.

Agradecimentos

À Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo - FAPESP

Compromisso entre resolução e tempo computacional em processamento para detecção de agrupamentos de microcalcificações mamárias

Fátima de Lourdes S. Nunes¹; Homero Schiabel¹; Ricardo José Ferrari¹; Paulo M. Azevedo Marques¹; Annie France Frère¹

¹Depto. de Engenharia Elétrica - EESC/USP
Av. Dr. Carlos Botelho, 1465 - 13560-250 - São Carlos (SP)
E-mail: fatimal@peterpan.sel.eesc.sc.usp.br

Resumo - Microcalcificações mamárias e seus agrupamentos (“clusters”) constituem particular interesse para o diagnóstico do câncer de mama, pois podem ser indícios de tumores malignos. Este trabalho propõe uma técnica de reconhecimento de agrupamentos de microcalcificações em mamogramas digitalizados baseada na “transformação área-ponto”. Os resultados apresentados correspondem ao processamento de imagens obtidas com “phantoms” expostos em sistemas mamográficos, com vistas a contribuir para a detecção precoce dessa doença.

Abstract - Breast microcalcifications and clusters are of great interest to the diagnosis of breast cancer, since they can just indicate malignant tumors. This work is aimed to propose a technique for recognition of microcalcifications clusters in digitized mammograms, based on the “area-point transformation” procedure. Results presented are concerned to the processing of images obtained by phantoms exposures in mammographic systems.

Introdução

O câncer de mama é uma das principais causas da morte em mulheres¹, apesar de sua detecção no estágio inicial de desenvolvimento apresentar grandes chances de cura. Atualmente a mamografia é ainda a técnica mais adequada a essa detecção registrando as estruturas que indicam a presença de tumores malignos. Entre essas estruturas estão as microcalcificações que, devido ao seu tamanho reduzido e às limitações no aparelho mamográfico, muitas vezes são passadas despercebidas na análise visual. De grande interesse ainda são as aglomerações (“clusters”) de microcalcificações, que são indicadores de necessidade de uma investigação mais aprofundada no local onde se apresentam. De fato, quando é observado um grupo de mais de 10 microcalcificações na mesma região, a probabilidade de se tratar de um carcinoma é maior que 60%². Com a finalidade de detectar os “clusters” de microcalcificações, vários sistemas computadorizados têm sido desenvolvidos^{1,3,4}, sem que a maioria deles apresente, contudo, condições suficientes para aplicações clínicas.

A finalidade da presente pesquisa é propor um método para a detecção desses “clusters”. Neste trabalho apresentamos essa proposta, bem como alguns resultados obtidos com “phantoms”, e discutimos o compromisso da resolução da imagem com o tempo computacional necessário para obtenção dos resultados.

Metodologia

O pré-processamento das imagens e a segmentação das estruturas de interesse, nesse trabalho, são realizados com base na técnica proposta por Nishikawa *et al.*⁴.

O reconhecimento de “clusters” é concretizado em dois passos: primeiro executa-se um procedimento denominado “transformação área-ponto recursiva” proposta por Nishikawa *et al.*⁵ e, após, submetem-se as imagens a um processamento utilizando-se máscaras com o objetivo de verificar a existência de uma quantidade pré-determinada de sinais em uma área também pré-estabelecida pelo usuário.

Essa etapa consiste em três fases: a) contagem dos pontos identificados, armazenamento dos grupos encontrados em vetores e simultânea eliminação desses sinais da imagem original; b) verificação da possibilidade de sinais isolados restantes na imagem original pertencerem a “clusters” detectados - neste passo verifica-se a distância de cada sinal isolado a todos os agrupamentos identificados; e c) junção de “clusters” próximos que podem ter sido identificados como aglomerações diferentes nos passos anteriores.

Realizados os processamentos, os resultados são anotados e comparados aos parâmetros previamente conhecidos.

Resultados

Antes da aplicação da técnica de “transformação área-ponto”, testes foram realizados

com matrizes binárias quadradas, de tamanho 50 x 50 pontos, a fim de obterem-se os melhores parâmetros para a execução do processamento. Foram variados o tamanho da máscara utilizada e a quantidade de linhas e colunas saltadas em cada posicionamento, decidindo-se pela escolha da máscara 3 x 3 que saltava 2 linhas e 2 colunas a cada iteração.

Para verificar a eficácia do processamento que propomos, foram feitos testes com algumas imagens radiográficas. Tais imagens corresponderam a exposições de dois particulares "phantoms" em mamógrafos do Hospital das Clínicas de Ribeirão Preto e Santa Casa de Araraquara, basicamente com 28 kVp e 200 mAs (sem écran). Entre as principais características desses "phantoms" destaca-se a presença de estruturas simulando "clusters" de microcalcificações. Tais estruturas consistem basicamente de partículas de mármore moído incrustadas em placas de parafina. O tamanho real das partículas varia de 0,2 a 0,75 mm.

Foram digitalizadas 8 imagens em um "scanner" UMAX UC1260-Pro, estabelecendo-se 256 níveis de cinza e resolução de 600 dpi. Cada imagem foi dividida em 16 partes, com tamanho aproximado de 500 x 500 pixels, cada uma.

Obtidas as imagens necessárias, estas foram submetidas à execução de dois programas com o objetivo de realizar o pré-processamento, a segmentação das microcalcificações e a detecção dos "clusters".

Foram processadas 15 imagens considerando-se a definição proposta por Nishikawa⁵ (3 ou mais sinais em uma área de 32 pixels). Havia um "cluster" em cada imagem, com sinais de tamanhos variados. Em 3 imagens o sistema não detectou "clusters", sendo observado que o resultado obtido sofreu influência do baixo contraste apresentado. Nos demais casos foram detectados 2 ou 3 "clusters" por imagem.

Discussão e Conclusões

Durante a detecção dos "clusters", os sinais identificados como pertencentes a um agrupamento eram eliminados da imagem original a fim de que não fossem contados repetidamente. Com isso, surgiram dois problemas: alguns pontos que pertenciam a agrupamentos ficaram isolados na imagem e não foram incluídos naqueles aos quais pertenciam. Um processamento de integração desses sinais ao "cluster" mais próximo (sendo observada uma distância máxima) foi aplicado para corrigir o problema. Outra questão percebida foi a divisão de "clusters" que deveriam ser identificados como um só, devido à eliminação de parte do "cluster" em iterações anteriores. Isso foi resolvido com a execução de uma rotina que agrupava "clusters" que estivessem separados por uma distância máxima de

pixels, previamente determinada. Aos "clusters" foram atribuídas cores diferentes a fim de diferenciá-los.

A máscara utilizada inicialmente para os testes de agrupamento foi de 32 pixels. Um "cluster" foi identificado como sendo 3 ou mais sinais, nessa região. No entanto, a maioria das definições médicas⁶ indica o "cluster" como a presença de 3 ou mais sinais em uma área de 1 cm². Com a resolução utilizada na digitalização, dever-se-ia usar uma máscara de 236 pixels, o que, certamente, provoca alterações nos resultados obtidos. Testes com máscaras de 118 pixels (0,5 cm) elevou o tempo de processamento em quase 10 vezes em relação à máscara de 32 pixels. Considerando-se que o tamanho de um mamograma digitalizado pode ser 5 ou mais vezes maior que o tamanho dos "phantoms" utilizados, percebe-se o quão grande torna-se o compromisso entre resolução da imagem e o tempo de processamento.

É de extrema importância a utilização de alta resolução durante a digitalização de imagens, considerando-se o diminuto tamanho das microcalcificações. Considerando que o objetivo das pesquisas nessa área é auxiliar o diagnóstico clínico, o compromisso entre essa resolução e o tempo computacional exigido para o processamento constitui uma característica que deve ser atentamente observada durante a construção de algoritmos para o processamento das imagens.

Referências

- ¹ DAVIES, D. H.; DANCE, D. R. Automatic computer detection of clustered calcification in digital mammograms. *Physics in Medicine and Biology*, v. 35 (8), p. 1111-1118, 1990.
- ² LE GAL, M.; CHAVANNE, G.; PELLIER, D. Valeur diagnostique des microcalcifications groupées découvertes par mammographies. *BULL Cancer*, v. 71, p. 57-64, 1984.
- ³ CHAN, H.-P.; DOI, K.; VYBORNY, C.J.; SCHMIDT, R.A.; METZ, C.E.; LAM, K.L.; OGURA, T.; WU, Y.; MacMAHON, H. Improvement in radiologists' detection of clustered microcalcifications on mammograms: the potential of computer-aided diagnosis. *Investigative Radiology*, v. 25(10), p. 1102-1110, 1990.
- ⁴ NISHIKAWA, R.M.; JIANG, Y.; GIGER, M.L.; DOI, K.; VYBORNY, C.J.; SCHMIDT, R.A. Computer-aided detection of clustered microcalcifications. *Proceedings of IEEE International Conference on Systems, Man and Cybernetics (Chicago)*, p. 1375-1378, 1992.
- ⁵ NISHIKAWA, R.M.; GIGER, M.L.; DOI, K.; VYBORNY, C.J.; SCHMIDT, R.A. Computer-aided detection and diagnosis of masses and clustered microcalcifications from digital mammograms. *State of the Art in Digital Mammographic Image Analysis World Scientific Publishing Co.*, 1993.
- ⁶ SICKLES, E. A. Breast calcifications: mammographic evaluation. *Radiology*, v. 160, p. 289-293, 1986.

Estudo Comparativo das Técnicas de Segmentação de Microcalcificações em Imagens Mamográficas

Ricardo Luiz Villela, Annie France Frere Slaets; Paulo M. Azevedo Marques; Homero Schiabel, Rogério Volpon Florian, Ricardo José Ferrari

Depto. De Engenharia Elétrica - EESC/USP
Av. Dr. Carlos Botelho, 1465 - 13560-250 - São Carlos (SP)
E-mail: rvillela@peterpan.sel.eesc.sc.usp.br

Resumo - No intuito de comparar os resultados apresentados na literatura de várias técnicas de segmentação de microcalcificações mamográficas, selecionamos as técnicas que aparentemente apresentavam os melhores resultados a saber: 'threshold', crescimento de região e filtros gaussianos combinados com operadores morfológicos. Processamos as imagens, de um mesmo banco de dados, digitalizadas com o mesmo dispositivo e comparamos os resultados obtidos. Além disso baseados nesta comparação desenvolvemos um algoritmo híbrido que aproveita partes das técnicas mais eficientes apresentadas, para segmentar as microcalcificações com um desempenho superior.

Abstract - To compare the results of various mammographic microcalcifications segmentation techniques presented in the literature, we selected which apparently provide the best results: threshold, region growing and gaussian filters combined with morphological operators. We processed the digitized images of the same data base and compared the achieved results. Furthermore, based in this comparison, we developed one hybrid algorithm that takes advantage of parts of the more efficient techniques presented, to segment the microcalcifications with a superior performance.

Introdução

A detecção das microcalcificações, indício importante para o diagnóstico do câncer mamário, é baseada, na maioria das vezes, nas técnicas de segmentação que separam os objetos a serem processados das demais estruturas presentes nos mamogramas. Entretanto é muito difícil avaliar o desempenho de cada método já que os próprios autores reconhecem ser difícil comparar os resultados alcançados por suas pesquisas com as demais devido ao emprego tanto de equipamentos e procedimentos diversos para digitalizar e armazenar os mamogramas quanto de base de dados diferentes. Portanto, no intuito de comparar os resultados obtidos e apresentados isoladamente na literatura, selecionamos as técnicas que aparentemente apresentavam os melhores resultados a saber: 'threshold', crescimento de região e filtros gaussianos combinados com operadores morfológicos. Processamos as imagens, de um mesmo banco de dados, digitalizadas com a mesma técnica e comparamos os resultados obtidos.

Além disso baseados nesta comparação desenvolvemos um algoritmo híbrido que aproveita partes das técnicas mais eficientes apresentadas, para segmentar as microcalcificações com um desempenho superior.

Metodologia

Três métodos para segmentação foram avaliados neste trabalho. O primeiro, proposto por Nishikawa e outros¹, é composto de quatro estágios: um pré-processamento inicial denominado imagem diferença com o objetivo de incrementar a relação sinal ruído da imagem; um 'threshold' global para eliminar as estruturas de fundo seguido por um conjunto de operadores morfológicos que rejeitam sinais menores que três pixels e, por último, um 'threshold' local baseado no contraste dos sinais em relação a sua vizinhança para eliminar os sinais falso-positivos remanescentes.

O segundo método foi apresentado por Shen e outros² e é baseado em uma técnica de crescimento de região que emprega um fator de tolerância para decidir quais pixels devem ser adicionados a esta. Inicialmente os autores calculam o valor médio da imagem inteira e selecionam os pixels cujos valores são muito maiores que esta média. Estes pixels são empregados como sementes. Para cada semente efetua-se o crescimento de região com diversos valores de tolerância variando de 0.01 a 0.40 utilizando um passo dado pelo inverso do valor do pixel semente. Um conjunto de características incluindo solidez, centro de gravidade e tamanho é calculado para cada região obtida com cada valor de tolerância. A distância normalizada entre os conjuntos de características das regiões obtidas com sucessivos valores de tolerância é determinada. O conjunto que apresentar a menor distância é

selecionado como conjunto final. As regiões obtidas somente foram consideradas pelos autores como sinais verdadeiros quando apresentavam uma área entre 5 e 2500 pixels e contraste em relação a vizinhança maior que 0.20.

O último método foi proposto por Dengler e outros³. Ele possui três etapas. Na primeira os sinais são detectados através do emprego de dois filtros gaussianos, sendo que o primeiro elimina as estruturas de fundo do mamograma, enquanto o segundo efetua a detecção dos sinais através da diferença ponderada de dois filtros Gaussianos. Nesta fase os sinais são detectados porém a sua forma original é distorcida por esta operação. Por isso na segunda etapa os autores empregam uma operação morfológica denominada transformação 'TopHat' para obter a forma dos sinais. Na última fase os resultados dos dois passos acima são combinados através de uma outra operação morfológica denominada 'CThickening'.

Implementamos portanto as técnicas acima descritas e digitalizamos um conjunto de mamogramas e radiografias de 'phantoms' empregando um digitalizador UMAX modelo UC 1260, com uma resolução de 600 DPI e 256 níveis de cinza. Processamos estas imagens e comparamos os resultados. Desta comparação observamos que o método de pré-processamento desenvolvido por Nishikawa e outros¹ apresentava o melhor desempenho e o método de segmentação de Shen e outros² preservava melhor as microcalcificações. Portanto resolvemos implementar um sistema híbrido que realiza o pré-processamento com a técnica da imagem diferença¹, a segmentação com o método de crescimento de região multitolerância² e uma operação morfológica de erosão, e comparar os resultados obtidos por ele com os demais.

Resultados e Discussão

Escolhemos imagens que apresentavam uma baixa relação sinal ruído e os primeiros resultados obtidos foram piores que os apresentados nas publicações. Portanto ajustamos os parâmetros dos métodos baseados em 'threshold'¹ e crescimento de região² para as imagens com menos contraste. Para o algoritmo baseado em filtros gaussianos e morfologia matemática os dados, fornecidos pelos autores, foram insuficientes para realizar uma adaptação adequada.

Provavelmente por isso este método apresentado por Dengler e outros³ mostrou a menor taxa de detecção, 34.52% com 0.33 sinais falso-positivos por imagem. O algoritmo proposto por Shen e outros² alcançou uma taxa de detecção de 52.95% e 3,44 sinais falso-positivos por imagem. O primeiro método, desenvolvido por Nishikawa e outros¹, obteve uma detecção de 67,59% contra

uma taxa falso-positiva de 3.93 sinais por imagem. O novo algoritmo proposto neste trabalho atingiu uma detecção de 89,97%, e uma taxa de 7.44 sinais falso-positivos por imagem.

Conclusão

Pela observação dos resultados obtidos com a nossa base de dados podemos concluir que dos métodos apresentados na literatura o baseado em 'threshold'¹ permite detectar uma porcentagem maior de microcalcificações embora com uma taxa de sinais falso-positivos superior. O novo método proposto apresenta uma detecção de microcalcificações superior, entretanto o número de falso-positivos é mais alto. Isto indica que estes dois últimos métodos são mais adequados para imagens de baixo contraste, como é o caso de muitos mamogramas obtidos no Brasil.

Além disso, métodos com alta sensibilidade podem ter sua eficiência incrementada com a adição de técnicas para eliminação de sinais falso positivos, tornando-os definitivamente melhores que os métodos de baixa sensibilidade.

Agradecimentos

Este projeto teve apoio financeiro de CAPES, FAPESP e PADCT.

Referências

¹NISHIKAWA, R.M.; JIANG, Y.; GIGER, M.L.; DOI, K.; VYBORNÝ, C.J.; SCHMIDT, R.A. **Computer-aided detection of clustered microcalcifications.** Proceedings of IEEE International Conference on Systems, Man and Cybernetics (Chicago), p. 1375-1378, 1992.

²SHEN, L.; RANGAYAN, R.M.; DESAUTELS, J.E.L. **Detection and classification of mammographic calcifications.** International Journal of Pattern Recognition and Artificial Intelligence, v. 7(6), p. 1403-1416, 1993.

³DENGLER, J.; BEHRENS, S.; DESAGA, J.F. **Segmentation of microcalcifications in mammograms.** IEEE MI, v. 12(4), p. 634-642, 1993

Identificação e Caracterização de Microcalcificações Anelares e Vermiculares em Mamogramas

Aleir Silveira Pereira^{1,3}; Annie France Frère²; Homero Schiabel²; Paulo M. Azevedo Marques²; Henrique Jesus Quintino de Oliveira¹

¹IFSC-Instituto de Física de São Carlos - USP - ²EESC-Escola de Engenharia de São Carlos

³IBILCE - Inst. de Biociências Letras e Ciências Exatas - UNESP- DCCE

Rua Cristivam Colombo No. 2295 - 13054-000 - São José do Rio Preto - SP, Brasil.

email: aledir@nimitz.dcce.ibilce.unesp.br ou Pmarques@peterpan.sel.eesc.sc.usp.br

Resumo - Foram desenvolvidos algoritmos baseados em transformada de Hough para identificar e separar microcalcificações de formas anelares e vermiculares já que estas são indicações seguras da presença ou não de tumores malignos.

Abstract - Algorithm was developed with the aim of aiding the early detection of breast cancer by computer processing of mammographic images. The detection of characterization shape microcalcification is obted by Hough transform.

Intrudução

O melhor meio para detecção de câncer de mama ainda é a mamografia. Porém as imagens obtidas são pobres em contraste, e isto dificulta a tarefa do radiologista na diagnose.

O diagnóstico médico é realizado com base nas calcificações associadas aos tumores. De estudos recentes apresentados por Le Gal (1) destacamos dois formatos de calcificações: as anelares que são associadas a 100% dos tumores benignos, e as vermiculares a 100% dos tumores malignos. Este trabalho executado por biopsia nos levou a desenvolver uma pesquisa, onde algoritmos foram capazes de detectar estas duas formas de microcalcificações.

Métodos e Processos

Certos tipos de imagens radiológicas apresentam uma baixa relação sinal/ruído além de conter muitas informações que não são de interesse para a análise. Assim, após a digitalização, essas imagens requerem um processamento computacional que visa não só melhorar a relação sinal/ruído, como também evidenciar a patologia em estudo. Neste trabalho foram utilizados filtragem e thresholding da referida imagem.

O passo seguinte portanto consiste na segmentação da imagem, o que fornecerá subsídio para o reconhecimento. A segmentação é o processo que subdivide a imagem em suas partes ou objetos constituintes, que denominamos elementos de imagem. Assim, esta etapa do processamento, gera então um conjunto de objetos que permitirão uma descrição da imagem digitalizada.

A identificação da patologia é o último passo.

Nosso objetivo foi a detecção de microcalcificações de formas anelares e vermiformes. A transformada de Hough foi a ferramenta utilizada para detecção de formas.

A transformada de Hough é um método matemático utilizado para detectar principalmente retas em uma dada imagem (2) (3), e através de adaptação deste método pudemos detectar microcalcificações vermiformes. Um algoritmo para detectar retas foi implementado utilizando coordenadas polares. Mediante a modificação deste algoritmo pudemos detectar formas vermiculares.

Para detectarmos formas anelares, temos que estas possuem características semelhantes a elipses, e um algoritmo para detectar elipse seria muito útil para identificar tal forma. Então um algoritmo foi implementado, porém dividido em várias etapas. A primeira consistiu em obter o possível centro de uma elipse, e para tanto foram utilizados dois métodos, ambos utilizando propriedades geométricas de elipses:

1 - Método para elipses completas (4), consiste da utilização da propriedade geométrica, que diz: Dada duas retas tangentes à uma elipse, se estas forem paralelas, o ponto médio entre os pontos tangentes é o centro da elipse. Combinando esta propriedade à transformada de Hough obtivemos o possível centro.

2 - Método para elipses incompletas (5), consiste também da aplicação de uma propriedade geométrica, que diz: dada duas retas tangentes a uma elipse, e não paralelas, o seu cruzamento determina um ponto $T(x,y)$ e o ponto médio dado pelo par de pontos tangente $M(x,y)$ são colineares ao centro da referida elipse. Aplicamos a transform. de Hough e pudemos obter o possível centro.

Implementamos a segunda parte, que constitui na avaliação para descobrir se este centro

pertence a uma elipse ou a outra forma qualquer. A verificação é realizada utilizando uma propriedade geométrica da elipse que diz : se a reta que liga um ponto P ao centro de uma elipse O é perpendicular a reta que liga um outro ponto Q também ao centro da referida elipse , então a soma do inverso da distância OP ao quadrado com o inverso da distância OQ ao quadrado é uma constante e é característica para cada elipse. Atraves de um algoritmo utilizando esta propriedade confirmamos a presença ou não de elipses.

A terceira e última parte do algoritmo constitui em avaliar se a forma é cheia ou oca, que consequentemente em cruzamento com a informação anterior nos fornece as seguintes informações: é forma elíptica anelar, é forma elíptica cheia ou não é forma elíptica.

Um sistema computacional foi desenvolvido utilizando os algoritmos acima citados. Para aplicação do sistema , bem como sua avaliação utilizamos três tipos diferentes de conjuntos de dados. O primeiro constituiu em criar imagens de microcalcificações com várias formas e tamanhos, abrangendo desde círculos, elipses cheias, elipses vazias, elipses incompletas, formas vermiculares e outras formas com características diversas. Os segundo e terceiro conjuntos foram obtidos através da digitalização de imagens mamográficas reais, que já possuíam diagnósticos confirmados, sendo um deles de tumores benignos e o outro de tumores malignos.

Resultados

Os resultados foram classificados em dois grupos: simulados e reais.

Simulados:

95,7% - anelares verdadeiras detectadas;

100% - . vermiciformes verdadeiras detectadas.

Reais: Processamento das imagens de tumores malignos de 101 elementos de 28 imagens foram detectadas a existência de:

43,58% - vermiciformes;

1,98 % - formas elípticas vazadas (elipses anelares).

Processamento de imagens de tumores benignos em 131 elementos de 36 imagens resultaram:

17,11% - formas elípticas vazadas (elipses anelares);

38,46 % - formas elípticas cheias (elipses cheias);

contra 11,96% - vermiciformes.

Conclusões

Utilizando imagens simuladas obtivemos resultados muito satisfatórios. Pois somente arcos de elipses muito pequenos que se confundiam com formas vermiculares não foram detectados.

Com o processamento de dados de imagens reais, obtivemos nas imagens de tumores malignos, resultados muito animadores, pois conseguimos detectar 43,5% de vermiciformes e 1,98% de possíveis arcos de elipses (anelares). No processamento de imagens de tumores benignos, obtivemos 17% de anelares, 38,5% de elipses cheias contra 12% de vermiciformes falsas.

A mais, o sistema apresentou um excelente desempenho para detecção de microcalcificações muito pequenas, pois conseguimos detectar com segurança o formato de microcalcificações da ordem de 0,9 mm como vermiciforme e de raio de 0,8 mm como anelar.

Agradecimentos

Ao PADCT e CNPq pelo suporte financeiro.

Referências

¹LE GAL, Michèle; CHAVANNE, Guy; PELLIER, Daniel - Valeur diagnostique des microcalcifications groupées découvertes par mammographies Bull Cancer (Paris), v. 71, n(1) , p. 57-64, 1984.

²HOUGH, P.V.C. Method and means for recognizing complex patterns. U.S. Patent 3,069,654, Dec. 18, 1962.

³DUDA, Richard O.; HART, Peter E. - Use of the Hough Transformation to Detect Lines and Curves in Pictures. Communications of the ACM-Graphics and Image Processing. v.15, n(1), p.11-15, January 1972.

⁴TSUJY, Saburo and MATSUMOTO, Fumio - Detection of Ellipses by a Modified Hough Transformation. IEEE Transactions on Computers. v. c-27, n(8), p. 777-881, August 1978.

⁵MUAMMAR, H.K.; NIXON, M. - Tristage Hough transform for multiple ellipse extraction. IEEE Proceedings-E. v. 138, n(1), p.27-35, January 1991.

Determinação Dinâmica de Threshold por Avaliação Local de Bordas em Imagens Implementada em Arranjos Sistólicos

Evandro Luis Linhari Rodrigues, Valentin Obac Roda

Departamento de Engenharia Elétrica - EESC-USP
(evandro@peterpan.sel.eesc.sc.usp.br);
Depto. de Fis. e Ciência dos Materiais - IFQSC-USP
(valentin@ifqsc.sc.usp.br)

Resumo - Este trabalho apresenta uma proposta de arquitetura com módulos sistólicos para aplicações em visão computacional, tendo como tema central de investigação, a determinação dinâmica de "threshold" por avaliação local de bordas em imagens, procedimento este utilizado no estágio de "early processing". São propostos módulos sistólicos para a realização das tarefas envolvidas, buscando concluir o processamento a cada quadro de imagem adquirida.

Abstract - This work describes a proposal of an architecture made of systolic modules for applications in computer vision. The central theme of investigation is the dynamic threshold determination by local edge evaluation, whose procedure is used in "early processing" stage. Systolic modules are proposed to realize tasks to obtain the processing at video rate.

Introdução

O desafio da visão computacional, é executar tarefas que normalmente são características da visão humana, colhendo informações de imagens, que são projeções bidimensionais do mundo real

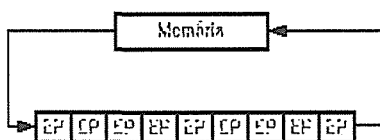


Figura 1 - Configuração básica de arranjos sistólicos

tridimensional, fazendo isso na forma mais precisa e rápida possível.

Os sistemas sistólicos^{1,2,3}, propostos primeiramente por Kung¹ no fim da década de 70, como podemos ver simplificada na figura 1, são constituídos por elementos de processamento (EP) interconectados, cada um efetuando operações simples sobre os dados. A informação nas redes sistólicas flue de maneira regular entre os elementos de processamento e as saídas são coletadas nos elementos de processamento da periferia. Suas aplicações se dão no campo de análise de imagens em visão computacional, processamento de sinais e outros.

Metodologia

A figura 2 mostra de forma global a estrutura do sistema proposto, sendo composta por uma câmera com um digitalizador e por uma rede de processamento sistólico.

Na figura 3, podemos observar os blocos sistólicos contidos na rede. A idéia básica consiste na

operação em tempo real, uma vez que cada pixel, de cada linha de imagem capturada pela câmera, é processado pela rede sistólica e entregue ao hospedeiro a cada quadro de imagem.

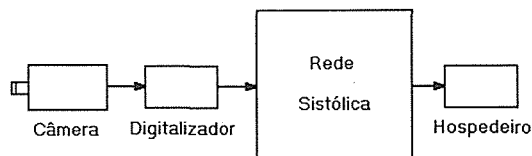


Figura 2 - Sistema proposto.

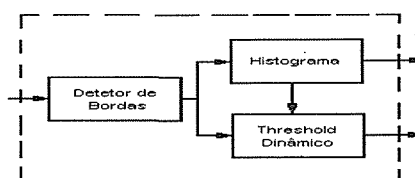


Figura 3 - Módulos da rede sistólica.

Muitas das informações usadas em uma imagem estão contidas naquelas regiões onde ocorrem transições entre os níveis de cinza ou nos níveis de cores, isto é, nas bordas. A informação consiste no tamanho da transição (magnitude de borda) e a direção na qual a intensidade muda mais rapidamente (direção de borda). A informação de borda pode ser usada para avaliar valores de "threshold" para isolar regiões de imagens específicas.

A convolução bidimensional (2-D) é o caminho mais comum para detecção de bordas em imagens. Assumindo que em uma imagem g será aplicada a detecção de bordas, a convolução 2-D é composta pela convolução de um pequeno padrão f (aqui com dimensões 3x3) com a imagem g . A cada ponto a convolução é computada pela equação abaixo.

$$c(m,n) = \sum_{i=0}^2 \sum_{j=0}^2 f(i,j)g(m-l+i,n-l+j)$$

(equação 1)

O operador Laplaciano (isotrópico), que detecta as bordas como o máximo local do gradiente da imagem, foi tomado como padrão de entrada:

$$f = \begin{bmatrix} 0 & 1 & 0 \\ 1 & -4 & 1 \\ 0 & 1 & 0 \end{bmatrix}$$

A tarefa do módulo de "Threshold" é a de classificar as bordas produzidas pelo estágio Detetor de Bordas, minimizando assim os erros de extração das mesmas. Essa classificação foi implementada por Venkatesh e Rosin⁴ utilizando o método de avaliação de bordas, proposto por Kitchen e Rosenfeld⁵, o qual baseia-se na coerência de bordas locais, incorporando dois critérios: Continuidade e Finura.

Para calcular a Continuidade, são tomadas duas funções, $L(k)$ e $R(k)$, as quais medem a continuidade do pixel em avaliação, com seus vizinhos à esquerda e direita respectivamente.

$$L(k) = \begin{cases} A(dc,dk) \times A\left(\frac{\pi k}{4}, dc + \frac{\pi}{2}\right), & \text{se o vizinho } k \text{ e' pixel de borda} \\ 0, & \text{de outra forma} \end{cases}$$

(equação 2)

$$R(k) = \begin{cases} A(dc,dk) \times A\left(\frac{\pi k}{4}, dc - \frac{\pi}{2}\right), & \text{se o vizinho } k \text{ e' pixel de borda} \\ 0, & \text{de outra forma} \end{cases}$$

(equação 3)

sendo dc , dk as direções gradiente dos pixels, e a discrepância angular dada por:

$$A(\alpha,\beta) = (\pi - |\alpha - \beta|) / \pi \quad \text{(equação 4)}$$

A medida de continuidade de toda a vizinhança é calculada por:

$$C = \frac{1}{2} (\max\{L(i)\} + \max\{R(i)\}) \quad \text{(equação 5)}$$

para os três pixels à esquerda (d_i) e os três à direita (d_j), do pixel central do padrão 3x3.

A Finura (T) é calculada como a fração dos seis pixels restantes, os quais não são pixels de borda.

Por fim, a medida de avaliação de borda é computada usando uma combinação linear dos dois critérios conforme a equação 6.

$$E = \gamma C + (1-\gamma)T \quad \text{(equação 6)}$$

Um bom valor para γ foi proposto por Kitchen e Rosenfeld⁵ como sendo 0.8.

No outro módulo são extraídos os Histogramas das imagens, quadro a quadro, os quais podem ser utilizados pelo "Módulo de Threshold" ou para outras decisões futuras, como por exemplo melhorar o contraste, modificar o brilho, etc...

Resultados e Discussão

Com a maximização por região da medida de avaliação de bordas, foi possível encontrar para cada região pesquisada de uma imagem qualquer, valores ótimos de "threshold", comportando-se assim como uma boa ferramenta de decisão.

Embora tratando-se de uma arquitetura não muito complexa, as simulações realizadas para a mesma mostraram que com a combinação de módulos de operação sistólica, tarefas de "early processing" como a determinação dinâmica de "threshold", levantamento de histogramas locais e outros⁶, sendo executadas à taxa de vídeo, representam significativo ganho de tempo no processamento de imagens, pois combinam processamento paralelo à algoritmos sistólicos especializados.

Em face à crescente tecnologia de implementação em hardware representada pelas FPGAs, vislumbra-se aqui uma possibilidade real de implementação da arquitetura proposta para trabalhos futuros.

Referências

- ¹ Kung, H.T., "Why systolic architecture?", I.E.E.E. Trans. Computers, jan. 1982,, 37-46.
- ² Kung, S.Y., "VLSI array processors", Prentice-Hall, 1988.
- ³ Petkov, N., "Systolic parallel processing", Elsevier Science Publishers B.V., 1993.
- ⁴ Venkatesh, S. and Rosin, P. L., "Dynamic Threshold Determination by Local and Global Edge Evaluation", Graphical Models and Image Processing, Mar. 1995, vol. 57, N. 2, 146-160.
- ⁵ Kitchen, L. and Rosenfeld, A., "Edge Evaluation using local edge coherence, IEEE Trans. Syst. Man Cybernetics 11, 1981, 597-605.
- ⁶ Fu, K. S. and Mui, J. K., "A Survey on Image Segmentation", Pattern Recognition, 1981, vol. 13, 3-16.

Algoritmos de Detecção de Bordas em Imagens Radiográficas

Adilson Gonzaga¹; Celso Aparecido de França²

¹EESC-USP - Escola de Engenharia de São Carlos, Departamento de Engenharia Elétrica
Av. Dr. Carlos Botelho, 1465, São Carlos, SP, Brasil
e-mail: adilson@sel.eesc.sc.usp.br

²IFSC-SC- Instituto de Física de São Carlos, Departamento de Física e Informática
Av. Dr. Carlos Botelho, 1465, São Carlos, SP, Brasil
e-mail: cafranca@sel.eesc.sc.usp.br

Resumo - A proposta deste trabalho é a apresentação de técnicas para a detecção de bordas em imagens digitalizadas de radiografias odontológicas. Alguns algoritmos são testados e a imagem obtida é mostrada visando um melhor realce de contornos ou detalhes. Um algoritmo por nós proposto é aplicado nas imagens previamente processadas para aumentar o contraste e os resultados são discutidos.

Abstract - The aim of this work is to discuss edge detecting techniques applied to radiographic digital images. Some algorithms have been implemented and the results are displayed to enhance boundary or hide details. We propose one algorithm applied in a pre processed image with contrast enhanced and we discuss the results.

Introdução

A etapa fundamental do processamento de imagens a nível básico é a determinação de bordas dos objetos da cena. A detecção de bordas em imagens digitalizadas de maneira rápida e eficiente contribuirá para a otimização dos algoritmos de identificação a nível mais elevado.

A proposta deste trabalho é discutir alguns algoritmos de reconhecimento de bordas em imagens radiográficas utilizadas em odontologia e digitalizadas por um "Scanner" de mesa de baixo custo, facilmente instalável em qualquer consultório. Estas imagens em escala de cinza são descompactadas, permitindo assim, a implantação de algoritmos de detecção de bordas em um microcomputador compatível com PC.

Nessas imagens qualquer tipo de estrutura significativa aparece como descontinuidade na intensidade luminosa da cena. Uma imagem obtida do mundo real apresenta uma grande quantidade de informação entre dados relevantes e ruídos, que devem ser reduzidos para uma maior eficiência dos algoritmos de reconhecimento e classificação.

As bordas de uma imagem são o resultado de mudanças em alguma propriedade física ou espacial dos objetos submetidos à radiografia. A maioria das técnicas de detecção de bordas empregam operadores diferenciais de primeira ou de segunda ordem. Tais operadores ressaltam os contornos das bordas mas também amplificam o ruído.

O nosso trabalho discute alguns algoritmos de detecção de bordas, propõe um outro, e a imagem obtida é mostrada em um terminal de vídeo VGA.

Metodologia

A maioria das técnicas de detecção de bordas emprega operadores diferenciais¹ de primeira ou de segunda ordem. Alguns trabalhos discutem comparativamente alguns destes operadores mais conhecidos^{2,3}. Grande parte dos operadores de borda utilizam algum tipo de suavização da imagem antes da operação diferencial. O operador de Marr utiliza uma máscara Gaussiana convoluída com a imagem. Isso pode atenuar as bordas fracas, onde o contraste é pequeno.

A imagem original, digitalizada através de um "Scanner" diretamente da radiografia, é mostrada na Fig.1.

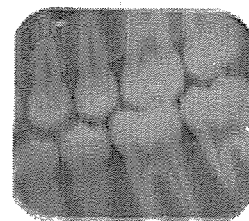


Fig. 1 - Imagem Original

Um dos detectores mais populares é o detector de borda de Sobel, que pode ser expresso na seguinte equação matemática:

$A(i,j)$ = matriz de imagem de $m \times m$ elementos $a(i,j)$

$$B_x(i,j) = a(i+1,j-1) + 2.a(i+1,j) + a(i+1,j+1) - a(i-1,j-1) - 2.a(i-1,j) - a(i-1,j+1)$$

$$B_y(i,j) = a(i-1,j+1) + 2.a(i,j+1) + a(i+1,j+1) - a(i-1,j-1) - 2.a(i,j-1) - a(i+1,j-1)$$

$B(i,j)$ = Matriz de bordas,
 $e B(i,j) = \sqrt{(B_x^2 + B_y^2)}$

Resultados

A imagem vista na Fig.2 é uma imagem de bordas detectadas por Sobel, aplicando-se um nível de "threshold" arbitrário. Pode-se observar que o ruído proveniente de variações no nível de cinza do fundo é ressaltado e as regiões de baixa iluminação, com bordas fracas, não são detectadas. Shu sugere⁴ após a aplicação de Sobel um "threshold" diferenciado e uma busca heurística para detecção de bordas de um pixel. A Fig.3 apresenta a imagem processada de acordo com a sugestão de Shu, com um "threshold" aplicado em:

$$T = \{ \max[E(i,j)] - \min[E(i,j)] \} / 2 \quad e \quad E(i,j) \neq 0$$

onde, $E(i,j) = \sqrt{(E_x^2 + E_y^2)}$

$$E_x(i,j) = B(i-1,j) + B(i,j) + B(i+1,j); \text{ se } B(i,j) \geq B(i+1,j)$$

$$E_x(i,j) = 0; \text{ caso contrário}$$

e

$$E_y(i,j) = B(i,j-1) + B(i,j) + B(i,j+1); \text{ se } B(i,j) \geq B(i,j+1)$$

$$E_y(i,j) = 0; \text{ caso contrário}$$

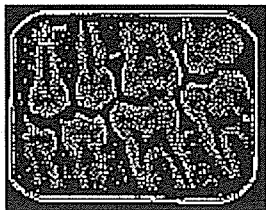


Fig. 2 - Detector de Sobel

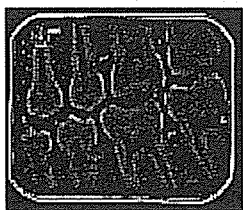


Fig. 3 - Algoritmo de Shu.

O resultado em imagens radiográficas é melhor, mas apresenta ainda perda de informação de bordas relevantes.

O algoritmo proposto neste trabalho, leva em consideração imagens pré-processadas aumentando-se o contraste através da aplicação de funções não uniformes⁵. A imagem é então binarizada através da aplicação de um nível de "threshold" calculado através do vale do histograma, aplicando-se OU-Exclusivo nas linhas e colunas, bit a bit, da imagem binária. A borda é detectada onde existe variação de bit "zero" para bit "um" ou vice-versa, permanecendo constante e igual a "zero" em partes toda branca ou toda preta da imagem. A Fig.4 mostra uma imagem de bordas detectadas através de:

$$b_{(i,j)} = (a_{(i,j)} \otimes a_{(i,j+1)}) \cdot (a_{(i,j)} \otimes a_{(i+1,j)})$$

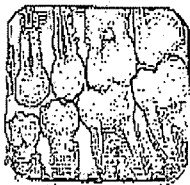


Fig. 4 - Algoritmo proposto

Conclusões

Os resultados obtidos mostram que com um sistema de baixo custo, instalável em qualquer microcomputador do tipo PC com VGA e um "scanner" de mesa, pode-se processar imagens radiológicas e segmentar regiões de interesse para auxílio a diagnóstico. Essas imagens originalmente de baixo contraste, são melhoradas e as bordas dos objetos (no caso, dentes) ou patologias existentes são ressaltadas, podendo ser utilizadas como imagens de entrada para processamento de mais alto nível.

Os detectores de bordas aplicados neste trabalho nos permitem concluir que a melhor técnica a ser aplicada em cada caso em particular, deva ser avaliada pelo profissional de odontologia, conforme suas necessidades de diagnóstico.

Imagens de baixo contraste devem ter suas bordas realçadas para permitir um melhor desempenho de detectores de bordas, tanto convencionais como pelo proposto neste trabalho. A grande dificuldade, no entanto, é a determinação, em todos os casos, de níveis de "threshold" que realmente contribuam para a segmentação de partes de interesse sem degradar a imagem final. Esforços devem ser realizados no sentido de se obter métodos de determinação de "threshold" de maneira dinâmica e adaptativa para se aplicar às imagens radiológicas de baixo grau de contraste.

É viável, no entanto, a implementação a baixos custos de software e hardware de processamento de imagens radiológicas em odontologia, onde macro características devam ser observadas como ferramenta de auxílio na determinação de parâmetros.

Referências

- 1 Pratt, W.K. (1978) - "Digital Image Processing", John Wiley and Sons, New York.
- 2 Peli, T. and Malah, D. (1982) - "A study of edge detection algorithms", Computer Graphics and Image Processing 20, p.1-21.
- 3 Abdou, I.E. and Pratt, W.K. (1979) - "Quantitative design and evaluation of enhancement/thresholding edge detectors", Proc. of IEEE, 67(5), p. 753-763.
- 4 Shu, J.S.P. (1989) - "One-Pixel-Wide Edge Detection", Pattern Recognition 22 (6), p.665-673.
- 5 Costa, J.A.F. e Gonzaga, A. - "Realce de Bordas em Imagens Digitais: Uma Abordagem por Funções.", Anais do Workshop sobre Visão Cibernética, Instituto de Física de São Carlos, USP, São Carlos, Agosto 1994, p.80.

Produção de Interleucinas RNAm em Camundongos BALB/c Infectados por *Paracoccidioides brasiliensis*, com Análises dos Resultados Através de Processamento de Imagens

Adriana Januário¹; Rosemeire C. L. Rodrigues Pietro¹ (rose@spider.usp.br); Evandro L. L. Rodrigues² (evandro@peterpan.sel.eesc.sc.usp.br); Celso A. de França²; Celio L. Silva¹

¹ Departamento de Parasitologia, Microbiologia e Imunologia FMRP-USP

² Departamento de Engenharia Elétrica EESC-USP

Resumo - A paracoccidioidomicose é uma infecção fúngica progressiva causada pelo fungo dimórfico *Paracoccidioides brasiliensis*, caracterizada por uma reação inflamatória crônica, granulomatosa e por uma depressão da resposta imune mediada por célula. As interações fungo-hospedeiro induzem distúrbios imunoregulatorios que promovem alterações na produção de citocinas. Iniciamos um estudo sobre a produção de RNAm para citocinas em camundongos BALB/c infectados com *P. brasiliensis*. No início da infecção, observamos produção equivalente para IL-2 e IL-10 RNAm, com predomínio de RNAm para IL-2 no pulmão. Ao contrário, as células do fígado apresentaram maiores níveis para o RNAm de IL-10. Neste modelo, há uma mudança dinâmica nos níveis de RNAm para IL-2 e IL-10, sugerindo a presença de ambas populações de células T CD4+. Estes resultados e o progresso desta investigação contribuirão para um melhor entendimento da imunopatologia da paracoccidioidomicose.

Abstract - Paracoccidioidomycosis is a progressive fungic infection caused by the dimorphic fungus *Paracoccidioides brasiliensis*, characterized for a chronic and granulomatous inflammatory reaction and by a depression of the cell mediated immune response. The fungus-host relationships induce immunoregulatory disturbances promoting unbalanced levels of interleukins production. We are studying mRNA cytokines production in BALB/c mice infected with *P. brasiliensis*. In the beginning of the disease, with *P. brasiliensis* stimulated mice showed an analogous production between IL-2 and IL-10 mRNA, however, there is a predominancy in IL-2 mRNA in the lung. In opposition to this in the liver cells IL-10 mRNA was abundant. In this model, there is a dynamic change in the levels of IL-2 and IL-10 mRNA, suggesting the presence of both CD4+ T helper cells. These results and the progress of this investigation will contribute to a better understanding of immunopathology of paracoccidioidomycosis.

Introdução

A Paracoccidioidomicose é uma doença sistêmica crônica causada pelo *Paracoccidioides brasiliensis*. O desenvolvimento de infecção é dependente de vários fatores relacionados ao hospedeiro e ao fungo, podendo levar a morte¹.

A resistência relativa à vários patógenos pode ser estabelecida pelo padrão de citocinas produzido pelas células T helper e pelas moléculas coestimulatórias expressas na superfície celular das células apresentadoras de antígenos², podendo ser um indicador da evolução da paracoccidioidomicose. Com o objetivo de compreender melhor as interações hospedeiro/parasita, analisamos a presença RNAm (RNA mensageiro) para diferentes interleucinas em órgãos como o Baço, a Glândula Adrenal, Fígado, Linfonodo, Pulmão e Timo em camundongos Balb/c infectados com *P. brasiliensis*.

Metodologia

O RNAm extraído dos vários órgãos de camundongos Balb/c infectados com *P. brasiliensis*, foi fixado em membrana de nylon, sendo submetido à reação de hibridação utilizando uma sonda de cDNA (DNA complementar) de interleucina radioativamente marcada com ³²P, que posteriormente é autoradiografada em filme Fuji RTM. Os filmes assim obtidos (figuras A, B, C, D, E e F) foram analisados visando a quantificação dos RNAm para as interleucinas, sendo usado como controle de normalização a concentração de β-actina. A análise das imagens autoradiográficas, teve um encaminhamento bastante criterioso calcado nos conceitos de processamento de imagens^{5,6}. Em todas as etapas para obtenção dos dados a serem analisados, também houve acentuada atenção aos métodos utilizados. A transformação da autoradiografia em imagem, foi realizada em "scanner" de 600 "dpi" no modo de iluminação transmissiva. Duas informações presentes nas imagens são relevantes neste processo: a área autoradiografada para cada órgão e a translucidez,

ou seja, o nível de cinza médio dessa mesma área. A partir da aquisição da imagem, foram aplicados filtros adequados, para que não houvesse perda de informação, e a seguir as imagens foram submetidas à detecção de bordas^{6,7}. Conhecida então a fronteira de interesse, calculou-se a área e a respectiva translucidez, para cada órgão.

Todas as condições experimentais de extração de RNA, fixação na membrana, reação de hibridação e autoradiografia foram pré-estabelecidas e realizadas de acordo com dados da literatura³.



Figura A - β-actina (1ª semana)



Figura B - IL - 2 (1ª semana)



Figura C - IL - 10 (1ª semana)



Figura D - β-actina (4ª semana)



Figura E - IL - 2 (4ª semana)



Figura F - IL - 10 (4ª semana)

Resultados

A análise de nossos resultados demonstraram que os níveis de produção de RNAm para IL-2 e IL-10 foram semelhantes, entretanto podemos ressaltar que na 1ª semana de infecção há um grande aumento nos níveis de produção de RNAm IL-2 no pulmão (32%) e timo (15%), enquanto que os níveis de RNAm IL-10 foram maiores no fígado (22%).

Na quarta semana de infecção os níveis para IL-2 e IL-10, mostraram um aumento acentuado nos níveis de RNAm IL-10 para todos os órgãos (de 20% a 40%). Notamos também que no pulmão, há alternância dos níveis das interleucinas, estando os níveis de IL-2 altos no início da infecção

(32% a mais), enquanto na quarta semana os níveis maiores foram os de IL-10 (29% a mais).

Estes dados sugerem a existência de diferentes padrões de células T helper nesse modelo de infecção e estas populações alternam-se no curso da infecção⁴.

Discussão

As citocinas são moléculas potencialmente imunorreguladoras e podem ser utilizadas como um referencial para o entendimento da evolução da resposta imune do hospedeiro em diversas doenças. Com este propósito investigamos a expressão das interleucinas IL-2 e IL-10 na Paracoccidiodomicose. A descrição do perfil de produção destes mediadores imunológicos permitenos o reconhecimento dos distúrbios desencadeados pela infecção, possibilitando o desenvolvimento de intervenções terapêuticas.

Referências

- San-Blas, G. - *Paracoccidiodomycosis and its etiologic agent - Paracoccidiodes Brasiliensis*. J. Med. Vet. Mycol., n° 31 - pp. 99-113, 1993.
- Durum, S.K. and Oppenheim, J.J. - *Proinflammatory cytokines and immunity* - In W.E.Paul (ed). *Fundamental Immunology*, 3rd ed Raven Press Ltda., New York, 1993.
- Sambrook, J.; Fritsch, E.F. and Manniatis, T. - *Molecular cloning: A Laboratory manual* - 2nd Ed. Cold Spring Harbor Laboratory Press New York, 1989.
- Mosmann, T. and Coffman, R. - *Two Types of Mouse Helper-cell Clone: Implications for Immune Regulations* - *Immunology Today*, n° 8, pp.223-227, 1987.
- Tzay Y. Young and King-Sun Fu, *Handbook of Pattern Recognition and Image Processing*, Academic Press, Inc., 1986.
- D. Marr and E. Hildreth, *Theory of edge detection*, Proc. Royal Society London, 1980.
- A. Gonzaga e C. A. França, *Um sistema de Processamento de imagens dirigido a microcomputador compatível com PC*, V SIBGRAPI, nov. 1992.

Scanc - software para detecção de formas circulares

Paulo Cesar L. Bentes¹; Maria Stela V. de Paiva¹

Depto. de Engenharia Elétrica - EESC/USP

Av. Dr. Carlos Botelho, 1465 - 13560-250 - São Carlos (SP)

E-mail mstela@peterpan.sel.eesc.sc.usp.br

Resumo - Scanc é um programa que visa a atender as necessidades do grupo de Visão Computacional e Imagens Médicas do Departamento de Engenharia Elétrica da Escola de Eng. de São Carlos/USP. Desenvolvido no ambiente windows, este programa utiliza a transformada de Hough para realizar detecção de formas circulares.

Abstract - This paper describes a software named Scanc to detect circular shapes by using the Hough transform. It was developed on a windows graphical environment. The project aims to provide useful image processing tools for both groups: Medical Image Processing and Computer Vision of "Depto. de Eng. Elétrica da EESC/USP".

Introdução

Para realizar a detecção de formas circulares numa imagem foi construída uma plataforma de processamento de imagens consistindo fundamentalmente de detectores de borda e um algoritmo que realiza a transformada de Hough.

HOUGH¹ propôs, através de uma patente, um método para detecção de padrões complexos. Segundo KIMME et alii², na detecção de círculos expressa por DUDA & HART³, o círculo é parametrizado pelas coordenadas do centro e pelo seu raio.

Na transformada de Hough Padrão (SHT) de YUEN et alii⁴ cada posição do acumulador é representado por um pixel no espaço de parâmetros.

Metodologia

Detectores de Bordas

Foi usado aqui o detector de bordas de Sobel aplicado diretamente à imagem médica, seguido pela binarização da imagem. O Scanc também está equipado com um detector OU-Exclusivo descrito em GONZAGA & FRANÇA⁵, que só apresentou melhor desempenho quando aplicado numa imagem anteriormente binarizada, o que não é um procedimento muito recomendável em imagens de baixo contraste. Portanto, não é apropriado para imagens médicas.

A Transformada de Hough

Foi usado no Scanc o método de DUDA & HART³, onde cada uma das células que constitui o acumulador é representada por apenas um pixel como no SHT de YUEN et alii⁴. Esta combinação permite uma maior robustez na detecção de formas circulares, mesmo em imagens ruidosas.

Após a detecção da borda, é aplicada a transformada de Hough, que neste programa é

implementada a partir do algoritmo de Bresenham para formas circulares. O resultado é um espaço acumulador tri-dimensional (x, y, e o raio).

Filtro Comparativo

Esse filtro foi implementado pela necessidade de se verificar quais os círculos mais prováveis na imagem. Isto é feito através de um processo comparativo onde células acumuladoras que possuam contagens de incrementos abaixo de um dado percentual do valor da célula de referência, não indexam um círculo.

Filtro Equalizador

O processo comparativo deve falhar quando houver na imagem círculos com dimensões de raio muito diferentes dentro da mesma faixa de raios escolhida. Para resolver este problema foi implementado um filtro equalizador, que dá ao operador a opção de dividir o conteúdo das células pelo perímetro do círculo de raio R que indexa cada uma dessas células.

Resultados

Foi utilizada uma imagem obtida a partir de um exame mamográfico (fig.1).

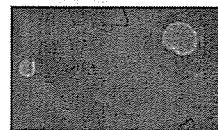


Fig.1 - Imagem mamográfica original

Foi aplicada a transformada de Hough na borda binarizada (fig.2), obtida a partir de Sobel, e a faixa de raios foi estabelecida entre 25 e 50 pixels.

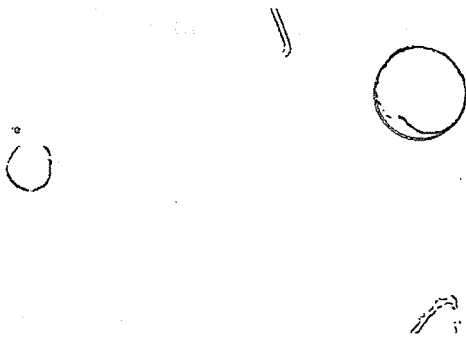


Fig.2 - Gráfico do acumulador

Foi aplicado então o filtro comparativo no acumulador com 95% do valor acumulado no centro do círculo mais provável. O filtro comparativo selecionou dois círculos prováveis na imagem: centro(464,92), raio de 48 pixels e centro(463,93), raio de 49 pixels (fig.3).

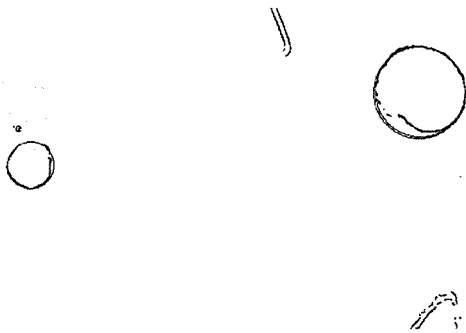


Fig.3 - Scanc detectou apenas o corpo maior

Em seguida foi aplicado no acumulador o filtro equalizador, obtendo-se um segundo acumulador (fig.4).

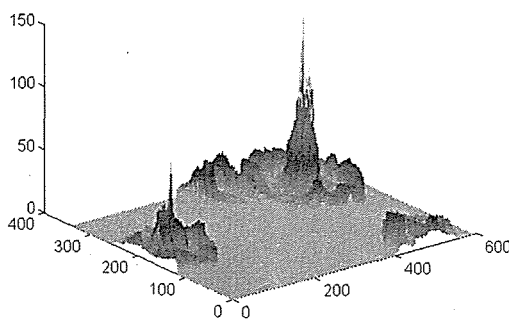


Fig.4 - Gráfico do acumulador equalizado

Depois disso, novamente aplicou-se o filtro comparativo que selecionou três círculos na imagem: centro(49,171), raio de 25 pixels; centro(464,92), raio de 48 pixels e centro(463,93), raio de 49 pixels (fig.5).

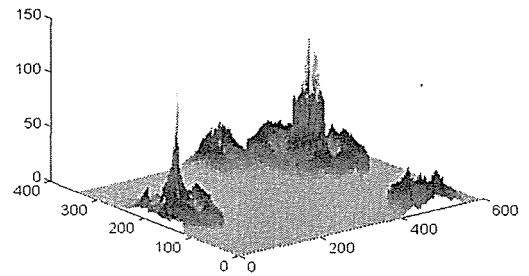


Fig.5 - Scanc detectou os dois corpos

Discussão e Conclusão

No gráfico obtido do espaço acumulador pode-se perceber que o pico no acumulador referente ao corpo maior é bem maior que o pico no acumulador referente ao corpo menor, isto acontece porque o primeiro possui maior número de pixels na borda originando assim um problema, pois o filtro comparativo, necessário para limitar os picos de interesse, corta o pico referente ao corpo menor. Para resolver este problema, foi aplicado no espaço acumulador, o filtro equalizador, que nivelou a amplitude desses picos.

O resultado visual obtido reforça a idéia de que o algoritmo de Hough é muito eficiente quanto à sua capacidade de detectar formas circulares em imagens particionadas ou apagadas, que é essencial no processamento de imagens médicas.

Referências

¹HOUGH, P.V.C. Method and means for recognizing complex patterns, U.S. Patent 3.069.654. 18 dec, 1962.

²KIMME, C.; BALLARD, D.; SKLANSKY, J. Finding Circles by an Array of Accumulators, Graphics and Image Processing, v.18, n.2, p.120-122, 1975.

³DUDA, R. O.; HART P. E. Use of the Hough Transformation To Detect Lines and Curves in Pictures, Graphics and Image Processing, v.15, n.1, p.11-15, 1972.

⁴YUEN, H.K.; PRINCEN, J.; ILLINGWORTH, J.; KITTLER, J. Comparative Study of Hough Transform Methods for Circle Finding, v.8, n.1, p.71-77, 1990.

⁵GONZAGA, A.; FRANÇA, C. A. Um sistema de processamento de imagens dirigido a microcomputador compatível com PC, SIBIGRAPI V, novembro, 1992.

Energia de Dobramento Multi-Escala: Novas Perspectivas em Neuromorfometria

Luciano da F. Costa e Roberto M. Cesar Jr.¹

¹Grupo de Pesquisa em Visão Cibernética, IFSC-USP, CP-369, SP, 13560-970, Brasil, [luciano,pinda]@ifqsc.sc.usp.br.

Resumo. Este trabalho apresenta os resultados referentes à aplicação de um novo descritor multi-escala de formas, chamado Energia de Dobramento (ED), para problemas de neuromorfometria. O descritor é introduzido, e resultados demonstrando: (1) a capacidade de discriminação da complexidade da forma das células neurais e (2) invariância à transformações geométricas, são apresentados.

Abstract. This work presents the assessment of a shape descriptor based on the Multiscale Bending Energy technique for applications in neuromorphometry. The descriptor is presented, and results illustrating its capabilities for: (1) complexity discrimination and (2) invariance to geometric transformations, are presented.

Introdução

Esta última década do século 20 tem sido especialmente significativa em termos de avanços na compreensão da arquitetura funcional do sistema nervoso dos mamíferos. No que se refere a estudos de estruturas neurais, embora muito se tenha trabalhado em aspectos da condução de sinais neurais em relação aos canais iônicos, o estudo da morfologia das células neurais tem recebido relativamente pouca atenção dos neurocientistas. Entretanto, a grande quantidade (possivelmente centenas) de tipos de células neurais existentes no cérebro dos primatas, as quais frequentemente apresentam formas completamente diferentes, nos indica que a morfologia neural deve possuir um papel especialmente importante no processamento dos sinais neurais. Um dos primeiros passos para estudarmos a relação entre a forma e a função neural consiste no desenvolvimento e validação de medidas que exprimam

propriedades de forma de neurônios. Assim, torna-se necessário desenvolver medidas abrangentes para caracterização da morfologia. O trabalho descrito neste artigo refere-se à

introdução de uma nova medida neuromorfológica, nominalmente a energia de dobramento multi-escala ('multiscale bending energy'). O cálculo da energia de dobramento é definido na seção 2. Os resultados ilustrando a aplicação da ED em neuromorfometria são apresentados na seção 3, enquanto que os possíveis desenvolvimentos futuros são discutidos na seção 4.

Metodologia

Introduzida por Young em [1], a energia de dobramento, definida pela seguinte equação: $\hat{\Psi}(\sigma) = (L^2 / N) \Sigma k(\sigma, t)^2$, onde $k(\sigma, t)$ se refere à curvatura do contorno suavizado através da aplicação de um filtro gaussiano de largura de banda proporcional a $1/\sigma$ [2], t é o parâmetro ao longo da curva, e L é o perímetro do contorno. Ela apresenta como característica particularmente interessante a seguinte interpretação física: exprime a quantidade de energia que é necessária aplicar a um contorno para levá-lo ao seu estado de menor energia, que corresponde ao círculo perfeito.

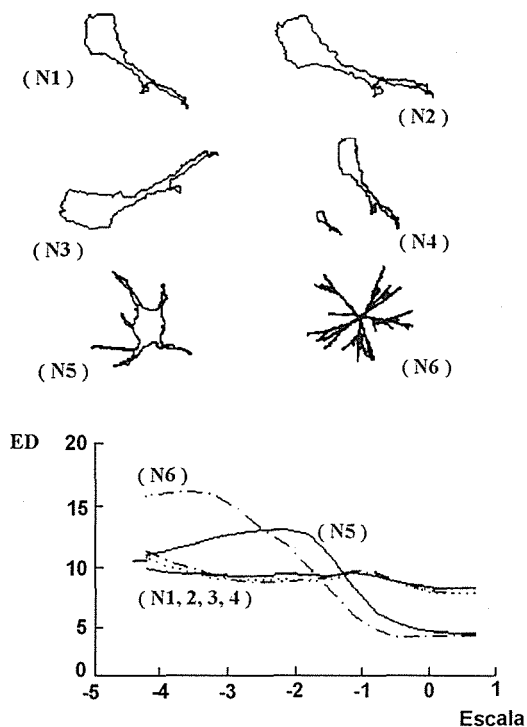


Figura 1: Neuromorfometria usando a BE.

Resultados

Como exemplo de aplicação, a ED foi obtida para 6 contornos de 3 neurônios, sendo 4 contornos correspondentes a versões geometricamente transformadas de um mesmo neurônio: rotações (Figura 1 (N1), (N2) e (N3)) e um escalonamento (N4) (nessa figura, o contorno N1, que é aproximadamente 4 vezes menor que N4, foi colocado ao seu lado para efeitos de comparação). Os outros dois neurônios são mostrados na Figura 1 (N5) e (N6), sendo que (N6) trata-se de um neurônio artificial criado usando técnicas de modelagem de formas por gramáticas formais. Como pode ser visto nessa sequência de imagens, enquanto os contornos N1, N2, N3 e N4 possuem basicamente uma quantidade menor de detalhes, o neurônio N5 apresenta uma quantidade um pouco superior e o neurônio NG é o mais rico em detalhes em pequenas escalas. O gráfico das respectivas ED em função da escala (escala logarítmica em ambos os eixos) é apresentado na Figura 1. Como pode ser

visto, a ED apresenta invariância a transformações geométricas para os contornos N1, N2, N3 e N4, e é capaz de caracterizar corretamente a complexidade entre os 3 contornos. Para pequenas escalas, a ED de NG é a maior, seguida de N5 e das versões transformadas de N1. Para grandes escalas, a ED de N6 e N5 decaem fortemente, ficando abaixo da ED de N1-4. A interpretação para esse fato é que, enquanto os contornos N5 e N6 são "espalhados" de maneira aproximadamente uniforme por todos os lados, os contornos N1-4 são mais alongados em relação a um de seus eixos principais. Isso significa que, visto de grandes escalas, os contornos N5 e N6 ficam mais próximos de uma circunferência (menor ED possível) enquanto que N1-4 se aproximam de uma elipse (ED maior que em uma circunferência).

Conclusões

Uma nova técnica para a caracterização de complexidade de formas para aplicações em neuromorfometria foi descrita. Os resultados experimentais demonstram que a ED pode ser usada efetivamente, permitindo ainda invariância à rotação e mudança de escala. Nossas pesquisas atuais estão voltadas para a realização de outros testes da aplicação da ED a imagens obtidas com diferentes resoluções, à comparação da ED com outras medidas de neuromorfometria (por exemplo, dimensão fractal), e a sua utilização em métodos de classificação automática de células neurais. É importante notar que, sendo a ED uma técnica geral de medida de complexidade de formas, ela pode ser aplicada em muitas outras situações.

Referências

- [1] Young I.T., *et al. Inf and Contr.*, 25:357, 1974.
 - [2] Cesar Jr. R.M. and Costa L. da F. *Rev. Sc. Inst.*, 1995, (submetido).
- L. da F. Costa agradece FAPESP(94/3536-6, 94/4691-5), CNPq(301422/92-3) e FINEP pela ajuda financeira, e Prof. J. Huthins (UMC), Prof. R. Linden (UFRJ), e R. C. Coelho pelo fornecimento de imagens e/ou preparados histológicos.

Detecção Automática de Lesões em Cintilografias de Mama com

MIBI - Tc^{99m} Usando um Filtro de Novidade

M. Costa¹ e L. Moura²

¹ Universidade do Amazonas/AM/Brasil e Dept. de Eng. Biomédica/FEE/Unicamp/SP/Brasil

² Hospital das Clínicas da Universidade de São Paulo/ SP/Brasil.

Resumo - Publicações recentes têm mostrado a potencialidade da cintilografia mamária com *MIBI* - Tc^{99m} no diagnóstico de câncer de mama palpável. Neste trabalho apresentamos um método automático de detecção e classificação de lesões de mama, através desse exame. O método de detecção da lesão faz uso do filtro de novidade de Kohonen e a classificação automática é obtida a partir da análise do perfil médio da lesão extraída. Nesta técnica, uma base de vetores ortogonais é criada com 20 imagens de mamas normais, previamente padronizadas anatomicamente. Trinta e quatro imagens de mamas padronizadas são testadas. As lesões identificadas pelo filtro são analisadas e classificadas como benignas ou malignas. Os valores de sensibilidade e especificidade obtidos com o método proposto foram, respectivamente 94,12% e 88,24%.

Abstract - Recent reports have shown the use of ^{99m}Tc - *MIBI* uptake in malignant and benign breast lesions. In patients with symptoms, the use of ^{99m}Tc - *MIBI scintimammography* offers a simple non-invasive method for the detection of breast cancer which presents improved sensitivity and specificity that is compatible with mammograms. This paper describes an automatic method for detecting breast lesions in such exams. The proposed method not only detects lesions but also classifies them as benign or malignant. The detection method makes use of Kohonen's novelty filter and the classification method is obtained by the analysis of an identified lesion *mean profile*. The method was able to detect all lesions present in the *scintimammogram* and to correctly classify 16 out of 17 malignant lesions and 15 out of 17 benign lesions. The sensitivity of the method was 94,12% and specificity was 88,24%.

Introdução

O câncer de mama compreende cerca de 18% de todas as formas de câncer que acometem as mulheres do mundo, sendo o mais comum entre as mesmas (Parkin *et al*, 1988). A mamografia continua sendo o método mais efetivo na detecção precoce de câncer de mama. Entretanto, falta a mesma especificidade adequada para o diagnóstico do câncer. A cintilografia mamária com *MIBI* - Tc^{99m} tem mostrado ser de grande utilidade, uma vez que é uma técnica não invasiva, cuja especificidade é melhor que a da mamografia (Diggles *et al*, 1994). Neste trabalho é apresentado um método automático para avaliação de cintilografia mamária com *MIBI*- Tc^{99m} , implementado através da padronização anatômica da mama e do uso da técnica de filtro de novidade

(Kohonen, 1989). Apresenta-se ainda um método de classificação das lesões detectadas (benignas e malignas), validado através de um conjunto de imagens que possui correlação histopatológica.

Metodologia

Foram avaliados 34 pacientes do sexo feminino, com nódulos de mama palpáveis. A cintilografia de mama foi realizada pelo Serviço de Radioisótopos do INCOR/SP. O uso do filtro de novidade para detecção de lesões requer que os órgãos investigados ocupem a mesma posição e possuam a mesma forma e tamanho. A adequação das imagens aos requisitos desse filtro, dá-se através do ajuste das mesmas a um padrão de mama criteriosamente escolhido. Esse processo é implementado em duas etapas. Na primeira, extrai-se da imagem cintilográfica a região de interesse: *a*

mama. Na segunda, essa *mama* é padronizada, de tal forma a ajustá-la às dimensões, forma e orientação de uma *mama padrão*. As figuras 1a e 1b ilustram esses processos. A partir de um conjunto de 20 imagens de mamas normais padronizado, obtém-se uma base de imagens ortogonalizadas (a memória do filtro). Para o teste, um conjunto com 34 imagens de mamas padronizadas é apresentado ao filtro de novidade. O filtro descreve essas imagens como uma combinação linear dos vetores da base. Assumindo que a memória do filtro seja representativa de mamas normais, não há diferenças significativas entre uma imagem de teste normal e sua correspondente descrição como combinação linear das imagens da base. As lesões de mama (benignas ou malignas), por sua vez, são identificadas como uma componente ortogonal ao sub-espaço gerado pelos vetores da base de mamas normais (novidades). Uma vez que a detecção do tumor é feita na imagem de mama padronizada, efetua-se uma transformação inversa à padronização, de modo a retorná-la às dimensões originais (figura 1c). O valor absoluto da inclinação (perfil) de cada região de novidade é utilizado como parâmetro de decisão entre lesões malignas e benignas.

Resultados

O método proposto foi capaz de detectar todas as lesões presentes nas imagens cintilomamográficas analisadas e classificou corretamente 16 das 17 lesões malignas e 15 das 17 lesões benignas. A sensibilidade e especificidade obtidas foram 94,12% e 88,24%, respectivamente.

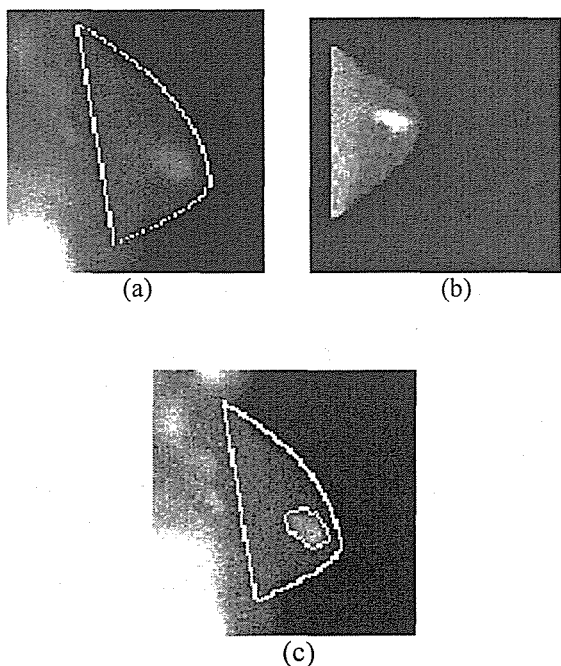


Figura 1: (a) imagem cintilomamográfica com delimitação da área segmentada. (b) mama padronizada. (c) imagem cintilomamográfica com delimitação da lesão detectada (novidade) .

Discussão e Conclusão

Desenvolveu-se um método de detecção e classificação automático das lesões em imagens cintilomográficas de mamas. Os valores de especificidade e sensibilidade apresentados foram da ordem daqueles encontrados na literatura (Khalkhali et al, 1994), obtidos por especialistas, através de inspeção visual do exame cintilográfico.

O procedimento de padronização anatômica das mamas foi fundamental, pois, sem ele, diferenças de forma, tamanho e orientação seriam identificadas como estruturas desconhecidas (novidades).

Referências

- DIGGLES, L., MENA, I. e KHALKHALI, I. (1994), "Technical Aspects of Prone Dependent-Breast Scintimammography", *Journal of Nuclear Medicine Technology*, Volume 22, Number 3, pages 165-170.
- KHALKHALI, I., MENA, I. e DIGGLES, L. (1994), "Review of Imaging Techniques for the Diagnosis of Breast Cancer: A New Role of Prone Scintimammography Using Technetium-99m Sestamibi", *European Journal of Nuclear Medicine*, Volume 21, pages 357-362.
- KOHONEN, T. (1989), *Self-Organization and Associative Memory*, Third Edition, Springer-Verlag, New York, U.S.A.
- PARKIN, D. M., LÄÄRÄ, E. e MUIR, C. S. (1988), "Estimates of Worldwide Frequency of Sixteen Major Cancers in 1980", *International Journal of Cancer*, Volume 41, pages 189-197.

Uso de Redes Neurais para a Detecção Automática do Contorno do Ventrículo Esquerdo em Imagens de Medicina Nuclear

C. Costa¹ e L. Moura²

¹ Universidade do Amazonas/AM/Brasil e Dept. de Eng. Biomédica/FEE/Unicamp/SP/Brasil

² Hospital das Clínicas da Universidade de São Paulo/ SP/Brasil.

Resumo - Neste trabalho apresentamos um método que faz uso de uma rede neural para a detecção automática do contorno do ventrículo esquerdo (VE) em imagens de medicina nuclear. Embora o método tenha sido desenvolvido para detecção de contornos do VE, ele pode ser estendido a outras classes de estruturas e imagens. Para o aprendizado da rede neural, utilizamos tanto variáveis geométricas como variáveis referentes à intensidade do pixel, extraídas de contornos do VE traçados por um operador. Além de apresentar erros que são compatíveis com os erros de outros métodos automáticos, o método presente tem a clara vantagem de armazenar informações geométricas e de intensidade de pixel que são aprendidas através de exemplos.

Abstract - In this paper we present a method that makes use of an artificial neural network for the automatic detection of left ventricle (LV) contours in nuclear medicine images. The images were obtained from 60 male patients using a Siemens Gamma Camera. Although the method has been developed for LV contour detection, it can be extended to other classes of structures and images. Learning is carried out by feeding the system with a series of images and their corresponding LV contours drawn by an operator. The system extracts both pixel value and geometrical information that is used for training the neural network. In this paper we present details of the neural network operation and performance. Apart from presenting errors that are compatible with several other automatic detection techniques, the present method has the clear advantage of being able to store geometrical and pixel intensity information that is learned from examples.

Introdução

Embora o processo de segmentação de estruturas em imagens médicas possa ser feito manualmente, desenhando contornos em torno das mesmas, esse processo é usualmente trabalhoso. Os métodos e algoritmos utilizados na segmentação automática de estruturas médicas utilizam uma série de técnicas que vão desde a utilização de grafos (Pope et alia, 1985) à minimização de funções de energia (Friedland et alii, 1989). A maioria desses métodos aplica-se apenas a uma determinada classe de imagens. Aqueles que apresentam maior sucesso na segmentação de estruturas embutem um conhecimento “à priori”, que é

explicitamente declarado pelo projetista do algoritmo (Lilly *et alii*, 1989). Redes neurais têm a característica de aprenderem através de exemplos e, dessa forma, embutem um conhecimento “à priori”. Nesse trabalho apresentamos um método genérico para detecção de contornos de estruturas médicas utilizando redes neurais.

Metodologia

Embora o método proposto neste trabalho tenha sido validado na detecção do contorno do VE em imagens de medicina nuclear, o mesmo é facilmente generalizado para outras classes de imagens e outros tipos de órgãos e

estruturas. Sem nos referirmos a uma imagem particular, as etapas do mesmo são listadas a seguir:

- Determinação de um grupo de variáveis que diferenciem a região do contorno do órgão de sua vizinhança. Essas variáveis serão as entradas da rede neural;
- Determinação do centro do órgão;
- Procura radial do contorno em 64 orientações (tendo como origem o centro do órgão), utilizando, em cada uma das orientações, uma rede neural tipo perceptron multicamadas para determinação de *pontos candidatos* ao contorno;
- Utilização de critérios heurísticos para a determinação dos *pontos do contorno* a partir dos *pontos candidatos* selecionados pela rede neural.

Para o treinamento da rede utilizamos um conjunto de 20 imagens de *blood-pool* do VE, enquanto que para o teste foi utilizado um conjunto de 40 imagens. As variáveis de entrada da rede neural foram: distância em relação ao centro do VE, intensidade do pixel e gradiente linear.

Resultados

Na figura 1 mostramos um contorno de VE obtido através desse método. Os contornos automáticos são comparados aos contornos traçados manualmente por um operador, através de duas medidas de erro:

$$erro_1 = \frac{|M| - |A|}{|M|} \cdot 100$$

e

$$erro_2 = \left\{ \frac{|M \cap \bar{A}|}{|M|} + \frac{|\bar{M} \cap A|}{|M|} \right\} \cdot 100$$

M e A referem-se ao conjunto de pixels dentro do contorno manual e automático, respectivamente. $|M|$ e $|A|$ são as áreas

das superfícies de M e A, respectivamente. \bar{A} e \bar{M} são conjuntos de pixels que complementam A e M. O valor do erro₁ e do erro₂ obtidos para as 40 imagens do conjunto de teste foram, respectivamente, 4,56 e 12,99.

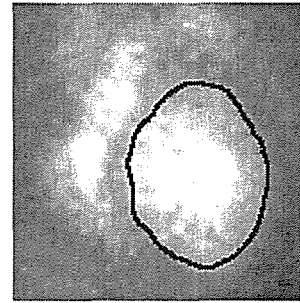


figura 1: exemplo de contorno de VE obtido através do método proposto.

Conclusões

Ao propormos a utilização de uma rede neural para cada uma das 64 orientações, levamos em consideração as diferentes condições de aprendizado encontradas na vizinhança de uma estrutura a ser segmentada, fato raramente considerado por outros métodos existentes. A principal característica desse método é a sua habilidade de utilizar informações geométricas que são aprendidas através de exemplos. Os autores acreditam firmemente que este artigo contribui com uma nova visão de como detectar órgãos e estruturas em imagens médicas.

Referências

- FRIEDLAND, N. e ADAM, D. (1989), "Automatic ventricular boundary detection from sequential ultrasound images using simulated annealing", *IEEE Transactions on Medical Imaging*, Volume 8, pages 344-353.
- LILLY, P., JENKINS, J. e BOURDILLON, P. (1989), "Automatic contour definition on left ventriculograms by image evidence and a multiple template-based model", *IEEE Transactions on Medical Imaging*, Volume 8, pages 173-185.
- POPE, D.L., PARKER, D.L., CLAYTON, P.D. and GUSTAFSON, D.E. (1985), "Left ventricular border recognition using a dynamic search algorithm", *Radiology*, Volume 155, pages 513-518.

Um Método para Análise de Movimentação Segmentar do Ventrículo Esquerdo em Cineangiocardiografia com Correção da Obliteração Apical

P. Mikahil-Neto¹, E. A. Nogueira² & S. J. Calil¹

¹Centro de Eng. Biomédica (CEB) & Dept^o de Eng. Biomédica (DEB/FEEC) - UNICAMP

²Disciplina de Cardiologia - Faculdade de Ciências Médicas (FCM) - UNICAMP
Cx.P. 6040 - CEP 13083-970 - Campinas (SP) - e-mail: mikahil@ceb.unicamp.br

Resumo: Apresentamos um método para análise de movimentação segmentar do ventrículo esquerdo em cineangiocardiografia que corrige a obliteração apical (OA) observada durante a sístole. A análise de movimentação é efetuada nas direções transversal e longitudinal segundo um sistema de referência baseado nos pontos de referência simétricos da silhueta diastólica final. A correção da OA mostrou ser necessária especialmente para pacientes hipertróficos, caso contrário, levaria a uma avaliação incorreta da movimentação da região próxima ao ápice.

Abstract: This paper introduces a method for left ventricular wall motion analysis in cineangiocardiography that corrects the apex obliteration obtained during systole. The wall motion analysis is performed in both longitudinal and transversal directions according to a reference system based on symmetric reference points in the end-diastole silhouette. The correction of the apex obliteration showed to be necessary specially for hypertrophic patients, otherwise it could lead to a wrong interpretation of the contraction of the apex region.

Introdução

A observação das imagens obtidas no exame de cineangiocardiografia conduz à interpretação de que o ápice se movimenta em direção à base. Este conceito tem sido extensivamente aplicado à maioria dos métodos assistidos por computador para análise de movimentação regional do ventrículo esquerdo, incluindo: linha média, radial e área¹. Porém, estudos com ecocardiografia e cine-tomografia computadorizada mostram que o ápice do ventrículo esquerdo (VE) permanece praticamente imóvel durante a sístole². Adicionalmente, nossos estudos cineangiocardiográficos de pacientes hipertróficos claramente demonstram o processo de obliteração obtido através da aproximação gradual do endocárdio na região apical. Neste processo, percebemos um filamento de contraste que vai se tornando cada vez mais fino até seu completo desaparecimento no instante da sístole final. O método aqui proposto pretende fornecer uma análise de movimentação regional que melhor se correlacione com o comportamento real das paredes musculares cardíacas.

Metodologia

Os quadros cineangiográficos foram digitalizados utilizando a placa de captura VideoPix da Sun Microsystems com uma resolução de 640x480 pixels, 128 níveis de cinza e armazenados em disco. Estas imagens foram então processadas numa estação de trabalho Sun SparcStation 2. O *software* foi desenvolvido em C sob o *X Window System* utilizando a interface Xview. Até quatro imagens podem ser visualizadas e processadas simultaneamente. Após a seleção de uma destas

imagens, o programa permite ao usuário desenhar a silhueta com o auxílio do *mouse*. Este procedimento deve ser efetuado tanto para a silhueta diastólica final (SDF) quanto para a silhueta sistólica final (SSF). Para a SDF, o ápice é automaticamente determinado e a silhueta é então dividida em dois contornos: superior e inferior. Cada um destes contornos é dividido em 51 pontos igualmente espaçados possuindo o ápice como ponto comum. A SDF fica então representada por estes 101 pontos de referência (PsR).

Para a determinação dos PsR da SSF, é necessário antes determinar a linha de obliteração (LO). Assim, após o "ápice sistólico virtual" ser determinado automaticamente, a LO é obtida através de uma interpolação linear que parte do "ápice sistólico virtual" até a posição determinada pelo ápice diastólico. Esta interpolação é feita tomando-se como referência a parede diastólica. Com a LO definida, ela é adicionada a ambos os contornos superior e inferior da SSF. Cada um destes contornos será amostrado em 51 PsR de forma similar ao que foi feito para a SDF.

Cada vetor de encurtamento é então determinado como o vetor deslocamento definido pela diferença do PR sistólico e o respectivo PR diastólico. Os vetores de referência transversal e longitudinal usados para a decomposição do vetor de encurtamento são determinados a partir da SDF. O primeiro é definido pela diferença entre o PR diastólico simétrico e seu respectivo PR diastólico. O vetor de referência longitudinal é ortogonal ao vetor de referência transversal com sentido positivo para movimentações da parede em direção ao ápice.

Os resultados do paciente são então

plotados e comparados a uma base de dados de pacientes normais (BD).

Resultados

A fig. 1 mostra um quadro de diástole final subtraído de um quadro de sístole final de um paciente com um alto grau de hipertrofia cardíaca. Podemos observar a SDF com sua linha média e a SSF com sua LO. Os vetores de encurtamento também estão representados.

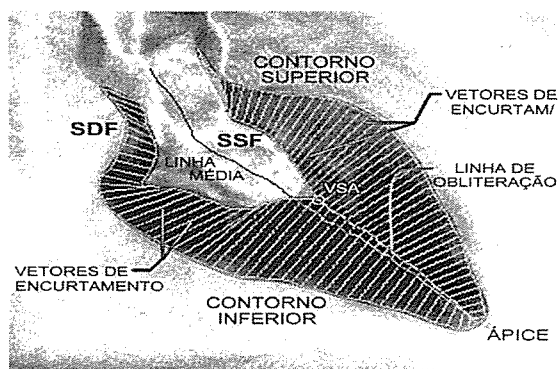


Fig.1. Quadro de diástole final subtraído do quadro de sístole final de um paciente hipertrófico com os vetores de encurtamento representados.

A fig. 2 apresenta os gráficos da análise de encurtamento do mesmo paciente hipertrófico. À esquerda representamos os encurtamentos transversais e à direita os encurtamentos longitudinais. Os gráficos superiores representam os encurtamentos correspondentes ao contorno superior da silhueta ventricular enquanto os gráficos inferiores são relativos ao contorno inferior. As orientações dos gráficos seguem a movimentação esperada na ventriculografia. A curva mais espessa representa os dados do paciente enquanto as outras três representam a curva média e as de desvio padrão da BD. A análise de encurtamento transversal deste exame apresenta uma contratilidade acentuada na faixa dos PsR de 15 a 35 no contorno superior e de 69 a 86 no contorno inferior evidenciando acentuada contração nestas regiões. A análise de encurtamento longitudinal apresenta um comportamento longitudinal diminuído na faixa dos PsR de 41 a 46 no contorno superior e de 62 a 86 no contorno inferior.

Discussão e Conclusões

Os métodos normalmente aceitos na literatura como: linha média, radial e área¹ não consideram a obliteração ventricular e conseqüentemente superestimam os encurtamentos próximos à região apical, especialmente para pacientes hipertróficos.

É necessário enfatizar que o paciente anteriormente apresentado possuía um fator de obliteração de 47.7% em relação à linha longitudinal diastólica. Caso aplicássemos os métodos da linha média ou radial, estaríamos assumindo que o ápice teria se

deslocado num percurso equivalente à metade do eixo longitudinal ventricular em direção à base, o que certamente não seria anatomicamente possível devido à magnitude deste deslocamento.

Adicionalmente, assumindo que o ápice cardíaco permanece praticamente imóvel durante a sístole, não poderíamos considerar apenas o módulo do vetor de encurtamento, já que a componente longitudinal dos pontos próximos à base teriam a contribuição de todas as componentes longitudinais dos pontos localizados inferiormente a eles. Assim, a informação de contração regional estaria relacionada apenas à componente transversal, que de fato já foi utilizado em³.

Por outro lado, a componente longitudinal de fato apresenta informações de encurtamento global que não deveria ser descartada. Os métodos descritos na literatura, em geral ignoram parte da informação do vetor de encurtamento. Por exemplo, os métodos avaliados em¹ não utilizam a componente de direção e o método em³ não utiliza a componente longitudinal.

Acreditamos que a análise de ambas as componentes transversal e longitudinal forneçam uma maior sensibilidade para a detecção de anormalidades da contratilidade do VE.

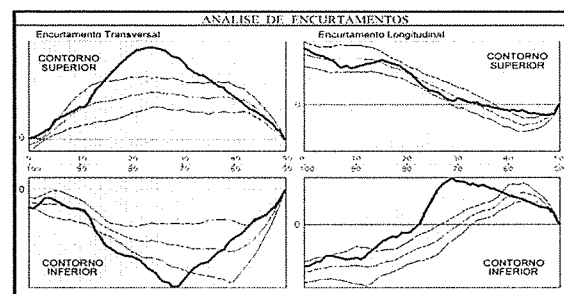


Fig.2. Gráficos contendo a análise de encurtamento de um paciente hipertrófico comparado a uma base de dados de pacientes normais.

Referências

- 1 KUSSMAUL W. G.; KLEAVELAND J. P.; ZEEVI G. R.; HIRSHFELD J. W. "Accuracy of Subjective and Computer-Assisted Assessments of Angiographic Left Ventricular Regional Wall Motion" *Catheterization and Cardiovascular Diagnosis*, v. 20, p. 153-164, 1990.
- 2 NOGUEIRA E. A.; CARVALHAL S. S.; MACMILLAN R. M.; MARANHÃO V. "Analysis of the Position of the Left Ventricular Apex and Base During Systole" *Catheterization and Cardiovascular Diagnosis*, v. 13, p. 253-261, 1987.
- 3 NOGUEIRA E. A. "Avaliação do tamanho, forma e movimentação segmentar da cavidade ventricular esquerda em pacientes com cardiopatia chagásica crônica, pela angiocardiorrafia" *Tese (Doutorado) - Faculdade de Ciências Médicas - Universidade Estadual de Campinas*, 132 p., 1983.

Estimativa da idade óssea através da análise de imagens digitais

Ana Maria Marques da Silva¹; Carlos André Aita Schmitz²; Loreley Jaqueline Moreira

¹ Departamento de Física - CCNE/UFSM e IF-USP

Campus Universitário Camobi - 97119-900 - Santa Maria (RS)

E-mail: ANASILVA@SUPER.UFSM.BR ou ANAMARQUES@IF.USP.BR

² Direção Geral do Hospital Universitário de Santa Maria

Campus Universitário Camobi - 97119-900 - Santa Maria (RS)

E-mail: CAAS@SUPER.UFSM.BR

Resumo - Foi desenvolvido um algoritmo que permite a estimativa da idade óssea através da análise de imagens radiológicas digitais. As regiões de interesse na imagem são as falanges e os metacarpos, que são realçadas e, através da aplicação de filtros espaciais e morfológicos, são segmentadas para extração de parâmetros geométricos, tais como as medidas de perímetro, altura e área, da porção distal até a proximal. A quantificação destes parâmetros permite a comparação entre a idade cronológica e óssea, através de tabelas de crescimento padrão.

Abstract - An algorithm which allows bone age assessment by digital radiological images was developed. For geometric parameters extraction, the phalangeal and metacarpal regions of interest are enhanced and segmented, through spatial and morphological filtering. This study is based on perimeter, length and area, from distal to proximal portions. The quantification of these parameters make possible comparison between chronological and skeletal age, using growth standard tables.

Introdução

A avaliação da maturidade óssea é um campo importante na radiologia pediátrica. Entretanto, os métodos de avaliação da idade óssea, que fazem uma comparação visual da radiografia de mão-punho esquerdo do paciente com a imagem de um atlas radiológico, possuem um caráter subjetivo, levando a avaliações incorretas. Os resultados mais confiáveis são obtidos através do método TW2¹, que utiliza uma análise detalhada de parâmetros geométricos de cada osso, permitindo uma descrição em termos de pontuações. Tal método, no entanto, depende muito tempo, caso não seja automatizado.

O presente trabalho desenvolveu um algoritmo que extrai da imagem digitalizada da mão-punho esquerdo, alguns dos parâmetros geométricos relevantes para a estimativa da idade óssea,

tais como o perímetro, altura e área das falanges e metacarpos.²

Metodologia

O algoritmo desenvolvido possui quatro etapas: digitalização, pré-processamento, segmentação e extração de parâmetros.

A. Digitalização

As imagens digitais foram obtidas através de radiografias de mão-punho esquerdo, usando um scanner HP ScanJet IICX. As imagens foram digitalizadas com tamanho de pixel de 0,26 mm X 0,26 mm, e 256 níveis de cinza.

B. Pré-processamento

Após uma correção de brilho e contraste, foi realizado um estudo estatístico do desvio padrão do histograma de níveis de cinza de regiões do fundo da imagem (regiões em que os raios-X não sofreram atenuação). A seguir, um teste de

similaridade entre um ponto arbitrário do fundo e seus vizinhos, transformou todos os pixels dentro do desvio padrão, no menor nível de cinza (preto).

Cada região de interesse (metacarpo ou falange) foi extraída da imagem através de novo teste de similaridade e, a região foi rotacionada de modo que a direção longitudinal do osso estivesse orientada na direção vertical.

C. Segmentação

Na segmentação de imagens radiológicas, a técnica usual de utilização exclusiva de filtros espaciais tipo gradiente, Sobel e Laplaciano, não surte efeitos satisfatórios, pois o ruído de alta frequência, geralmente é evidenciado.

Uma abordagem alternativa para o tratamento de imagens ruidosas é a utilização de operações de morfologia matemática que, adequadamente utilizadas, tendem a simplificar os dados da imagem, preservando as características de forma essenciais e eliminando irrelevâncias.

A separação do tecido mole do ósseo foi obtida através da utilização de filtros espaciais (Prewitt) nas direções horizontal e vertical, para evidenciamento de variações abruptas de nível de cinza.

A seguir, foi aplicado um filtro morfológico de erosão, que eliminou os elementos irrelevantes devido ao ruído e textura de alta frequência, preservando os traçados essenciais das bordas dos ossos.

D. Extração de Parâmetros

Através do histograma das bordas, foi determinado o perímetro. O preenchimento do interior da estrutura e o cálculo de um novo histograma permitiu a determinação da área total de cada osso. A altura e largura do osso foi obtida diretamente do tamanho da imagem da região de interesse realizada no pré-processamento.

Resultados

Foi desenvolvido um algoritmo que utiliza filtros morfológicos acoplados aos filtros espaciais para segmentação dos ossos da mão (Fig.1). A extração de parâmetros geométricos (perímetro, área e altura) dos metacarpos e falanges permitiram a avaliação quantitativa da idade óssea do paciente através da comparação com tabelas de crescimento padrão³.

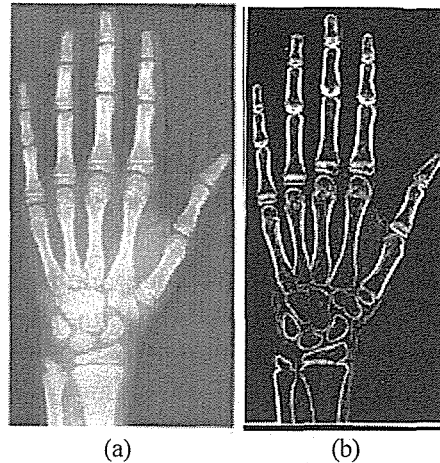


Fig.1: (a) Imagem original.
(b) Imagem das bordas (após segmentação).

Discussão e Conclusões

O melhor delineamento das bordas da imagem obtido através da utilização conjunta de filtros espaciais e morfológicos permitiu a extração mais precisa dos parâmetros geométricos.

Espera-se que, futuramente, o acoplamento de um banco de dados com os padrões de medidas destes ossos, permita a estimativa mais rápida e precisa da idade óssea.

Referências

- ¹ TANNER, J. M. & WHITEHOUSE, R. H. (1975) *Assessment of Skeletal Maturity and Prediction of Adult Height*. Academic Press.
- ² PIETKA, E. *et al.* (1991) Computer-Assisted Phalangeal Analysis in Skeletal Age Assessment. *IEEE Trans. Med. Imaging*, 10(4), 616-620.
- ³ GARN, S. M. *et al.* (1972) Metacarpophalangeal Length in the Evaluation of Skeletal Malformation. *Radiology*, 105, 375-381.

Segmentação de imagens médicas 3D baseado em vetor de atributos e conectividade competitiva

S.S. Furuie, M.F.S.Rebello, M.A.Gutierrez, J.K.Udupa

Divisão de Informática - Instituto do Coração/HC.FMUSP
Av.Dr.Enéas de Carvalho Aguiar, 44 CEP 05403-000 São Paulo-SP
E-mail: furuie@incor.usp.br

Resumo - Propõe-se uma técnica verdadeiramente 3D para a classificação de elementos de imagens médicas baseado em vetor de atributos, levando-se em conta a conectividade de forma competitiva. O valor da conectividade reflete – no sentido “fuzzy” – simultaneamente a afinidade do voxel ao objeto considerando-se o vetor de atributos, e a conectividade espacial do mesmo à região inicial fornecida pelo usuário. As vantagens desta abordagem são: a) segmentação verdadeiramente n-dimensional, exigindo mínima interação com o usuário; b) independência do órgão ou da modalidade de imagem, uma vez que o sistema apreende as características estatísticas das classes pela amostra; c) assegura a conectividade espacial; d) permite a segmentação competitiva entre diversos objetos. A maior limitação é assumir que o vetor de atributos para um dado objeto tem distribuição normal multivariada. Alguns resultados são mostrados em imagens de Ressonância Magnética do coração.

Abstract - A truly 3D technique for voxel classification of Medical images is presented, based on vector of features and taking into account connectivity in competitive form. Fuzzy connectivity value is a function of voxel affinity and spatial connectivity to the initial region provided by the user. Some advantages of this approach: a) truly n-dimensional segmentation, requiring little user interaction; b) image modality and organ independence, since the program learns statistical characteristics of the object class from the given sample; c) spatial connectivity; d) it allows competitive segmentation among several objects. The main limitation is the assumption that the feature vector for a given object has a normal multivariate distribution. Some results are shown on MR images of the heart.

Introdução

A qualidade da visualização, manipulação e análise de estruturas médicas tri-dimensionais, em diversas situações, depende dramaticamente da qualidade da segmentação e classificação (Brummer¹) dos dados. Devido a este fato e à dificuldade de se obter uma solução geral e robusta, a segmentação e classificação continuam sendo áreas de intensa pesquisa em processamento de imagens médicas (Collins²; Brummer¹). No caso específico de estruturas 3D dinâmicas, o problema é agravado pelo elevado volume de dados envolvido (centenas de imagens por exame no caso de gated MRI), sugerindo técnicas que minimizem a interação com o usuário e otimizem algoritmos de segmentação.

Metodologia

O problema em questão é calcular, para cada voxel, o grau de associação (Bezdek³) do mesmo a um determinado objeto presente na imagem. Neste trabalho supõe-se que o vetor de atributos referente a cada voxel do objeto tem distribuição normal multivariada, e que o usuário fornece uma amostra de cada objeto através do delineamento de uma região 2D em um dos cortes. Pode-se portanto estimar as características estatísticas do “cluster”

de cada classe. Contudo, uma classificação dos voxels apenas baseado nos atributos não garante que os mesmos estão de alguma forma conectados, que é uma condição necessária na segmentação da grande maioria de estruturas biológicas.

Dessa forma, utilizou-se como função de associação a conectividade (no sentido “fuzzy”) do voxel ao objeto, englobando simultaneamente a afinidade no espaço dos atributos e a conectividade espacial (Udupa⁴). Iniciando-se pela região fornecida, o algoritmo calcula a conectividade de todos os voxels para cada classe de objeto, tendo-se ao final parâmetros para decidir a fronteira entre os objetos.

Seja D um subconjunto do espaço Euclidiano n-dimensional, representando o domínio da imagem. Pode-se então definir um “fuzzy set” A de D por um conjunto de pares ordenados,

$$A = \{(x, f_A(x)) \mid x \in D\}$$

onde $f_A : D \rightarrow [0, 1]$ representa a função de associação do objeto A em D .

Seja $\underline{v}(x)$ o vetor de atributos associado ao voxel $x \in D$. A afinidade entre dois voxels quaisquer x_1 e x_2 pode ser obtida por alguma medida de similaridade entre os seus atributos. No presente trabalho estamos utilizando como afinidade a verossimilhança do voxel pertencer à classe do objeto em questão. O cálculo da



Figura 1. Exemplo de resultados usando a conectividade para segmentação em uma imagem dos ventrículos (a) usando MRI (gradiente eco). Objetos classificados de forma “fuzzy”: b) VE; c) VD; d) miocárdio.

verossimilhança é obtido a partir das características estatísticas da classe (Johnson⁶),

$$afin_j(x) = \exp\left(-\frac{1}{2} \cdot d_j^2(x)\right)$$

onde $d_j(x)$ corresponde à distância estatística,

$$d_j^2(x) = \left(\underline{v}(x) - \underline{\mu}_j\right)^T \cdot Cov_j^{-1} \cdot \left(\underline{v}(x) - \underline{\mu}_j\right)$$

$\underline{\mu}_j$: vetor médio de atributos da classe j

Cov_j : matriz de covariância correspondente ao vetor de atributos da classe j

Para cada objeto pode-se escolher uma semente fixa s (da região da amostra) que efetivamente pertence ao objeto. Definindo-se $f_A(x)$ como a conectividade de x com s , o qual por sua vez pode ser definida (Udupa⁴) como a maior afinidade dentre as menores afinidades de qualquer caminho que une x a s , pode-se calcular a conectividade para todos os voxels adjacentes e progressivamente para todo o volume.

Resultados

A presente proposta foi implementada (linguagem C) e testada visando estruturas 3D dinâmicas, dentro do ambiente 3DVIEWNIX (Udupa⁵), o qual é um sistema geral e aberto para processamento de imagens médicas n-dimensionais em plataformas Unix (X-window).

A Figura 1 mostra o resultado em uma imagem cardíaca (corte transversal) obtida por Ressonância Magnética (gradiente eco). O algoritmo foi

empregado considerando-se apenas um atributo (intensidade) por voxel, e 3 objetos: ventrículo esquerdo (VE), ventrículo direito (VD) e miocárdio. As figuras 1b, 1c e 1d mostram os resultados da classificação fuzzy para os três objetos. Note também a boa qualidade na determinação do VE através do interior do miocárdio (figura 1d).

Discussão e Conclusão

Esta abordagem permite utilizar eficientemente as informações contidas nas múltiplas imagens, e garantir a conectividade entre os voxels. O algoritmo calcula a conectividade em todas as dimensões, podendo ser empregado inclusive para imagens 3D dinâmicas. A possibilidade de treinar o classificador para uma dada imagem é uma opção interessante pois os atributos são afetados por diversos fatores tais como equipamento (modalidade, calibração, escala), órgão, resolução, ruído, e a variabilidade natural entre pacientes. Contudo pesquisas ainda devem ser dedicadas à otimização, definição de novas afinidades e pós-processamento, no sentido de agilizar a segmentação em casos 3D ou de maior dimensão.

Agradecimentos

Agradecemos à FAPESP, ao CNPq (460319/95.7) e Fundação E.J.Zerbini pelo apoio recebido para a realização deste trabalho.

Referências

1. BRUMMER M.E., MÈRSEREAU R.M., EISNER R.L., LEWINE R.R.J. (1993) "Automatic detection of brain contours in MRI data sets", *IEEE Transactions on Medical Imaging*, volume 12, number 2, pages 153-166, June 1993.
2. COLLINS D.L., PETERS T.M., EVANS A.C. (1992) "Multiresolution image registration and brain structure segmentation", *Proc. of the Satellite Symposium on 3D Advanced Image Processing in Medicine*, Rennes, France, Nov. 1992.
3. BEZDEK J.C., PAL S.K. (1992) *Fuzzy models for pattern recognition*, New York: IEEE Press, 1992.
4. UDUPA, J.K., SAMARASEKERA, S. "Fuzzy connectedness and object definition", *SPIE* volume 2431, 1995, pg 1-11.
5. UDUPA J.K., ODHNER D., SAMARASEKERA S., GONCALVES R., IYER K., VENUGOPAL K., FURUIE S., (1994) "3DVIEWNIX: an open, transportable, multidimensional, multimodality, multiparametric imaging software system", *SPIE* volume 2164, pages 58-73, 1994.
6. JOHNSON R.A., WICHERN D.W. (1992) *Applied Multivariate Statistical Analysis*, Englewood Cliffs: Prentice Hall, Third Edition, 1992.

Utilização de Processamento Digital de Imagem para Medição do Ângulo de Contato Formado entre Solução Fisiológica e Biomaterial

Marcos Pinotti¹; Rogério M. Garcia²; Domingo M. Braille³

¹ Dept. Energia, Faculdade de Engenharia Mecânica - UNICAMP, Campinas, SP

² Programa PET/CAPEs - IBILCE - UNESP, São José do Rio Preto, SP

³ Braille Biomédica Ind. Com e Rep. S.A., São José do Rio Preto, SP

Resumo - Processamento digital de imagem (PDI) foi empregado para a determinação do ângulo de contato formado entre solução fisiológica e uma superfície recoberta com carbono pirolítico. Os procedimentos experimentais e detalhes do processamento também são discutidos.

Abstract - Digital image processing was employed to measure the contact angle formed between physiologic solution and a surface coated by pyrolytic carbon. The experimental procedures, as well as the image processing details are also presented.

Introdução

Quando uma pequena gota é colocada em contato com uma superfície plana, dois regimes de equilíbrio podem ocorrer¹: molhamento parcial, com a formação de um ângulo de contato finito (θ) ou molhamento total ($\theta = 0$). Se ocorrer molhamento parcial, a forma da gota dependerá das características superficiais do substrato. Por definição, a superfície será hidrofílica se $\theta < 90^\circ$, e hidrofóbica se $\theta > 90^\circ$. A Fig.1 ilustra estas situações de equilíbrio.

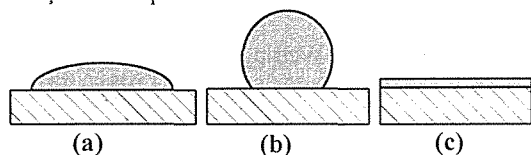


Fig.1- Equilíbrio de uma gota em superfície horizontal. (a) Superfície hidrofílica, (b) Superfície hidrofóbica, (c) Superfície em molhamento total.

O ângulo de contato (θ) é a manifestação da tensão superficial do sólido no qual o ângulo é formado, e sua determinação é relevante, pois pode ser relacionado a propriedades tais como adesão, energia superficial e molhabilidade. No estudo de biomateriais, estas propriedades são determinantes no sucesso do implante em contato com o sangue. A hemocompatibilidade de um biomaterial se manifesta pela sua inércia química uma vez implantado, ou, alternativamente por provocar reações com algumas proteínas do sangue, permitindo sua interação no meio ausente de reações adversas².

Um dos métodos mais conhecidos para obter o ângulo de contato é a observação do perfil da gota sobre um substrato com o auxílio de um goniômetro de precisão. Alternativamente, o ângulo θ obtido de forma indireta utilizando o diâmetro (d) e a altura (h) da gota tem apresentado bons

resultados na literatura³. θ pode ser obtido da eq.(1), abaixo.

$$\theta = 2 \cdot \arctg\left(\frac{2h}{d}\right) \quad (1)$$

O objetivo do presente trabalho é o de apresentar o processamento digital de imagem (PDI) como uma ferramenta de análise no estudo do ângulo de contato formado durante a interação de um líquido e um substrato sólido.

Materiais e Métodos

Os experimentos foram realizados utilizando uma câmera *Canon A1*, equipada com adaptador para lentes 50 mm 1:3.5, um tubo de extensão FD 50 mm e uma objetiva *Canon 100 mm 1:40*. O filme utilizado foi *Kodak ultra 400*. O conjunto estava fixado a um tripé *H5 Mirage*, permitindo a correta focalização do biomaterial e eliminando a vibração no momento do disparo do obturador. As amostras foram colocadas sobre uma plataforma de acrílico especialmente construída para este fim, com regulagem de nível nos três eixos coordenados para garantir uma superfície horizontal para a deposição da gota. O volume constante de 30 ± 2 microlitros das gotas de solução fisiológica (0,9% NaCl) foi garantido por uma micropipeta *Hamilton*. Foram testados diferentes volumes de gota. Volumes menores (< 20 microlitros) estavam sujeitos a uma taxa de evaporação excessiva enquanto que volumes maiores (> 50 microlitros) dificultavam a deposição das gotas. A iluminação foi feita com uma lâmpada halógena de 1000 Watts instalada a uma altura de 1 metro acima da câmera, iluminando diretamente a gota. Por problemas de evaporação da gota, limitou-se o tempo de exposição em no máximo dois minutos, do momento da deposição ao disparo do obturador.

O substrato utilizado foi uma superfície polida de titânio liga (Ti 6Al 4V) recoberto com carbono pirolítico. A superfície foi lavada com água bidestilada e detergente neutro, e limpa com freon, garantindo-se assim a remoção de óleos e gorduras. Após a limpeza, a amostra foi sempre manipulada com luvas de algodão e posicionada no local de testes com pinças.

Processamento da Imagem

As fotos foram digitalizadas no Scanner HP ScanJet II CX. Para a leitura do Scanner foi usado *Deskscan II* selecionando-se a opção *Sharp Million of Colors*. O processamento das imagens digitalizadas foi realizado por um programa comercial de edição de imagens (*Adobe Photostyler*). Utilizando-se de filtros especiais disponíveis na versão 1.1a do programa, o processamento foi realizado seguindo a seqüência abaixo:

- 1) Controle da saturação para uma maior nitidez dos contornos da gota;
- 2) Utilização do filtro *Find Edge & Invert*, permitindo destacar os pontos de interesse para a medição do ângulo de contato.
- 3) Conversão da imagem de 16 milhões de cores para tons de cinza.

É importante frisar que testes preliminares com fotografias de cubos e esferas, processadas através da seqüência descrita acima, não apresentaram deformações de razão de aspecto (altura dividido por largura), revelando que o processamento não interferiu nas dimensões relativas da gota. Uma vez aplicados os filtros necessários, a gota com o seu contorno delimitado, destacando com clareza os pontos de altura máxima e os de interface com o biomaterial, foi realizada a determinação do ângulo de contato.

Resultados e Discussão

A Fig.2, a seguir, mostra a imagem da gota após o processamento. Foram acrescentados, na fase de pós-processamento, retângulos para destacar as regiões onde o processamento da imagem deveria atuar de forma a deixar mais nítidos os contornos.

O tempo de exposição da gota à iluminação afetou severamente as medidas devido aos efeitos da evaporação. Por este motivo, a observação da gota ao longo do tempo (estudo do espalhamento) não foi realizada. Observou-se, durante o testes, que um tempo de exposição maior do que dois minutos era suficiente para tornar perceptível o fenômeno da evaporação e, por este motivo, este foi o limite de tempo adotado para a realização destas medidas.

A Fig.2 mostra que o substrato é hidrofóbico ($\theta > 90^\circ$), o que é confirmado pela Eq.(1), que fornece o valor de $\theta = 112^\circ$, utilizando os valores de h e d , obtidos do processamento da imagem da gota.

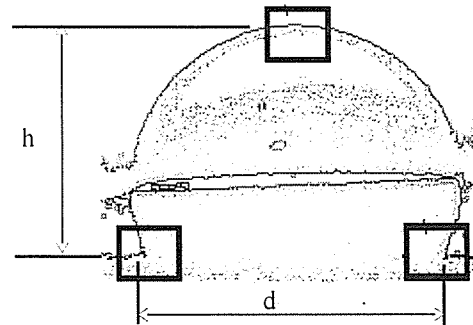


Fig.2- Imagem da gota após processamento digital. As regiões importantes para as medidas estão destacadas com retângulos.

Conclusões

O PDI mostrou-se adequado para a obtenção do ângulo de contato, sendo o primeiro passo para a automatização deste tipo de medida, requisito importante para o estudo de espalhamento (*spreading*) em biomateriais.

Referências

- ¹DE GENNES, P.G. Wetting: statics and dynamics. *Rev. Mod. Phys.*, v.57,n3, p.827-863, 1985.
- ²RUCKESTEIN, E.; GOURISANKAR, S.V. A surface energetic criterion of blood compatibility of foreign surfaces. *J. Colloid Interface Sci*, v.101,n.2, p.436-451, 1984.
- ³MUZZARELLI, RAA; ILARI,P; XIA, W; PINOTTI, M; TOMASETTI, M. Tyrosinase-mediated quinone tanning of chitinous materials. *Carbohydrate Polymers*, v.24, p. 295-300, 1994.

Sistema de Visão Computacional para Análise Automática do Sêmen Humano

Antônio Francisco Júnior¹, Daniel Geiger Smidt², Edson Borges Jr.³

¹INPE/LAC

Av. dos Astronautas, 1758 - 12.210-100 - São José dos Campos (SP) e-mail: kico@lac.inpe.br

²Atonus Engenharia de Sistemas Ltda

Rua Francisco Paes, 56 - 12.210-100 São José dos Campos (SP) e-mail: atonus@polovale.softex.br

³Fertility Centro de Fertilização Assistida

Av. Brigadeiro Luís Antônio, 4258 Jd. Paulista - 01402-002 - São Paulo (SP)

Resumo - Descreve-se o desenvolvimento e aplicação de um sistema de visão computacional para processar dados visuais de populações de espermatozoides. Com o intuito de guiar o especialista em análise seminal na execução de exames espermáticos, utilizou-se um sistema de visão por computador que atua desde a aquisição em tempo real de imagens até a extração de dados morfológicos e de mobilidade.

Abstract - The development and the application of an automatic computer vision system to process visual data from a spermatozoa population is described. From the real time image acquisition to the final extracted parameters of motility and morphology, a computer based strategy was used in order to guide the expert in semen analysis towards an objective procedure.

Introdução

O Sistema Sêmen-Análise, constituído pelo software *Seminal-Soft* e por um hardware específico, é um sistema de visão por computador (visão computacional) (Horn¹) desenvolvido para automatizar exames do tipo espermogramas. Através deste sistema computadorizado é possível o usuário executar de forma confiável e num prazo de tempo inferior a qualquer processo manual, os exames de concentração de espermatozoides por ml, motilidade, velocidade, velocidade efetiva e da morfologia.

Metodologia

Dentre as diversas áreas da ciência da computação utilizadas no desenvolvimento do sistema Sêmen-Análise, ressalta-se *visão por computador* (visão computacional) como a de maior abrangência. Utilizando-se técnicas de visão computacional são medidos diversos parâmetros relevantes à classificação das células e trajetórias a partir das imagens adquiridas pelo sistema. A classificação morfológica e de motilidade das células é feita através de *lógica nebulosa* (Driankov²).

Cada célula possui um *bloco descritor de célula* contendo informações relativas a célula, como por exemplo, a área da cabeça da célula, fator de elipse, identificação, e ponteiros para outras células no próximo quadro de sequência (quando se está analisando o movimento da célula).

Exame de Motilidade - A primeira etapa para a computação dos parâmetros de motilidade, é a aquisição de um filme digital (sequência de diversas imagens) do sêmen. A utilização de um

microscópio com contraste de fase permite que o processo de detecção automática das células, denominado *segmentação*, seja realizado comparando-se a imagem adquirida com um limiar de intensidade pré-estabelecido. Ou seja, pedaços de imagem acima deste limiar são considerados como parte da cabeça da célula, e pedaços da imagem com intensidade abaixo deste limiar são considerados parte do fundo. O sistema utiliza esta imagem segmentada para computar os baricentros das células, os quais serão utilizados no algoritmo de rastreamento.

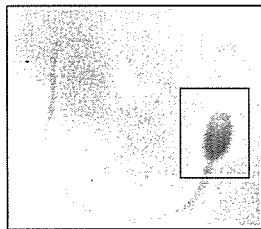
O algoritmo de rastreamento seleciona sequencialmente, da esquerda para a direita e de cima para baixo deste quadro de imagem, cada baricentro do quadro. O casamento de baricentro entre quadros consecutivos é realizado até que todos os quadros do filme sejam analisados. Após esta etapa, estão disponíveis no sistema as trajetórias de todas as células cuja imagem está registrada no filme. Os parâmetros de motilidade são então calculados a partir destas trajetórias. O sistema analisa a trajetória de cada espermatozoide, classificando-a conforme os padrões definidos como: Móvel Não Progressivo, Linear Lento, Linear Rápido e Imóvel. Para um dado trajeto, a análise computadorizada atribui um valor de possibilidade (lógica nebulosa) do trajeto pertencer a uma determinada classe. O trajeto é classificado selecionando-se a classe com maior valor de possibilidade.

Exame Morfológico - A primeira etapa deste exame consiste na aquisição de uma imagem da lâmina corada contendo as células. Cada célula é selecionada manualmente pelo usuário. O sistema analisa morfolologicamente a cabeça da célula, classificando-a conforme os padrões definidos

como: Normal, Afilada, Redonda, Macro, Micro ou Amorfo. Os parâmetros automaticamente obtidos pelo sistema são: área da cabeça, percentual de acrossoma, diâmetro máximo, diâmetro mínimo e fator de elipse. Para uma dada célula, a análise computadorizada atribui um valor de possibilidade (lógica nebulosa) a célula pertencer a uma determinada classe. A célula é classificada selecionando-se a classe com maior valor de possibilidade.

Resultados

A Figura 1 apresenta uma amostra do tipo de imagem analisada num exame de Morfologia, e os resultados gerados pelo sistema. A Figura 2 apresenta uma imagem da sequencia do filme adquirido, e o tipo de resultado gerado pelo sistema Sêmen-Análise para um exame de Motilidade.



Parâmetros Medidos		
Celula:	1	
Diametro Maior:	5.14	µm
Diametro Menor:	2.75	µm
% Acrossoma:	45.01	
Area:	10.97	µm²
Fator de Elipse:	0.53	

Figura 1 _ Exame de **Morfologia**. (a) imagem de uma célula capturada, (b) Resultados da análise.

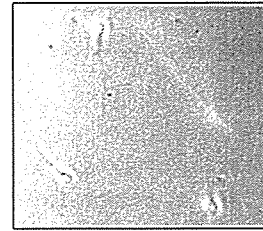
Conclusões

A avaliação final dos resultados do sistema computadorizado foi feita através do cruzamento dos dados obtidos pelo sistema automático com os dados subjetivos fornecidos pelo operador. A correspondência dos resultados subjetivo e automático foi considerada satisfatória conforme citado por Borges *et alii*^{3,4}. Adicionalmente, como enfatizado por Borges *et alii*⁵, repetidas análises da mesma amostra de sêmen realizadas pelo sistema computadorizado produziram resultados com coeficiente de variação inferior a 15%, para todos os parâmetros avaliados.

O uso de um sistema de visão computacional para análise de sêmen humano permite, de forma rápida e objetiva, a obtenção de resultados geralmente impossíveis de serem obtidos por métodos convencionais.

Agradecimentos

Agradecemos ao CNPq pelo auxílio financeiro e ao núcleo POLOVALE de São José dos Campos pela infraestrutura.



Hovel, Linear Rapido

Dados de Trajeto

Trajeto: 1

Num. Pontos: 5 Vel. Efetiva: 32,129 µm/s

Linearidade: 0,997 Vel. Curvilinea: 32,220 µm/s

Figura 2 _ Exame de **Motilidade**. (a) imagem de uma célula capturada, (b) Resultados da análise.

Referências

- ¹HORN B.K.P. *Robot Vision*. Cambridge, Massachusetts and London, England: The MIT Press and Mc Graw-Hill Book Co, 1986.
- ²DRIANKOV D. e HELLENDORRN H. e REINFRANK M. *An Introduction to Fuzzy Control*. Springer-Verlag Berlin Heidelberg, 1993.
- ³BORGES JR. E. e IACONELLI JR. A. e AOKI T. e SIMBOL S. Análise seminal computadorizada e convencional: estudo comparativo. *XXIV Congresso Brasileiro de Urologia*, 1993.
- ⁴BORGES JR. E. e IACONELLI JR. A. e ORTIZ V. e SIMBOL S. Análise seminal computadorizada no estudo da capacidade fértil do espermatozóide. *IV Congresso Latino Americano de Esterilidade e Fertilidade*, 1993.
- ⁵BORGES JR. E. e IACONELLI JR. A. e AOKI T. e ORTIZ V. e SIMBOL S. e VIEIRA M. E. Análise seminal computadorizada e convencional: estudo comparativo. *Jornal Brasileiro de Urologia*, v. 20, n. 3, p. 133-137, 1994.

Aplicação de Técnicas de Processamento Digital em Imagens Hemodinâmicas de Ventrículo Esquerdo

Guilherme Vilar*, Ana Lucia Quirino**, Ana Emília Machado de Arruda**

* Núcleo de Estudos e Tecnologia em Engenharia Biomédica/CCS/UFPB

** Mestrado em Engenharia Elétrica/CCT/UFPB

Resumo - As técnicas de processamento digital de imagens têm importância em diversas áreas do conhecimento humano. Nesse trabalho, as técnicas de processamento de imagens foram implementadas para permitir a detecção automática do ventrículo esquerdo em imagens provenientes de exames de hemodinâmica. As imagens foram digitalizadas e armazenadas em microcomputador. Para isolamento do ventrículo esquerdo do restante da imagem, utilizou-se a segmentação por região, especificamente, o método de limiarização proposto por Ostu. Previamente à segmentação, foi realizada uma etapa de pré-processamento, com o objetivo de evitar a detecção de falsos objetos. Os resultados foram submetidos à análise de médicos especialistas para validação.

Abstract - The digital image processing techniques are quite important in different areas of human knowledge. In this work, the image processing techniques were developed in order to allow the automatic detection of left ventricle in hemodynamic images. The images were digitized and stored in a microcomputer. A region segmentation technique, specifically the Ostu thresholding method, was applied to isolate the left ventricle. Prior to segmentation, a pre-processing step was accomplished to avoid the detection of false objects. The results were submitted to medical specialists analysis for validation.

Introdução

O processamento digital de imagens é uma área da informática que tem como objetivos principais a melhoria da qualidade visual de imagens, a detecção de regiões de interesse, o realce dessas regiões, entre outros. Sua importância pode ser observada em várias áreas do conhecimento humano. Particularmente, em medicina, encontram-se aplicações em serviços de hemodinâmica, radiologia, anatomia patológica, e outros que trabalhem com informação visual.

Esse trabalho tem como objetivo principal a aplicação de técnicas de processamento de imagens para detecção automática da região do ventrículo esquerdo em imagens provenientes de exames hemodinâmicos de ventriculografia.

Metodologia

Inicialmente foram realizadas aquisições das imagens projetadas num tagarno, usando-se uma câmera de vídeo interligada a uma placa digitalizadora. As imagens digitais foram armazenadas em microcomputador no formato de arquivo TIFF (*Tag Image File Format*), devido às diversas características favoráveis a sua utilização, dentre as quais podemos destacar sua flexibilidade, compatibilidade com outros *softwares*, portabilidade entre plataformas PC e Macintosh, e ótimo desempenho de compressão na variação LZW (*Lempel-ZIV & Welch*) [1].

Com as imagens em microcomputador e, previamente à segmentação, é necessário a aplicação de filtros para uniformização dos níveis de

cinza e eliminação de ruídos na imagem. Essa etapa de pré-processamento tem como objetivo evitar a detecção de falsos objetos ou regiões de interesse. Aplicou-se, assim, a equalização de histograma para uniformização dos níveis de cinza, e os filtros de suavização da média e mediana para eliminação de ruídos [2,3].

Um dos propósitos da técnica de segmentação por região é a extração de uma determinada região de interesse [3]. Nesse caso, é utilizado o método de limiarização, que consiste em separar as regiões de uma imagem quando esta apresenta duas classes distintas: o objeto e o fundo. Foi aplicado, então, o método de limiarização proposto por Ostu com base em resultados conseguidos com imagens semelhantes às de ventrículo esquerdo [4].

Resultados

Foram obtidos valores ótimos de limiarização com o método de Ostu para 40 imagens de ventriculografia esquerda, sendo 20 em sístole e 20 em diástole. O valor ótimo foi determinado para diferentes combinações de filtros na etapa de pré-processamento, e os resultados obtidos mostraram que esta deve incluir a equalização de histograma e um filtro de suavização (média ou mediana).

Conclusões

O isolamento do ventrículo esquerdo foi conseguido através das técnicas de processamento digital de imagens, sendo o método automático para detecção da região ventricular esquerda validado. As imagens segmentadas (Figura 1) foram avaliadas visualmente por médicos hemodinamicistas que consideraram adequada a extração automática do ventrículo esquerdo do restante da imagem.

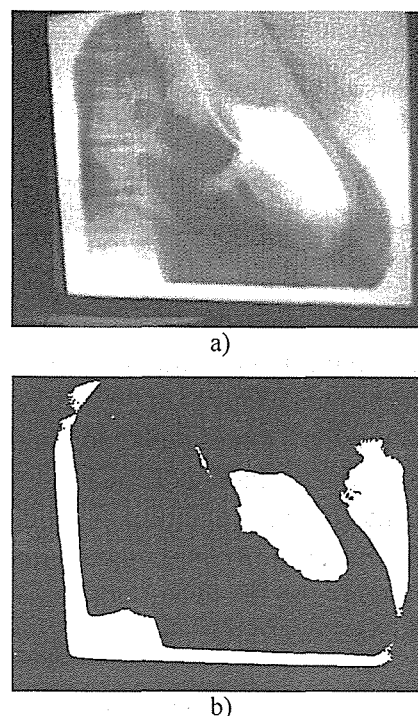


Figura 1: a) imagem original, b) imagem segmentada.

Referências

- [1] KAY, D. C. & LEVINE, J. R. *Graphics file formats*. EUA, McGraw-Hill, 1992.
- [2] GONZALEZ, Rafael C. & WINTZ, Paul. *Digital image processing*. Massachusetts, Addison-Wesley, 1977.
- [3] TOUMAZET, Jean-Jacques. *Traitement de l'image sur micro-ordinateur*. Paris, Sybex, 1987.
- [4] VILAR, Guilherme. *Segmentation des images vertebrales obtenues para absorptiometrie biophotonique: analyse de la reproductibilité*. Compiègne, Université de Technologie de Compiègne, 1990 (Tese de doutorado em Engenharia Biomédica).

Estudo Comparativo entre Tipos e Tecnologias de Scanners para a Digitalização de Mamogramas

Ricardo José Ferrari¹, Sérgio Koodi Kinoshita², Annie F. Frère Slaets¹, Paulo M. Azevedo Marques¹,
Homero Schiabel¹

¹Departamento de Engenharia Elétrica - EESC - USP
Laboratório de Análise e Digitalização de Imagens (LADI)
Av. Dr. Carlos Botelho, 1465 - 13560-250 - São Carlos (SP)
E-mail: ricardof@peterpan.sel.eesc.sc.usp.br

²Departamento de Informática
Faculdade de Ciências e Tecnologia - Universidade de Marília
Av. Hygino Muzzi, 1001 - 17500-000 - Marília (SP)

Resumo - O presente trabalho tem por objetivo determinar a tecnologia mais adequada para digitalizar mamogramas para processamento e classificação de microcalcificações mamárias, analisando os principais tipos e tecnologias de scanners, bem como os principais parâmetros de melhoria das imagens.

Abstract - The purpose of this work is the determination the most adequate technology for digitizing mammograms regarding processing and classification of breast microcalcifications. This is made by analysing the main types of scanners and technologies and the main parameters of images improving.

Introdução

A detecção precoce do câncer de mama possibilita um aumento na chance de cura e é facilitada pela análise das microcalcificações, que por serem estruturas muito pequenas, são difíceis de serem observadas, portanto muitos pesquisadores estão desenvolvendo sistemas automatizados no intuito de detectar e classificar essas estruturas.

A digitalização do mamograma é uma etapa muito importante do processo de detecção das microcalcificações, pois, segundo Chan, H.P. *et al.*¹ a qualidade da imagem digitalizada está diretamente associada à taxa de detecção dessas estruturas. Nesse estudo, realizamos ensaios digitalizando um mesmo mamograma nos scanners handheld, flatbed, slide e drum, determinando as vantagens e desvantagens de cada um deles.

Avaliamos os efeitos da resolução, tipos de sensor e varredura dos scanners, da variação da iluminação (highlight), da sombra (shadow) e do fator gama, em relação a qualidade da imagem digitalizada.

Metodologia

A resolução a ser empregada na digitalização dos mamogramas deve estar relacionada diretamente com as características do filme e das estruturas pesquisadas (microcalcificações).

O filme mamográfico possui grãos de aproximadamente 1,5 microns de diâmetro e as

microcalcificações possuem tamanho em torno de 0,10 mm, limitando, dessa forma, a resolução empregada pelos scanners entre 600 dpi (limitado pelo tamanho da estrutura pesquisa) e 3360 dpi (limitado pelo tamanho de 5 grãos do filme). O tamanho mínimo de 5 grãos foi escolhido para evitar a incorporação predominante de sinais de ruído ao pixel.

Quanto a tecnologia dos sensores, utilizada nos scanners, o drum possui a tecnologia PMT (tubo fotomultiplicador) e nos demais tipos há o predomínio da tecnologia CCD (Charge Coupled Device).

Outro fator importante com relação aos scanners é a forma com que estes efetuam a varredura da imagem. Nos scanners handheld o sistema de varredura é manual (movimento de arraste do scanner), causando muita imprecisão na leitura. Nos do tipo flatbed o original é colocado na "cama" de digitalização e permanece fixo enquanto a luz e o sistema ótico movem-se amostrando linha a linha ("raster line") do original. Nos scanners slide o original movimenta-se (verticalmente ou horizontalmente) enquanto a luz e o sistema ótico permanecem fixos amostrando a imagem. Nos scanners drum o original é iluminado por um foco móvel e amostrado através de uma abertura móvel que segue o foco. O original é envolto a um cilindro que possui um movimento rotacional em torno de seu eixo.

Com relação as características apresentadas por estes scanners, utilizamos os recursos de iluminação, sombra e fator gama a fim

de obter a melhor imagem digitalizada para o processamento.

Os parâmetros iluminação e sombra nos permitem ajustar independentemente áreas claras e escuras da imagem, alterando os níveis de referência de branco e preto. Para os ensaios efetuados, os valores dos parâmetros iluminação e sombra ficaram limitados em 255 e 0, respectivamente. O valor 255 de iluminação corresponde ao enegrecimento máximo do filme, enquanto que o valor 0 de sombra indica que toda luz incidente no filme foi transmitida através dele. Portanto, quando alteramos o valor de iluminação ou o valor de sombra, modificamos os extremos da escala de cinza, alterando a forma de quantização do scanner e o contraste da imagem.

O fator gama é outro parâmetro ajustado a fim de melhorar o contraste da imagem, estando este relacionado com a resposta do sensor de luz. Os valores de gama maiores ou menores que a unidade, variam o contraste ao longo do intervalo de resposta do sensor². Através do ajuste do fator gama podemos alterar a forma de quantização dos tons de cinza intermediários da escala, sem contudo alterar a referência de branco e preto.

Resultados e Discussões

Para determinar o melhor tipo de scanner para a digitalização de mamogramas, observamos os seguintes tópicos: tecnologia dos sensores e tipos de varredura.

Com relação a tecnologia dos sensores, empregada pelos scanners, os tubos fotomultiplicadores possuem maior faixa dinâmica de resposta comparada a do CCD. A sensibilidade à luz, desses tubos, e a relação sinal-ruído são muito grandes, significando leitura muito mais precisa da imagem digitalizada, o que pode ser comprovado pela análise das imagens digitalizadas.

Além da tecnologia do "sensor/conversor" de luz utilizado pelos scanners (CCD ou PMT), a maneira com que estes efetuam a varredura da imagem é muito importante, pois é um indicativo do grau de precisão que eles podem atingir. Os scanners de mão não são recomendados para a digitalização de mamogramas pois possuem muita imprecisão na varredura da imagem. Nos scanners cilíndricos o movimento de rotação do cilindro, pode inserir ruídos (vibrações) prejudicando a precisão da varredura, portanto esses scanners geralmente necessitam de uma base fixa e de um ambiente operacional especial para trabalharem.

A limitação encontrada no uso dos scanners slide é o tamanho do original (geralmente 35 mm), o que implica na necessidade do corte do mamograma.

Portanto o tipo de scanner ideal para a digitalização de mamogramas é o drum, porém seu custo é muito elevado (entre US\$ 10,000 e US\$ 85,000). Uma forma alternativa em substituição ao scanner drum é o scanner tipo flatbed, que possui custo menor e características aceitáveis.

Utilizamos para efetuar os ensaios com os parâmetros iluminação, sombra e fator gama, um scanner tipo flatbed (UMAX UC1260), tecnologia CCD, com resolução ótica de 600 dpi e 8 bits de níveis de cinza.

Com relação aos parâmetros, observamos que os valores mais adequados para mamogramas escuros foram: 128 de iluminação, 0 de sombra e 1.25 de fator gama; para mamogramas intermediários: 200 de iluminação, 0 de sombra e 1.20 para fator gama e para mamogramas claros: 255 de iluminação, 0 de sombra e 0.8 de fator gama.

Conclusões

Podemos concluir que além das características técnicas necessárias, de sensores e varredores de imagem, que o scanner deve possuir para a digitalização de mamogramas, os parâmetros iluminação, sombra e fator gama também influenciam na qualidade da imagem gerada, melhorando o seu processamento.

Agradecimentos

Este trabalho teve apoio financeiro da FAPESP.

Bibliografia

¹ CHAN H.P.; NIKLADSON L.T.; IKEDA D.M.; LAM, K.L.; ADLER, D.D. **Digitalization requirements in mammography: effects on computer-aided detection of microcalcifications.** Medical Physics, v.21(7), p. 1203-1211, 1994.

² RUSS, J. C. **The image processing handbook.** CRC Press Inc., United States of America, 1992.

Técnica Computacional para Correção da Não-Homogeneidade da Distribuição de Intensidade em Imagens Radiológicas

Rogério V. Florian¹, Márcio A. Marques², Annie F. Frère¹, Homero Schiabel¹, Paulo M. A. Marques¹

¹Departamento de Engenharia Elétrica - EESC/USP
Laboratório de Digitalização de Imagens (LADI)
Av. Dr. Carlos Botelho, 1465 - 13560-250 - São Carlos (SP)
E-mail: rvolpon@peterpan.sel.eesc.sc.usp.br

²Departamento de Física e Informática
Grupo de Instrumentação e Informática - GII - IFSC/USP
Av. Dr. Carlos Botelho, 1465 - 13560-250 - São Carlos (SP)

Resumo - Este trabalho propõe uma técnica de processamento de imagens para a compensação do efeito “Heel” em imagens médicas, permitindo melhorar a detecção das estruturas através da homogeneização do fundo. Tal técnica pode ser utilizada para qualquer sistema radiológico.

Abstract - This work presents an image processing technique in order to provide a “Heel” effect compensation on medical images, which can improve the structures detection due to background homogeneity. Such a technique can be used for any radiologic system.

Introdução

Para a obtenção de uma imagem de boa qualidade, seja através de luz ou de raios-X, a contribuição do processo formador é importante, porém não é o suficiente. Diversos outros aspectos são importantes, tais como: geometria de exposição, estrutura do objeto, material receptor da imagem, etc...

Um exemplo destas condições são as imagens radiológicas. Elas dependem do efeito “Heel”, do tamanho do ponto focal, do efeito Compton, da grade supressora e do filme radiográfico.

De acordo com Fritz¹ e Marques², o efeito “Heel” é a distribuição não-uniforme de intensidade de radiação ao longo do campo, que pode variar de 70% a 120% com relação ao eixo central do campo (Figura 1).

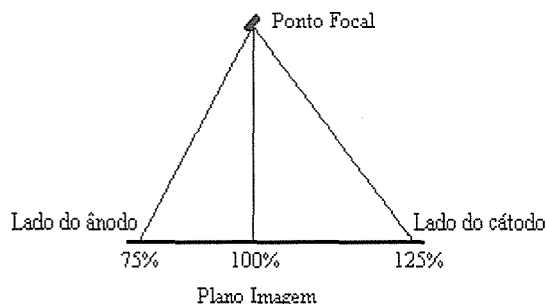


Figura 1 - Efeito “Heel”

Desta forma, o filme apresentará uma variação de intensidade. Em outras palavras, certas regiões do filme não serão sensibilizadas adequadamente, enquanto outras serão sensibilizadas demasiadamente, prejudicando a imagem final. Com isso, a avaliação visual da

imagem poderá não detectar corretamente estruturas encobertas por esta variação de contraste.

Visando solucionar este problema, é proposto um algoritmo computacional que calcula a variação na intensidade incidente em cada ponto do plano imagem e corrige as variações de densidades apresentadas pelo filme, tornando o fundo uniforme.

Metodologia

O algoritmo desenvolvido para corrigir o efeito “Heel”, que causa a variação de densidade do fundo do filme radiológico, é baseado no cálculo do deslocamento (S) do fóton no interior do alvo para cada trajetória, considerando a intensidade relativa para cada ponto $P(x,y)$ sobre o eixo cátodo-ânodo e a localização geométrica de cada um destes pontos (figura 2).

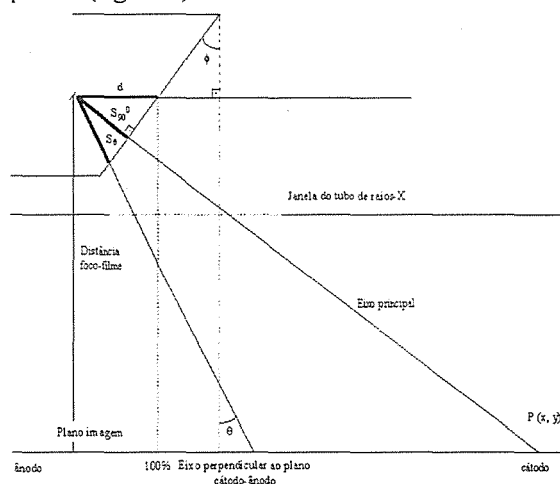


Figura 2 - Formulação matemática do efeito “Heel”

Analisando a figura 2 e aplicando simples relações trigonométricas, concluímos que a distância percorrida pelos fótons no interior do alvo é:

$$S(\theta) = \frac{d \cos \phi}{\cos(90^\circ - \theta - \phi)},$$

sendo θ o ângulo formado pela trajetória dos fótons com um eixo perpendicular ao eixo central, ϕ o ângulo de inclinação do alvo e d a penetração dos elétrons dentro do alvo.

A posição cartesiana de um ponto qualquer sobre o eixo central é:

$$P(d_{ff} \operatorname{tg} \theta, 0),$$

sendo d_{ff} a distância entre o foco e o filme.

A intensidade I dos fótons ao atingir o plano imagem é:

$$I = I_0 e^{-\mu S},$$

sendo I_0 a intensidade dos fótons antes de percorrem o interior do alvo, μ o coeficiente de atenuação do material do alvo e S a distância percorrida pelos fótons dentro do alvo.

As equações acima são aplicadas para os pontos situados sobre o eixo central. Porém, através de uma análise geométrica espacial, o efeito "Heel" pode ser compensado em todo o campo. Para isto é adotado como eixo principal a trajetória dos fótons cuja saída é perpendicular ao plano do alvo. Todas as trajetórias de fótons que formam um mesmo ângulo com este eixo formarão um cone, com os fótons pertencentes à superfície deste cone percorrendo a mesma distância no interior do alvo. A intersecção do cone com o plano imagem será uma elipse cujos pontos constituintes possuirão a mesma intensidade relativa I_0/I .

O processamento da imagem é efetuado ponto a ponto. Considerando o centro da imagem como sendo o centro do campo, a intensidade de cada ponto da imagem é compensado com relação a intensidade relativa calculada. Desta forma, toda a imagem sofrerá as correções necessárias originadas pelo efeito "Heel".

Para desenvolver o algoritmo, algumas considerações sobre o aparelho de raios-X foram adotadas:

- foco pontual;
- trajetória retilínea do feixe de elétrons;
- trajetória retilínea dos fótons emitidos.

Resultados

Para avaliar o desempenho do algoritmo, foram digitalizadas e processadas 50 imagens radiológicas. Todas as imagens eram de fundo, ou seja, sem qualquer objeto.

As características dos aparelhos de raios-X consideradas foram:

- a angulação do alvo,
- o material do alvo, e
- a distância foco-filme.

A avaliação do processamento foi realizada através da análise de histograma. Os

histogramas antes e depois do processamento foram comparados, e em todos foi possível constatar uma boa distribuição dos níveis de cinza.

Discussão e Conclusões

Pode-se concluir que o algoritmo criado para a correção do efeito "Heel" mostrou-se eficiente. Entretanto, a contribuição deste sistema só poderia ser realmente estimada com a avaliação da melhoria que ele proporciona quando é realizado o processamento de imagens clínicas.

Agradecimentos

Os autores agradecem o apoio dado pela CAPES à execução do projeto.

Referências

- ¹ FRITZ, S. L.; LIVINGSTON, W. H. *A Comparison of Computed and Measured Heel Effect for Various Target Angles. Medical Physics*, V. 9, n° 2, p.216 - 219, March/April 1982.
- ² MARQUES, M. A. *et al. Método Computadorizado para Otimização de Sistemas Radiológicos. Anais do 42 Congresso Português de Engenharia Biomédica- BioEng'96*, p. V.5.1 - V.5.6, 1996.

Subtração de imagens digitais - Vantagens e inconvenientes dos métodos de comparação e de complemento

Caraschi L. C., Frére A. F., Azevedo Marques P.M., Schiabel H.

Escola de Engenharia de São Carlos
Departamento de Engenharia Elétrica

Resumo - Este trabalho apresenta um estudo comparativo de dois métodos de subtração de angiografias determinando as vantagens e desvantagens de cada um em relação ao ruído das imagens.

Abstract - In this work presents a comparative study of two angiographic subtraction methods, determine your advantages and limitacions regardeng the images noise.

Introdução

Uma técnica muito utilizada em angiografia para melhorar a qualidade das imagens médicas[1] é a angiografia por subtração digital (DSA). Com esta técnica alguns órgãos são visualizados mais facilmente com a introdução de uma solução de contraste, a qual absorve mais ou menos radiação que os tecidos. O iodo, por exemplo, absorve mais radiação que o sangue ou os tecidos moles e é usado para realçar os vasos sanguíneos.

Às vezes, porém, a substância contrastante não produz um resultado satisfatório, nesse caso, pode-se produzir duas imagens, uma onde está incluída a substância de contraste e outra sem. As duas imagens devem ser iguais a menos da presença dessa substância contrastante. Um circuito eletrônico digitaliza as duas imagens, calcula a diferença entre elas e o resultado é apresentado em um monitor (método convencional). Assim consegue-se eliminar a maior parte da imagem de fundo (ossos, gorduras, músculos, etc.), realçando os vasos sanguíneos ainda mais. O sistema é conhecido como DSA.

Neste trabalho são utilizados as duas imagens já citadas acima (vasos sanguíneos sem e com substância contrastante) e elas são subtraídas por dois métodos o de comparação e o de complemento, o que for igual entre elas é apagado. Como a substância contrastante está apenas nos vasos sanguíneos de uma das duas imagens, devem desaparecer os ossos, os músculos e outras estruturas que não interessam. Permanecerão portanto apenas os referidos vasos sanguíneos.

Métodos e processos

Foi desenvolvido um algoritmo que realiza a simulação dos dois métodos de subtração digital, o primeiro método realiza o processo de subtração por comparação, ou seja, é feita uma comparação

entre um pixel digitalizado em nível de cinza da imagem máscara (sem contraste) e outro pixel da imagem com contraste, se os dois pixels são iguais, então é feita uma atribuição ao pixel da imagem resultante igual a zero (preto em nível de cinza, ou um valor predeterminado em nível de fundo), se os dois forem diferentes, então é feita uma atribuição ao pixel resultante igual a 255 (branco em nível de cinza). Fazendo-se uma varredura das imagens, pixel a pixel, obtém-se uma terceira imagem resultante por comparação.

O segundo tipo realiza a subtração por complemento entre um pixel da imagem máscara (sem contraste) e outro pixel da imagem com contraste, ou seja, cada pixel digital é expresso em uma palavra digital de oito bits representando um nível de cinza, e os bits de cada pixel são subtraídos um a um em relação ao seu correspondente através da técnica de subtração digital por complemento de um, o resultado final desta subtração gera um pixel resultante com nível de cinza correspondente ao valor digital obtido.

Este valor resultante é submetido a um "filtro" supressor de ruídos, com isto obtém-se um valor de pixel, sem nível de ruído. Em toda a imagem é feita a varredura pixel a pixel e realizado o processo de subtração por complemento gerando uma terceira imagem resultante por complemento.

Resultados e conclusão

Foram analisados os resultados obtidos a partir de duas imagens angiográficas do cérebro (imagem máscara (figura 1) e imagem com contraste (figura 2), os processos aplicados foram o de comparação e o de complemento.

Observando os resultados, concluiu-se que a imagem resultante por complemento (figura 3) apresentou uma qualidade visual muito inferior a imagem resultante por comparação.

A imagem resultante (figura 4) por comparação apresentou uma qualidade visual em termos de

qualidade e definição superior sendo observado uma atenuação significativa das imagens de fundo e uma melhor definição do contorno das imagens com contraste.

Quanto ao ruído resultante após os dois tipos de subtração verificou-se que os vasos sanguíneos na imagem final apresentou menos ruído com o método de comparação porque nesse método os vasos da imagem resultante são uma cópia dos vasos que se encontram em uma das imagens originais.

Agradecimentos

Agradecemos ao apoio da Capes.

Referência Bibliográfica

[1] - KATHLEEN, C; RIECK, G. D. ; MACGILLAURY, C. H.; "International Tables for X- Ray Crystallography", The International Union of Crystallography, The Kinoch Press, Inglaterra, 3,157-1968.

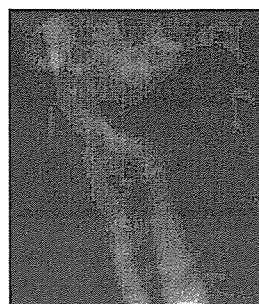


FIGURA 1



FIGURA 2



FIGURA 3



FIGURA 4

20.
MODELAGEM E
SIMULAÇÃO

O cerebelo e a teoria de controle na coordenação de movimentos

VIEIRA, Marcus Fraga^{1,2} e KOHN, André Fábio¹

¹ Laboratório de Eng. Biomédica, EPUSP, Depto. de Eng. Eletrônica, Cx.P. 61548, CEP-05424-970, São Paulo, SP.

² Faculdade de Educação Física, Universidade Federal de Goiás, Goiânia, GO.

Resumo - O grande esforço no sentido de organizar em uma base teórica sólida o enorme volume de dados a respeito do funcionamento cerebelar, tem levado à elaboração de inúmeros modelos teóricos. Sob o ponto de vista da teoria de controle, o cerebelo tem sido descrito quer como um dispositivo de controle adaptativo quer como um conjunto de geradores de padrões ajustáveis na coordenação de movimentos. Aspectos importantes destas abordagens são discutidos.

Abstract - The great effort to give a solid theoretical basis to the enormous amount of experimental data on the functioning of the cerebellum, has resulted in the development of many theoretical models. From the point of view of control theory, the cerebellum has been described either as an adaptive system or as an adjustable pattern generator for the coordination of movement. Important aspects of these approaches are discussed.

Introdução

A peculiar regularidade estrutural do córtex cerebelar vem estimulando o desenvolvimento de modelos matemáticos que possam explicar o funcionamento do cerebelo. Desta forma, a descrição do mesmo sob o ponto de vista da teoria de controle favorece esta discussão lançando luz sobre alguns aspectos de seu funcionamento, bem como propondo novas interpretações teóricas de dados experimentais.

Controle adaptativo

O papel global do cerebelo pode ser explicado em termos de controle adaptativo¹. Esta adaptação advém de processos de plasticidade nas sinapses entre as fibras paralelas e as células de Purkinje no córtex cerebelar, sob o monitoramento das fibras trepadeiras que codificariam erros no desempenho motor. Um sistema que opera por pré-alimentação (*feedforward*) pode ser convertido em um sistema de controle adaptativo com alguns artifícios neuronais: a inclusão de uma realimentação (*feedback*) conveniente. Os sistemas neuronais parecem preferir operar por pré-alimentação, haja visto que no sistema nervoso nem sempre está presente um laço de realimentação, ou quando está, este somente é funcional dentro de determinados limites operacionais. Entretanto, para que o controle neuronal seja eficaz, algum laço de realimentação adequado deve ser estabelecido a fim de superar os obstáculos funcionais de uma operação por pré-alimentação. Isto é possível valendo-se de um comparador que, através da comparação entre o movimento intencionado e o realizado, detecta erros de controle e de um adaptador que, baseado nos erros de controle, corrige o desempenho de um sistema operando por pré-alimentação¹ (fig. 1). Admite-se que o córtex cerebelar seja a parte funcional do controlador adaptativo equipado com um comparador e um adaptador no sistema de controle motor.

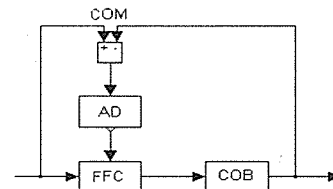


Figura 1 Estabelecendo um laço de realimentação num sistema de controle por pré-alimentação. FFC, controlador por pré-alimentação; COB, objeto sob controle; AD, adaptador; COM, comparador.

Filtro linear adaptativo

Sob o ponto de vista da teoria de filtros adaptativos, supõe-se que a célula de Golgi no córtex cerebelar possa agir como um elemento atrasador de fase: um integrador imperfeito com limiar. Sendo assim, os sinais advindos das células granulares num circuito fibras musgosas-células granulares-célula de Golgi, são equivalentes a sinais de saída de diferentes formas de compensadores de fase em atraso-avanço². O fluxo de sinal em um filtro linear adaptativo ocorre em duas fases (fig. 2). Primeiro, um transdutor age sobre um sinal de entrada $u(t)$ num determinado instante t a fim de produzir um conjunto de sinais linearmente independentes, os sinais $x_1(t)$, $x_2(t)$, ..., $x_M(t)$ no instante t . Estes são reunidos através de um mecanismo de eficácia sináptica ajustável w_j 's e somados a fim de formar um sinal de saída $y(t)$ no instante t . Desta forma, este transdutor corresponde ao sistema Golgi-célula granular, e a unidade de saída e o sinal erro correspondem à célula de Purkinje e aos sinais nas fibras trepadeiras, respectivamente, no córtex cerebelar. O termo adaptativo significa que existe um mecanismo pelo qual w_j pode ser ajustada interativamente, de forma que a saída do filtro se aproxima de um dado sinal desejado $c(t)$. Na figura 2, o transdutor é o sistema Golgi-célula granular, $u(t)$ corresponde aos sinais carreados pelas fibras musgosas, $x_j(t)$ às fibras paralelas, $y(t)$ à resposta da célula de Purkinje e $y(t)-c(t)$ ao sinal conduzido pela fibra trepadeira².

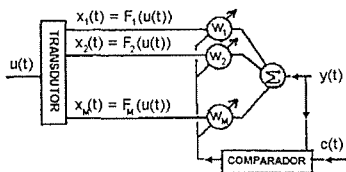


Figura 2 Diagrama de um filtro linear adaptativo.

Geradores de padrões ajustáveis

A hipótese de que o cerebelo funciona como um conjunto de geradores de padrões ajustáveis, considera com grande relevância a concepção modular da arquitetura cerebelar, mas não somente isto, visto que um gerador de padrões ajustáveis é definido como um módulo que inclui laços de realimentação entre o cerebelo e outras regiões encefálicas além do circuito especificamente cerebelar, uma vez que cada região do cerebelo conecta-se a diferentes regiões do tronco encefálico ou do cérebro³. A figura 3 mostra as principais conexões da via cerebelo-rubro-espinhal, servindo como um diagrama de um módulo cerebelar, ou seja, um gerador de padrão ajustável individual cuja saída é uma fibra rubro-espinhal que leva um comando motor do núcleo rubro à medula espinhal.

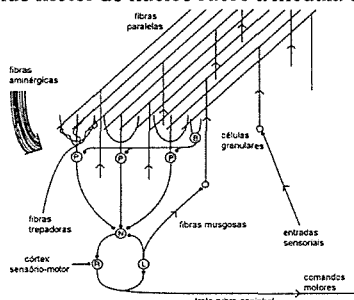


Figura 3 Diagrama de um gerador de padrão ajustável cerebelo-rubro-espinhal. N, núcleo cerebelar profundo; R, núcleo rubro; L, núcleo reticular lateral; P, célula de Purkinje; B, célula em cesto. Círculos cheios, sinapses inibitórias; círculos vazios, sinapses excitatórias.

Observe a existência de um laço de realimentação positiva dos núcleos cerebelares ao núcleo rubro e deste, de volta aos núcleos cerebelares através do núcleo reticular lateral. A inibição dos núcleos cerebelares advinda das células de Purkinje no córtex cerebelar coíbe esta realimentação positiva; entretanto quando esta inibição é bloqueada, uma descarga sustentada de alta frequência é observada. O modelo de geradores de padrões ajustáveis considera esta tendência a uma atividade sustentada em malha fechada como o impulso fundamental para a execução de um programa motor.

Conclusão e Observações

É importante destacar determinados pontos nos modelos apresentados que mostram as sutilezas em interpretar características peculiares do cerebelo, desde sua arquitetura, propriedades sinápticas e de membrana, até o fluxo de sinais pelas vias cerebelares.

Como quer o modelo de controle adaptativo, um sistema instável, cujos pólos localizam-se no semi-plano

direito, pode ser estabilizado pela utilização de uma realimentação adequada que desloca os pólos deste sistema para o semi-plano esquerdo. O cerebelo, com suas vias em paralelo com os demais sub-sistemas motores, desempenharia o papel desta peculiar realimentação de forma adaptativa trazendo estabilidade ao sistema. Através da detecção de erros e da adaptação (plasticidade sináptica), o cerebelo pode corrigir o desempenho de sub-sistemas motores devido à aprendizagem de movimentos, ao ajuste a novas situações ou mesmo à perda de neurônios com o avançar da idade.

No modelo de filtro linear adaptativo as células de Purkinje receberiam um conjunto de sinais com diferenças de fase via fibras musgosas e células granulares e responderiam seletivamente a um componente específico através de um processo de aprendizagem. Entretanto, este modelo possui várias limitações: a suposição de que os sub-sistemas Golgi-célula granular funcionam como compartimentos estanques de entrada ao sistema pode não ser muito realística, visto que as arborizações dendríticas das células de Golgi se sobrepõem profusamente; a linearidade do sistema é garantida apenas em uma estreita faixa, baseada em dados do sistema flocular. Estender esta linearidade a todo o córtex cerebelar, tendo em vista apenas sua uniformidade histológica, pode não ser razoável.

No modelo de gerador de padrão ajustável, cada módulo individual aprende a combinar informações relativas à trajetória desejada com sinais relativos à posição dos membros, produzindo comandos de velocidade. Muitas das características de cada módulo são devidas à sua capacidade de passar por transições persistentes em seu estado interno, como consequência da via recorrente entre o núcleo rubro e as células nucleares no cerebelo e de propriedades intrínsecas à célula de Purkinje (a biestabilidade). Estes módulos são capazes de armazenar, recuperar e executar programas motores simples, componentes daqueles mais complexos necessários para controle dos membros.

Contudo, enfatizamos a necessidade de mais dados experimentais relativos à dinâmica do córtex cerebelar e às propriedades de suas células. A biestabilidade³ da célula de Purkinje, por exemplo, não pode ser aceita simplesmente pelo fato dos dados disponíveis até o momento levarem a esta conclusão. O relativo isolamento elétrico dos ramos dendríticos da mesma, nos permite, pelo menos, levantar a hipótese de uma possível multi-estabilidade.

Referências

- 1 ITO, M. Synaptic plasticity in the cerebellar cortex and its role in motor learning. *Canadian Journal of Neurological Science*, v.20, s.3, p.70-4, 1993.
- 2 FUJITA, M. Adaptive filter model of the cerebellum. *Biological Cybernetics*, v.45, p.195-206, 1982.
- 3 HOUK et al. An adaptive sensorimotor network inspired by the anatomy and physiology of the cerebellum. In: MILLER et al., ed. *Neural networks for control*. Cambridge, MIT Press, 1990.

Reconhecimento de padrões no cerebelo: dinâmica do sistema Golgi-célula granular

VIEIRA, Marcus Fraga^{1,2} e KOHN, André Fábio¹

1 Laboratório de Engenharia Biomédica, Escola Politécnica da USP, Depto. de Engenharia Eletrônica, Cx.P. 61548, CEP-05424-970, São Paulo, SP. 2 Faculdade de Educação Física, Universidade Federal de Goiás, Goiânia, Go.

Resumo - O grande esforço no sentido de organizar em uma base teórica sólida o enorme volume de dados a respeito do funcionamento cerebelar, tem levado à elaboração de inúmeros modelos teóricos. Neste aspecto, a abordagem mais utilizada é provavelmente a descrição do cerebelo como um dispositivo de reconhecimento de padrões. Para isto enfatiza-se que é fundamental o conhecimento da dinâmica do sistema Golgi-célula granular, que possivelmente também pode exibir propriedades de plasticidade sináptica.

Abstract - The great effort to give a solid theoretical basis to the enormous amount of experimental data on the functioning of the cerebellum has resulted in the development of many theoretical models. In this context, perhaps the most frequent description of the cerebellum is associated with a pattern recognition device. It is emphasized that for this approach it is fundamental to know the dynamics of the Golgi-granule cell system that may also exhibit the property of synaptic plasticity.

Introdução

A hipótese inicial de modificação sináptica no córtex cerebelar ao nível das sinapses entre as fibras paralelas e as células de Purkinje tem encontrado extensa confirmação experimental¹. A modelagem do cerebelo como um dispositivo de reconhecimento de padrões, entretanto, tem levantado a hipótese de modificação sináptica ao nível das células granulares, que pode equipar o sistema com uma dinâmica muito mais rica, apesar dos dados experimentais disponíveis serem ainda modestos. Além disso, as características peculiares ao sistema Golgi-células granulares são de fundamental importância para a capacidade de discriminação do córtex cerebelar bem como para a sua capacidade de resistência ao ruído. Os pontos mais importantes das teorias que sintetizam o funcionamento cerebelar sob o enfoque do reconhecimento de padrões são apresentados a seguir.

Reconhecimento de padrões no cerebelo

Esta abordagem do córtex cerebelar foi extensivamente utilizada pelos primeiros trabalhos teóricos publicados^{2,3}. O esquema proposto é mostrado na figura 1.

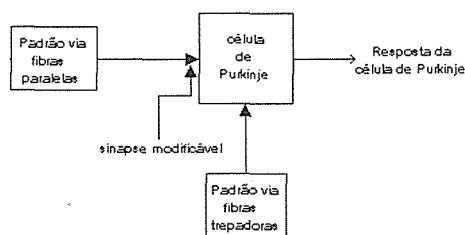


Figura 1 Reconhecimento de padrões no cerebelo.

A célula de Purkinje tem seu comportamento influenciado pela ação dos sinais via fibras trepadeiras, ao mesmo tempo que recebe os sinais via fibras paralelas que determinam o

contexto no qual as fibras trepadeiras dispararam. Se estes sinais não encontram correspondência, as sinapses modificáveis são decrementadas. Desta forma, a célula de Purkinje é forçada a se comportar de determinada maneira dirigida pelo sinal via fibras trepadeiras. Depois que o aprendizado está completo, a célula de Purkinje pode reproduzir um comportamento anterior pela simples apresentação dos sinais via fibras paralelas, mesmo na ausência do sinal nas fibras trepadeiras, porque reconhece este padrão como aquele que ocorreu previamente juntamente ao sinal das fibras trepadeiras.

Dinâmica do sistema Golgi-célula granular

Observamos pelo esquema anterior que os sinais via fibras paralelas, que codificam o contexto no qual o processo de aprendizagem ocorreu, são um ponto chave no processo de reconhecimento de padrões no cerebelo. Sob este ponto de vista, enfatiza-se que seria vantajoso se o sistema Golgi-célula granular, capaz de fornecer este contexto às células de Purkinje, tivesse uma dinâmica rica, o que certamente aumentaria o poder de discriminação do córtex cerebelar.

Alguns trabalhos teóricos têm apresentado importantes contribuições a este respeito. O sistema Golgi-células granulares pode gerar um conjunto de sinais com diferenças de fase⁴ ou com diferentes tempos de elevação dos potenciais pós-sinápticos⁵ (dependendo dos sinais fornecidos pelas fibras musgosas: senoidais contínuos ou discretos, respectivamente), de forma que a célula de Purkinje aprende a reconhecer aquele que minimiza o sinal erro ou sinal mestre carregado pela fibra trepadeira. Grande parte deste comportamento peculiar do sistema Golgi-célula granular é devido ao laço de realimentação célula granular-célula de Golgi-célula granular (fig. 2), necessário para equipar o

sistema com uma dinâmica intrínseca ao invés de um comportamento estático, quer considerando atrasos de propagação nas fibras paralelas⁶ ou não⁷.

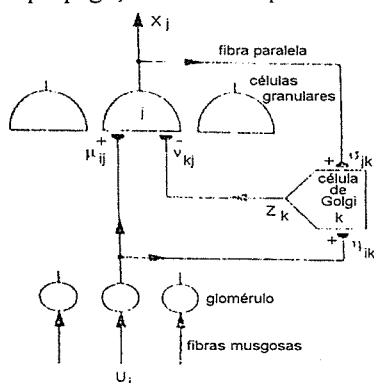


Figura 2 Representação esquemática do sistema Golgi-célula granular no córtex cerebelar. Observe o laço de realimentação célula granular-célula de Golgi-célula granular.

Além disso, simulações em computador^{5,7,9} têm mostrado que a modificação sináptica ao nível das células granulares é capaz de equipar o sistema com um dinâmica muito mais rica, aumentando o poder de discriminação do córtex cerebelar, ao mesmo tempo que torna o sistema muito mais robusto a ruídos contínuos ou a inversões de sinais nas fibras musgosas^{6,7}. No aspecto que se refere à estabilidade do sistema e à sua resistência ao ruído, uma possível modificação sináptica ao nível da célula de Golgi também foi levantada⁷.

Outros trabalhos teóricos também incorporaram a possibilidade de modificação sináptica ao nível das células granulares^{2,8}. As fibras musgosas, as células granulares e as células de Golgi formam complexas estruturas sinápticas na camada granular do córtex cerebelar, que são a base para interações locais entre influências excitatórias e inibitórias e, desta forma, de alterações nas eficácias sinápticas entre as fibras musgosas e as células granulares pela ação de fibras musgosas adjacentes⁸.

Discussão

Os modelos matemáticos não resolveram completamente a questão de como e onde a aprendizagem cerebelar ocorre. Embora muitas questões relativas ao funcionamento cerebelar ainda não puderam ser incluídas nas modelagens, estas levam a várias predições que podem ser testadas experimentalmente. Estes modelos, entretanto, introduziram os conceitos de plasticidade heterosináptica para a aprendizagem motora e têm contribuído em outras áreas do conhecimento, como a robótica.

Observamos que os modelos matemáticos ora discutidos propõem importantes hipóteses no que se refere à dinâmica do sistema Golgi-célula granular e sua implicação no funcionamento do córtex cerebelar como um todo. Além disso, modelagens da célula granular¹⁰ têm mostrado que estas pequeninas células exibem propriedades tão complexas quanto a célula de Purkinje,

a despeito da escassez de dados experimentais nos quais são baseadas estas simulações.

Neste contexto, enfatizamos a necessidade de maior atenção por parte da pesquisa experimental à camada granular do córtex cerebelar. Dados mais precisos poderão confirmar a complexidade das propriedades de membrana da célula granular e, possivelmente, da célula de Golgi, além de permitir a formulação de outras hipóteses e de modelos matemáticos mais realísticos. É necessário levantar novos dados que possam comprovar as hipóteses propostas pelos modelos matemáticos, quer permitir a proposição de novas hipóteses mais elaboradas e coerentes com o funcionamento do sistema Golgi-célula granular e do córtex cerebelar como um todo.

Com os conceitos levantados pelos modelos matemáticos, neurofisiologistas possuem agora muitas hipóteses a partir das quais podem, posteriormente, explorar a anatomia e a fisiologia responsável pela aprendizagem cerebelar. Novas interpretações da organização dos sistemas de controle cerebelares possivelmente fornecerão indicações para a direção da pesquisa experimental e teórica futura.

Referências

- 1 LINDEN, D.J.; CONNOR, J.A. Long-term synaptic depression. *Annual Review of Neuroscience*, v.18, p.319-57, 1995.
- 2 MARR, D. A theory of cerebellar cortex. *Journal of Physiology*, London, v.202, p.437-70, 1969.
- 3 ALBUS, J.S. A theory of cerebellar function. *Mathematical Bioscience*, v.10, p.25-61, 1971.
- 4 FUJITA, M. Adaptive filter model of the cerebellum. *Biological Cybernetics*, v.45, p.195-206, 1982.
- 5 BULLOCK, D.; FIALA, J.C.; GROSSBERG, S. A neural model of timed response learning in the cerebellum. *Neural Networks*, v.7, n.6, p.1101-14, 1994.
- 6 CHAPEAU-BLONDEAU, F.; CHAUVET, G.A. A neural network model of the cerebellar cortex performing dynamic associations. *Biological Cybernetics*, v.65, p.267-79, 1991.
- 7 BUONOMANO, D.V.; MAUK, M.D. Neural network model of the cerebellum: temporal discrimination and the timing of motor responses. *Neural Computation*, v.6, p.38-55, 1994.
- 8 BAEV, K.V.; SHIMANSKY, I.P. Principles of organization of neural systems controlling automatic movements in animals. *Progress in Neurobiology*, v.39, p.45-112, 1992.
- 9 CHAUVET, G.A. An associative motor learning by the cerebellar cortex: from Purkinje unit to network variational learning rules. *Mathematical Bioscience*, v.126, p.41-79, 1995.
- 10 GABBIANI, F.; MIDTGAARD, J.N.S. Synaptic integration in a model of the cerebellar granule cell. *Journal of Neurophysiology*, v.72, n.2, p.999-1009, 1994.

Implementação de um simulador de um circuito neuro-medular que atua no controle da força motora

Luiz Jurandir Simões de Araújo e André Fábio Kohn

Laboratório de Engenharia Biomédica, Escola Politécnica da USP, Depto de Engenharia Eletrônica, Cx.P. 61548, CEP 05424-970, São Paulo, SP

Resumo - O simulador implementado permite estudar e analisar quantitativamente um circuito neuro-medular que atua entre os comandos voluntários gerados no cérebro e uma contração muscular, podendo mostrar as interações entre fibras descendentes, motoneurônios- α , células de Renshaw e fibras musculares.

Abstract - The simulator that was implemented allows the study and the quantitative analysis of a spinal cord neuronal network that links the cerebral voluntary commands and a muscle contraction. Interactions between descending fibers, alpha-motoneurons, Renshaw cells and muscle fibers may be analyzed.

Introdução

A ação coordenada de vários músculos é controlada pelo sistema nervoso. Este controla movimentos musculares complexos e regula a força gerada por cada grupo muscular envolvido através do recrutamento/desrecrutamento de unidades motoras e da variação da taxa de disparo das mesmas. Comandos gerados no cérebro controlam a força a partir da variação da frequência de potenciais de ação conduzidos nos tratos descendentes.

Em vários trabalhos científicos observou-se uma relação linear entre a frequência de potenciais de ação descendentes e a força muscular em regime estacionário [1]. Na tentativa de analisar esse fenômeno Akazawa, Kato e Fujii [2,3] modelaram e simularam uma parte da rede neuronal da medula espinal que agrupa uma célula cortico-motora (CMN), n unidades motoras (cada qual composta de um moto-neurônio- α e o conjunto de fibras musculares enervadas - MN) e n células de Renshaw (RC).

No presente trabalho inicia-se uma linha de pesquisa em nosso laboratório que trata da modelagem e simulação da medula espinal no que tange o controle motor. Selecionamos a abordagem de Akazawa et al por ser de implementação relativamente fácil e não exigir descrição muito complexa de cada elemento da rede (isto representaria dificuldades na obtenção de valores de parâmetros da literatura experimental).

Metodologia

O simulador foi totalmente implementado em C a partir das equações, parâmetros e condições de contorno expostas pelos autores do modelo.

O macro esquema apresentado na figura 1 mapeia os componentes do modelo e as suas inter-relações. CMN representa célula cortico-motora; MN, moto-neurônio- α ; RC, célula de Renshaw ;

FG as fibras musculares e K_s , K_j e G_j os parâmetros do modelo; j ($j=1, \dots, n$) representa as diversas classes de unidades motoras, agrupadas por tamanho (do menor para o maior). Como muitas propriedades biofísicas das unidades motoras estão intimamente vinculadas ao tamanho do moto-neurônio, os diversos parâmetros que as representam também variam com j . Cada MN representa um conjunto de moto-neurônios com as mesmas propriedades biofísicas.

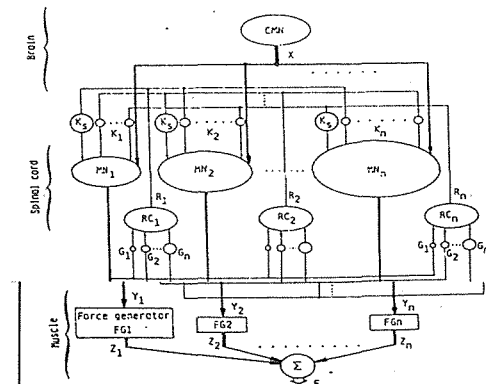


Figura 1 - Circuito neuro-medular implementado

O estímulo de entrada ao circuito é um trem de potenciais de ação cortico-motora:

$$CMN(t) = \sum_{i=1}^N \delta(t - t_i)$$

onde: $\delta(t)$ Delta de Dirac e

t_i representa os instantes de ocorrência dos potenciais de ação da célula cortico-motora. O intervalo entre cada PA é gerado aleatoriamente com uma distribuição Gaussiana truncada (para $t \leq 0$) com média igual ao desvio padrão. O efeito excitatório da CMN sobre os MN's é simulado pela expressão:

$$E_j(t) = EP_j \sum_{i=1}^q \exp(-(t - t_j) / \tau_{aj})$$

onde EP_j é a amplitude de um potencial excitatório pós-sináptico da CMN sobre o MNj e τ_{aj} , a respectiva constante de tempo e q o número

de PA's disparados pelo MN_j. Ambos diminuem com o aumento de j.

O efeito inibitório das células de Renshaw é simulado pela expressão:

$$I_j(t) = K_s \cdot IP_j \cdot \sum_{i=1}^{q_j} \exp(-(t - t_{ri}) / \tau_{aj}) +$$

$$K_j \cdot IP_j \cdot \sum_{m=1}^n \sum_{(m \neq j)} \exp(-(t - t_{rm}) / \tau_{ar})$$

onde K_s é o ganho sináptico da célula de RC adjacente ao MN_j, K_j é o ganho sináptico das demais RC's, IP_j é a amplitude do potencial inibitório pós sináptico das RC's sobre o MN_j, tr são os instantes de ocorrência dos potenciais de ação das RC's.

Um moto-neurônio MN_j dispara um potencial de ação quando o potencial de membrana(P_j(t)) for maior que o limiar de disparo (H_j(t)) estes variando de acordo com as fórmulas:

$$P_j(t) = P_\infty + (P_o - P_\infty) \cdot \exp(-(t - t_o) / \tau_{aj}) + E_j(t) - I_j(t)$$

$H_j(t) = H_o + (H_\infty - H_o) \exp(-(t - t_o) / \tau_{hj})$
onde P_∞ é o potencial de repouso da membrana, P_o o potencial de reversão, τ_{pj} a constante de tempo do período de hiperpolarização pós potencial de ação, H_∞ é o limiar de disparo no repouso, H_o o limiar de disparo após o potencial de ação, τ_{hj} é a constante de tempo de decaimento do período refratário relativo e t_o é a duração do período refratário absoluto.

As células de Renshaw disparam um salva de potenciais de ação toda vez que algum MN dispare um potencial de ação. A duração da salva é fixa igual a Δt_r = 40ms, e a frequência é calculada pela expressão:

$$fr_j(t) = fr_{max} \text{ se } W(t) \geq fr_{max} \text{ ou}$$

$$fr_j(t) = W(t) = \sum_{k=1}^n \sum_{i=1}^{q_k} G_k(u(t - t_{ki}) - u(t - t_{ki} - \Delta t_r))$$

onde fr_{max} é a frequência máxima de disparos da RC, G_k é o ganho sináptico do MN_k sobre a RC_j e u(.) é a função degrau. Pela definição acima, apenas os potenciais de ação dos MN's que ocorreram nos últimos Δt_r milissegundos influenciarão na frequência de disparos da RC.

A força muscular gerada pelo conjunto de unidades

$$\text{será: } F(t) = \sum_{i=1}^n S_i N_i \sum_{k=1}^{q_i} gm(t - t_{ik})$$

onde S_i e N_i são o tamanho relativo e o número das unidades motoras da classe i, q_i é o número de potenciais de ação do MN_i, gm(t) é o "twitch" associado a cada MN e t_{ik} os instantes de ocorrência dos potenciais de ação do i-ésimo MN.

Resultados e Discussão

Nossa implementação do modelo nos permite observarmos os potenciais de membrana e os limiares de disparo de cada classe de MN, assim como os instantes de ocorrência dos potenciais de ação dos MN's, da RC e da CMN (figuras 2 e 3).

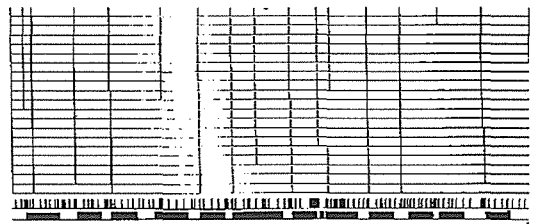


Figura 2 - Instantes de ocorrência dos potenciais de ação de 20 moto-neurônios juntamente com os PA's da célula cortico-motora e da célula de Renshaw

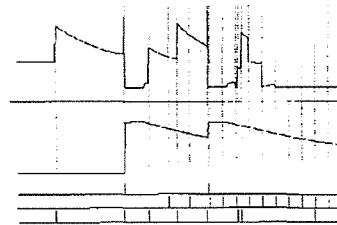


Figura 3 - Potencial da membrana e limiar de disparo do moto-neurônio j, PA's do MN_j, da CMN e da RC_j

Outra prioridade do nosso simulador é podermos obter as estatísticas de disparos dos MN's e da RC observando-se os histogramas e o diagrama de espalhamento dos intervalos entre disparos de todos os moto-neurônios da rede (figuras 4 e 5).

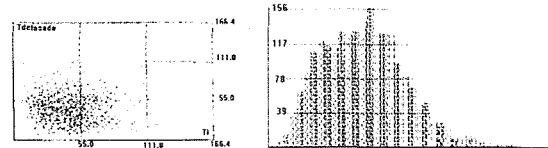


Figura 4 - Diagrama de espalhamento de intervalos adjacentes entre PA's de um moto-neurônio. Figura 5 - Histograma dos intervalos adjacentes entre PA's de um moto-neurônio.

De acordo com as variáveis que desejamos observar e o número de unidades motoras escolhidas (até 60), uma simulação pode despendar de 10 a 50 MegaBytes de espaço em disco e de 1 a 10 horas de simulação.

Referências

[1]-CHENEY, P.D. e FETZ, E.E., Functional classes of primate corticomotoneuronal cells and their relation to active force. *J. Neurophysiol.* 44, 773-791 (1980).
[2]-AKAZAWA, K. KATO, K. e FUJII, K., A neural network model of force control based on the size principle of motor unit, in *Proc.Int.Joint Conf. on Neural Network*, pp.1739-1746, 1989.
[3]- AKAZAWA, K. e KATO, K.: Neural network model for control of muscle force based on the size principle of motor unit, *Proc. IEEE*, 78, 1990.

Testes Preliminares de um Modelo Reduzido da Rede Neuronal da Medula Envolvida em Controle Motor

André Fabio Kohn e Luiz Jurandir S. Araújo

Laboratório de Engenharia Biomédica, Escola Politécnica da USP, Depto de Engenharia Eletrônica. Cx.P. 61548 São Paulo, S.P. e-mail ANDFKOHN@LCS.USP.BR

Resumo - Um modelo reduzido da rede neuronal da medula espinhal foi simulado. Constatou-se que certas discrepâncias entre as simulações e dados experimentais podem ser eliminadas com modificações na proposta original do modelo.

Abstract - A reduced neuronal model of the spinal cord was simulated. Certain differences between simulated and animal results could be eliminated by changes in the original model.

Introdução

Pesquisas relativas ao controle motor em mamíferos têm sido realizadas em gatos, macacos e em seres humanos. Com seres humanos o máximo de abordagem invasiva praticável consiste na inserção de eletrodos de agulha em músculos ou nervos com a finalidade de se captar a atividade de unidades motoras e de axônios, respectivamente. Por outro lado a investigação em seres humanos tem a vantagem de se poder estudar o sistema nervoso intacto e com a colaboração consciente do sujeito. Entretanto, as limitações experimentais tornam muitas vezes difícil a interpretação dos resultados, tipicamente se deparando com um certo número de hipóteses plausíveis mas sem se poder decidir entre elas apenas com base nos dados experimentais obtidos do ser humano. Uma forma de se poder testar hipóteses é através da simulação de um modelo matemático. Uma vez que estamos iniciando pesquisas com o sistema nervoso da medula humana, decidimos também desenvolver um simulador que nos pudesse auxiliar na interpretação de certos dados experimentais.

Metodologia

O modelo de partida foi o proposto por Akazawa, Kato e Fujii^{1,2}, devendo-se ressaltar que sua abrangência é limitada à via descendente córtico-motoneuronal (CMN) (via monosináptica), aos motoneurônios (MN), às células de Renshaw (RC) e às unidades geradoras de força associadas às unidades motoras simuladas. Uma descrição pormenorizada dos modelos pode ser encontrada nos trabalhos originais. O simulador foi implementado em linguagem C e as simulações realizadas em microcomputadores Pentium. O passo usado para as computações numéricas foi de 0,1 ms.

Dependência do limiar de disparo na frequência de disparo de um dado MN

Dados experimentais³ mostraram que o limiar de potencial para o disparo de um motoneurônio aumenta com a taxa de disparo do mesmo. Como esta consideração nos parece importante e não foi utilizada na proposição do modelo básico de cada MN por Akazawa et al^{1,2}, decidimos testar o modelo neste aspecto. A Fig. 1 mostra que de fato no modelo também há um aumento do limiar de disparo para frequências maiores.

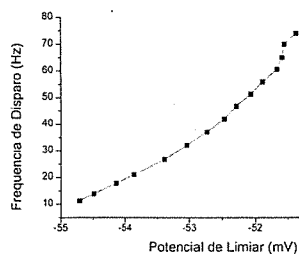


Figura 1 -Relação entre potencial de limiar (mV) e frequência de disparo (Hz)

Entretanto, notamos um pequeno detalhe discrepante entre o modelo neuronal e a realidade: o potencial de "reset" em moto-neurônios reais aumenta com a frequência³, algo que não está representado no modelo original^{1,2}. Em um trabalho futuro verificaremos se os resultados de simulação da rede incluindo tal fenômeno se modificam.

Simulações de rede com 60 MNs em uma condição de contração mantida.

Os autores dos trabalhos originais^{1,2} verificaram que os resultados da simulação indicam uma relação aproximadamente linear entre a taxa de disparo da CMN e a força muscular, replicando pois dados obtidos em gatos. As curvas de taxa de disparo de MNs em função do grau de ativação da CMN também seguiram o que ocorre na vida real. Em complementação a esses estudos, em nossas

simulações investigamos o que ocorre com os intervalos entre disparos de cada MN. O que se observou foi que MNs pequenos em geral apresentavam histogramas dos intervalos entre disparos bimodais, como ilustrado na Fig. 2.

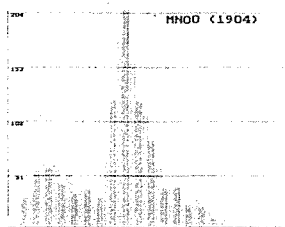


Figura 2 - Histograma de intervalos entre disparos de um MN com distribuição bimodal

Isto está em desacordo com os achados típicos em seres humanos⁴. Duas razões parecem estar por detrás desta discrepância com a realidade. Uma é que ao se observar um dado MN (isto é, seu potencial de membrana, os efeitos sinápticos sobre ele e seus disparos) nota-se que o efeito da RC é forte demais. A outra é que em um dado MN há uma série de entradas sinápticas além da CMN e da RC e que atenuariam o efeito marcante que estas duas têm nas simulações. Portanto, realizamos simulações em que a força sináptica da RC sobre os MNs foi reduzida (dividida por 1.5) e/ou se somou ao potencial de membrana um sinal aleatório com espectro adequado (ruído branco passado por um filtro de médias móveis com 100 atrasadores), desta forma simulando o efeito do grande número de outras sinapses não simuladas per se. Um resultado é mostrado na Fig. 3 em que a unimodalidade resultou já no menor motoneurônio.

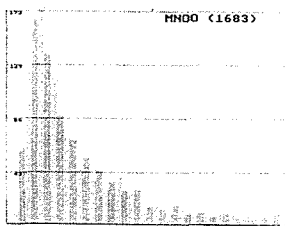


Figura 3 - Histograma de intervalos entre disparos de um MN com distribuição unimodal

Um teste adicional constou na observação dos disparos dos 60 MNs simulados observando-se que na proposta original há um forte grau de sincronismo entre os disparos. Isto está em desacordo com o que ocorre na prática e claramente decorre da ausência de outras ativações sinápticas além das de CMN e RC. A adição do ruído acima citado diminuiu consideravelmente o sincronismo.

Conclusão

O modelo proposto em^{1,2}, embora replique razoavelmente dados da literatura em que se analisam taxas de disparo e forças médias, requer uma série de modificações para poder representar de forma mais fidedigna as relações temporais nas atividades dos motoneurônios. Apresentamos duas propostas que resultaram em melhorias e devem ser levadas adiante.

Referências

- 1- AKAZAWA, K, KATO, K e FUJII, K. , A neural network model of force control based on the size principle of motor unit. *Proc. Int. Joint Conf. Neural Networks*, pp 1739-1746, 1989.
- 2- AKAZAWA, K. e KATO, K., Neural network model for control of muscle force based on the size principle of motor unit. *Proc. IEEE*, 78, pp 1531-1534, 1990.
- 3- SCHWINDT, P.C. e CRILL, W.E., Factors influencing motoneuron rhythmic firing: results from a voltage-clamp study. *J. Neurophysiol.*, 48, pp 875-890, 1982.
- 4- PERSON, R.S. e KUDINA, L.P., Discharge frequency and discharge pattern of human motor units during voluntary contraction of muscle. *Electroenceph. clin. Neurophysiol.*, 32, pp 471-483, 1972.

Estimação de parâmetros musculares via memórias associativas

Cinthia Itiki¹

¹ Laboratório de Engenharia Biomédica, Depto. Engenharia Eletrônica - Escola Politécnica, Universidade de São Paulo
Av. Prof. Luciano Gualberto, travessa 3, nº 158, Cidade Universitária, São Paulo, SP 05508-900
E-mail: citiki@lcs.poli.usp.br

Resumo - Estudos computacionais mostram que a elasticidade e a viscosidade de um modelo de músculo podem ser estimadas adequadamente por meio de memórias associativas. Os resultados obtidos indicam a possibilidade de uso de memórias associativas na estimação de parâmetros envolvendo dados biológicos.

Abstract - Computer simulations show that muscle model parameters (elasticity and viscosity) may be estimated through associative memories. The obtained results suggest that associative memories may be used for parameter estimation involving biological data.

Introdução

Modelos de membros inferiores podem incluir modelos musculares com parâmetros de valor desconhecido. Neste caso, a estimação de parâmetros se torna uma tarefa necessária à obtenção de modelos que sejam capazes de aproximar as propriedades mecânicas de membros inferiores. Este trabalho apresenta uma aplicação de memórias associativas¹ na estimação dos parâmetros de elasticidade (K) e viscosidade (B) do modelo muscular em um membro inferior.

Consideremos um modelo de membro inferior com dois segmentos, como indicado na figura 1.

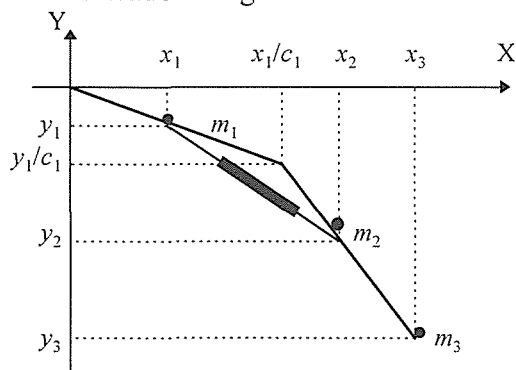


Figura 1 - Modelo de membro inferior.

Para um homem médio de 1,755 metro de altura e 78,4 kilogramas, as

dimensões da coxa e canela são dadas por $l_1=0,424$ e $l_2=0,422$ metro respectivamente². A distância entre o joelho e o centro de massa da canela é igual a $c_2 l_2$. O centro de massa da coxa está à distância $c_1 l_1$ da origem do sistema de coordenadas. As constantes c_1 e c_2 são definidas como 0,433 e 0,434 respectivamente³. As massas da coxa, canela e pé são dadas por $m_1=8,232$; $m_2=3,724$ e $m_3=1,121$ kilogramas respectivamente. Um modelo muscular com propriedades visco-elásticas conecta a perna à anteperna. As forças externas \mathbf{f} são devidas à gravidade g e aos componentes do modelo muscular

$$\mathbf{f} = \begin{bmatrix} 0 \\ -m_1 g \\ 0 \\ -m_2 g \\ 0 \\ -m_3 g \end{bmatrix} + \{K+C(\mathbf{x}, \dot{\mathbf{x}})\} \begin{bmatrix} (x_2 - x_1) \\ (y_2 - y_1) \\ (x_1 - x_2) \\ (y_1 - y_2) \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix},$$

onde

$$C(\mathbf{x}, \dot{\mathbf{x}}) = B \frac{(x_2 - x_1)(\dot{x}_2 - \dot{x}_1) + (y_2 - y_1)(\dot{y}_2 - \dot{y}_1)}{(x_2 - x_1)^2 + (y_2 - y_1)^2}.$$

Metodologia

As equações de vínculo são dadas por

$$x_1^2 + y_1^2 - (c_1 l_1)^2 = 0,$$

$$\left(x_2 - \frac{x_1}{c_1}\right)^2 + \left(y_2 - \frac{y_1}{c_1}\right)^2 - (c_2 l_2)^2 = 0,$$

$$\left(x_3 - \frac{x_1}{c_1}\right) - \frac{1}{c_2} \left(x_2 - \frac{x_1}{c_1}\right) = 0,$$

$$\left(y_3 - \frac{y_1}{c_1}\right) - \frac{1}{c_2} \left(y_2 - \frac{y_1}{c_1}\right) = 0.$$

As equações de vínculo são diferenciadas duas vezes, gerando relações lineares nos componentes de aceleração, do tipo $A \ddot{\mathbf{x}} = \mathbf{b}$, onde $\ddot{\mathbf{x}}$ é o vetor que contém os componentes de aceleração. A aceleração é obtida pela forma de inversa generalizada das equações de movimento⁴ $\ddot{\mathbf{x}} = \mathbf{M}^{-1} \mathbf{f} + \mathbf{M}^{-1/2} (\mathbf{A} \mathbf{M}^{-1/2})^+ (\mathbf{b} - \mathbf{A} \mathbf{M}^{-1} \mathbf{f})$, onde \mathbf{M} é uma matriz diagonal que contém os elementos $\{m_1, m_1, m_2, m_2, m_3, m_3\}$, e $(.)^+$ denota a matriz inversa generalizada de $(.)$.

A determinação das trajetórias para valores conhecidos de parâmetros é feita através de integração numérica das acelerações. Neste trabalho foi utilizado o método de Runge-Kutta de quarta ordem para um passo de integração de 0,005 segundo. As trajetórias foram amostradas à taxa de 4 amostras por segundo, resultando em 11 amostras para cada coordenada.

Memórias associativas são formadas a partir de um conjunto de treinamento. Para valores conhecidos de parâmetros (ou respostas), as respectivas amostras das trajetórias (ou estímulos) são geradas pelo modelo computacional, como descrito acima. Cada coluna da matriz de resposta constitui de um conjunto de valores dos parâmetros. A respectiva coluna da matriz de estímulo contém as amostras de x_1 seguidas das amostras de y_1, x_2, y_2, x_3 e y_3 associadas aos valores dos parâmetros. A memória associativa M_A é calculada pelo produto entre a matriz de respostas \mathbf{R} e a pseudoinversa \mathbf{S}^+ da matriz de estímulos. As estimativas $\hat{\mathbf{r}}$ dos parâmetros são calculadas pelo produto

entre a matriz de memória associativa M_A e o vetor de observações \mathbf{s} .

Resultados

A tabela 1 mostra os valores usados para treinamento.

Tabela 1 - Conjunto de treinamento

B/10	19	19	19	20	20	21	21	21
K/100	19	20	21	19	21	19	20	21

Trajetórias sintéticas foram geradas para $K=2000$ Newton/metro e $B=200$ Newton/(metro/segundo). Para o resultante vetor de observações \mathbf{s} , as estimativas dos parâmetros foram $\hat{K} = 1994,4$ N/m e $\hat{B} = 194,8$ N/(m/s). Neste exemplo, o erro máximo de estimação foi de 3%.

Discussão e Conclusões

Boas estimativas dos parâmetros de um modelo muscular foram obtidas com dados sintéticos. Os resultados mostram que memórias associativas tem o potencial de serem usadas na estimação de parâmetros musculares envolvendo dados biológicos.

Referências

- ¹ KOHONEN, T. *Self-Organization and Adaptive Memory*, Springer-Verlag, New York, 1988.
- ² TILLEY, A.R.; HENRY DREYFUSS ASSOCIATES. *The measure of man and woman: human factors in design*, p.11, Whitney, New York, 1993.
- ³ KREIGHBAUM, E.; BARTHELS, K.M. *Biomechanics: a qualitative approach for studying human movement*, 2nd. ed., appendix III, p.654-658, Burgess, Minneapolis, 1985.
- ⁴ UDWADIA, F.E.; KALABA, R.E. A new perspective on constrained motion. *Proc. Royal Soc. London*, v.439, p.407-410, 1992.

Simulação da Ejeção Ventricular Tipo “WINDKESSEL” com Átrio Ativo

Maurício dos S. Dutra¹; Walter C. de Lima²; Jorge M. Barreto¹

¹ Grupo de Pesquisas em Engenharia Biomédica - GPEB - UFSC

E-mail: mautra@gpeb.ufsc.br; barreto@gpeb.ufsc.br

² Curso de Fisioterapia - Universidade do Estado de Santa Catarina - UDESC

E-mail: d2wcl@npd.udesc.br

Resumo - Este trabalho simula um modelo do batimento cardíaco, considerando a contração atrial no final da diástole e demonstra sua influência na ejeção ventricular. A circulação sistêmica é representada pelo modelo tipo “windkessel”. A simulação foi desenvolvida num microcomputador IBM-PC compatível, utilizando-se da ferramenta de modelagem “bond graphs”, através do programa de simulação Tutsim.

Abstract - A cardiac pump model, within atrial contraction in the late phase of diastole is simulated, boots ventricular filling evidence of influencing ventricular pump function. The systemic circulation is represented by “windkessel” model. The experiments were performed on microcomputer IBM-PC compatible by using the “bond graphs” tools, on simulation program Tutsim.

Introdução

A dificuldade de se realizar medidas experimentais no átrio, em função dos baixos níveis dos sinais, torna atraente a sua simulação em computadores digitais¹. Na modelagem de sistemas biológicos², procura-se encontrar modelos mínimos², que sigam os seguintes critérios: i) incorporação do conhecimento da fisiopatologia do sistema; ii) ter parâmetros que possam ser identificados e/ou estimados com precisão razoável, gerando respostas para a interpretação fisiopatológica do modelo; iii) possibilidade de simular o modelo com o menor número possível de parâmetros identificáveis.

Este trabalho consiste na análise dos sinais obtidos da simulação do modelo “windkessel” para ejeção ventricular sem o átrio, comparando ao modelo similar com o átrio ativo.

Utilizou-se a ferramenta de modelagem “bond graphs”, do programa de simulação Tutsim.

Metodologia

O modelo utilizado é um análogo elétrico do coração humano esquerdo, em associação ao paradigma do “windkessel”, na representação da circulação cardiovascular¹, durante o ciclo cardíaco, com medidas de:

- pressão e volume no átrio e no ventrículo esquerdo;
- pressão e fluxo sanguíneo na aorta.³

O “bond graphs” foi desenvolvido devido a necessidade de uma linguagem comum para representar sistemas físicos que contenham elementos de diferentes domínios energéticos⁴, retendo suas propriedades estruturais.

Para os elementos:

1's : a soma das variáveis esforço igual a zero e todas as variáveis fluxo são iguais, tipo série;

0's : a soma das variáveis fluxo igual a zero e todas as variáveis esforço são iguais, tipo paralelo.

Usualmente, o esforço é uma variável cujo valor é medido entre dois

pontos, e fluxo uma variável independente de um ponto de referência. Para ter consistência, é suficiente que o produto das duas variáveis, esforço(e Erro! A origem da referência não foi encontrada.) e fluxo(f Erro! A origem da referência não foi encontrada.), seja potência(p): $p = e \cdot f$ Erro! A origem da referência não foi encontrada..

A partir desta definição de variáveis esforço e fluxo, pode-se construir uma analogia entre o domínio hidrodinâmico do ciclo cardíaco com o domínio elétrico⁴.

O modelo utilizado constitui-se de três partes básicas, “preload”, o coração (átrio + ventrículo) e o “afterload”.

“Preload” representa a entrada do átrio. É possível considerar a pressão média na entrada do átrio como uma fonte de tensão em série com uma resistência.

“Afterload” reproduz as curvas de pressão e fluxo sanguíneo, em função da oposição oferecida pela aorta à ejeção ventricular.

As funções do átrio e ventrículo esquerdos são representadas por capacitores variáveis, simbolizando a variação volumétrica existente nos mesmos durante o ciclo cardíaco.

As válvulas mitral e aórtica são representadas pelos diodos do modelo, em série com uma resistência.

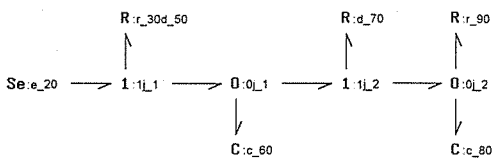


Figura 01 - Representação em “bond graphs” do modelo sem átrio ativo.

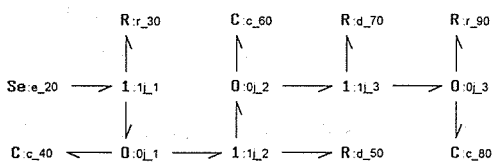


Figura 02 - Representação em “bond graphs” do modelo com átrio ativo.

Resultados

Após a simulação dos modelos sem e com átrio ativo tem-se :

- Os níveis máximos de pressão no ventrículo, 10 cmHg (sem átrio ativo) e 12cmHg (com átrio ativo);

- Das curvas pressão Erro! A origem da referência não foi encontrada. volume nota-se que no modelo sem átrio ativo, a pressão sobe rapidamente com o final da expansão do ventrículo, enquanto que no modelo com átrio ativo, ainda existe uma pequena variação volumétrica;

- A sobreposição da contração ventricular não permite o completo relaxamento átrial, comprometendo o desempenho do modelo.

Conclusão

O modelo com átrio ativo sugere uma evolução em relação ao modelo sem átrio ativo, demonstrada pelos resultados obtidos no ganho de desempenho da ejeção ventricular.

Referências

¹ BARRETO, J. M.; POULEUR, H.; LEFÈVRE, J.; CHARLIER, A. A., ”Atrial contribution to ventricular filling : a model study.” *AIPB*, 1982, 90 (5).

² MELO, M. O.; LIMA, W. C., Simulação do sistema cardiovascular. *VII Congr. Bra. de Eng. Biomédica*, Petrópolis, RJ, 3-6, Nov., 1981, p. 107-113.

³ BERGER, D. S., Li J. K-J., “Temporal Relationship Between Left Ventricular and Arterial System Elastances”, *IEEE Trans. on Biom. Eng.*, vol. 39, nº 4, abril 1992

⁴ BARRETO J.M., “The Role of Bond Graphs in Qualitative Modeling”, *12th IMACS Congr. on Scientific Computation*, p. 84-87, Paris, 18-22/07/1988.

Resultados Preliminares de um Simulador da Ventilação Mecânica Pulmonar para Elaboração da Base de Conhecimentos de um Supervisor "FUZZY"

Luis A. Vilcahuamán¹; Jorge M. Barreto²; Walter C. de Lima³

¹ Engenharia Eletrônica - PUC do Perú - Presentemente no GPEB/EEL/UFSC

² Grupo de Pesquisas em Engenharia Biomédica - EEL/UFSC

³ Fisioterapia - Universidade do Estado de Santa Catarina - UDESC

E-mail: lvilcah@gpeb.ufsc.br

Resumo - Apresenta-se os resultados preliminares do desenvolvimento de um simulador da mecânica respiratória e ventilador mecânico SILMEV. O simulador será usado para deduzir e avaliar a base de conhecimentos e métodos de inferência para o supervisor simbolista "fuzzy" do sistema paciente-ventilador.

Abstract - The development of the software simulator of the lung mechanic and mechanic ventilator SILMEV, are presented. This software will be used to implement and test expert knowledge base and inference engine for symbolist fuzzy supervisor of the patient-ventilator system.

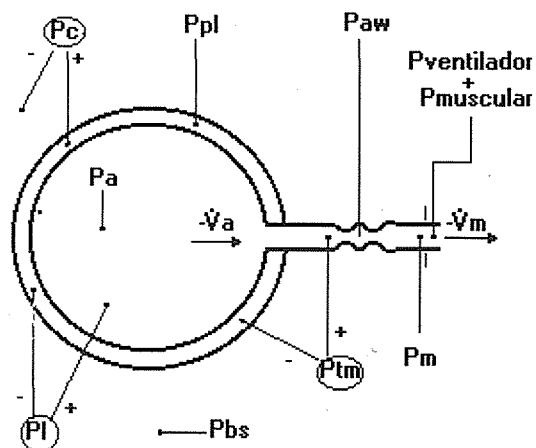
Introdução

O nível de sofisticação dos ventiladores mecânicos atuais, permite obter informação completa do estado do paciente e do próprio ventilador. Mas nem toda a informação é utilizada com eficiência e sempre se precisa da interpretação médica para avaliar o estado do paciente e indicar o modo de operação do ventilador. Para reduzir a restrição cognoscitiva, melhorar a monitorização do paciente e facilitar a operação dos ventiladores mecânicos, é indicado o uso de um sistema supervisor inteligente, como sistema de apoio à decisão médica¹. Os sistemas biológicos são sistemas dinâmicos complexos os quais geralmente envolvem informação imprecisa ou incompleta. O uso da lógica nebulosa ("fuzzy logic") permite tratar este tipo de sistemas².

Metodologia

A modelagem da mecânica pulmonar convencional trabalha de forma simples com as relações lineares volume-pressão (complacência constante) e fluxo-pressão (resistência constante). Nas

simulações de pneumo-patologias a linearidade não pode ser satisfeita. Modelos mais realistas devem ser adaptados a resultados experimentais para se obter os parâmetros característicos, os quais definem uma determinada pneumopatologia. O espectro da variável volume pulmonar deve estar definida na faixa de capacidade vital. A Fig. 1 mostra o modelo pulmonar série^{3,4}, utilizado:



PI : Pressão de retração elástica do pulmão
Pc : Pressão de retração elástica do tórax
Paw: Pressão nas vias aéreas inferiores
Pm : Pressão na entrada das vias aéreas sup.

Fig. 1 Modelo da mecânica respiratória
Obtém-se as seguintes equações:
$$P_m = P_{\text{muscular}} + P_{\text{ventilador}}$$

$$P_m = P_l + P_c + P_{aw}$$

As pressões de retração elástica do pulmão e tórax, P_l e P_c são não lineares. A queda de pressão nas vias respiratórias (característica dinâmica), igualmente é não-linear devido ao fluxo turbulento. O modelo do ventilador mecânico é baseado no sistema pneumático, usando servoválvulas lineares, adaptado do ventilador Evita-Dräger. Os modos de operação simulados são: modo controlado, modo assistido e modo assistido-controlado⁶.

Van Nauta⁵ sugeriu a configuração básica para o supervisor "fuzzy" de controladores PID. Maeda⁶ propôs ajuste da escala de parâmetros e modificação das regras em tempo real, para se obter as características de auto-ajuste ("self-tuning"). O supervisor precisa ajustar-se às variações dos parâmetros dos pacientes, em relação a condições ideais (índice de desempenho). As variáveis de estado são apresentadas ao usuário (no "display") segundo a proposta de Becker¹.

Resultados

O simulador, desenvolvido no Visual Basic, recebe dados característicos de determinada neumo-patologia, permitindo definir o comportamento estático (Fig. 2) e dinâmico do sistema respiratório do paciente.

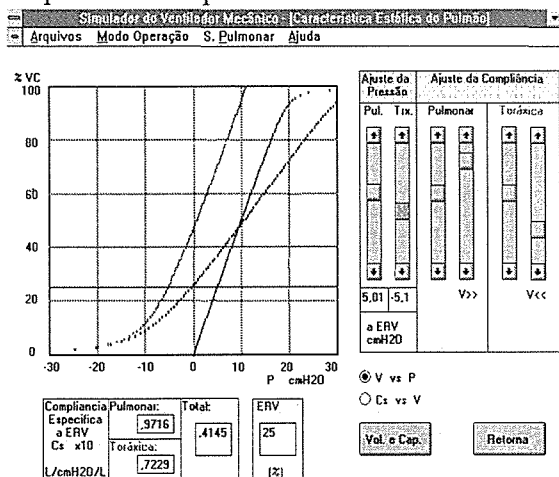


Fig.2 Configuração da complacência no SILMEV. Então avalia-se o comportamento com o ventilador mecânico. Estes resultados são

preliminares, devendo os autores obter resultados mais detalhados em breve.

Discussão e Conclusões

O simulador pode ser usado como sistema de ensino e permite avaliar procedimentos novos ou já estabelecidos na ventilação mecânica. e.g. estudo do PAV, ventilação proporcional assistida ou estudo da constante de tempo variável. A base de conhecimentos permite sugerir o modo de operação. O uso de cores, ícones, barras e variáveis lingüísticas permite transferir uma complexa informação sobre o estado do paciente e ventilador, em uma única apresentação visual.

Referências

- 1 BECKER, K.; ZIMMERMANN H. Fuzzy logic approaches to intelligent alarms. *IEEE Eng. Med Biol*, p. 710-716, nov/dec 1994
- 2 DE NEYER, M.; GOREZ, R.; BARRETO, J. Fuzzy Controllers Using Internal Models. *Proc. IMACS-IFAC, Symposium on Modelling and Control of Technological Systems*, p. 726-731, 1991
- 3 VERBRAAK, A.; BOGAARD J. Modelling lung mechanics for the interpretation of body-plethysmographic tracings; The serial lung model. *Modelling and Data Analysis in Biotechnology and Medical Eng. IFIP*, p. 165-174, 1983
- 4 BRONZINO, J.; BEHBEHANI, K. Mechanical ventilation. *The biomedical engineering, Handbook, IEEE*, p. 1301-1310, 1995
- 5 VAN NAUTA, H.; KRIJGSMAN A. Design of fuzzy PID supervisors for systems with different performance requirements. *Mathematics of the Analysis and Design of Process Control, IMACS*, p. 593-602, 1992
- 6 MAEDA, M.; MURAKAMI, S. A self-tuning fuzzy controller. *Fuzzy sets and sys.* 51, p. 29-40, 1992

Modelamento da interação radiação laser com leucócitos

Antonio A.B. Ribeiro¹ ; Saide Jorge Calil¹ ; Ernesto Nagae²

¹ Depto. de Engenharia Biomédica -FEE/ UNICAMP
Cidade Universitária Zeferino Vaz, C.P. 6040,13081-970,Campinas,SP.
E-mail: antonio@deb.unicamp.br

² Depto. de Eletrônica Quântica - IFGW/UNICAMP
Cidade Universitária Zeferino Vaz, C.Postal 6165, 13081-970,Campinas,SP.

Resumo - Os leucócitos são células sanguíneas responsáveis pelo mecanismo de defesa do organismo. Diferenciam-se pelo tamanho, constituição interna e reação a corantes. A classificação diferencial de leucócitos é uma prática rotineira e de grande importância clínica. Uma das formas de classificação é através da interação célula- radiação laser. Neste trabalho investigou-se esta interação com um modelo de leucócito e a verificação experimental está em andamento.

Abstract - Leukocytes are white blood cells responsible for the body defense system. Mature forms of leukocytes may be characterized by size, nuclei shape, and dye stains they take in the laboratory. Counting and sorting of leukocytes is a routine practice of great clinical importance. One way of doing this employs the scattering of laser light by these blood particles. In this paper this method has been investigated assuming a simplified model for the leukocytes, and an experimental setup is being assembled to check the theoretical model.

Introdução

Quando o leucócito é iluminado por um raio laser ocorre o espalhamento da luz em todas as direções. O espalhamento é devido a diversos fatores tais como: difração, reflexão, refração e absorção. Utilizando-se de sensores fotossensíveis pode-se medir a intensidade irradiada e então classificar os tipos de leucócitos. Neste trabalho desenvolveu-se um programa para simular a interação da luz com leucócitos, e atualmente um arranjo experimental está sendo desenvolvido para testar o modelo.

Metodologia

Os leucócitos são constituídos basicamente por dois elementos: um núcleo e um citoplasma¹. Esta estrutura é simplificada para simular a interação do leucócito com uma radiação laser. O núcleo é representado por uma esfera homogênea de diâmetro d_1 e índice de

refração m_1 , e o citoplasma por uma casca esférica de diâmetro d_2 e índice de refração m_2 , sendo que m_2 é ligeiramente inferior a m_1 . Através da teoria de Mie² é possível obter a intensidade da luz espalhada por uma esfera homogênea (núcleo). No presente trabalho ampliou-se o modelo para incluir o citoplasma, para representar de forma mais realística os leucócitos. A distribuição angular da luz espalhada caracteriza o tipo de leucócito, servindo então como método de classificação.

Resultados

Foi desenvolvido um programa para simular o modelo de leucócito adotado. A inserção de dados realísticos permitiu analisar o comportamento do sinal espalhado em diferentes situações. Neste programa pode ser introduzidos os parâmetros dos leucócitos assim como o comprimento de onda da luz incidente. O resultado dos cálculos fica mais evidente

quando a intensidade de luz espalhada é mostrada em função do ângulo de observação, normalizada em relação à direção de incidência. Diversos diagramas foram levantados para observar alterações nos pontos relevantes da curva em função dos parâmetros que definem diversos tipos de leucócitos. A Fig.1, por exemplo,

mostra o diagrama de irradiação, em função da variação angular, da simulação da interação do raio laser com um leucócito do tipo linfócito. Os índices de refração equivalem aos do núcleo e citoplasma de um linfócito de um ser humano, de estado clínico normal.

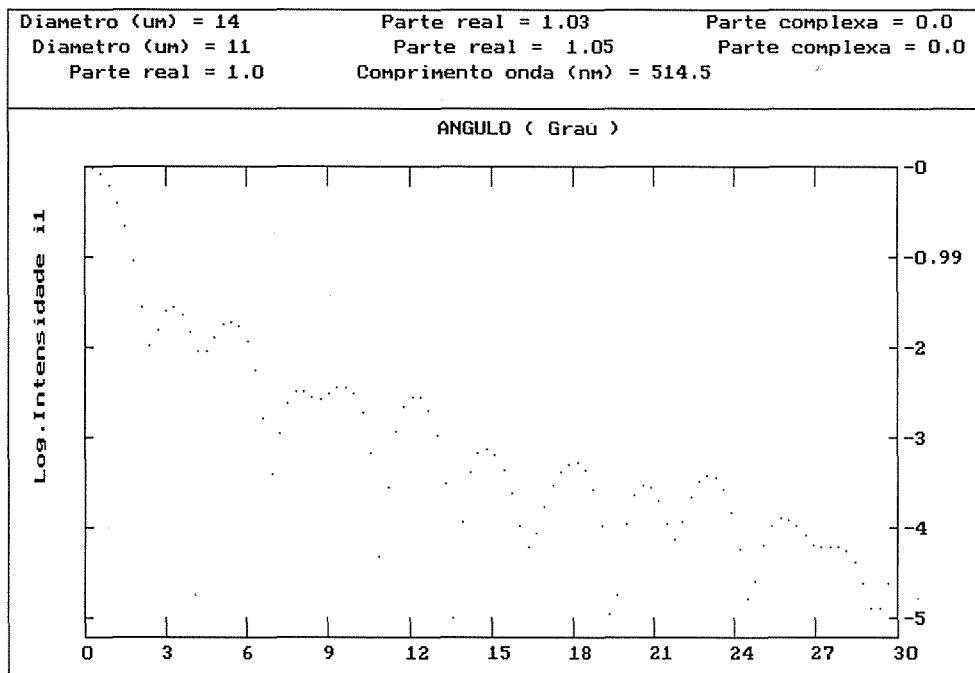


Figura 1 - Diagrama de irradiação devido ao espalhamento de um leucócito-linfócito.

Discussão e Conclusões

Através da variação do diâmetro da casca (citoplasma) e da esfera (núcleo), assim como a variação dos respectivos índices de refração, pode-se simular diversos tipos de leucócitos. De acordo com Brunsting³, o diâmetro médio do leucócito pode ser obtido a partir da posição de ocorrência do primeiro mínimo da curva, resultado confirmado pelo programa desenvolvido neste trabalho. A fim de investigar o modelo aqui proposto, está sendo desenvolvido um arranjo ótico para medir a intensidade da luz espalhada por leucócitos.

Referências

- ¹ Lima, A.O. Métodos de Laboratório aplicados a clínica, Guanabara Koogan, Rio de Janeiro, 1977.
- ² Kerker, M. The scattering of light and other radiation, Academic Press, New York, 1969.
- ³ Brunsting, A.; Mullaney P.F. Differential light scattering: A possible method of mammalian cell identification. Journal of Colloid and Interface Science, vol. 39, p. 492-496, 1972.

Simulação pelo método de elementos finitos dos modos de vibração de cerâmica piezoelétrica apodizada

Vera Lúcia S. Nantes Button¹; Eduardo Tavares Costa¹

¹Depto. de Engenharia Biomédica da Faculdade de Engenharia Elétrica e de Computação (FEEC) e Centro de Engenharia Biomédica (CEB) / UNICAMP - Caixa Postal 6040 - Campinas, SP.

E-mail: vera@deb.fee.unicamp.br e educosta@deb.fee.unicamp.br

Resumo - Foram simulados pelo método dos elementos finitos, a apodização de um disco de cerâmica piezoelétrica e os modos de vibração em ressonância e anti-ressonância do disco. A comparação do modo de ressonância principal da cerâmica apodizada com o da cerâmica polarizada convencionalmente, mostrou uma diminuição da vibração da primeira na região próxima à borda, o que deverá contribuir para gerar um campo acústico com menor efeito de difração.

Abstract - The apodization of piezoelectric ceramic disc and the vibrational modes and frequencies are simulated by the finite element method. Comparing the thickness extensional mode of apodized disc to conventional polarized ceramic disc, we noted that there was a smoothing of the ceramic displacement in the edge region. We conclude that the acoustic field will have smaller diffraction effects.

Introdução

Desde que há mais de 25 anos Allik e Hughes¹ desenvolveram o método de discretização de materiais piezoelétricos, o método de elementos finitos (MEF) tem sido constantemente usado para estudar dispositivos piezoelétricos². Desde o início dos anos 80, surgiram estudos de apodização de cerâmicas para formatar o campo acústico gerado, minimizando o efeito das ondas de borda, causa da difração³.

Neste trabalho a apodização de um disco cerâmico piezoelétrico é simulada pelo MEF com o campo elétrico polarizante formatado por um eletrodo esférico de polarização. O objetivo é alinhar mais intensamente os dipolos da região central em relação à região da borda do disco. Os dados da simulação da polarização foram usados na simulação do comportamento vibracional do disco cerâmico apodizado.

Metodologia

Para simular a polarização (Análise Eletrostática do Ansys5.1) utilizou-se um setor de 15° do volume total do modelo, que tem simetria cilíndrica, composto de um disco de cerâmica piezoelétrica com 1 mm de espessura e 12,7 mm de diâmetro, com eletrodo depositado em apenas uma das faces (terra), um eletrodo esférico de aço-carbono com 10 mm de diâmetro (2 kV) encostado no centro da outra face da cerâmica, e óleo mineral isolante, envolvendo o conjunto.

Para simular os modos de vibração (Análise Modal, Efeitos Acoplados do Ansys5.1), o modelo usado foi a metade superior de um setor de 5° do disco cerâmico apodizado, porque as vibrações são

simétricas em relação ao plano central e para reduzir o tamanho das matrizes envolvidas nos cálculos. A face inferior foi representada pelo plano central da espessura. Nesta simulação utiliza-se eletrodos depositados em ambas as faces da cerâmica. As propriedades piezoelétricas e dielétricas e a densidade utilizadas correspondem às de cerâmica piezoelétrica tipo PZT5A.

Resultados e Conclusões

A simulação da apodização permitiu visualizar a distribuição dos vetores do campo elétrico, durante a polarização da cerâmica. Obteve-se maior concentração de vetores no centro do disco em relação à borda, indicando que ali o campo de polarização é mais intenso. Foram obtidas também as curvas de campo elétrico resultante versus distância do centro da cerâmica (raio, 0 a 6,35 mm) para 10 valores de z (espessura da cerâmica, de 0 a 1 mm). As curvas mostraram um campo elétrico de polarização decrescente a partir do centro do disco e para valores decrescentes de z a partir de 1mm. O campo na borda é aproximadamente 50% menor que no centro, e desde o centro até metade da distância radial, o campo tem intensidade maior que 75% do valor máximo. Obteve-se um polinômio de grau 5, média dos ajustes das 10 curvas obtidas, descritivo do campo elétrico ao qual a cerâmica é submetida durante o processo de apodização. Essa equação foi utilizada para modificar as constantes piezoelétrica direta e_{33} e elástica c_{33} ao longo do raio da cerâmica, usadas na simulação dos modos de vibração da cerâmica. O coeficiente piezoelétrico "e" relaciona a tensão de tração na cerâmica ao campo elétrico aplicado. A compliância "c" é a

relação entre as tensões mecânicas de tração e compressão. O primeiro subscrito refere-se à direção do campo elétrico e o segundo à direção da deformação resultante. Por convenção, a direção 3 coincide com a do eixo de polarização (z). A mesma análise foi feita com cerâmica piezoeétrica submetida a polarização convencional, para comparação de resultados.

Os resultados mostraram que a apodização desloca os modos de ressonância e de anti-ressonância para frequências menores, e diminui o coeficiente de acoplamento eletromecânico k . O coeficiente k é definido como a raiz quadrada da razão entre a energia mecânica armazenada e a energia elétrica aplicada (efeito piezoeétrico direto). A diminuição de k é coerente, pois a apodização reduz a intensidade da polarização como um todo. A exceção é o modo radial, o primeiro a ocorrer. Na Tabela I apresenta-se os resultados para 5 dos 15 modos obtidos. O primeiro modo é o radial e o quarto, o modo de espessura extensional. Os modos de frequências mais baixas são mais fortemente acoplados, uma vez que a cerâmica foi simulada oscilando livre.

Tabela I - Frequências de ressonância (R) e anti-ressonância (AR) em kHz e coeficiente de acoplamento eletromecânico (k) das cerâmicas apodizada e sem apodização.

MO DO	R apodizada	AR apodizada	k apod.	R	AR	k
1	111,77	176,8	0,77	181,57	257,18	0,71
4	688,01	787,99	0,49	742,22	905,93	0,57
9	1143,3	1191,3	0,27	1196,9	1279,1	0,35
13	1860,2	1907,2	0,22	2041,4	2103,0	0,24
15	2082,0	2153,8	0,25	2270,3	2344,2	0,25

A apodização tem como resultado, também, uma suavização dos deslocamentos na cerâmica perto da borda, nos modos de frequências mais elevadas. Na figura 1, apresenta-se o deslocamento de um nó situado na borda da cerâmica, com e sem apodização em todos os modos de vibração entre 0 e 2500 kHz. Nota-se que acima de 1 MHz, o deslocamento é menor para a cerâmica apodizada.

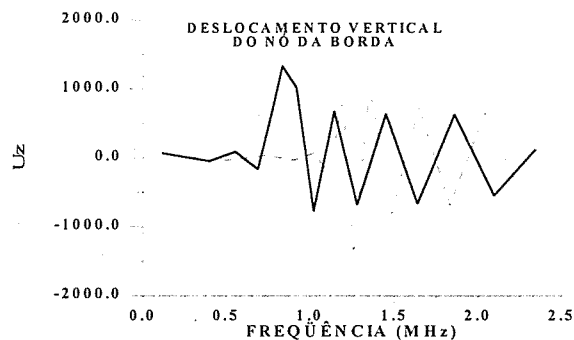


Figura 1. Cerâmica sem apodização (linha pontilhada) e apodizada (linha cheia).

Para o nó localizado no centro do disco cerâmico, verificou-se um pequeno aumento no deslocamento vertical nos modos de vibração acima de 1 MHz, como mostra a figura 2. O deslocamento U_z está normalizado em relação à matriz de massa ("default" da Análise Modal).

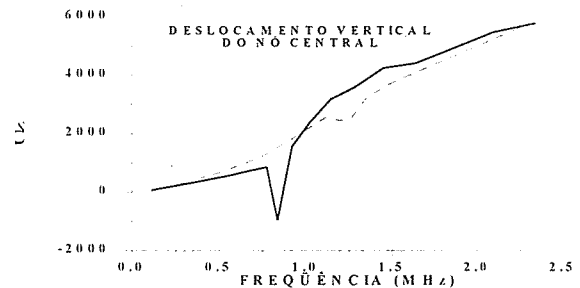


Figura 2. Cerâmica sem apodização (linha pontilhada) e apodizada (linha cheia).

Verificou-se no modo principal de espessura extensional, que a vibração da cerâmica diminui do centro para a borda do disco, mesmo sem apodização, o que está de acordo com resultados apresentados em Kunkel e Locke⁴. A suavização dos deslocamentos, causada pela apodização, é confirmada pelo valor de U_{zmax} , deslocamento máximo fornecido pela análise modal para cada modo. Na figura 3 apresenta-se o modo fundamental de vibração da cerâmica sem apodização. Para a cerâmica apodizada o modo é similar, mas com $U_{zmax} = 5235,9$.



Figura 3. Modo fundamental da cerâmica sem apodização. Freq. = 2041,4 kHz, $U_{zmax} = 5458,6$.

Os resultados da simulação da polarização e dos modos de vibração concluem a primeira parte de um estudo da apodização de cerâmicas piezoeétricas para aplicação em transdutores ultra-sônicos não-difrativos para imagens médicas e ensaios não-destrutivos.

Referências

- ¹ALLIK, H. e HUGHES, T.J.R., "Finite Element Method for Piezoelectric Vibration", *Int J for Numerical Meth in Engin*, Vol.2, p. 151-157, 1970.
- ²LERCH, R., "Simulation of Piezoelectric Devices by Two- and Three-Dimensional Finite Elements", *IEEE Trans UFFC*, Vol 17, p. 233-247, 1990.
- ³BRITTAIN, R.H. e WEIGHT, J.P., "Fabrication of Non-Uniformly Excited Wide-Band Ultrasonics Transducers", *Ultrasonics*, Vol.25,p.100-106,1987.
- ⁴KUNKEL, H. A. e LOCKE, S. (1990), "Finite-Element Analysis of Vibrational Modes in Piezoelectric Ceramic Disks", *IEEE Trans on UFFC*, Vol 37, p. 316-328.

Modelamento da Resposta de um Sensor Táctil Piezo-Resistivo com Redes Neurais Artificiais

Marcio B. Lucks¹; Aparecido A. Carvalho¹ e Marcelo C. M. Teixeira¹

¹ Depto. de Engenharia Elétrica, Faculdade de Engenharia de Ilha Solteira, UNESP
Av. Brasil, 56, Centro - 15385-000 - Ilha Solteira (SP)

Resumo - Este artigo descreve um modelo dinâmico para a resposta de um sensor táctil³, utilizando Redes Neurais Artificiais (RNA)⁴. Trata-se de um sensor polimérico inicialmente usado como dispositivo de comutação sensível à força, mas que tem se mostrado adequado para medições de forças de compressão em aplicações ergonômicas e biomédicas. O sensor foi utilizado em uma configuração em que o elemento polimérico ficava situado entre duas camadas de aço, com a estrutura apoiada sobre um suporte de alumínio, em forma de anel. Esta configuração otimiza a faixa de forças útil do sensor e possibilita medidas com erros menores que 1 N, na faixa de 5 N a 100 N. As respostas temporais do sensor e de uma célula de carga a um mesmo sinal de força são muito semelhantes e o modelamento implementado com redes neuronais artificiais explica as principais características do sinal elétrico produzido.

Abstract - This paper describes a dynamic model for a tactile sensor response, using Artificial Neural Networks. These devices are available as force-sensitive switch elements, but they have been found suitable for measurement of compressive forces in ergonomic and biomedical applications. The sensor was used in a configuration such as the conductive polymer sensor is sandwiched between two layers of spring steel with the structure supported on a thin metal ring. This method effectively increases the usable force range and permits measurements with errors less than 1 N, for loads between 5 N and 100 N. The sensor temporal response is similar to that of a load cell. The model implemented with Artificial Neural Networks explains the main features of the electrical signal produced by the sensor.

Introdução

Sensores tácteis são aqueles que medem, de forma contínua, forças de contacto variáveis. O sensoramento táctil refere-se a uma membrana, com propriedades similares à pele, onde uma matriz de elementos sensores pode medir forças de contacto¹. Existem muitas aplicações para os sensores tácteis. Sensores práticos para utilização nos dedos e nas mãos são necessários para pesquisas de biomecânica, avaliações clínicas funcionais e dispositivos de reabilitação das mãos. A literatura geralmente menciona como desejável a implementação de sensores tácteis que apresentem propriedades similares à epiderme humana. Os atributos de um sensor táctil adequado têm sido

amplamente discutidos na literatura². Vários tipos de sensores têm sido construídos. Sensores poliméricos piezo-resistivos, tais como os fabricados pela Interlink Electronics, consistem de duas camadas de poliamida. Quando uma força é aplicada ao sensor há uma diminuição de sua resistência elétrica. Um novo método foi utilizado para aumentar a faixa dinâmica destes sensores³. No presente trabalho descreve-se um modelo teórico para a resposta dinâmica destes sensores utilizando RNA's^{4,5}.

Metodologia

Métodos de aplicação de forças estáticos e dinâmicos foram utilizados para avaliar o desempenho dos transdutores.

Inicialmente, partiu-se dos dados estáticos do sensor, ou seja, da relação força-tensão para uma força constante na entrada. Utilizou-se uma RNA com 3 camadas (7-3-1) para simular a não linearidade da resposta estática do sensor. Dispunha-se da resposta do sensor para uma entrada variante no tempo. Utilizou-se a Rede treinada acima com um sistema dinâmico de 2ª ordem, na entrada, para simular a resposta dinâmica do sensor. Esta foi necessária porque o sensor apresenta histerese. Na obtenção dos pesos da parte dinâmica foi utilizado o método da pseudo-inversa. A fim de melhorar o modelo obtido, utilizou-se um algoritmo genético para o ajuste fino dos pesos.

Resultados

A Fig.1 mostra a resposta estática do sensor e o gráfico obtido com o modelamento feito com uma RNA.

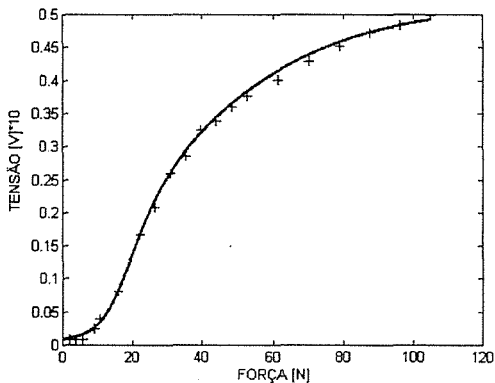


Fig.1: Gráfico da resposta do sensor(+) versus resposta do modelo estático(.)

A Fig.2 ilustra a resposta dinâmica do sensor e respectivo modelamento dinâmico.

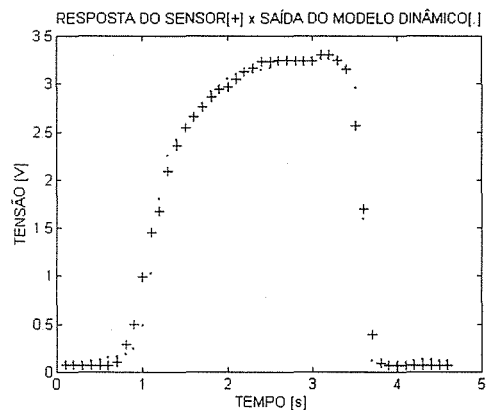


Fig.2: Resposta dinâmica do sensor(+) versus a resposta dinâmica do modelo(.)

Discussão/Conclusões

A RNA conseguiu aprender bem a curva estática do sensor, exceto no intervalo de 0 N a 5 N. Esta não é uma limitação severa, porque este sensor não é adequado para a medida de forças menores que 5 N. A utilização do algoritmo genético no modelamento dinâmico permitiu uma grande melhora em relação ao que havia sido obtido apenas com o uso da pseudo-inversa. Pretende-se dar continuidade à pesquisa, utilizando-se apenas uma RNA com realimentação. O trabalho realizado mostra o potencial de RNA's no modelamento de sensores que apresentam respostas acentuadamente não lineares.

Referências

- ¹ Pennywitt. "Robotic tactile sensing", *Byte*, v.11, 1, p. 177-200, 1986.
- ² L.D. Harmon. "Automated tactile sensing", *Int. J. Robotics Res.*, v. 1, p. 3-32, 1982.
- ³ A.A. Carvalho; R.G. Radwin. "A new method for extending the range of conductive polymer sensors for contact force", *Int. J. of Industrial Ergonomics*, v. 17, p 285-290, 1996.
- ⁴ B. Widrow; M.A. Lehr. "30 years of Adaptive Neural Networks: Perceptrons, Madaline and Backpropagation", *proc. of IEEE*, sept., p. 1415-1442.
- ⁵ Neural Networks Toolbox User's Guide.

Estimação de Ordem para Modelagem Auto-regressiva no EEG Neonatal

José R. Bokehi¹; Carlo E. Teatini¹; Fabrício Nicolato¹; David M. Simpson²; Antonio F.C. Infantosi²

¹ Depto. de Engenharia Biomédica - FUNREI

² Programa de Eng. Biomédica - COPPE/UFRJ

Cx. Postal: 68510 - CEP: 21945-970 - Rio de Janeiro - RJ

e-mail: jrphael@serv.peb.ufrj.br

Resumo - A estimação espectral auto-regressiva tem se mostrado uma ferramenta útil na análise do sinal EEG, contudo, é necessário calcular-se a ordem do modelo. Neste trabalho, critérios objetivos para seleção da ordem foram aplicados ao EEG neonatal em diferentes estados do ciclo sono-vigília. A ordem ótima mediana encontrase geralmente na faixa entre 5 e 8 (frequência de amostragem de 128 Hz e trechos EEG de 1 s), e média próxima de 7 para os três padrões de sono-vigília.

Abstract - Autoregressive spectral estimation has proven to be a useful tool in the analysis of the EEG signal, but it requires the choice of model order. In the present work, objective criteria for model order selection were applied to the neonatal EEG in different phases of sleep-wakefulness. The median order was generally found to lie between 5 and 8 (at 128Hz sampling rate, 1 second windows) with the mean near 7, for the three sleep-wakefulness patterns studied.

Introdução

A análise espectral tem se mostrado ferramenta útil na análise quantitativa do EEG neonatal¹. Espectros de potência podem ser obtidos a partir da Transformada Rápida de Fourier (FFT). Alternativamente, a modelagem auto-regressiva (AR) apresenta maior resolução espectral para trechos de curta duração, aspecto relevante no estudo da dinâmica do EEG².

Uma das limitações na utilização da modelagem AR decorre da necessidade da determinação da ordem do modelo. Se por um lado, ordens altas podem provocar o aparecimento de picos espúrios no espectro, ordens baixas podem implicar perda de detalhes espectrais². O Critério de Informação de Akaike (AIC) e Erro Final de Predição (FPE), podem ser utilizados para seleção da ordem^{3,4}. Jansen et alii⁵ usaram a ordem 10 para o EEG de indivíduos adultos normais (frequência de amostragem de 64 Hz), enquanto que Crowell et alii⁶ utilizaram a ordem 6 para o EEG neonatal (frequência de amostragem de 30 Hz). A investigação da ordem AR ótima para as fases do ciclo sono-vigília do EEG neonatal é o objetivo deste trabalho.

Materiais e Métodos

Dois canais EEG (C4-O2, C3-O1) de 8 neonatos a termo, com até 3 dias de vida, considerados normais, foram registrados durante sono espontâneo⁷. Para cada criança foram selecionados segmentos de sinal de 24 a 297 segundos de duração, amostrado a 128 Hz e livre de artefatos. Tais segmentos referem-se aos estados de vigília (padrão Voltagem Baixa, Irregular -

LVI), sono quieto (padrão Voltagem Alta Lenta - HVS) e sono ativo (padrão Misto).

Para diferentes padrões de ciclo sono-vigília de cada neonato foi determinada a ordem ótima de trechos consecutivos de 1s de duração. Para comparação dos resultados entre padrões e neonatos, o teste não-paramétrico Kruskal-Wallis foi utilizado.

Para verificar o desempenho dos critérios em sinais auto-regressivos com características de um EEG, foram simulados 1000 trechos de sinais de 1s, a partir de parâmetros AR (ordem 6) estimados de trechos de 1s de EEG neonatal. Para cada trecho de sinal foi então calculada a ordem ótima segundo critérios FPE e AIC. Este procedimento foi repetido para 12 trechos de EEG escolhidos aleatoriamente entre os padrões de sono/vigília.

Resultados e Discussão

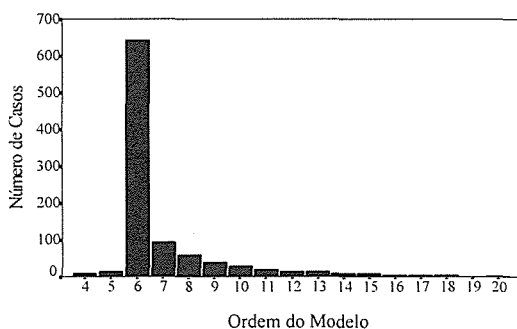
A mediana das distribuições de ordem ótima (critério FPE) para cada um dos três padrões de EEG se encontram na mesma faixa de 5 a 8, com valores médios de cada indivíduo variando entre 6 e 9. O teste Kruskal-Wallis indica diferença significativa ($p < 1\%$) entre os padrões e entre os neonatos. Entretanto, as médias, medianas e desvios-padrão, apresentam pequena variabilidade entre os estados de sono-vigília (tabela 1).

Tabela 1 - Parâmetros estatísticos da ordem ótima de padrões sono-vigília do EEG de neonatos

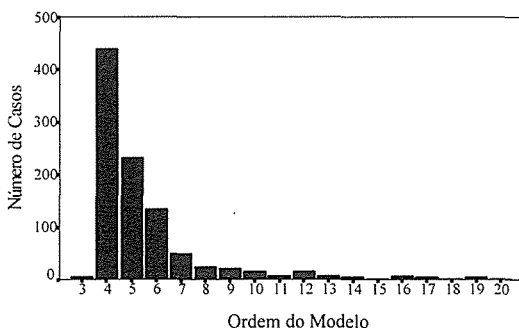
	Média	Mediana	Desvio-Padrão
LVI	7,266	6,000	3,051
HVS	7,729	6,000	3,453
Misto	7,546	6,000	3,538

Como esperado, a ordem ótima obtida pelo critério AIC é idêntica, na quase totalidade dos casos, àquela determinada por FPE, para sinais simulados ou EEG de neonatos⁴. Em testes adicionais observou-se que a ordem ótima é independente entre trechos consecutivos ($p < 1\%$) e também, não correlacionada ($p > 5\%$) com a potência (em 14 dos 18 trechos), e a frequência média (em 17 dos 18 trechos) de EEG.

A figura 1 mostra histogramas da ordem indicada pelo critério FPE, em dois ensaios com 1000 trechos de EEG simulado (AR, ordem 6, parâmetros estimados a partir de trechos de EEG neonatal). Em ambos os casos pode-se observar ampla variabilidade nos resultados (até nestes sinais de ordem fixa), sendo os valores modais seis e quatro, respectivamente. Tais valores são iguais às ordens indicadas pelos critérios AIC e FPE para os trechos de EEG, nos quais se basearam as simulações da figura 1. Para a figura 1b, a ordem quatro poderia ser considerada a correta, apesar do modelo de ordem seis ter sido empregado de fato. Assim, a ordem indicada pelos critérios FPE e AIC reflete também os próprios parâmetros AR dos sinais.



(a)



(b)

Figura 1 - Histogramas com moda 6 (a) e 4 (b)

Conclusão

Na prática, não é possível alterar a ordem da modelagem AR do EEG, conforme a fase do ciclo sono-vigília, o neonato ou o trecho em estudo, devendo-se escolher uma ordem fixa. Os resultados sugerem que, embora os critérios FPE e AIC não permitam selecionar uma única ordem ótima para o EEG neonatal, ordens entre 5 e 8 (para sinal amostrado em 128Hz) parecem ser adequadas, sendo ordens mais altas dentro desta faixa recomendáveis devido a melhor resolução espectral assim obtida.

Referências

- STOCKARD-POPE, J.E.; WERNER, S.S.; BICKFORD, R.G. e CURRAN, J.S. *Atlas of Neonatal Electroencephalography*. Second Edition, Raven Press, New York, 1992.
- BOKEHI, J.R.; SIMPSON, D.M. e INFANTOSI, A.F.C. Análise espectral de sinais EEG utilizando modelagem auto-regressiva. *Revista Brasileira de Engenharia-Caderno de Engenharia Biomédica*, v. 9, n. 2, p. 5-22, 1993.
- MARPLE, S.L., Jr., *Digital spectral analysis with applications*, Prentice-Hall, Englewood Cliffs, New Jersey-USA, 1987.
- KAY, S.M. *Modern spectral estimation: theory and application*, Prentice-Hall, Englewood Cliffs, New Jersey-USA, 1988.
- JANSEN, B.H.; BOURNE, J.R. e WARD, J.W. Autoregressive estimation of short segment spectra for computerized EEG analysis. *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, v. BME-28, n. 9, p. 630-638, 1981.
- CROWELL, D.H.; JONES, R.H.; KAPUNIAI, L.E. e LEUNG, P., Autoregressive representation of infant EEG for the purpose of hypothesis testing and classification, *Electroenceph. Clin. Neurophysiol.*, v. 43, p. 317-324, 1977
- GALHANONE, P.R., *Análise multivariada aplicada a sinais fisiológicos neonatais: estudo das fases de sono-vigília*. Tese Mestrado, Programa de Engenharia Biomédica-COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro-Brasil, 1995.

Agradecimentos

Ao CNPq pelo apoio financeiro.

A Pressão Crítica de Fechamento na Modelagem da Hemodinâmica Cerebral

Marcelo C. Bossan¹, David M. Simpson¹, Jurandir Nadal¹,
Ronney B. Panerai², David H. Evans² e Janet M. Rennie³

¹Prog. de Engenharia Biomédica - COPPE/UFRJ. Rio de Janeiro, Brasil, E-mail: bossan@bio1.peb.ufrj.br
²Division of Medical Physics, Fac. Medicine, University of Leicester. Leicester, Inglaterra, E-mail: dhe@le.ac.uk
³Children Nationwide Neonatal Unit, King's College Hospital, Londres, Inglaterra

Resumo - A dinâmica da relação entre a pressão sanguínea arterial e o fluxo sanguíneo cerebral em pretermos foi modelada como um sistema linear. Os resultados sugerem que este modelo poderia explicar a Pressão Crítica de Fechamento, como sendo, pelo menos parcialmente, um efeito da própria dinâmica do sistema.

Abstract - The dynamic relationship between arterial blood pressure and cerebral blood flow in preterm infants was modeled as a linear system. The results suggest that this system could explain Critical Closing Pressure as being, at least partially, an intrinsic effect of the system dynamics.

Introdução

Define-se a Pressão Crítica de Fechamento (PCrF) como a pressão arterial média necessária para que haja um fluxo sanguíneo em um vaso, sendo, no caso dos vasos cerebrais, a pressão intracraniana e o tonus vasomotor seus principais determinantes¹. A importância da PCrF resulta do fato de que a diferença de pressão entre a pressão arterial e a PCrF, conhecida como Pressão Efetiva de Perfusão (PEP), é o que efetivamente dá origem ao fluxo sanguíneo cerebral. Assim, a PCrF tem sido incluída nos modelos de Hemodinâmica Cerebral².

Em 1974, Dewey¹ propôs um método para a estimação da PCrF a partir da regressão linear de valores médios obtidos para a pressão arterial e o fluxo sanguíneo na carótida. A extrapolação da linha de regressão até o ponto em que esta intercepta o eixo da pressão arterial, indicaria o valor de pressão para o qual o fluxo sanguíneo seria nulo (Figura 1). Neste modelo, em cada instante t , a Velocidade de Fluxo Cerebral (V) é definida como a razão entre a PEP e o Produto Resistência-Área (PRA), ou seja

$$V(t) = \text{PEP}(t) / \text{PRA}(t).$$

Este método vem sendo utilizado com algumas variações³.

Esta relação linear estática entre a pressão arterial e o fluxo sanguíneo cerebral é apenas uma aproximação, e modelos não-lineares poderiam ser mais apropriados. Além disso, devido a existência de complacência nos vasos e da inércia do sangue quando bombeado para o cérebro, esta relação é melhor modelada através de um sistema dinâmico, o qual pode ser linear e invariante no tempo em uma primeira aproximação (desde que se trabalhe com intervalos de tempo curtos o suficiente para que o efeito da autoregulação seja de pouca

importância)². Desta forma, obtém-se um modelo onde, ao invés de uma relação linear entre os valores temporais de pressão e fluxo, ocorre uma relação linear para cada frequência destes, expressa pela resposta em frequência do modelo.

A partir de um modelo dinâmico, torna-se possível uma interpretação alternativa para o fato da reta de regressão proposta por Dewey interceptar o eixo da pressão em um valor não nulo. Para que isso ocorra, basta que o sistema, que possui como entrada a pressão arterial e saída o fluxo sanguíneo, apresente um ganho DC (nível médio do sinal) inferior ao ganho médio para as componentes de frequência responsáveis pela sua dinâmica. Isso significa a possibilidade de modelar a hemodinâmica cerebral sem o uso da PCrF.

Metodologia

Neste trabalho foi utilizado um conjunto de 10 pacientes, com idade gestacional menor que 37 semanas, admitidos na unidade de tratamento intensivo neonatal da Rosie Maternity Hospital, em Cambridge³. O estudo foi aprovado pelo comitê de ética do distrito de Cambridge. Os sinais de velocidade do fluxo sanguíneo ($V(n)$) foram obtidos da artéria cerebral média com o uso de ultra-som Doppler, e os sinais de pressão arterial ($Pa(n)$) com o uso de cateter arterial umbilical. Os sinais foram filtrados com filtro passa-baixas em 30Hz e digitalizados em 200 amostras/segundos. Picos agudos em $V(n)$ foram detectados e removidos por interpolação linear. Sempre que possível, foram realizados registros as 6, 12, 24, 48 e 72 horas de idade.

Os sinais $Pa(n)$ e $V(n)$ de cada registro foram divididos em segmentos de 1000 amostras (5 segundos) submetidos a modelagem. O modelo utilizado para cada segmento foi:

$$V(n) = \sum_{i=1}^3 a_i V(n-i) + \sum_{j=0}^3 b_j Pa(n-j-dn)$$

onde os coeficiente a_i e b_j foram estimados por modelagem ARX⁴. A ordem (3,3) é próxima à utilizada por Panerai et alii⁵. Foram realizadas varias modelagens com dn variando entre 0 e -5, a fim de compensar o atraso causado pela medição da Pa via cateter umbilical, sendo mantido o valor que resultou no melhor ajuste.

Em seguida, foram estimados os valores de PCrF utilizando o método de Dewey¹ aplicado a cada segmento, tendo estes como saída o sinal original de $V(n)$ e o estimado com o modelo. Para tal, foram utilizados os valores instantâneos de pressão e velocidade de fluxo. Foi ainda calculado o valor médio de PCrF para cada registro.

Resultados

O resultado da estimação da PCrF pelo método de Dewey aplicado a um segmento de 1000 amostras encontra-se na Figura 1, indicando um valor de aproximadamente 40 mmHg. A Figura 2 apresenta o diagrama de espalhamento para os valores médios de PCrF de cada registro. No eixo horizontal estão os valores obtidos com a velocidade de fluxo real e, no vertical, os obtidos utilizando a velocidade de fluxo modelada. Após a remoção de 5 pontos extremos (dois dos quais não apresentados na Figura 2) o coeficiente de correlação entre estes valores foi de 0.756.

Discussão e Conclusões

Os resultados indicam a possibilidade de modelagem da relação entre a pressão arterial e o fluxo sanguíneo cerebral, sem a inclusão da PCrF como uma não-linearidade ou termo constante no modelo. Este resultado é compatível com os obtidos por Panerai e alii⁵, onde o aumento da ordem do modelo resultou em menores valores para os termos constantes. O fato dos sinais de pressão e velocidade de fluxo conterem principalmente componentes de frequências muito baixas, e outros na frequência cardíaca e seus harmônicos, poderia explicar a distribuição apresentada na Figura 1. Para tal, basta que o sistema apresente um ganho dinâmico superior ao seu ganho estático.

Estes resultados não são conclusivos a respeito da validade do método de Dewey para a estimação da PCrF. Sugerem, porém, a possibilidade de uma forte influência da hemodinâmica cerebral na sua estimação. Mais trabalhos experimentais, de difícil execução em humanos, seriam necessários para a confirmação da real contribuição da dinâmica no valor estimado para a PCrF com esta técnica.

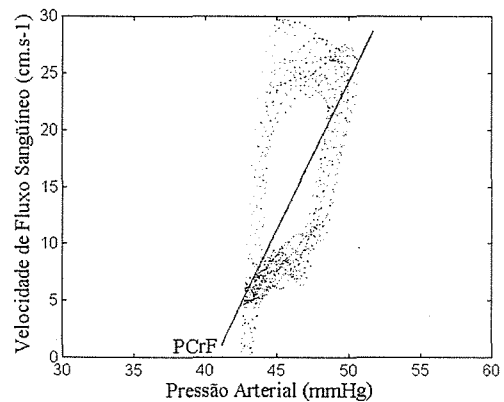


Figura 1: Estimação da PCrF de um segmento com o sinal de velocidade de fluxo original.

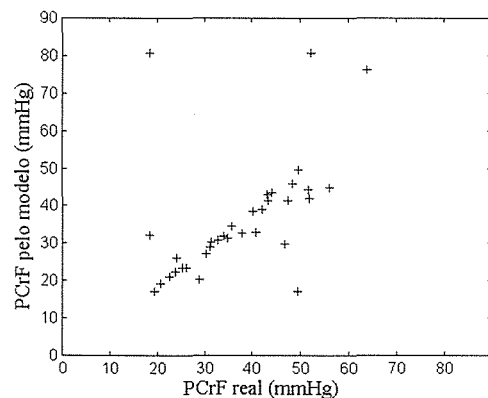


Figura 2: Espalhamento dos valores de PCrF obtidos a partir das velocidades de fluxo real e modelada.

Referências

- DEWEY, RC; PIEPER, RP; HUNT, WE. Experimental Cerebral Hemodynamics. *J. Neurosurg.*, V. 41, p. 597-606, 1974.
- PANERAI, RB; COUGHTREY, H; RENNIE, JM; EVANS, DH. A Model of the Instantaneous Pressure-Velocity Relationships of the Neonatal Cerebral Circulation. *Physiol. Meas.* V. 14, p. 411-418, 1993.
- PANERAI, RB; KELSALL, AWR; RENNIE, JM; EVANS, DH. Estimation of Critical Closing Pressure in the Cerebral Circulation of Newborns. *Neuropediatrics*, V. 26, p. 168-173, 1995.
- LJUNG, L. *System Identification - Theory for the User*. Prentice Hall, New Jersey, 1987.
- PANERAI, RB; KELSALL, AWR; RENNIE, JM; EVANS, DH. Model Selection for Pressure-Flow Velocity Relationships of Cerebral Arteries, *Proc. Computers in Cardiology*, Los Alamitos, CA, p. 779-782, 1993.

Agradecimentos

Ao CNPq, pelo apoio financeiro e bolsas.

Influência da Forma das Hemácias sobre Estimativas Teóricas da Capacidade de Difusão Pulmonar para Monóxido de Carbono (CO)

Martius de Oliveira, Antonio Giannella-Neto, Marcos F.V. Melo

Programa de Engenharia Biomédica, COPPE/UFRJ
Caixa Postal 68510 - CEP:21945-970 - Rio de Janeiro, RJ - Brasil

Resumo. Neste trabalho apresenta-se um modelo matemático *steady-state* que simula o processo de troca gasosa de CO da membrana alvéolo-capilar até às hemácias. Estas foram modeladas como unidades contendo hemoglobina, fluindo em fila única através de um capilar cilíndrico. O propósito foi de por em perspectiva como essas configurações geométricas podem influenciar o transporte de CO dos alvéolos às hemácias.

Abstract. In this paper, a steady-state mathematical model that simulates the diffusion-chemical reaction process during CO exchange from the alveolo-capillary barrier into red blood cells is presented. Red cells were modeled as discrete hemoglobin containers flowing through a cylindrical capillary. The purpose was to put in perspective how these polymorphic features influence gas exchange from the alveoli into red blood cells.

Introdução

A condutância de gás dos alvéolos até os capilares pulmonares pode ser considerada como uma combinação dos processos de difusão através da barreira alvéolo-capilar e reação química dentro das células vermelhas. Neste trabalho, será analisada a troca gasosa de CO pulmonar e investigado, até que ponto determinados perfis hemáticos usados em um modelo de microcirculação podem influenciar os perfis de distribuição gasosa dentro de um capilar, afetando as estimativas de eficiência de troca gasosa. Foram selecionados 4 tipos básicos de perfis celulares - bicôncavo, estomático, esférico e cilíndrico - reportados a partir de estudos teóricos² e observações experimentais³ com uma superfície de área constante igual a $133\mu\text{m}^2$, conforme mostrado na Figura 1. A fim de investigar-se os mecanismos de troca gasosa, desenvolveu-se um modelo matemático de diferenças finitas onde será analisado cada perfil celular.

Formulação do Problema

O modelo matemático é definido sobre um sólido de revolução conforme ilustrado na Figura 1.

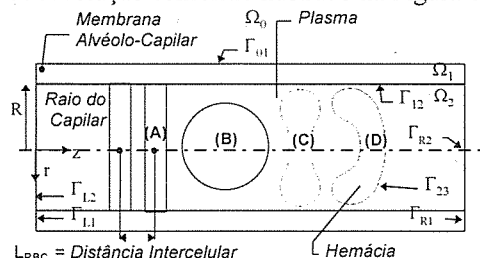


Figura 1. Capilar Cilíndrico com hemácias. (A) Cilíndrico, (B) Esférico, (C) Bicôncavo, (D) Estomático.

Esse domínio, Ω , consiste de um conjunto de hemácias perfiladas, fluindo através de um capilar cilíndrico cercado por uma camada uniforme de tecido alvéolo-capilar.

O ar alveolar, a barreira de tecido, plasma, e hemácias são designados por Ω_0 , Ω_1 , Ω_2 , e Ω_3 , respectivamente. Todos os contornos são representados pelo símbolo Γ_{ij} , entre os subdomínios i e j . De forma a determinar-se a absorção de gás para os diferentes perfis celulares, estimativas teóricas de *Capacidade de Difusão Pulmonar (DLCO)*, como definido em [1], são requeridas. O problema de contorno *steady-state* que governa a distribuição de CO em Ω é definido através do seguinte conjunto de equações

$$\Omega_1 \quad D_1 \nabla^2 C = 0 \quad (1)$$

$$\Omega_2 \quad D_2 \nabla^2 C = 0 \quad (2)$$

$$\Omega_3 \quad D_3 \nabla^2 C - \lambda_{Hb} C_{Hb} C = 0 \quad (3)$$

$$\Gamma_{12} \quad (D_1 \nabla C - D_2 \nabla C) \cdot n = 0 \quad (4)$$

$$\Gamma_{23} \quad (D_2 \nabla C - D_3 \nabla C) \cdot n = 0 \quad (5)$$

$$\Gamma_{Li}, \Gamma_{Ri} \quad (D_i \nabla C) \cdot n = 0, \quad i=1,2 \quad (6)$$

$$\Omega_0, \Gamma_{01} \quad C = C_0 \quad (7)$$

Nas Equações (1-7), os índices indicam subdomínios. Os coeficientes D_i correspondem às respectivas constantes de difusão. A variável C é a concentração de monóxido de carbono [CO] a ser analisada enquanto que C_{Hb} é a concentração de hemoglobina insaturada [$\text{Hb}_4(\text{O}_2)_3$]. O operador Laplaciano descreve o processo de difusão dentro da hemácia, enquanto que $\lambda_{Hb} C_{Hb} C$, descreve a reação química de combinação do CO à hemoglobina (Hb). λ_{Hb} dado em ml/ml.s , representa o coeficiente de velocidade de reação para CO ligando-se à hemoglobina e é expresso como uma função da tensão alveolar de O_2 em torr, através da seguinte relação derivada de [1]

$$\lambda_{Hb} = 44,92 / (0,0126 \cdot (0,0041 \cdot P_{\text{O}_2} + 1,3)) \quad (8)$$

Solução Numérica

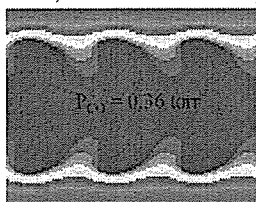
Na análise do problema proposto, um esquema de diferenças finitas explícito foi desenvolvido devido à simplicidade de programação e boa precisão. Para

células axialmente simétricas, i.e., esférica, cilíndrica e bicôncava, somente um quarto da célula foi utilizado para análise, ao passo que para o perfil axialmente assimétrico do estomatócito, é necessário analisar-se um trem de células igualmente espaçadas entre os limites Γ_{Li} and Γ_{Ri} . Uma célula-alvo é então escolhida, para a qual são analisadas a distribuição de CO e as taxas de fluxo. Os valores das constantes de difusão e coeficientes de solubilidade foram tomados da literatura^{1,2}. Um segmento capilar de comprimento variável, com 4 μm de diâmetro e 1 μm de espessura foi usado para modelar as diferentes instâncias do problema. A tensão alveolar de CO foi de 1 torr enquanto que a tensão alveolar de O_2 foi de 100 ou 600 torr. O coeficiente de velocidade de reação λ_{Hb} , e número de hemácias variou de caso para caso.

Análise dos Resultados

A Figura 2 ilustra a distribuição da tensão de CO para os quatro perfis de hemácia usados para um típico hematócrito de 45%. As tensões de CO variaram de um valor mínimo dentro das hemácias até um máximo de 1 torr na parede do capilar. O modelo matemático apresentado, claramente destacou dois pontos. Como mostra a Figura 3, para espaçamentos intercelulares idênticos, o perfil esférico induz a superestimativas de DL_{CO} quando comparado com os perfis estomático e bicôncavo, ao passo que o perfil cilíndrico, além de produzir superestimativas, apresenta um comportamento singular se comparado com os outros perfis. Perfis estomáticos e bicôncavos forneceram, por outro lado, estimativas de DL_{CO} compatíveis, além de apresentarem um comportamento bastante similar, à medida que a distância intercelular aumentou. Se células estomáticas e bicôncavas realmente representarem perfis mais realísticos de eritrócitos pulmonares e sistêmicos, então é possível considerar-se que a modelagem com formas mais simples, com o intuito de facilitar a implementação computacional, requer criteriosidade e prudência, tendo em vista as propriedades inerentes a cada perfil.

A análise também revelou uma presença crescente de HbCO dentro da hemácia à medida que a distância intercelular aumenta (veja Figura 4). Este resultado sugere que desconsiderar a tensão de HbCO dentro da hemácia, até mesmo para baixas tensões alveolares², é somente válido para altos



hematócritos.

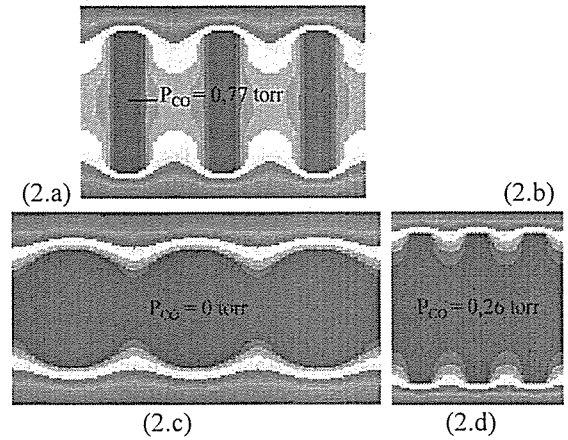


Figura 2. Distribuição da Tensão de CO. (a) Bicôncavo (b) Estomático (c) Esférico (d) Cilíndrico.

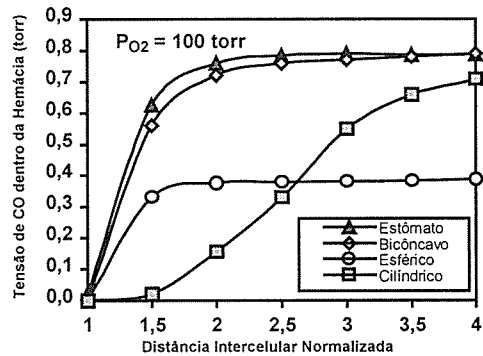


Figura 3. Relação entre a tensão de CO dentro da hemácia e distância intercelular normalizada.

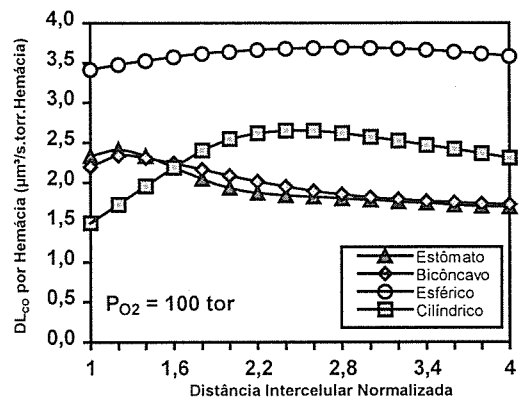


Figura 4. Efeito do espaçamento intercelular e do tipo de perfil celular sobre as estimativas de DL_{CO} a uma tensão de O_2 de 100 torr.

Referências Bibliográficas

- [1] FEDERSPIEL, William J.. "Pulmonary diffusing capacity: implications of two-phase blood flow in capillaries". *Resp.Phys.* 77:119-136, 1989.
 - [2] FORSTER, R.E. Handbook of Physiology - The Respiratory System IV - *Am. Phys. Soc.* p.71-87, 1987.
- JAY, A.J., "Geometry of the Human Erythrocyte". *Bioph. J.* 15:205-221, 1988.

Novo Método para Medição de Resistência e Complacência do Sistema Respiratório: Análise de Sensibilidade

André D. Quelhas e Antonio Giannella-Neto

Programa de Engenharia Biomédica - PEB - COPPE / UFRJ
Caixa Postal 68.510 CEP 21945-970 - Rio de Janeiro - Brasil. E-mail: Andreq@serv.peb.ufrj.br

Resumo - O presente estudo pretende verificar a confiabilidade das estimativas de resistência e complacência do sistema respiratório obtidas resolvendo-se a expressão matemática do modelo unicompartmental ao qual foi adicionada uma carga de perfil parabólico durante expiração passiva. Para sinal de fluxo com ruído de desvio padrão igual a 0,01 l/s a incerteza dos resultados foi menor que 8% dos valores reais.

Abstract - This study aims to verify the reliability of estimates of resistance and compliance of the respiratory system obtained by solving the mathematical expression of a single compartment model with additional parabolic resistance during passive expiration. For a flow signal with a noise standard deviation of 0,01 l/s the uncertainties from results were less than 8% of actual values.

Introdução

A despeito da existência de modelos mais elaborados, o modelo unicompartmental do sistema respiratório é ainda bastante usado na prática clínica em virtude de sua boa acurácia na descrição das propriedades mecânicas em indivíduos normais respirando na faixa do volume corrente. Seu grande atrativo é a simplicidade, já que emprega apenas dois parâmetros: uma resistência e uma complacência lineares dispostas em série.

Técnicas, como a de repetida adição de cargas lineares, apresentada por McIlroy¹, ou a do ciclo respiratório único, por Zin², têm sido propostas como meios de acessar estes parâmetros.

O presente estudo propõe a obtenção da resistência e complacência do sistema respiratório (R_{SR} e C_{SR}) pela análise do sinal de fluxo expiratório em indivíduos normais respirando espontaneamente por uma resistência de perfil parabólico. Como etapa inicial do trabalho, apresenta-se a análise das incertezas dos parâmetros associadas a dado nível de ruído nas medições.

Métodos

O fluxo de ar, \dot{V} , que flui pelo conjunto sistema respiratório e carga de perfil parabólico, R_p , pode ser descrito pela equação diferencial:

$$\frac{\dot{V}(t)}{C_{SR}} + R_{SR} \cdot \frac{d\dot{V}(t)}{dt} + 2 \cdot R_p \cdot \dot{V}(t) \cdot \frac{d\dot{V}(t)}{dt} = 0$$

cuja solução é:

$$\dot{V}(t) = \frac{R_{SR}}{2 \cdot R_p} \cdot W\left(\frac{2 \cdot R_p}{R_{SR}} \cdot \exp(A)\right), \text{ onde}$$

$$A = \frac{C_{SR} \cdot \ln(i_0) \cdot R_{SR} + 2 \cdot C_{SR} \cdot i_0 \cdot R_p - t}{R_{SR} \cdot C_{SR}}$$

i_0 - fluxo de ar no início da expiração

t - tempo de expiração

W - função de Lambert: $W(x) \cdot \exp(W(x)) = x$

A relação funcional proposta coloca o fluxo de ar como função do tempo e de três parâmetros: C_{SR} , R_{SR} e i_0 . Este último, o fluxo em $t = 0$, está relacionado ao volume de ar inspirado e é estimado por imposição da formulação matemática, não sendo de interesse do método.

Dado o vetor dos parâmetros, θ , e definida uma função objetivo, $\phi(\theta)$, cujo mínimo está associado à melhor estimativa de θ , cabe definir, no espaço- θ , a forma da região dentro da qual os desvios entre os mínimos estimados e os valores reais, θ^* , são menores que um valor estipulado, ε :

$$|\phi(\theta) - \phi^*| \leq \varepsilon$$

Conforme demonstrado por Bard³ e aplicado por Lutchen⁴, aproximando-se $\phi(\theta)$ por uma série de Taylor nas vizinhanças de θ^* , esta região é delimitada por um hiper-elipsóide de dimensão $p=n^o$ de parâmetros. Esta superfície é dada, para dado nível de confiança α , n dados, e com $S_{ij} = \partial \dot{V}(t_i) / \partial \theta_j$, por:

$$(\theta - \theta^*)^T \cdot (S^T \cdot S) \cdot (\theta - \theta^*) = 2 \cdot p \cdot s^2 \cdot F_{1-\alpha}(p, n-p)$$

onde F é a distribuição F com $(p, n-p)$ graus de liberdade. Considerando-se um ruído de média zero

e desvio-padrão estimado s sobreposto ao sinal de fluxo, esta superfície descreverá a região de valores esperados para os parâmetros.

Uma vez descrita a região de expectativa de θ , resta determinar o valor da carga não linear, R_p , que, adicionada ao circuito de expiração, propicia estimativas de R_{SR} e C_{SR} com maior imunidade às perturbações do sinal. O critério escolhido foi o de minimizar o volume do hiper-elipsóide. Isto equivale a maximizar determinante $\Delta = |S^T \cdot S|$. Porém, no presente caso, não há qualquer interesse na melhoria da estimativa de i_o . Encontra-se então o valor ótimo de R_p pelo critério de Bard³, que propõe a maximização de $\Delta/|S_2^T S_2|$, onde S_2 é a matriz feita pelas colunas de S correspondentes aos parâmetros sem interesse.

Simulação

A figura 1 apresenta os valores ótimos da carga parabólica, R_p , para valores de R_{SR} e C_{SR} para pessoas normais. O valor estimado para a carga linear é composto por R_{SR} mais a resistência do pneumotacógrafo (R_{pnt}) que mede o fluxo de ar, estimada em 0,7 cmH₂O/l/s. À resistência estimada pelo modelo deve ser deduzido este valor.

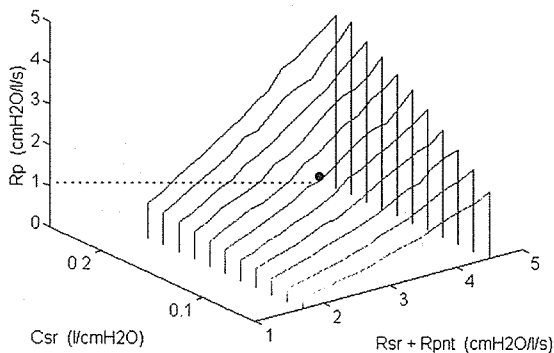


Figura 1 - Valores ótimos para a carga parabólica

Para a obtenção das regiões de confiança utilizou-se, como estimativa do desvio-padrão do ruído, o valor encontrado quando de experimentos realizados com modelo pulmonar isotérmico. Estes experimentos apresentaram $s = 1/100$ l/s. A figura 2 mostra a região de confiança para o par de parâmetros $R_{SR} = 2$ cmH₂O/l/s e $C_{SR} = 0,1$ l/cmH₂O e $R_p = 1,07$ cmH₂O/l²/s² (ponto assinalado na figura 1). Como verificação de acurácia, são mostrados também os resultados de 20 estimativas destes parâmetros obtidas de um sinal teórico de fluxo contaminado com ruído desta intensidade.

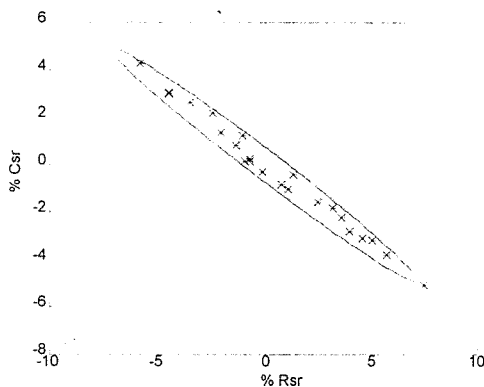


Figura 2 - Elipse - Região de confiança no nível de 95% em valores de desvios percentuais para estimativas de R_{SR} e C_{SR} . Valores reais: R_{SR} : 2 cmH₂O/l/s; C_{SR} : 0,1 l/cmH₂O. $R_p = 1,07$ cmH₂O/l²/s² - valor ótimo para estes valores de R_{SR} e C_{SR} . Pontos - Estimativas de R_{SR} e C_{SR} para sinal de fluxo mais ruído.

Conclusões

Dentro das condições apresentadas, o método proporciona estimativas de R_{SR} e C_{SR} cujas incertezas associadas (máximo de 8%) não são de ordem tal que possa inviabilizá-lo.

No seu desenvolvimento, é ainda necessário o estabelecimento de um critério para a escolha do valor ótimo da carga parabólica a ser usado como representativo para toda a região de valores de R_{SR} e C_{SR} fisiologicamente possíveis. O valor ótimo de R_p para cada par R_{SR} e C_{SR} também corresponde ao menor volume da região de confiança, que varia ao longo do plano R_{SR} - C_{SR} . Em vista da magnitude desta variação, um critério passível de ser adotado seria a média dos R_p ótimos ponderados pelo seu volume correspondente.

Agradecimentos

Ao CNPq pelo apoio financeiro.

Referências

- 1- McIlroy, M.B.; Therney, D.F.; Nadel, J.A.: "A New Method for Measurements of Compliance and Resistance of Lungs and Thorax", *Journal of Applied Physiology*, vol. 19, pp. 745-749, 1964
- 2- Zin, W.A.; Pengelly, L.D.; Milic-Emili, J.: "Single-Breath Method for Measurement of Respiratory Mechanics in Anesthetized Animals", *Journal of Applied Physiology*, vol. 52, pp. 1266-1271, 1982.
- 3 - Bard, Y., "Nonlinear Parameter Estimation", New York, Academic Press, 1974
- 4 - Lutchen, K.R.; Jackson, A.C.: "Reliability of Parameter Estimates from Models Applied to Respiratory Impedance Data", *Journal of Applied Physiology*, vol. 62, pp. 403-413, 1987.

Mínimos Quadrados Aplicados à Identificação de Parâmetros da Mecânica Respiratória

Identificação de Mecânica Respiratória pelo Método de Mínimos Quadrados

Alexandre Visintainer Pino e Antonio Giannella-Neto

GPDIB-UCPEL - Rua Félix da Cunha, 412 - Pelotas, Brasil - CEP: 96010-000

E-Mail: pino@atlas.ucpel.tche.br

Programa de Engenharia Biomédica - COPPE - UFRJ - Caixa Postal 68510, CEP 21945-970

E-Mail: agn@serv.peb.ufrj.br

Resumo - A técnica de mínimos quadrados aplicada à identificação da mecânica do sistema respiratório (SR) baseado num modelo unicompartmental simples é discutida neste trabalho. Os resultados mostram que apenas o PEEP (pressão positiva ao fim da expiração) é sempre bem identificado. Em alguns casos, a complacência dinâmica também pode ser bem determinada. O método pode se prestar bem para a monitorização contínua do PEEP e da evolução do quadro clínico.

Abstract - The least mean square technique applied to identify the mechanics of the respiratory system based on a single compartment model is discussed in this work. The results show that only the PEEP is always correctly identified. The dynamic compliance is correctly obtained in some cases. This method may become a good way for continuously monitoring the PEEP and the evolution of clinical parameters.

Introdução

São muitas as técnicas de medida de mecânica respiratória mas poucas dispensam manobras ou procedimentos especiais. O trabalho de Wald e cols. (1969) é pioneiro na utilização da técnica de mínimos quadrados com este fim. Nos últimos anos, esta técnica vem sendo crescentemente empregada para identificar parâmetros respiratórios em modelos viscoelásticos do SR (Sato e cols., 1991), quantificar a dependência em frequência dos parâmetros mecânicos e monitorar a variação destes parâmetros durante um ciclo respiratório (Bates e Lauzon, 1992). Este trabalho utiliza esta técnica como única forma de avaliação da mecânica respiratória frente a diferentes formas de onda de ventilação mecânica pulmonar mandatória de fluxo ou pressão.

Métodos

Para testar o identificador de mínimos quadrados, simulou-se o comportamento de três modelos do SR, dois viscoelásticos e um sem viscoelasticidades. O modelo viscoelástico tem seu comportamento teórico descrito por Bates (1993). A figura 1 mostra o modelo viscoelástico e o modelo unicompartmental utilizados nestas simulações. Cada um destes modelos é utilizado para a inspiração e para a expiração sendo que a única diferença entre estas duas etapas, está no

valor da resistência.

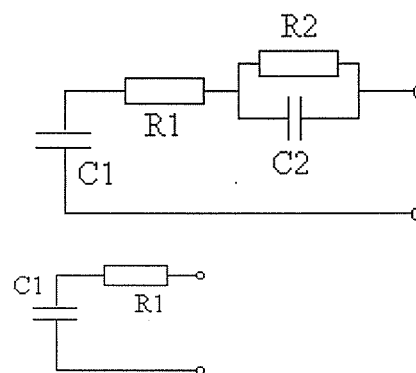


Figura 1: Modelos do sistema respiratório utilizados nas simulações. O modelo da direita corresponde ao modelo unicompartmental, o modelo da esquerda corresponde ao modelo viscoelástico. R1 representa resistência e C1, complacência. R2 e C2 representam viscoelasticidades.

Os modelos simulados (cujos parâmetros são apresentados na tabela 1) foram ventilados com 3 formas de ondas diferentes (vazão quase-constante, senoidal, e pressão constante). Em cada simulação, foi adicionado ruído branco aos sinais de pressão e vazão de forma a se obter uma relação sinal ruído de 30 dBs (equivalente a uma instrumentação ruidosa). Os testes foram realizados em um programa de computador (em linguagem C, num computador tipo PC), desenvolvido especialmente para este fim, que simula todas as etapas da ventilação desde o ventilador até o paciente.

Neste mesmo programa foram inseridas as rotinas para a regressão linear múltipla (método de mínimos quadrados) onde a equação 1 é utilizada

para identificar os SR simulados. A parcela PEEP é obtida se no início de cada ciclo respiratório o volume for considerado nulo. Isto transfere a parcela constante da pressão elástica para o PEEP.

$$P = \frac{V}{C} + R \cdot \dot{V} + PEEP_{al} \quad (1)$$

onde: P é pressão na Carina; V é volume; C é complacência; R é resistência; \dot{V} é a vazão; PEEP_{al} é o valor total do PEEP.

Tabela 1: Modelos do sistema respiratório utilizados. C1 (ml/cmH2O) é a complacência do sistema respiratório. R1I e R1E (cmH2O/l/s) são as resistências inspiratória e expiratória. C2 (ml/cmH2O) e R2 (cmH2O/l/s) representam as viscoelasticidades. PEEP (cmH2O) é o valor estabelecido para PEEP no ventilador.

Modelo	Modelo 1 Normal	Modelo 2 SARA	Modelo 3 Normal
C1	67,6	25,5	100,0
R1I	1,93	5,3	3,0
R1E	1,93	5,3	8,5
C2	204	126,6	-
R2	5,3	30,3	-
PEEP	5,0	9,0	5,0

Resultados

Os resultados das identificações, provenientes da equação 1, para cada um dos modelos simulados (tabela 1), são apresentados na tabela 2.

Tabela 2: Resultados obtidos para as simulações descritas no texto. "C" representa complacência; "R" resistência; "P" PEEP; "INS" fase inspiratória; "EXP" fase expiratória; "Ciclo" identificação por ciclo; "Semi" identificação por semi-ciclo; "FCte" fluxo constante; "FSen" fluxo senoidal; "PCte" pressão constante. Em cada coluna estão o valor médio identificado para os modelos 1, 2 e 3 (definidos na tabela 1)

	R	C	P	R	C	P	modelo
	INS	INS	INS	EXP	EXP	EXP	
Cicl	2,7	53,6	4,8	2,7	53,6	4,8	1
o	5,5	21,3	9,3	5,5	21,3	9,3	2
FCte	5,0	121	5,3	5,0	121	5,3	3
Sem	2,6	55,7	5,0	6,8	38,9	4,7	1
i	5,0	21,3	9,8	5,6	21,2	9,3	2
FCte	2,8	99,8	5,7	1,1	227	5,1	3
Cicl	2,8	53,5	4,8	2,8	53,5	4,8	1
o	5,5	21,3	9,3	5,5	21,3	9,3	2
FSe	4,9	115	5,2	4,9	115	5,2	3
n							

Sem	2,5	54,0	5,0	5,9	5,5	4,7	1
i	5,4	21,4	9,5	5,5	21,3	9,2	2
FSe	3,0	100	5,7	2,1	215	5,2	3
Cicl	3,0	53,8	4,5	3,0	53,8	4,5	1
o	5,5	21,3	9,0	5,5	21,3	9,0	2
PCte	5,0	109	7,0	5,0	109	7,0	3
Sem	4,5	77,2	15,9	9,0	40,8	5,1	1
i	8,9	30,9	53,6	5,6	21,2	8,9	2
PCte	15	356	34,4	5,3	259	4,4	3

Discussão e Conclusão

Percebe-se que, mesmo com elevado nível de ruído, os valores encontrados para complacência e PEEP são bons, estando dentro da faixa esperada para cada um destes parâmetros. Algumas vezes, o PEEP estimado é maior que o estipulado pelo ventilador, devido ao aparecimento de auto-PEEP por inadequado tempo expiratório. As incorretas identificações nas fases expiratória e inspiratória quando a onda de pressão é constante, devem-se à dependência linear entre as variáveis da equação (1). Constantes de tempo viscoelásticas pequenas também dificultam a identificação na fase expiratória. A resistência não é geralmente bem identificada, em especial durante a expiração.

O PEEP obtido com a presente técnica permite identificar rapidamente o aparecimento de auto-PEEP. Nos modelos simulados, as identificações por ciclo, comparadas às por semi-ciclo, produzem resultados com menor variância e maior repetibilidade, apesar de apresentarem erros maiores. O método pode vir a prestar-se bem para o acompanhamento da evolução do quadro clínico de pacientes sob ventilação mecânica mandatória e para a monitorização de PEEP continuamente.

Agradecimentos

Ao CNPq e CAPES pelo apoio financeiro.

Referências

- Wald, A., D. Jason, T. W. Murphy, and V. D. B. Mazzia (1969). "A computers system for respiratory parameters". Computers and Biomedical Research, volume 2, páginas 411-429.
- Sato, J., B. L. K. Davey, F. Shardonofsky, and J. H. T. Bates (1991). "Low-frequency respiratory system resistance in the normal dog during mechanical ventilation", Journal of Applied Physiology, volume 70 número 4, páginas 1536-1543.
- Bates, J. H. T., and A. M. Lauzon (1992). "A nonstatistical approach to estimating confidence intervals about model parameters: Application to respiratory mechanics", IEEE Transactions on Biomedical Engineering, volume 39, número 1, páginas 94-100.
- Bates, J. H. T. (1993). "Understanding lung tissue mechanics in terms of mathematical models", Monaldi Arch. Chest. Dis., volume 48, número2, páginas 134-139.

Metodologia para estabilização de proporções de fatores de risco de saúde .

Patricia Delgado-Rodríguez; Renan MVR.Almeida; Flavio F.Nobre

Programa de Engenharia Biomédica- COPPE/UFRJ.
Caixa Postal 681510 Cidade Universitária. Rio de Janeiro RJ 219459-700

Resumo- O presente trabalho apresenta uma metodologia que permite a estabilização das proporções de fatores de risco de saúde. A seguir faz-se uma análise de como essa estabilização contribui à diferenciação visual de áreas homogêneas de risco. Para fazer a comparação visual dos resultados foi necessária a geração de agrupamentos usando técnicas de análise multivariada, onde foram seguidos três passos. 1) estabilização de proporções de fatores de risco; 2) redução do número de fatores de risco usando a Análise de Componentes Principais; 3) geração de agrupamentos de casos usando a Análise de "Cluster".

Abstract- This work presents a methodology for the stabilization of health risk factors. Also, an analysis is made on how this stabilization contributes for the visualization of homogeneous risk areas. In order to allow for the visual comparison of results, it was necessary the construction of risk factors groups, using multivariate techniques involving three steps: 1) The stabilization of risk factors proportions, 2) The reduction of the number of risk factors, using Principal Components Analysis and 3) The construction of groups using Cluster Analysis.

Introdução

Um problema na análise de dados em saúde é a instabilidade dos resultados referentes à taxas devido ao tamanho da população em estudo¹². Em áreas pequenas esse problema é mais evidente sendo essas taxas relativamente instáveis e alcançando valores extremos. Em regiões com população maior as taxas são relativamente estáveis, usualmente tendendo à média. Nas áreas com populações pequenas novos eventos podem alterar de forma drástica as taxas³.

Os ajustes clássicos para a estabilização das taxas estão relacionados com estratos das variáveis de idade e sexo, e os métodos usados procuram a estabilização dos dados segundo o objetivo de seu uso. Diferentes medições ou estabilizações revelam diferentes padrões, quando estes são apresentados em mapas⁴. Este trabalho tem como objetivo apresentar um método direto para estabilização de proporções de fatores de risco em saúde e como essa estabilização influi na visualização de áreas

homogêneas de risco, quando é apresentada sua distribuição espacial.

Metodologia

Os dados usados correspondem ao Perfil Sanitário e Sócio-econômico em uma população do Sudeste da cidade de Santafé de Bogotá, Colômbia. Foram avaliadas 2745 famílias em 216 quarteirões e uma população total de 11.036 pessoas. Pode-se falar em uma "área pequena" devido a que essa população representa 0,12% da população total da cidade. As proporções de risco foram calculadas para 19 variáveis em cada quarteirão e posteriormente foram estabilizadas segundo o tamanho de famílias que esse quarteirão representava sobre o número total de famílias da zona. A redução de variáveis foi feita usando-se a Análise de Componentes Principais, e os componentes gerados foram agrupados usando a Análise de "Cluster": "K- MEANS".

O modelo foi avaliado comparando-se os valores de R^2 das regressões construídas usando o Índice de SISBEN, IS, (Índice de estratificação sócio-econômica oficial para Colômbia)⁵ como variável dependente e os componentes gerados na Análise de Componentes Principais para cada tipo de proporções. Os aplicativos usados foram SYSTAT e MAPINFO.

Resultados

A Figura 1 apresenta a distribuição espacial para 5 agrupamentos calculada com proporções não-estabilizadas e a Figura 2 apresenta a distribuição espacial para 5 agrupamentos com proporções estabilizadas.



Figura 1. Proporções não estabilizadas

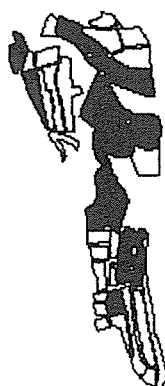


Figura 2. Proporções estabilizadas

A Tabela 1 mostra um resumo comparativo dos resultados obtidos na estabilização, na análise de Componentes Principais e nos agrupamentos.

Discussão e Conclusões.

A estabilização das proporções permitiu uma diferenciação visual de zonas de risco na área de estudo. Além disso con-

seguiu reter menos componentes na Análise de Componentes Principais e permitiu que um número menor de variáveis explicasse melhor a variância das variáveis originais.

Em relação à avaliação do modelo, nas regressões feitas com o Índice SISBEN ele está melhor relacionado com as variáveis estabilizadas que com as não estabilizadas. Este modelo pode ser implementado em um SIG como ferramenta para a tomada de decisões ao nível de Sistemas Locais de Saúde

Tabela 1. Resumo dos Resultados do trabalho

ASPECTO	PROPORÇÃO NÃO ESTABILIZADAS	PROPORÇÕES ESTABILIZADAS
Variância dos fatores de risco	-	Diminuiu
Número de componentes principais	6	3
Variância explicada	64.55%	67.37%
Distribuição espacial dos agrupamentos	Visualmente zonas muito grandes com uma mesma cor	Visualmente zonas da mesma cor mais distribuídas
Valor de R^2	0,77	0,89

Referências

- 1 WALTER S.D. The analysis of regional patterns in health data *American Journal of Epidemiology*. v.36.. n.6.. p.730- 741 . 1992.
- 2 DIERH P..Small area statistics: Large statistical problems. *American Journal of Public Health*. V.74..n.4..p.313-314. April 1984.
- 3 COHEN M., NAYLOR D.,BASINSKI A.,FERRIS L., LLEWELLYN-THOMAS H.,WILLIAMS I. Small-area variations: What are they and what do they mean. *Canada Medical Association Journal*. 146(4), pp. 467-470.1992.
- 4 KING.P. Problems of spatial analysis in geographical epidemiology. *Social Science and Medicine*. 1 3D, p. 249-252. 1979.
- 5 Departamento Nacional de Planeación. Colômbia. Unidad de Desarrollo Social. *Metodologias para apoyar a descentralización*. Santafé de Bogotá. 1994.

Agradecimentos

- Ao Projeto AIMIDEC/DECOSALUD da U.N de Colômbia pelos dos dados e mapas. - À Fundação W.K.Kellogg pela Bolsa de Estudos concedida a um dos autores. (PDR).

Aplicação de "path analysis" à modelagem de determinantes da mortalidade em menores de um ano.

Ana Glória Godoi Vasconcelos¹, Renan M. V. R. Almeida², Flávio F. Nobre²

¹ Escola Nacional de Saúde Pública /FIOCRUZ; ² Programa de Engenharia Biomédica COPPE/UFRJ.
² Programa de Engenharia Biomédica CT/UFRJ - Caixa Postal 68510 Ilha do Fundão 21945-970 Rio de Janeiro/RJ
E-mail: renan@serv.peb.ufjf.br

Resumo - Neste trabalho utilizaram-se técnicas de *path analysis* para descrever as interrelações entre alguns determinantes da mortalidade em menores de um ano. Para estimar os coeficientes, efeitos indiretos e efeitos totais do modelo, utilizou-se o programa LISREL. Os resultados indicam que a área per capita de terra cultivada em cada município possui o maior efeito direto na mortalidade analisada, mesmo controlando-se os efeitos das variáveis de "renda" e "leitos". O maior efeito indireto é exercido pela variável de "alfabetização".

Abstract - In this work path analysis technics were used to describe the interrelations among some mortality determinants in under one year old children. To estimate the model's coefficients, indirect and total effects the software LISREL was used. The results indicate that per capita area of cultivated land has the higher direct effect on the analyzed mortality, even controlling for the confounding effects of the "income" and "beds" variables. The strongest indirect effect was due to the "literacy" variable.

Introdução

A técnica de análise mais comumente empregada em estudos dos determinantes da mortalidade é a regressão multivariada, a qual não fornece informações sobre as interrelações entre as variáveis independentes. A "path analysis"¹ é uma técnica que permite, dado um conjunto de variáveis consideradas determinantes de outra, não só testar associações entre cada um desses determinantes e a variável dependente, mas também associações entre aqueles. Nesse sentido, representa uma melhoria em relação a regressão multivariada, devido a possibilidade de testar hipóteses sobre padrões de efeitos diretos e indiretos entre os indicadores². Neste trabalho é mostrado que a aplicação da técnica de *path analysis* à modelagem dos determinantes da mortalidade em menores de um ano torna possível a análise dessas relações.

Metodologia

Os dados utilizados neste estudo referem-se a 59 municípios do Brasil em 1980. Na seleção dos indicadores utilizados, foram levadas em conta as considerações de pesquisas anteriores com o mesmo banco de dados³. Além disso, uma condição imposta a todos os indicadores foi que apresentassem uma associação, no mínimo, marginalmente significativa ($p < 0,10$) com a taxa de mortalidade em menores de um ano. Esses indicadores encontram-se na Figura 1. A especificação de caminhos no modelo foi realizada com o auxílio de técnicas de correlação parcial. Para isso, calcularam-se as correlações parciais de primeira ordem de cada indicador com a variável dependente, controlando-se o efeito de cada um dos

outros indicadores; e comparou-se o resultado com a correlação de ordem zero. Segundo esse critério, um indicador estaria no caminho causal do outro se essa diferença em valor absoluto for estatisticamente significantes. As diferenças estatisticamente significantes, mas implausíveis sob ponto de vista lógico não foram incluídas no modelo. O método de estimação dos parâmetros foi o da máxima verossimilhança. O modelo foi avaliado e modificado pelos índices de qualidade de ajuste e modificação propostos pela literatura⁴.

Desenvolvimento do modelo

Observando-se os resultados da Tabela 1, têm-se diferenças estatisticamente significantes apresentadas pelos indicadores "alfabetização" e "empregos" quando controlados por "renda", sugerindo que o efeito desses indicadores na "mortalidade" se dá através da "renda". Os resultados também indicam que o efeito do indicador "proporção de pessoas com 8 ou mais anos de estudo" na mortalidade se dá através das variáveis "leitos" e "terra cultivada". Entretanto sendo área per capita de terra cultivada um indicador da estrutura agrário/ rural do município, iremos considerar que as causas que explicam suas variações relacionam-se com a política de desenvolvimento agro-pecuário e estão fora desse estudo. As variáveis "leitos" e "renda", excluídas da Tabela 1, não apresentaram diferenças estatisticamente significantes. O efeito dessas variáveis na mortalidade é suposto se dá diretamente.

A ligação entre proporção de pessoas com 8 ou mais anos de estudo e "renda" foi incluída após a análise de "índices de modificação"⁵.

Discussão e Conclusão

O efeito do nível de alfabetização na mortalidade já é conhecido, e tende a ser indireto e negativo. Neste estudo, foi possível quantificar esse efeito, suposto se dá através de sua capacidade de reduzir a concentração de renda, medida pela proporção da população com renda declarada abaixo de um salário mínimo. Esse é o efeito indireto mais significativo do modelo. Os impactos provocados pelas variáveis *taxa de alfabetização* e *proporção da população com 8 ou mais anos de estudo* na proporção da população com renda declarada abaixo de um salário mínimo são estatisticamente significantes e com sinais inversos, o mesmo acontecendo em relação aos efeitos indiretos desses indicadores na mortalidade em menores de um ano. Possivelmente, taxa de alfabetização representa um indicador indireto do acesso da população à educação, renda e infraestrutura urbana; enquanto a proporção de pessoas com 8 ou mais anos de estudos relaciona-se à proporção de pessoas de maior renda na sociedade³. O efeito direto do indicador de serviço de saúde (*leitos per capita*) na mortalidade em menores de um ano não é estatisticamente significativo, porém essa variável é interveniente do efeito de proporção de pessoas com 8 ou mais anos de estudo, ou seja, uma parte do efeito total (0,26) de proporção de pessoas com 8 ou mais anos de estudo na mortalidade se dá indiretamente através do seu efeito em "leitos".

Alguns trabalhos encontraram associação positiva e estatisticamente significativa de leitos com a mortalidade⁵. Entretanto, no presente estudo, essa associação foi estatisticamente não significativa, provavelmente devido ao efeito de confundimento da concentração de renda, o qual foi levado em consideração no presente estudo através da variável *proporção de pessoas com renda declarada abaixo de 1 salário mínimo*. O sinal positivo para "leitos" provavelmente revela uma tendenciosidade no uso dos leitos, devido a uma maior concentração de renda nos municípios com maior número de leitos per capita. O indicador de área per capita de terra cultivada exerce a influência direta mais dominante na mortalidade em menores de um ano, levando a conclusão de que, mesmo tratando-se de populações predominantes urbanas, o desempenho do setor agrícola se revela como um importante determinante da mortalidade em menores de um ano, devido a maior disponibilização e preços menores dos alimentos em municípios que possuem uma maior área per capita de terra cultivada.

Idealmente, é necessário que se estabeleça a ordem cronológica entre os eventos representados

em um modelo, para chegar-se a conclusões a nível de causalidade. Entretanto, no presente trabalho, importantes associações foram identificadas, particularmente entre taxa de alfabetização, proporção de pessoas com mais de 8 anos de estudo, "renda", leitos per capita e mortalidade em menores de um ano.

Referências

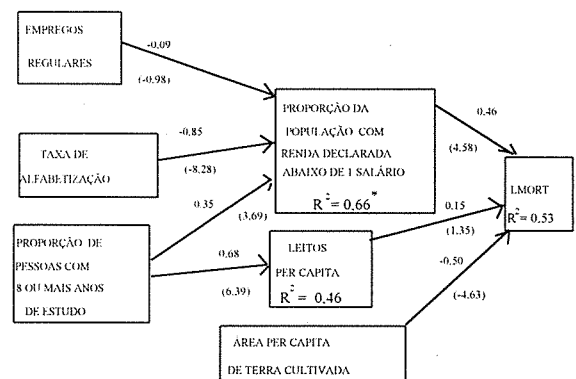
- PEDHAZUR. E.J. *Multiple Regression in Behavioral Research*. New York: Holt, Rinehart and Winston, 1982.
- KLINE. R.B. *Latent Variable Path Analysis in Clinical Research: a Beginner's Tour Guide*. *J. of Clin. Psych.*, v. 47, p. 471-484, 1991.
- ALVES. M.J.M. *Análise Multivariada no Estudo da Dinâmica de Determinantes de Saúde*. PEB/COPPE/UFRJ, 1995. Tese de Mestrado.
- JORESKOB. K.G. SORBOM, D. *LISREL 7*. Scientific Software Inc. 1989.
- VICTORA. C.G.; GRASSI. P.R.; SCHMIDT, A.M. Situação de saúde da criança em área da Região SUI do Brasil, 1980-1992. *Rev. Saúde Pùb.* 28(6): 423-432, 1994.

TABELA 1 - Coeficientes de correlação parcial de primeira ordem e de ordem zero dos indicadores sócio-econômicos com a taxa de mortalidade em menores de 1 ano - 59 municípios do Brasil 1980.

efeito controlado	A taxa de alfabetização	E emprego	T área per capita de terra cultivada	P pessoas com 8 ou mais anos de estudos
A		-.93	-.65	.48
L	-.45	-.32	-.49	.06*
R	-.02**	-.13*	-.60	.29
E	-.27		-.51	.26
T	-.55	-.28		-.05**
P	-.29	-.31	-.19**	
mortalidade	-.35	-.30	-.53	.25

** 2 σ - 3 σ * 1 σ - 2 σ

Figura 1 - modelo de caminhos estimado



coeficiente de determinação do modelo = 87%

LMORT - LOGARITMO DA TAXA DE MORTALIDADE EM MENORES DE UM ANO
os valores acima das setas referem-se as estimativas dos coeficientes de caminho e abaixo das setas são os valores da estatística "t"

*R² - coeficiente de determinação múltiplo

Agradecimentos:

Parte da presente pesquisa foi realizada com recursos CAPES/CNPq, a quem os autores agradecem.

Mapeamento Geográfico de Acidentes de Trânsito Usando Ferramentas de Inferência Bayesiana

Ana Beatriz S. Monteiro¹; Flávio F. Nobre²

¹ Univ. Federal Fluminense & Programa de Eng. Biomédica - COPPE/UFRJ

² Programa de Eng. Biomédica - COPPE/UFRJ

Ilha do Fundão - CT - Bloco H - sala 327 - Rio de Janeiro (RJ) - 21945-970

E-mail: Beatriz@serv.peb.ufrj.br

Resumo - O estudo da variação espacial de taxas de mortalidade, incluindo a escolha do método de estimação (entre clássicos e Bayesianos), foi realizado utilizando dados de mortalidade por acidentes de trânsito em São Paulo, Brasil, entre 1989 e 1993.

Palavras-chave: Mapeamento, Inferência Bayesiana, Vizinhança, Acidentes de Trânsito.

Abstract - The study of the spatial variation of mortality rates, including the choice of the estimation method (within classics and Bayesians), was made using mortality data for traffic accidents of Sao Paulo, Brazil, 1989-1993.

Key Words: Mapping, Bayesian Inference, Neighbourhood, Traffic Accidents.

Introdução

O estudo da variação espacial das taxas de mortalidade de um dado fenômeno é parte fundamental dos estudos epidemiológicos. O mapeamento geográfico destas taxas é ferramenta útil para revelar áreas de alto risco, determinar tendências espaciais (e até temporais), além de possibilitar testar hipóteses referentes às variações encontradas.

A variável a mapear, em geral, é a taxa bruta ou alguma medida de sua significância. Entretanto, tais medidas podem representar erroneamente a distribuição espacial da mortalidade, principalmente quando o tamanho populacional de uma região é relativamente pequeno. Tal problema é abordado, por exemplo, em Clayton e Kaldor¹ e Marshall², que citam a instabilidade de tais medidas nestes casos.

Várias propostas de estimadores alternativos vêm sendo apresentadas para minimizar tais efeitos. Entre elas, existem propostas baseadas em Inferência Bayesiana ou a incorporação da informação das regiões adjacentes. A utilização de tais estimadores tem como produto final um mapa suavizado da mortalidade daquela região.

O objetivo deste trabalho é apresentar uma comparação entre alguns estimadores Bayesianos e clássicos para o mapeamento da mortalidade por acidente de trânsito.

Modelos Bayesianos

Dentro do contexto da Inferência Bayesiana, tanto o número de óbitos quanto a taxa de mortalidade esperada são consideradas variáveis aleatórias. Utilizando-se uma análise conjugada, assume-se uma verossimilhança Poisson para a primeira e uma distribuição a priori Gama para a segunda. A distri-

buição a posteriori (revisada) será também uma Gama e fornecerá informações tanto pontuais quanto intervalares para a taxa de mortalidade esperada para cada sub-região.

Entre as metodologias Bayesianas mais comumente utilizadas pode-se mencionar: a corrente *Empirical Bayes* (que estima os parâmetros da priori a partir dos dados observados), como mostrado em Clayton e Kaldor¹ e Marshall³; e a corrente *Full Bayes* usada quando a priori é completamente especificada, seja através de dados históricos (anteriores à observação atual) ou através da incorporação da opinião de especialistas. No primeiro caso, pode-se estimar os parâmetros da priori tanto maximizando a verossimilhança marginal (MVM), quanto utilizando o Método dos Momentos. Uma descrição mais detalhada pode ser obtida em Marshall³.

Os modelos Bayesianos podem ser classificados como *locais* ou *globais*. Quando a distribuição espacial das taxas é heterogênea, principalmente onde existem zonas específicas de influência para cada área, modelos locais são mais adequados. Caso contrário, modelos globais, para os quais se assume uma priori comum para todas as áreas, são utilizados. A definição de vizinhança, essencial no primeiro caso, pode não estar diretamente vinculada a fronteiras políticas.

Neste trabalho, apenas modelos globais de *Empirical Bayes* serão utilizados e serão comparados em termos de sua dispersão e correspondente variação ao padrão espacial definido pelas taxas brutas.

Metodologia

O banco de dados utilizado para esta aplicação é formado por 570 municípios para os quais

estavam disponíveis o nome, código IBGE, latitude e longitude (em fração de grau) da sede municipal, população municipal fornecida pelo censo de 1991 e número de óbitos por acidentes de trânsito entre 1989 e 1993 (códigos 810 a 819).

Foi realizada uma análise exploratória simples sobre as variáveis de interesse (população, óbitos e taxas brutas) para análise preliminar de sua dispersão.

O pacote MATLAB e sua linguagem de programação foram utilizados para o desenvolvimento dos programas de estimação e para o mapeamento dos resultados produzidos.

Resultados

A análise exploratória realizada sobre os dados revelou o município de São Paulo (Capital) como valor discrepante tanto em termos de óbitos quanto de tamanho populacional, mas não sendo considerado discrepante em termos de taxa observada.

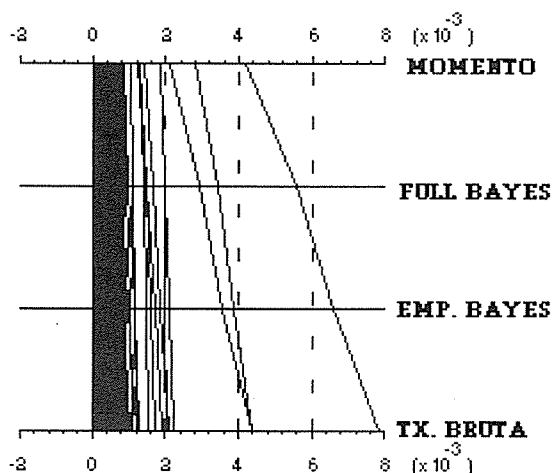
A análise das taxas brutas de mortalidade (em 100.000 habitantes) para os municípios com pelo menos um óbito revelou uma grande variação e uma grande assimetria à direita. Foi ainda notada a presença de municípios cuja densidade populacional contribuía significativamente para a elevação dos valores correspondentes às taxas brutas de mortalidade.

No caso dos estimadores globais de *Empirical Bayes*, os parâmetros para a priori (estimados dos dados) se encontram na tabela abaixo.

Modelo	α_0	$\beta_0 (x 10^3)$	$\alpha_0/\beta_0 (x 10^{-3})$
MVM	0.167	2.91	5.739
Momentos	1.775	22.31	7.956

Para a comparação dos diversos métodos de estimação e identificação de pontos com alta mortalidade, é apresentado o gráfico de dispersão em paralelo das taxas brutas observadas e dos estimadores Bayesianos globais.

DISPERSÃO DOS ESTIMADORES



Conclusões e Discussão

Os resultados referentes aos modelos globais mostram um maior valor esperado para a taxa de mortalidade por acidentes de trânsito com a utilização do método dos momentos. A figura acima demonstra o decréscimo na dispersão das taxas estimadas em comparação com a taxa bruta, permitindo uma estabilização da mortalidade principalmente em áreas com populações pequenas e com valores relativamente altos de mortalidade. Os mapas correspondente aos estimadores utilizados também estão disponíveis.

Referências

- CLAYTON, D.G. e KALDOR, J. (1987) - Empirical Bayes estimates of age-standardized relative risks for use in disease mapping - *Biometrics*, 43, September, pp 671 - 681.
- MARSHALL, R.J. (1991) - A Review of Methods for the Statistical Analysis of Spatial Patterns of Disease - *Journal of Royal Statistical Society*, 154, III, pp 421 - 441.
- MARSHALL R.J. (1991) - Mapping Disease and Mortality Rate Using Empirical Bayes Estimators - *Statistics in Medicine*, 40, N. 2, pp 283 - 294.

Descrição compartimentalizada das dinâmicas iônicas intra e extracelulares de tecidos neuronais

Antônio-Carlos G. de Almeida¹; Vera M. Fernandes-Lima²; Wolfgang Hanke³

¹Laboratório de Neurociência Experimental e Computacional "Dr. Aristides A. P. Leão" - DEPEB/ FUNREI
Pr. Dom Helvécio, 74 - 36.300-000 - São João del-Rei (MG)

²Depto de Engenharia Biomédica - FEE/UNICAMP

³Institut für Zoophysilogie - Universität Hohenheim - Alemanha

Resumo - Em geral, a modelagem realística de sistemas neuronais considera os circuitos elétricos análogos aos mecanismos de geração de correntes elétricas, potenciais e campos elétricos, não considerando os de difusão e eletrodifusão. Entretanto, na simulação de fenômenos que envolvem grandes fluxos iônicos, tais como o fenômeno da Depressão Alastrante de Leão, onde esses mecanismos são comprovadamente essenciais, faz-se necessária a descrição das dinâmicas iônicas envolvidas. Com esse objetivo, este trabalho apresenta o desenvolvimento de uma representação compartimentalizada para as dinâmicas intra e extracelulares em tecidos neuronais, a qual pode ser verificada como representativa de um modelo analítico, de onde leis básicas, tais como a lei de Fick e a equação de Nerst, podem ser deduzidas.

Abstract - The realistic modeling of neuronal systems involves electrical circuits analogues of mechanisms of generation of electrical currents, potentials and electrical fields without considering diffusion and electrodiffusion. However, when simulating phenomena that involve big ionic fluxes, as happen in Leão's Spreading Depression, where those mechanisms are essential, it is necessary to describe the ionic dynamics. This is the aim of this work, which proposes the development of a compartmental representation for intra and extra-cellular dynamics in the neuronal tissues. It is possible to verify this representation as a compartmentalization of an analytical model. To prove that it is coherent with the biophysical processes inherent to neuronal tissues, we show that basic laws, such as Fick's law and Nerst's equation can be deduced from it.

Introdução

A simulação de um sistema nervoso nas condições de um determinado fenômeno compreende dois procedimentos que devem ser considerados a partir de informações experimentais: primeiro, a identificação dos processos relevantes; segundo, o nível de detalhamento em que deverão ser representados. No caso de fenômenos que envolvem consideráveis fluxos iônicos, como o grande aumento da concentração extracelular de potássio durante a depressão alastrante de Leão¹, é necessário considerar a difusão e a eletrodifusão iônicas. Dessa forma, o modelo deve ser capaz de representar as variações espaço-temporais de concentrações iônicas intra e extracelulares (glia e terminais dendríticos) de potássio, bem como sódio, cálcio e cloro, cujas dinâmicas estão mutuamente acopladas, bem como são moduladas pelos processos em nível sináptico, responsáveis pela propagação da onda². Estes processos envolvem populações neuronais em larga-escala cuja simulação realística é recomendável através da modelagem compartimentalizada. Assim, os fenômenos de difusão e eletrodifusão iônicas deverão também ser representados segundo a metodologia de compartimentalização.

Neste trabalho propõe-se um modelo compartimentalizado, para as difusão e eletrodifusão, adequado à representação desses

processo em espaços intra e extracelulares de tecidos neuronais.

Metodologia

Sem perda de generalidade, a compartimentalização de um espaço (intra ou extracelular) será aqui desenvolvida em duas dimensões. Compartimentos vizinhos são comunicantes segundo fluxos cujas modulações expressarão características do meio tais como: tortuosidade (λ) e fração de volume (α)³. Considere-se o diagrama da figura 1, onde os compartimentos, de volume constante, são representados por paralelepípedos justapostos, onde $c(x_i, y_j, t)$ é a concentração de um determinado íon no compartimento de coordenadas centrais (x_i, y_j) , no instante t . A representação do mecanismo de difusão satisfaz o seguinte princípio: a variação temporal da concentração, $\Delta c(x_i, y_j, t)$, no compartimento central é a soma das contribuições de cada compartimento vizinho. Estas são proporcionais, segundo uma constante de proporcionalidade k , à diferença de concentração (gradiente de concentração) entre os dois compartimentos. Ou seja,

$$\Delta c(x_i, y_j, t) = k[4c(x_i, y_j, t) - c(x_{i+1}, y_j, t) - c(x_{i-1}, y_j, t) - c(x_i, y_{j+1}, t) - c(x_i, y_{j-1}, t)],$$

sendo o cálculo da concentração em $(x_i, y_j, t+\Delta t)$ dado por

$$c(x_i, y_j, t+\Delta t) = c(x_i, y_j, t) - \Delta c(x_i, y_j, t).$$

Com esta equação pode-se simular a difusão da um dado íon, segundo as coordenadas espaço-temporais (x,y,t).

Na simulação da eletrodifusão, consideram-se, figura 1, os potenciais $V(x_i,y_j,t)$, nos respectivos compartimentos de coordenadas centrais (x_i,y_j) , no instante t. Se apenas o efeito do campo elétrico é considerado como gerador da movimentação iônica, os íons irão migrar segundo as equações desenvolvidas por Kohlraush e outros⁴. Resultando que a densidade de corrente, I, sendo

$$I = -z^2 F u c(x,y,t) \vec{\nabla} V \circ \vec{n},$$

onde V é potencial do compartimento, z a valência iônica, F a constante de Faraday, u a mobilidade, c a concentração e \vec{n} o vetor unitário da direção do fluxo iônico. Por conseguinte, de acordo com figura 1, verifica-se que

$$\Delta c(x_i,y_j,t) = \frac{I_1 \Delta t}{zF \Delta x} + \frac{I_2 \Delta t}{zF \Delta y} + \frac{I_3 \Delta t}{zF \Delta x} + \frac{I_4 \Delta t}{zF \Delta y}$$

Das equações [3] e [4], deduz-se

$$\begin{aligned} c(x_i,y_j,t+\Delta t) &= c(x_i,y_j,t) + zuc(x_{i+1},y_j,t) \\ &[V(x_{i+1},y_j,t) - V(x_i,y_j,t)] \Delta t / (\Delta x)^2 - \\ &- zuc(x_i,y_j,t) [V(x_i,y_j,t) - V(x_{i-1},y_j,t)] \\ &\Delta t / (\Delta x)^2 + zuc(x_i,y_{j+1},t) [V(x_i,y_{j+1},t) - \\ &V(x_i,y_j,t)] \Delta t / (\Delta y)^2 - \\ &- zuc(x_i,y_j,t) [V(x_i,y_j,t) - V(x_i,y_{j-1},t)] \Delta t / (\Delta y)^2 \end{aligned}$$

A implementação simultânea das equações [1] e [2] juntamente com [5] resulta em um modelo compartimentalizado para as difusão e eletrodifusão, que consiste, respectivamente, em considerar a ação simultânea do gradiente de concentração e do campo elétrico.

Resultados

Visando comprovar a adequação dos modelos compartimentalizados desenvolvidos, esses foram extrapolados de um domínio discreto para o contínuo, fornecendo modelos analíticos que podem ser analisados quanto à consistência com as descrições básicas da físico-química de soluções eletrolíticas.

Difusão: Se para as equações [1] e [2], calcula-se o limite para $(\Delta x, \Delta y, \Delta t) \rightarrow (0,0,0)$, deduz-se que, assumindo $\Delta x = \Delta y$ e

$$k = \frac{\Theta \Delta t}{\Delta x^2}$$

tem-se

$$\frac{\partial c}{\partial t} = \Theta \nabla^2 c,$$

que é exatamente a lei de Fick para difusão.

Eletrodifusão: Da mesma forma que anteriormente, o limite de [5] para $(\Delta x, \Delta y, \Delta t) \rightarrow (0,0,0)$ leva a

$$\frac{\partial c}{\partial t} = zu \nabla c \circ \nabla V + zu \nabla^2 V.$$

Difusão e Eletrodifusão

Incorporando-se [7] e [8], simultaneamente, num mesmo modelo, é imediato que

$$\frac{\partial c}{\partial t} = \Theta \nabla^2 c + zu \nabla c \circ \nabla V + zu \nabla^2 V.$$

Como $\Theta = D / \lambda^2$, de acordo com Gardner-Medwin⁵, e $u = FD/RT\lambda^2$, onde R é a constante dos gases e T a temperatura absoluta, então:

$$\frac{\partial c}{\partial t} = \frac{D}{\lambda^2} \nabla^2 c + \frac{zFD}{RT\lambda^2} \nabla c \circ \nabla V + \frac{zFD}{RT\lambda^2} \nabla^2 V$$

Esta equação é o modelo analítico para a [3] distribuição de concentração iônica em um tecido neuronal.

Se em [10] admite-se a condição em que não há variação de concentração, ou seja, há o equilíbrio iônico, então, desenvolvendo a equação para apenas uma dimensão, resulta [4]

$$\ln c = - \frac{zF}{RT} V,$$

que identifica-se com a equação de Nerst para o potencial de equilíbrio iônico. [5]

Discussão e Conclusões

Os resultados apresentados comprovam claramente a consistência da descrição compartimentalizada. A derivação da equação [7], lei de Fick, a partir de [1] e [2], comprova que o mecanismo básico previsto no modelo compartimentalizado para difusão descreve adequadamente o processo de difusão quanto da ausência de campo elétrico no meio. A equação [9], derivada da descrição compartimentalizada para difusão e eletrodifusão, quando na condição equilíbrio, ou seja, sem variação da concentração iônica nos compartimentos, resultou no equação de Nerst. Esses fatos reforçam a adequação da descrição compartimentalizada apresentada, para a simulação da dinâmica iônica intra e extracelulares de tecidos neuronais.

Referências

- ¹ LEÃO, A.A.P. Spreading depression of activity in the cerebral cortex. *J. Neurophysiol.*, v. 7, p.359-390, 1944.
- ² FERNANDES DE LIMA, V.M; SELLER, D.; TEGTMEIER, F.; HANKE, W.; SCHLUE, W.R. Self-sustained spreading depressions in the chicken retina and short-term neuronal-glia interactions within the gray matter neuropil. *Brain Research.*, v. 614, p. 45-51, 1993. [6]
- ³ NICHOLSON, C. Volume transmission and the propagation of spreading depression. ; *Migraine: Basic Mechanisms and Treatment.*; editado por Lehmenküler et alii; Urban & Schwarzenberg, p. 293-308, 1993. [7]
- ⁴ BERTIL, H. Elementary properties of ions in solution. *Ionic channels of excitable membranes*; Sinauer Associates inc.; USA; p. 151-180, 1984
- ⁵ GARDNER-MEDWIN, A.R. Analysis of potassium dynamics in mammalian brain tissue; *J. Physiol.*, v. 355, p. 393-426, 1983 [8]

Modelagem de correntes iônicas de células neuronais em cultura

Mário Antonio Duarte¹; Antônio-Carlos Guimarães de Almeida¹; Vera M. Fernandes-Lima²

¹Laboratório de Neurociência Experimental e Computacional "Dr. Aristides A. P. Leão" - DEPEB/ FUNREI
Praça Dom Helvécio, 74 - São João del-Rei - MG. CEP. 36300-000

²Departamento de Engenharia Biomédica - UNICAMP

Resumo - A modelagem da atividade elétrica de células neuronais é de grande interesse para o estudo do comportamento de redes neuronais biológicas. Neste estudo apresenta-se a modelagem de correntes iônicas de células neuronais que são indispensáveis ao estudo de potenciais de ação e respostas sinápticas.

Abstract - The modeling of neurons in culture is of great relevance in the study of behavior of neuronal networks. This work presents the neurons ionic currents modeling, which are indispensable to models of action potentials and synaptic responses.

Introdução

A modelagem de correntes iônicas dependentes de voltagem exige modelos com número elevado de parâmetros. A não linearidade das equações desses modelos torna muito complexa a tarefa de ajuste desses parâmetros. A partir de experimentos realizados por Stewart & cols¹, apresentam-se os resultados dos ajustes dos parâmetros do modelo para condutância de Hodgkin & Huxley², (HH), segundo método que envolve a otimização de ajustes iterativos em direções ótimas.

Metodologia

Para a investigação de diferentes células, Hille³ sugere a repetição do procedimento adotado por HH, qual seja: desenvolver a técnica de *voltage-clamp* para células novas, separar correntes, desenvolver modelos e prever respostas. HH definem as equações [1] e [2] como representativas da dinâmica da condutância de Na⁺. Observa-se que as dinâmicas das correntes de Na⁺, K⁺ e Ca²⁺, segundo experimentos com células gigantes de sanguessugas de Stewart & cols¹, seguem o modelo de condutância proposto por HH. Os parâmetros K₁ a K₁₄, presentes nas definições de α_m , β_m , α_h e β_h e g_{ion} , equações [3] a [7], devem ser determinados de modo a representar os resultados de Stewart & cols¹. O procedimento consiste em calcular a função erro quadrático, $f(k_1, \dots, k_{14})$, e minimizá-la através de ajustes, orientados pelo vetor gradiente, dos parâmetros k_1 a k_{14} . A equação [8] apresenta a forma geral do cálculo do vetor gradiente já orientado para a direção do valor mínimo. A equação [9] mostra a expressão que

determina a função erro, entre as correntes simulada e experimental, de um determinado íon. Se \bar{u} é o simétrico do vetor gradiente de f , $-\nabla f$, então ajustes segundo a orientação de \bar{u} resultarão na otimização progressiva dos parâmetros.

$$\frac{dm}{dt} = \alpha_m \cdot (1 - m) - \beta_m \cdot m \quad [1]$$

$$\frac{dh}{dt} = \alpha_h \cdot (1 - h) - \beta_h \cdot h \quad [2]$$

$$\alpha_m = \frac{K_1(V + K_2)}{\text{Exp}\left(\frac{V + K_3}{K_4}\right) - K_5} \quad [3]$$

$$\beta_m = K_6 \cdot \text{Exp}\left(\frac{V}{K_7}\right) \quad [4]$$

$$\alpha_h = K_8 \cdot \text{Exp}\left(\frac{V}{K_9}\right) \quad [5]$$

$$\beta_h = \frac{K_{10}}{\text{Exp}\left(\frac{V + K_{11}}{K_{12}}\right) - K_{13}} \quad [6]$$

$$g_{ion} = m^3 \cdot h \cdot K_{14} \quad [7]$$

$$\nabla f = - \left(\frac{\partial f}{\partial k_1} \bar{k}_1 + \frac{\partial f}{\partial k_2} \bar{k}_2 + \dots + \frac{\partial f}{\partial k_{14}} \bar{k}_{14} \right) \quad [8]$$

$$\text{Erro} = \sum_i \left[I_{\text{sim}}(t_i) - I_{\text{exp}}(t_i) \right]^2 \quad [9]$$

Dado um conjunto de parâmetros iniciais, K₁ a K₁₄, obtém-se a função que descreve a dinâmica de uma corrente iônica. Para um determinado íon, amostram-se alguns pontos da

curva experimental, t_i , e calcula-se o erro quadrático para esse conjunto de pontos. Ao se aplicar o vetor gradiente à função erro, obtém-se, para cada íon, um conjunto final de parâmetros otimizados com erro mínimo.

Resultados

As figuras 1 a 4 apresentam os resultados de simulação utilizando os conjuntos de parâmetros otimizados pelo gradiente. As simulações correspondem às mesmas condições dos experimentos de Stewart & cols¹. Os dados amostrados estão representados pelos quadrados.

As figuras 1 e 2 mostram as correntes dos íons Na e K. Essas correntes foram obtidas para uma determinada tensão clampeada em uma célula P. A figura 3 mostra a corrente de Ca para três despolarizações. A figura 4 apresenta a dependência do tempo de ativação com o potencial para dados experimentais e de simulação.

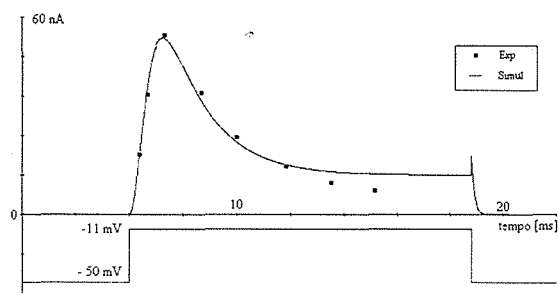


Fig. 1 - Corrente de Sódio em uma célula P.

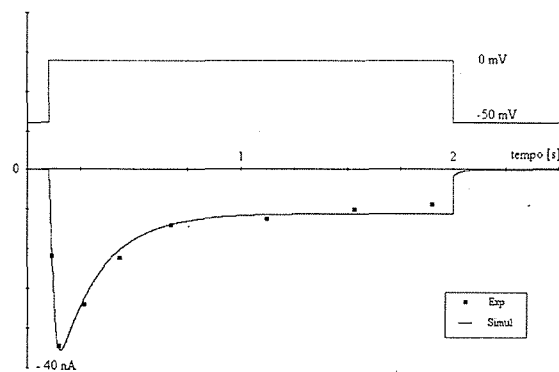


Fig. 2 - Corrente de Potássio em uma célula P.

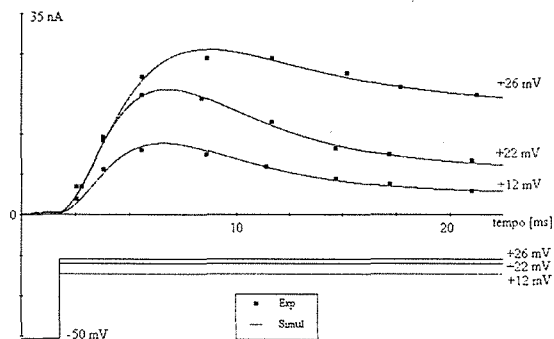


Fig. 3 - Correntes de Cálcio em uma célula P.

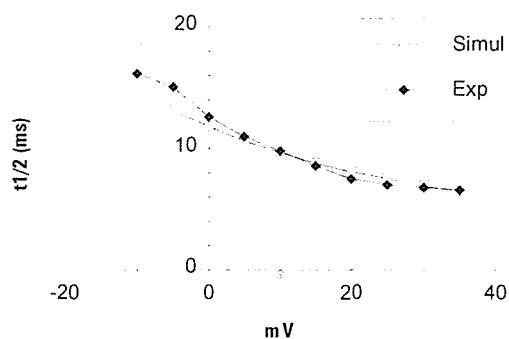


Fig. 4 - Tempo de ativação da corrente de cálcio.

Discussão e Conclusões

O procedimento adotado nesse trabalho mostra ser ferramenta indispensável à modelagem realística de redes neuronais. A comparação entre os resultados experimentais e simulações mostra a perfeita adequação dos modelos obtidos. Os erros relativos calculados para os parâmetros ótimos atingiram o máximo de 12%.

Referências

- STEWART, R. R.; NICHOLLS, J. G.; ADAMS, W. B., Na⁺, K⁺ and Ca²⁺ currents in identified leech neurones in culture. *J. Exp. Biol.*, 141, 1-20, 1989.
- HODGKIN, A. L.; HUXLEY, A. F., A Quantitative description of membrane current and its application to conduction and excitation in nerve. *J. Physiol.*, 116, 449-566, 1952.
- HILLE, B. Elementary properties of ions in solution. *Ionic channels of excitable membranes*; Sinauer Associates inc.; USA; p. 58-75, 1984

Modelo linear-por-partes da membrana da célula pancreática β

Ruy Barboza

Departamento de Engenharia Elétrica - EESC/USP
Av. Dr. Carlos Botelho, 1465 - 13560-250 - São Carlos, SP
E-mail: rbarboza@bruspsce.bitnet

Resumo - Um sistema de três equações diferenciais contendo apenas relações lineares e funções lineares-por-partes é apresentado como modelo para descrever o comportamento oscilatório das células β do pâncreas. As equações foram obtidas através de simplificação sistemática do modelo mais rigoroso de Chay.

Abstract - A system of three differential equations composed of only linear and piecewise linear functions is presented to describe the oscillatory behavior of the pancreatic β -cells. The equations were obtained by means of a systematic simplification of the more rigorous model of Chay.

Introdução

Células geradoras de *burstings* de impulsos, como o neurônio R15 do gânglio abdominal do *Aplysia* e a célula pancreática β , responsável pela secreção de insulina, têm sido objetos de extensa pesquisa de muitos autores, dentre os quais destacamos Plant¹ e Chay². Esses autores desenvolveram modelos de equações diferenciais de cinco variáveis para desvendar o papel de substâncias como cálcio e glicose no comportamento das membranas excitáveis. Tais modelos, constituídos de funções complicadas, são difíceis de analisar mesmo quando se consideram algumas versões posteriores na forma de modelos reduzidos. Neste trabalho nos atemos ao modelo de Chay e propomos uma nova versão que pretendemos mais avançada no sentido de máxima simplificação, já que as não-linearidades são dadas por funções lineares-por-partes e os termos contendo produtos ou quocientes de variáveis são substituídos por termos lineares. Além de buscar facilitar o entendimento intuitivo do modelo de Chay, visamos também, com este tipo de modelagem, estabelecer um circuito elétrico equivalente

suficientemente simples e adequado à implementação física.

Metodologia

Sendo uma pesquisa em andamento, o trabalho aqui apresentado insere-se na primeira parte de um projeto dividido em várias etapas. Trata-se inicialmente de viabilizar conceitualmente o modelo simplificado que estamos propondo, mediante ajuste dos parâmetros de modo a estabelecer o nível de fidelidade para com o modelo matriz original. As outras etapas compreenderão reelaboração e extensão de alguns estudos analíticos existentes na literatura, agora sob a perspectiva da linearidade-por-partes e da possibilidade de obter algumas soluções em forma fechada, e finalmente a experimentação com circuitos eletrônicos análogos do modelo.

Para estabelecer as novas equações o método utilizado foi baseado no procedimento de FitzHugh³ no tratamento das equações de Hodgkin-Huxley do axônio do nervo. Como as equações de Chay são mais complexas, as substituições de variáveis e a consequente *deformação* das equações originais foram realizadas de modo cauteloso, através de intensa

comparação das soluções numéricas das equações originais com as do modelo proposto. Mantivemos, assim, um controle quantitativo das aproximações, no sentido de monitorar e procurar corrigir as divergências entre as soluções exata e aproximada. Chegamos, assim, finalmente, ao seguinte equacionamento:

$$\dot{x} = \mu (f(x) - y - z) \quad (1)$$

$$\dot{y} = \frac{1}{\mu} (g(x) - y) \quad (2)$$

$$\dot{z} = \frac{a}{\mu} (bh(x) - cz) \quad (3)$$

onde x , y e z são variáveis normalizadas, adimensionais, que correspondem, respectivamente, à voltagem da membrana, à ação do potássio e à ação do cálcio. As formas gráficas das funções $f(x)$, $g(x)$ e $h(x)$ estão mostradas na Fig. 1.

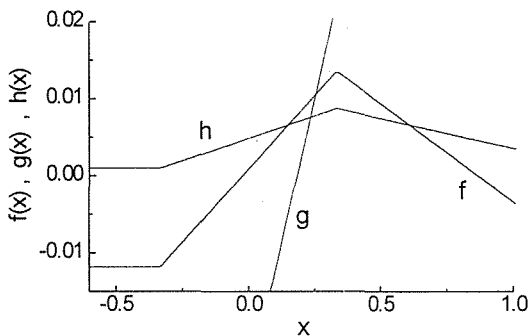


Fig. 1 - As funções $f(x)$, $g(x)$ e $h(x)$ (adimensionais).

Resultados

Experimentalmente, e no modelo de Chay, o desempenho do sistema na geração de impulsos é estabelecido principalmente pela quantidade de glicose, que por sua vez controla a concentração de cálcio. Em certos níveis de concentração a célula produz *bursts* e em níveis suficientemente altos ocorre a produção de impulsos regulares ou batimento. Na transição entre esses estados o sistema comporta-se de modo irregular. Nas equações (1)-(3) o parâmetro correspondente que estabelece

esse controle é b . Na Fig. 2 apresentamos quatro soluções numéricas, qualitativamente semelhantes às do modelo original, mostrando *bursts* e trens contínuos de impulsos caóticos e regulares.

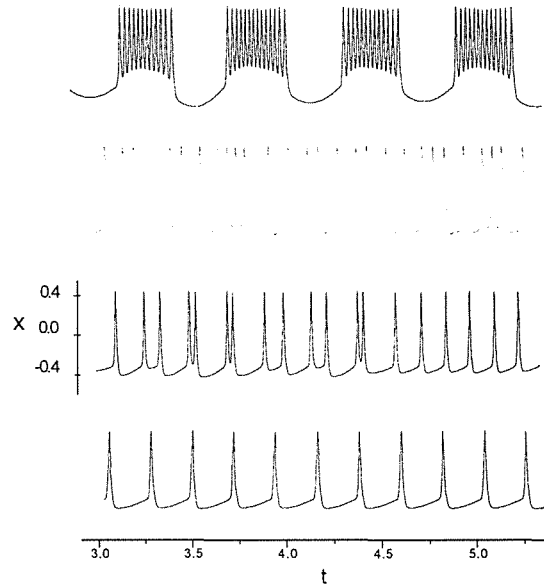


Fig. 2 - Soluções do sistema (1)-(3), sob variação do parâmetro b (x e t adimensionais).

Conclusão

Resultados complexos como os da Fig. 2 indicam que o sistema proposto é, pela sua forma simples, bastante interessante do ponto de vista puramente matemático. Entretanto, esperamos que o fato de existir uma correspondência entre as equações (1)-(3) e o modelo de Chay torne-o interessante também em biologia, na medida em que ajude a entender mais facilmente o funcionamento das células geradoras de *burstings*.

Referências

- ¹ PLANT, R. E. Bifurcation and resonance in a model of bursting nerve cells. *J. Math. Biol.* v. 11, p. 15-32, 1981.
- ² CHAY, T. R. Electrical burstings and intracellular Ca^{2+} oscillations in excitable cell models. *Biol. Cybern.*, v. 63, p. 15-23, 1990.
- ³ FITZHUGH, R. Impulses and physiological states in theoretical models of nerve membranes. *Biophysical J.*, v. 1, p. 445-466, 1961.

Modelo Numérico para Detecção de Tumores

Marcos Telló¹, Guilherme A. D. Dias¹, Sérgio L. Haffner¹

¹GCEM - Grupo de Compatibilidade EletroMagnética - PUCRS/EPO/DEL
Av. Ipiranga. 6681 - Prédio 30 - Sala 221
90619-900 - Porto Alegre - RS

Fone: (051) 339-1511 / 3294 - Fax: (051) 339-1060

Resumo - A intenção deste trabalho é a de sugerir um modelo numérico para a detecção de tumores em regiões do corpo humano. Assim, empregando a técnica dos dois eletrodos (TDE) na região em teste (RET), indica-se o Método dos Elementos Finitos (MEF), associado com um método probabilístico, para prever o espalhamento dos potenciais elétrico medidos (calculados). Muitos eventos aleatórios afetam os potenciais e, devido a isto, o resultado do método numérico empregado (diagnóstico) caracteriza a probabilidade de detecção do tumor no ser humano.

Abstract - The purpose of this paper is to suggest a numerical model to detect tumor in human body regions. Using the Two-Electrode Technique (TET) in the region under test (RUT) the Finite Element Method (FEM) associated with a Probabilistic Method is indicated to predict the spread of the measured (calculated) potentials. Many random events affect the potential spread and because of that the result of the numerical model (diagnostic) characterize a probability of detection of tumor in human organism.

Introdução

A curabilidade de um tumor (câncer) está relacionada com a sua detecção em um estágio prematuro de desenvolvimento. Assim, é desejável detectar o tumor antes que ocorra a sua disseminação à distância (metastatização). Quer-se, portanto, determinar a *probabilidade* de estar havendo mudanças a nível molecular no organismo humano. É importante comentar que não é conhecido, completamente, o instante em que o equilíbrio entre o processo de mitose e diferenciação celular é rompido. Ou seja, deseja-se relacionar o fenômeno *microscópico* do processo anômalo de reprodução celular, com o fenômeno *macroscópico* de detectar-se o tumor. A relação entre os fenômenos *microscópicos* e *macroscópicos* é feita através de uma abordagem *probabilística*. A questão que surge é: Como fazê-lo?

Metodologia

Sugere-se o *Método dos Dois Eletrodos (MDE)* para realizar as medições da variável de interesse na *Região em Teste (RET)*. Assim, a RET é a região do ser humano que está sendo avaliada e o MDE é o método de medição, que vai fornecer os parâmetros que permitirão detectar a existência, ou não, de tumor. Na Figura 1 está representado, de forma pictográfica, a RET e o MDE.

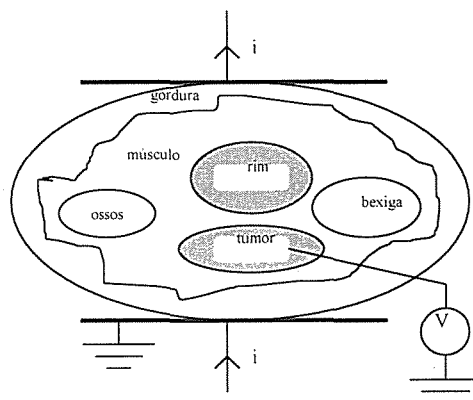


Fig. 1.- Pictografia : RET e MDE.

A condutividade σ e a permissividade ϵ de tecidos cancerosos e de tecidos normais só é possível ser diferenciada com frequências da ordem de 100 MHz¹. Isto posto, injeta-se, através de eletrodos, uma densidade de corrente J , com pulsação ω , compatível com a frequência indicada. Ainda, medem-se os potenciais, em vários pontos, na superfície da região de interesse.

A abordagem probabilística², para detectar a existência de tumor, é feita utilizando-se o Método de Elementos Finitos (MEF) associado ao Método de Monte Carlo (MMC). Assim, reproduz-se o modelo da RET dividindo-o em pequenos elementos. Concebido o modelo, usa-se o MMC para gerar perturbações aleatórias nos parâmetros que podem contribuir para afetar os potenciais medidos. Os parâmetros que sofrem perturbação são: (a) dimensão do tumor, (b) localização do tumor, (c) condutividade dos tecidos, (d) permissividade dos tecidos e (e) as várias posições dos eletrodos de corrente na RET. No modelo

numérico proposto, duas situações devem ser simuladas e seus resultados comparados : ser humano com e sem tumor. O MMC é utilizado para gerar uma função densidade de probabilidade (fdp) de ocorrência dos eventos aleatórios (parâmetros (a) - (e)). Cada evento (cenário) gerado pelo MMC é incorporado ao modelo da RET e, então, é aplicado o MEF para determinar-se os valores de potenciais resultantes na RET. Quando, para um determinado cenário, os potenciais calculados através do MEF forem próximos aos potenciais medidos, saber-se-á a probabilidade de o paciente ter, ou não, câncer. A Figura 2 apresenta as fdp do valor de pico dos potenciais na ausência de tumor e com tumor presente no ser humano.

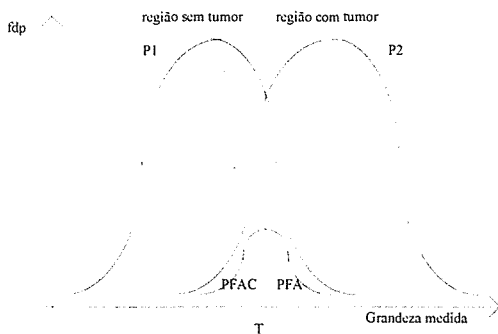


Fig. 2 - As fdp do valor dos potenciais

Na Figura 2, P1 indica a fdp do valor de pico dos potenciais na ausência de tumor e P2 em presença de tumor. Parâmetros de interesse como a probabilidade de detecção (PD), probabilidade de alarme falso (PAF) e probabilidade de falsa aceitação (PFAC) podem ser calculadas pela seleção de um "valor limite", T, como indicado na Figura 2. Finalmente, na Figura 3, tem-se uma visão da metodologia que está sendo proposta.

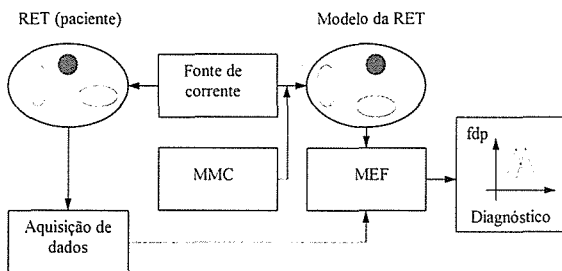


Fig.3 - Metodologia Proposta

Equacionamento

A equação que rege o fenômeno é:

$$\nabla x(\nabla x E) - k^2 E = 0 \text{ com } \nabla \cdot E = 0$$

onde:

$$k^2 = f(\omega, \sigma, \epsilon, \mu)$$

Conclusões

Este trabalho descreveu os primeiros estágios da detecção de tumores usando-se a técnica dos dois eletrodos. O modelo numérico proposto é útil na compreensão da influência dos vários fatores que afetam a detecção de um tumor no ser humano. O emprego do MEF-3D em conjugação com um Método Probabilístico permite avaliar a probabilidade de detecção de tumores nas regiões do corpo humano.

Referências

- ¹ Osama A. Mohammed and Fuat G. Üler, *Detailed 2-D and 3-D Finite Element Modeling of the Human Body for the Evolution of Defibrillation Fields*, IEEE Trans. on Magn, vol. 29, no. 2, pp. 1403-1406, March 1993.
- ² S.N. Rajesh, L. Upda and S.S. Upda, *Numerical Model Based Approach for Estimating Probability of Detection in NDE Applications*, IEEE Trans. on Magn. , vol 29, no. 2, pp.1857-1860, March 1993.

21.

REGISTRO CLÍNICO
INFORMATIZADO

Teste da caminhada da milha - Informatização

Adilson André Martins Monte¹ e Renato Garcia².

¹ Engenheiro Eletricista, Universidade Federal de Santa Catarina (UFSC).

² Professor. Grupo de Pesquisas em Engenharia Biomédica (GPEB). UFSC.

Resumo --Este trabalho propõe o projeto e a implementação da informatização de testes de esforço físico em esteira ergométrica. O sistema computacional desenvolvido, dentro das suas características, monitora qualquer teste físico em esteira ergométrica. O teste da caminhada da milha devido a sua popularidade, praticidade e aplicabilidade, foi o implementado. Além da monitoração em tempo real, tratamento e avaliação dos resultados, o projeto propõe um programa de condicionamento físico de 20 semanas. O sistema processa em tempo real a frequência cardíaca do praticante e a velocidade da esteira ergométrica. Estes sinais são captados, tratados e transmitidos à interface serial de um microcomputador IBM-PC compatível, para posteriormente, serem processados pelo *software* do projeto. O sistema pode ser adaptado a qualquer tipo de esteira sem alteração do seu funcionamento. Os resultados mostraram que os métodos aplicados são convenientes para a presente aplicação apresentando um baixo custo de implementação.

Abstract -- The purpose of this work is the project and implementation of an automatic system comprised of specific hardware and software for physical fitness tests in treadmill. Among the main characteristics of the system are: the online monitoring the heart rate as well the treadmill speed for physical fitness walking test and Cooper test. Besides the online measuring, the system process the data produced in order to analyze and evaluate the physical condition of the subject. As another important feature is the program of physical conditioning for 20 weeks. The hardware acquires the heart rate signal and treadmill speed and sends these signals to an IBM-PC compatible which process the data to generate online reports. The system may be adapted to any kind of treadmill without changing the functioning components. Results showed the methods applied suitable for the application with low cost implementation.

Introdução

A urbanização e a industrialização dos últimos tempos trouxeram grandes benefícios para a humanidade, porém, também causaram problemas sérios em alguns setores, dentre os quais destaca-se o problema da inatividade física nos grandes centros urbanos.

Doenças cardiovasculares são responsáveis por quase metade da morbidade e mortalidade dos indivíduos adultos de ambos os sexos em nossos tempos.

A expectativa de vida é muito maior para aqueles que mantêm a forma física.

O projeto desenvolvido é um elemento colaborador ao combate a falta de exercícios e suas consequências prejudiciais sobre o sistema cardiovascular através de uma motivação imediata para a prática desportiva.

O trabalho informatiza o teste da caminhada da milha, transportando-o para um laboratório através da utilização de uma esteira ergométrica.

O teste da caminhada da milha foi desenvolvido pelo Dr. Rippe e colaboradores em 1988, com o patrocínio do Instituto de Caminhada Rockport nos Estados Unidos. Este teste avalia o nível de aptidão cardiorrespiratória do praticante, baseado na frequência cardíaca média e no tempo gasto para percorrer 1 milha (1609 metros).

Metodologia

Com base em conceitos da fisiologia do exercício e na rotina do teste da caminhada da milha, o sistema foi estruturado a partir de um protótipo de aquisição de sinais (*hardware*).

A frequência cardíaca é obtida através da adaptação de uma cinta torácica. A velocidade da esteira ergométrica e conseqüentemente, do praticante, é monitorada através de um sistema magnético. Apenas um pequeno imã é fixado na correia da esteira de forma a não prejudicá-la em seu funcionamento. Os sinais são tratados e enviados à interface de comunicação serial do IBM-PC compatível.

Estas adaptações mostraram grande praticidade, já que podem ser implementadas em qualquer equipamento sem modificar suas característica funcionais, mas a maior vantagem deste sistema, é sem dúvida, o seu baixíssimo custo. O sistema de 1,45 Mb foi desenvolvido em ambiente *Windows* no *software VISUAL BASIC* versão 3.0. Além da monitoração do teste em tempo real, o programa fornece relatório, avaliação e um programa de condicionamento para 20 semanas, implementados a partir do trabalho original desenvolvido pelo Dr. Rippe.

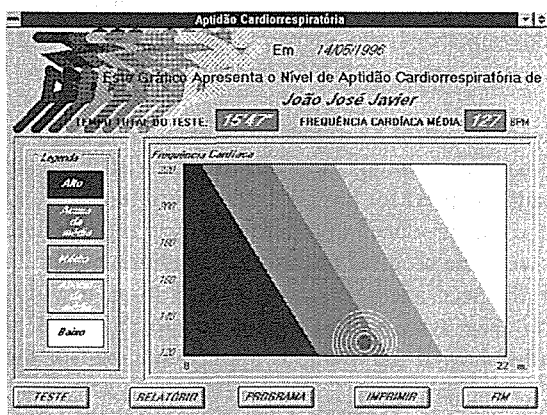
Resultados

O projeto foi implementado e posteriormente testado na esteira do Laboratório de Cardiologia do

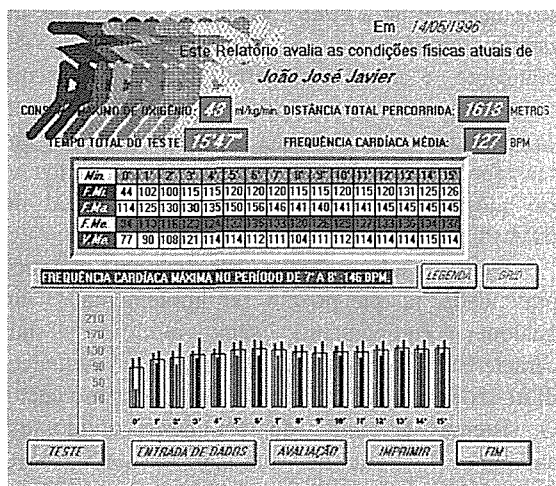
HU e no Laboratório de Esforço Físico (LAEF) do Centro de Desportos (CDS), ambos da Universidade Federal de Santa Catarina (UFSC).

Nesta fase, houve a possibilidade de acompanhar testes em pessoas bem condicionadas fisicamente e pessoas sedentárias. O projeto mostrou-se fidedigno à proposta original além de promover o teste às facilidades da informática.

Um exemplo da tela de saída de um relatório final está exposta a seguir. Ela apresenta de forma qualitativa (gráfica) e quantitativa os valores das frequências média, máxima e mínima e da velocidade média de cada minuto do teste.



A outra figura, ilustra um exemplo de uma avaliação gráfica da aptidão cardiorrespiratória. O ponto plotado num gráfico especialmente desenvolvido para a idade e o sexo do praticante, representa a condição do mesmo.



As técnicas utilizadas neste projeto mostraram-se eficientes e podem vir a ser uma alternativa para este tipo de procedimento. Obviamente, melhorias e sofisticacões podem ser feitas, como por exemplo a captação do volume de Oxigênio trocado durante o teste. O uso de um sistema *off-line* de aquisição e armazenamento de dados, ou seja, um *Holter* específico para estes fins, também cabe como uma sugestão para a sofisticacão do sistema. Este passo já foi alcançado com êxito. O protótipo baseia-se num microgravador comercial com capacidade de 60 minutos (microfita cassete). Esta opção, "liberta" o teste da esteira ergométrica, voltando à forma original, ou seja, caminhar em um ambiente natural.

Em suma, as definições de projeto podem variar desde soluções simples e em consequência de baixo custo, até soluções que se utilizem recursos sofisticados para viabilizacão do objetivo específico. A presente escolha foi norteada pelo baixíssimo custo e enorme praticidade de modo a se alcançar a meta básica com um desempenho adequado. Muitas vezes o nosso país importa tecnologia de alto custo que nem sempre é feita utilizando recursos modestos, conclui-se que este trabalho pode contribuir para reverter este quadro e fornecer subsídios importantes para a produçã de tecnologia nacional de baixo custo.

Agradecimentos

Ao Grupo de Pesquisa em Engenharia Biomédica (GPBE), UFSC.

Referências

¹McARDLE, W.D., KATCH, F.I., KATCH V.L.(1992) "Fisiologia do Exercício - Energia, Nutrição e Desempenho Humano." 3º ed., R.J.: Guanabara Koogan.

²STEGEMANN, J. (1979), "Fisiologia do Esforço: Bases Fisiológicas das Atividades Físicas e Desportivas." 2º ed. R.J.: Cultura Médica.

³NIEMAN, D.C. (1990), "Fitness in Sports Medicine - An Introduction." California: Bull Publishing Company.

⁴NAHAS, M.V. (1989), "Fundamentos da Aptidão Física Relacionada à Saúde." Florianópolis: Ed. da UFSC.

⁵NAHAS, M.V. "Teste da Caminhada da Milha." Florianópolis: Núcleo de Pesquisa em atividade Física e Saúde, UFSC.

Discussão e conclusão

A prática de exercícios físicos é uma atitude inteligente na prevençã de doenças e também, o objetivo maior deste projeto.

Aspectos Legais do Registro Médico Eletrônico no Brasil

Cândido Pinto de Melo¹ e Deborah Pimenta Ferreira²

¹ Divisão de Informática InCor HCFMUSP ² Centro de Informações e Análise HCFMUSP
Av. Eneas C. Aguiar 44 05403-000 São Paulo SP Fax: (011) 282.2354
E-Mail: candido@incor.usp.br

Resumo - Este trabalho apresenta o resumo da legislação atual sobre a utilização do armazenamento digital de informações em diversas áreas, ressaltando seu uso para o prontuário médico.

Abstract - This paper shows an overview of the present legislation on computer-based information systems, with emphasis on the EMR - Eletronic Medical Records.

Introdução

Em 1580, quando Camilo de Lélis resolveu inovar a maneira de registrar a permanência dos pacientes em sua instituição, lançou as bases para o Registro Médico (Prontuário) de grande importância até nossos dias.

A importância do Prontuário esta relacionado aos objetivos de ensino e pesquisa, de assistência ao paciente e de ordem legal, sendo um instrumento fundamental de garantia para o paciente, o médico e o hospital.

A existência do prontuário médico passou a ser obrigatória, de tal forma que é regulamentada em todo mundo. No Brasil, o Código de Ética Médica trata do assunto nos Capítulos III e V e especificamente no Capítulo V veta ao medico “deixar de elaborar prontuário médico para cada paciente” (Art. 69) e “negar ao paciente acesso ao seu prontuário médico, ficha clínica ou similar...” (Art. 70).

Outrossim, além da necessidade de sua existência legalmente um aspecto importante é o sigilo sobre suas informações, só acessíveis ao médico e demais profissionais de saúde autorizados.

No entanto, com a avanço diagnóstico e terapêutico e o crescimentos de múltiplos procedimentos realizados sobre os pacientes, os prontuários passaram de simples ficha de anotação para volumosos arquivos, contendo uma enorme quantidade de informações. Isso gerou um sério problema de armazenamento, manuseio e recuperação de informações.

Por outro lado, com o avanço tecnológico surgiram novas formas de armazenar informações, além do papel. Hoje em instituições informatizadas, grande parte das informações em portuários já está contida, até primariamente, em meio digital.

Com isso tem surgido algumas questões básicas: a) Quanto tempo deve uma organização manter os prontuários de seus pacientes ? b) Os prontuários em papel podem ser destruídos e substituídos por outra mídia digital ? c) Podem existir prontuário apenas em meio digital ?

Objetivo e Metodologia

O objetivo deste trabalho é apresentar uma síntese do que existe de legislação sobre prontuário médico e discutir a importância de legalizar meios tecnológicos mais modernos em substituição ao prontuário convencional.

Para tanto foi pesquisada a legislação pertinente sobre o assunto e buscou-se informações internacionais que pudessem complementar o estudo.

Resultados

Quanto ao tempo de conservação, no Brasil não existem lei específicas sobre o assunto. Segundo Wilson Andreoni¹ existe apenas um Decreto do Estado de São Paulo n. 12.479 de 18/10/78 que no seu artigo 45 item B, determina que o arquivo de resultados técnico de estabelecimentos médicos devem ser mantidos durante 5 (cinco) anos.

O Conselho Federal de Medicina (Resolução 1.331/89) afirma que o Prontuário Médico é de manutenção permanente pelos estabelecimentos de saúde (Art. 1o.) e que após prazo não inferior a 10 (dez) anos do último registro, o prontuário pode ser substituído por métodos de registro capazes de assegurar a restauração plena das informações (Art. 2o.).

Do ponto de vista do direito do paciente e do médico, o Art. 177 do Código Civil diz que “as ações pessoais prescrevem ordinariamente em vinte anos...”

Com relação ao prontuário eletrônico, atendendo a consulta 1345/93, o Conselho Federal de Medicina (CFM) posicionou-se favoravelmente a utilização da informática para elaboração de prontuários médicos, desde que seja garantido o sigilo profissional e a recuperabilidade dos dados.

Por outro lado, o CREMESP atendendo a consulta n. 28547/91, afirma não existir prontuário médico padrão, como não o há para receituário médico e que a informatização dos serviços médicos deve ser estimulada.

Discussão

É indiscutível a necessidade da existência de prontuário médico, do sigilo de suas informações e da recuperação destas. Assim, qualquer meio que o contenha deve garantir estes requisitos.

O que tem gerado dúvidas sobre a utilização de meios magnéticos é a possibilidade de alteração dos dados, quebra de sigilo e perda das informações. Ressalte-se que o papel, por si só não garante estes requisitos.

Estas questões acima não são exclusivas da área da saúde e alternativas de legalização da mídia digital como meio de armazenamento de informações tem avançado não só no exterior, como no país.

Recentemente no Brasil, Portaria n. 1.121 de 8/11/95 do Ministério do Trabalho regulamentou a adoção de meio magnético, pelas empresas, como arquivos de informações trabalhistas e o Decreto Federal n. 1.800 de 30/01/96, que regulamenta a lei sobre Registro Público de Empresas, dispõe em seu art. 90 que ... “após preservada a sua imagem através de microfilme ou *por meio tecnológico mais avançados*, poderão ...”

Johanna Bonnelyche² afirma que nenhum dos Estados americanos tem legislação sobre o gerenciamento de registros eletrônicos, mas 16 Estados tem algum tipo de regulamentação sobre autenticação de registro eletrônico, podendo-se observar que muitos estados permitem autenticação por assinatura eletrônica, carimbo de assinatura ou chave computacional.

Muito recentemente, nos EEUA, o Estado de Utah estabeleceu pela primeira vez no mundo um sistema legal capaz de realizar comércio eletrônico através de assinatura digital (Alan Asay, 1996)³. Este sistema servirá de base para outros estados americanos e não apenas para comércio, mas para várias áreas, inclusive médica.

Conclusão

Pode-se observar que não existe legislação específica sobre Registro Médico Eletrônico e que o uso cada vez mais acentuado das novas tecnologias de informações impõe que se regulamente mais rápido possível, sob pena de ter-se redundância de informações e desperdício de recursos.

Agradecimentos

Os autores agradecem à FINEP pelo apoio a este trabalho.

Bibliografia

- ¹ ANDREONI, W. R. Prontuário Médico: *Aspectos Éticos-Legais*. Boletim do Corpo Clínico do HCFMUSP. n.52, p.5-8, 1992.
- ² BOMMELYCKE, J. State Watch Project-Discussion. *Proceedings: Toward An Eletronic Patient Record'96*, CD-ROM by Medical Record Institute, 1996
- ³ ASAY, A. Digital Signature Legislation. *Proceedings: Toward An Eletronic Patient Record'96*, CD-ROM by Medical Record Institute, 1996

Banco de dados sobre a “estimulação ultra-sônica da regeneração de tecido ósseo”

Andersson Louis DeGaspari¹, José Marcos Alves²

¹Graduando do Departamento de Engenharia Elétrica - EESC/USP

²EESC-USP/Depto de Eng. de Materiais / Programa de Pós-Graduação Interunidades Bioengenharia

Resumo- Uma base de dados clínica em ambiente windows sobre a “*Estimulação Ultra-Sônica da Regeneração de Tecido Ósseo*” foi desenvolvida para ser usada nos serviços de ortopedia dos hospitais e clínicas do Brasil que venham a utilizar esta técnica não-invasiva de tratamento de fraturas.

Abstract- A clinical data base for windows has been implemented to support the treatment of fractures by the noninvasive technique “*Ultrasonic Stimulation of Bone Healing*” in orthopaedic clinics and hospitals in Brazil.

Introdução

A estimulação ultra-sônica de baixa intensidade da regeneração de tecido ósseo é uma tecnologia brasileira^{1,2} não-invasiva de tratamento de fraturas recentes, com retardo de consolidação ou com pseudoartrose, cujo desenvolvimento iniciou-se em meados dos anos 70. Um intercâmbio científico entre pesquisadores da USP e norte-americanos nos anos 80 resultou em estudos in-vitro, com animais e clínicos, realizados no Brasil e nos EUA, que comprovaram a eficiência da técnica^{3,4}. Em 1994, o Food and Drug Administration norte-americano aprovou o uso da tecnologia naquele país. O objetivo deste trabalho foi desenvolver uma base de dados em ambiente windows para ser usada nos serviços de ortopedia dos hospitais e clínicas do Brasil que venham a utilizar a técnica ultra-sônica de tratamento de fraturas.

Metodologia

Uma base de dados em formato *Microsoft Access 1.1* foi escrita com o aplicativo *Visual Basic* (denominado software principal) usando o compilador *Microsoft Visual Basic 3.0*. A escolha destes softwares se baseou nos critérios de

facilidade de uso e de desenvolvimento de uma interface amigável ao usuário. O aplicativo roda em uma plataforma mínima constituída de um microcomputador 386 com 8 Mbytes de RAM com ambiente gráfico Windows 3.0.

O software principal (o de aquisição de dados) trabalha com duas bases de dados. A primeira contém dados pessoais do paciente e histórico clínico. A segunda contém dados de patologia (osso fraturado, nível da fratura, uso de gesso, uso/tipo de osteossíntese, presença de infecção), data início do tratamento, data final do tratamento, número de sessões de ultra-som e resultado (abandono, sucesso, insucesso).

Resultados

A base de dados pode gerar informações estatísticas/gráficas como: casuística de fratura por osso fraturado, resultado do tratamento em função do osso fraturado, tempo médio de tratamento em função do osso fraturado, e outras opções definidas pelo usuário.

As avaliações radiográficas que documentam a evolução e eficácia do tratamento de um paciente são armazenadas na base de dados através do

scaneamento do sítio anatômico da fratura. Um formulário para a aquisição dos dados pessoais e clínicos, e uma tabela de controle do número de sessões de tratamento freqüentadas pelo paciente podem ser impressos pelo usuário.

O software principal pode gerar um arquivo para ser enviado em disquete ou via modem para a instituição que realiza o controle central dos dados. O aplicativo *Microsoft Access* não é necessário para rodar o software de aquisição de dados.

Discussão e Conclusão

A informatização da base de dados sobre a “Estimulação Ultra-Sônica da Regeneração de Tecido Ósseo”, em ambiente amigável como o windows, facilitará a aquisição de dados sobre os pacientes ortopédicos tratados por esta técnica em clínicas e hospitais. A instituição que realiza o armazenamento central dos dados espera com isto aumentar significativamente o recebimento dessas informações das instituições médicas usuárias do software, o que viabilizará um controle estatístico e a publicação e divulgação no meio médico/científico da eficiência da técnica.

Referências

¹Duarte, L.R. *Estimulação Ultra-Sônica do Calo Ósseo Tese de livre-docência*, EESC-USP, 1977.

²Duarte, L.R. The Stimulation of Bone Growth by Ultrasound. *Arch Orthop Trauma Surgery*, 101:153-159, 1983.

³Xavier, C.A.M., Duarte, L.R. Estimulação Ultra-Sônica do Calo Ósseo Aplicação Clínica. *Rev Bras Ortop*, 18(3):73-80, 1983.

⁴Heckman, J.D. et al. Acceleration of tibial fracture-healing by non-invasive, low-intensity pulsed-ultrasound. *J Bone Joint Surg (AM)*, 76-A(1):26-34, 1994.

Banco de imagens médicas com suporte a consultas baseadas em conteúdo gráfico

Rildo R. dos Santos¹; Marcus R. de Oliveira¹; Agma J. M. Traina¹; Caetano Traina Jr.¹

¹Depto. de Ciências de Computação e Estatística - ICMSC/USP

Av. Dr. Carlos Botelho, 1465 - 13560-950 - São Carlos (SP)

E-mail: Rildo@nimitz.ibilce.unesp.br; [Agma|Caetano]@icmsc.sc.usp.br

Resumo - Este trabalho apresenta a construção de um Gerenciador de Bases de Dados para a armazenagem e recuperação de imagens, que permite a formulação de consultas através de seu conteúdo. As abordagens usuais estabelecem a utilização de ícones e atributos textuais para a recuperação das imagens. Neste trabalho é apresentada uma modelagem para o “tipo de dado imagem”, que permite a construção de sistemas expansíveis, onde novos algoritmos de processamento de imagens podem ser incluídos, através de sua descrição num meta-esquema de dados. As operações executadas pelos algoritmos modelados podem ser acessadas via a linguagem de consulta do Gerenciador.

Abstract - This Work describes the internal structures of an Object Manager aimed to store images, wich can retrieve the imagens throught queries based in informations obtainable in the contents of the stored images. The usual approach utilizes icons and textual attributes stored together with the images to specify the queries. This work uses a novel modelling technique to define the “image data type”. This technique brings to the construction of expandable systems, where new Image Processing Algorithms can be dynamically appended, without code modifications: this can be done with its description through a meta-schema, establishing new “predefined terms” in the query language for each operator involved with each algorithm.

Introdução

Os sistemas de comunicação e armazenamento de imagens (PACS), disponibilizam para os profissionais de um ambiente hospitalar, informações gráficas sobre os vários aspectos envolvidos no tratamento dos pacientes[Dutton_90]. Este processo pode produzir um grande volume de imagens em consequência dos exames computadorizados, que devem ser armazenadas [Chang_92].

Para realizar estas operações, normalmente utilizam-se informações descritivas do conteúdo de cada imagem, associadas às imagens previamente, representadas através de textos ou ícones[Cardenas_93] [Gudivada_95]. Por outro lado, a busca de imagens basada em seu conteúdo, impoem uma carga de processamento em geral inexequível para as máquinas atuais. Este trabalho propoem uma maneira de contornar essa excessiva carga das consultas, pre-processando as imagens à medida que são armazenadas, em um Gerenciador de Bases de Dados Orientado a Objetos otimizado para a armazenagem de imagens (Banco de Imagens), baseando-se em Constantes Imagens pré-definidas no domínio da aplicação alvo.

Definição Da Abordagem

Este Trabalho utiliza um Gerenciador de Objetos [Traina-92] [Oliveira-95], no qual insere-se um meta-modelo de imagens, definindo o que são **Constantes Imagens**, **Operadores** e **Parâmetros**. As **Constantes Imagens** representam

o conjunto de informações, na forma de objetos ou imagens, que possam ser significativas à descrição do domínio da aplicação. Por exemplo, o médico pode obter uma tomografia na qual apareça a imagem do coração válida na descrição de uma determinada patologia, a qual possa ser utilizada como parâmetro para futuras buscas por outros exames que possuam uma imagem do coração com características semelhantes à apresentada. Portanto esta imagem pode ser indicada ao sistema como um padrão de comparação com outras que se encontram presentes na BD, que contenha exames de tomografia computadorizada do tórax, especificando assim o domínio da aplicação.

Para afirmar que uma determinada imagem contenha alguma das constantes indicadas como elementos de comparação, torna-se necessária a definição de uma série de aspectos, relacionados especificamente às características gráficas das imagens, tais como, formato, histograma, etc. O procedimento de busca desses elementos constitui os **Operadores**, que extraem as características das imagens comparado com as constantes imagens definidas.

O resultado de uma operação deve ser um valor mensurável (ou um conjunto deles), indicado através dos **parâmetros** ou **variáveis de descrição**. Estes descrevem cada operador em seu aspecto estrutural, através de um conjunto de informações extraídas das imagens.

Além destes elementos, assume-se a possibilidade de indicar-se alterações no comportamento do operador, através dos **modificadores**, que não comprometam o processo de aplicação de um

determinado operador, tais como por exemplo transformações geométricas, ângulos de visualização, contrastes, etc.

Para localizar as imagens no BD, utiliza-se uma estrutura de acesso baseada em índices de busca. Estes são definidos a partir das características associadas às imagens por algum algoritmo de processamento de imagens (histograma, grau de semelhança, etc). Estes índices são mantidos em uma estrutura de dados convenientemente elaborada para o tipo de informação manipulada e para o tipo de busca que se deseja fazer. A estrutura de dados para manutenção das posições de imagens são árvores que possuem a capacidade de armazenamento de faixas de valores em seus nós. Cada imagem pode estar endereçada em várias árvores, uma para cada característica que se deseja manipular.

Este sistema pressupõe a definição de três grandes grupos de usuários: o de **desenvolvimento**, o de **produção**, e o de **Clientes**. O grupo de desenvolvimento é responsável pela análise e projeto das aplicações dentro de um domínio.

O grupo de produção incorpora os usuários que irão interagir com a aplicação desenvolvida e com o Banco de Imagens que esta apresenta. Estes irão descrever o Esquema de uma aplicação e montar os planos para as consultas. Este grupo especializa-se em: (a) *Gerente do Banco de Imagens*, que trabalha em conjunto com os analistas de suporte e profissionais da área médica na definição do esquema da aplicação, indicando as características de descrição das imagens e seus parâmetros de representação; e b) *Especialistas da Aplicação*, especialista do domínio da aplicação, que além de participar na classe anterior, descreve planos de consultas e manipulação de imagens através dos componentes do esquema. O grupo de clientes constitui-se basicamente dos médicos, os quais utilizam-se dos planos de consultas definidos para realizar as buscas por imagens.

Características da Representação de Imagens

A conceituação de Imagem apresentada, utiliza basicamente Constantes Imagens e Operadores, obtendo-se uma abordagem poderosa e flexível. O Banco de Imagens não necessita ser específico a um domínio de aplicação, uma vez que a sua particularização é feita pelo conjunto de constantes imagens, as quais, com os algoritmos de Processamento, também acopláveis, estabelecem o Esquema da aplicação.

O usuário fica livre para definir as consultas mais adequadas à sua aplicação. Além disso, o escopo para aceitação dos resultados é estabelecido pelo contexto de validade dos valores das características das imagens. A combinação destes elementos com outras informações

complementares, tais como atributos textuais fornece uma representação poderosa das imagens presentes no BD.

Conclusões

Indo além das abordagens tradicionais de referência a imagens em um BD, (ícones e textos descritivos), a utilização de Constantes Imagens representa um avanço. A utilização de ícones perde precisão na busca, pela falta de detalhes, pois ícones não representam toda a informação presente na imagem.

A presença de atributos com informações textuais provoca uma perda de informação e inconsistência, pois a mesma imagem pode ser descrita de diferentes maneiras, dependendo da abordagem ou especialista no domínio da aplicação que descreve os elementos da imagem.

Esta abordagem utiliza a imagem original para a extração de métricas que podem ser compostas posteriormente em consultas, dando flexibilidade sem perder precisão, ao mesmo tempo em que o pré-processamento dos algoritmos minimiza os tempos de busca, tornando-os aceitáveis.

Referências

- [Cardenas_93] *Alfonso F. Cardenas, et alli* : "The Knowledge-Based Object-Oriented PICQUERY+ Language", IEEE Trans. on Knowledge and Data Engineering, vol 5, nro 4, pp 644-656, aug - 1993.
- [Chang_92] *Chang, Shi-Kuo; Hsu, Arding*: "Image Information Systems: Where do we go from Here?", IEEE Trans on Knowledge and Data Engineering, vol 4, nro 5, pp , october 1992.
- [Dutton_90] *Gail Finlayson-Dutton* : "The Current State of PACS", Applied Radiology, pp 15-19, august 1990.
- [Flickner_95] *Myron Flickner et all*: "Query by Image and Video Content: The QBIC System", IEEE Computer, vol , nro 9, pp 23-32, september 1995.
- [Gudivada_95] *Gudivada, Venkat N.; Raghavan, Vijay V.*: "Content-Based Image Retrieval Systems", IEEE Computer, vol , nro 9, pp 18-22.
- [Oliveira_95] *Marcus Rogério de Oliveira*: "Implementação de um Módulo Gerenciador de Registros de Imagens para um Sistema de Armazenagem, Manipulação e Visualização de Imagens Médicas Orientado a Objetos", Mini-dissertação de Mestrado, USP-ICMSC, agosto 1995.
- [Traina_91] *Traina Jr., C.; Slaets, J. F. W.* - "Um Modelo de Representação de Objetos", Notas do ICMSC-USP N° 104, São Carlos, fevereiro de 1992.

22.

SISTEMAS DE
INFORMAÇÃO
HOSPITALAR

Modelos de Localização e Sistemas de Informações Geográficas na Assistência Materna

Miguel Murat Vasconcellos¹, Flávio da Fonseca Nobre¹ e Roberto D. Galvão²

¹ Programa de Engenharia Biomédica e ² Programa de Engenharia de Produção, COPPE/UFRJ.
Programa de Engenharia Biomédica, Caixa Postal 68510. CEP: 21945-970. Rio de Janeiro
E-mail: miguel@dcc001.cict.fiocruz.br

Resumo - Este trabalho discute as possibilidades do uso de modelos matemáticos de localização e sistemas de informações geográficas no apoio de decisões que envolvam a distribuição espacial de serviços de saúde, voltadas a grupos populacionais específicos. São tratados serviços de saúde maternos, sendo o modelo de localização utilizado o problema das p-medianas.

Abstract - This paper discusses the use of location-allocation models and geographical information systems to support the decision making process related with the spatial distribution of health care resources. Maternal facilities are considered and the location-allocation model utilized is the p median problem.

Introdução

Nos últimos 20 anos as propostas de regionalização dos serviços de saúde vêm sendo colocadas como fundamentais. Ao mesmo tempo, as tentativas de organizar espacialmente tais serviços, voltados para grupos populacionais específicos, vêm encontrando dificuldades. A distribuição espacial desigual da mortalidade neonatal no Rio de Janeiro, que reflete a oferta inadequada de serviços maternos e perinatais, é um dos exemplos dessa situação.

Os modelos de localização vêm recebendo aumento de atenção desde a publicação de definições e formulações matemáticas de diferentes tipos, a partir dos nos 60¹. Ainda são pouco utilizados, no Brasil, no setor saúde onde áreas de demanda, transportes, distâncias, características demográficas, de morbi-mortalidade e ambientais são seus principais elementos.

O objetivo é a implementação de um desses modelos (p-medianas) na localização de maternidades.

Metodologia

O modelo de localização utilizado, problema das p-medianas, aponta a localização de p unidades, nos vértices de uma rede, de tal forma que a distância (ou tempo) média de acesso às unidades, por parte da população, seja mínima. A solução inclui a alocação das áreas de demanda às unidades localizadas, daí serem chamados de "location-allocation models"². Podem ser usados métodos exatos, que fornecem soluções ótimas ou heurísticos, que fornecem soluções viáveis, não necessariamente ótimas. Sua formulação é:

$$\text{Min } Z = \sum_{i \in I} \sum_{j \in J} P_i d_{ij} x_{ij}$$

Sujeito a:

$$\sum_{j \in J} x_{ij} = 1 \quad \forall i \in I$$

$$\sum_j u_j = p$$

$$x_{ij} \leq u_j \quad \forall i \in I, j \in J$$

$$u_j = \{$$

1 se a área j possui unidade;
0 caso contrário

$$x_{ij} = \{$$

1 se a área i está vinculada à unidade localizada em j ;
0 caso contrário

onde, I é o conjunto de áreas de demanda; J o conjunto das possíveis localizações de unidades; P_i a população da área de demanda i ; d_{ij} a distância entre i e j ; sendo p o número de unidades a localizar.

Utilizou-se a Ilha do Governador como teste do modelo e métodos de solução a serem implementados no município do Rio de Janeiro, constituindo-se seus 14 bairros em áreas de demanda. Na modelagem da rede definiu-se os centróides de cada bairro, como vértices, conectados entre si pelas principais vias de tráfego, os arcos. Para privilegiar as áreas com maior número de nascimentos, a rede foi ponderada com o número de nascidos vivos de cada bairro. Na modelagem utilizou-se Arc-Info, Versão 7.02, software para implementação de Sistemas de Informações Geográficas, em estação unix.

Calculou-se o número de serviços necessários (p) por parâmetro internacional, onde uma maternidade deve realizar em torno de 3.000 partos anuais.

Para a localização utilizou-se o módulo de "location-allocation" do Arc-Info, cujo método de solução é a heurística de substituição de vértices de Teitz & Bart³.

Na comparação com os serviços existentes, e a consequente proposta de investimento, o número de leitos foi calculado a partir dos parâmetros propostos pelo Plano de Regionalização e Hierarquização da Atenção Prénatal e Perinatal⁴.

Resultados

Em 1993 o número de nascidos vivos, de mães residentes na Ilha do Governador, foi de 3.213, sugerindo a necessidade de uma maternidade. A solução apontou sua localização no bairro Jardim Carioca.

Segundo dados cadastrais, o Hospital Municipal Paulino Werneck, localizado no bairro da Cacuaia, à pequena distância da localização proposta, possui 48 leitos, sendo 24 destinados à obstetrícia. De acordo com parâmetros mencionados anteriormente, seria possível atender, anualmente, perto de 2.000 gestantes. A duplicação do número de leitos possibilitaria que a totalidade de partos de mães residentes na Ilha do Governador ocorresse nesse hospital.

A comparação com resultados gerados por método exato, desenvolvido por Galvão & Raggi¹, mostrou resultado igual para $p=1$. Para $p>1$ o resultado passou a se diferenciar, mostrando os limites da solução gerada com o Arc-Info.

Discussão e Conclusões

Os modelos de localização parecem constituir-se em poderosas ferramentas de apoio à decisão na distribuição espacial de tecnologias de saúde. Deve-se considerar que o modelo e o método de solução utilizados não permitem a localização de serviços hierarquicamente diferenciados, restringindo as possibilidades de aplicação no setor

saúde. Embora modelos hierárquicos já tenham sido descritos na literatura², seus métodos de solução são complexos e de difícil aplicação em redes com grande número de vértices. O desenvolvimento de “pacotes” comerciais de programação matemática potentes, utilizando métodos de solução exatos, vem colocando essa discussão em novos patamares⁵.

As vantagens da utilização de um SIG referem-se às facilidades na definição de áreas de demanda, com população específica, a geração de matriz de distância para entrada de dados em outros métodos de solução e aos resultados serem, automaticamente, visualizados em mapas.

Referências

- ¹ GALVÃO, R. D.; RAGGI, L. A. 1989. A Method for Solving to Optimality Uncapacitated Location Problems. *Annals of Operations Research*. 18, pp. 225-244.
- ² SERRA, D; REVELLE, C. 1992. The PQ-Median Problem: Location and Districting of Hierarchical Facilities. *Economics Working Paper*. Universitat Pompeu Fabra. Barcelona.
- ³ TEITZ, M. B.; BART, D. 1968. Heuristic Methods for Estimating the Generalized Vertex Median of a Weighted Graph. *Ops. Res.* 16, pp. 955.
- ⁴ Comissão Perinatal do Município do Rio de Janeiro. 1987. Plano de Regionalização e Hierarquização da Atenção Prénatal e Perinatal.
- ⁵ RIVAS, M. P. A. 1995. Modelos de Localização com Cobertura: Revisão Bibliográfica e Experiência Computacional. Tese de Mestrado, Programa de Engenharia de Produção, COPPE/UFRJ.

Sistema para informatização dos equipamentos do Laboratório de Patologia Clínica do Hospital de Clínicas da UNICAMP

Joaquim M. Maia¹; Maria T. D. M. Gonçalves²; Jacqueline V. Villalba²;
Lucia S. Parentoni³; Eduardo T. Costa¹;

¹ Depto. Eng. Biomédica, DEB/FEEC e CEB - UNICAMP

² Núcleo de Informática do HC - UNICAMP

³ Serviço de Bioquímica Clínica do LPC - HC - UNICAMP

Cidade Universitária Zeferino Vaz - Caixa Postal 6040 - 13083-970 - Campinas - (SP)

E-mail: joaquim@deb.fee.unicamp.br & educosta@deb.fee.unicamp.br

Resumo - Tendo como objetivo principal a informatização dos equipamentos do Laboratório de Patologia Clínica (LPC) do Hospital de Clínicas da Unicamp (HC/UNICAMP), este trabalho descreve um projeto de interligação de equipamentos automáticos e semi-automáticos, destinados à realização de exames laboratoriais, ao computador central do Núcleo de Informática do HC/UNICAMP (IBM-9672) de tal forma que os resultados dos exames realizados no LPC estejam disponíveis de maneira mais rápida e segura aos diversos setores do HC/UNICAMP tais como enfermarias, ambulatórios e pronto-socorro.

Abstract - This work describes the automatization of the Clinic Pathology Lab (LPC) of the University Hospital (HC/UNICAMP). We have linked automatic and semi-automatic equipments of the LPC to the IBM-9672 main computer of the Informatics Centre of the HC/UNICAMP so that the results of the clinical exams may be available in a faster and safety way to many sectors of the HC/UNICAMP like sickrooms, ambulatories and first-aid clinic.

Introdução

A utilização de equipamentos automáticos ou semi-automáticos para realização de exames laboratoriais dentro de hospitais, clínicas e setores ligados à saúde, tem crescido continuamente principalmente devido ao aumento do número de pacientes e conseqüente aumento no número de exames a serem executados. Esta demanda torna-se mais crítica ainda em hospitais públicos e de grande porte que são responsáveis pelo atendimento de pacientes que se deslocam de regiões carentes de pessoal especializado e também de equipamentos necessários à realização de exames mais sofisticados, às vezes indispensáveis para o melhor diagnóstico das doenças.

Alguns autores têm destacado a importância da utilização de equipamentos adequados¹ e também a necessidade da utilização de tecnologias modernas² para obter diagnósticos corretos e permitir a aplicação, de forma mais efetiva, de ferramentas terapêuticas ou de reabilitação, com conseqüente melhoria na qualidade dos serviços da área de saúde.

Paralelamente à utilização de equipamentos laboratoriais mais modernos, outra necessidade crescente é a utilização da informática para tornar os resultados a serem analisados, disponíveis de forma mais rápida e segura. Para que isto possa ocorrer, há a necessidade da interligação dos equipamentos laboratoriais aos computadores centrais, presentes normalmente nos hospitais e centros clínicos de

grande porte, de tal forma que os dados possam ser processados, armazenados e consultados.

Metodologia

O objetivo principal deste trabalho é a informatização de equipamentos do Laboratório de Patologia Clínica do HC/UNICAMP, que inclui os Serviços de Bioquímica Clínica, Hematologia Clínica, Líquidos Biológicos, Microbiologia Clínica, Fisiologia Clínica, Imunologia Clínica, Imunogenética de Transplante e Parasitologia Clínica. Entre estes Serviços, alguns possuem equipamentos que permitem que os resultados de exames sejam transferidos a um microcomputador por meio de uma interface RS232.

Para realizar a informatização destes laboratórios, instalou-se uma rede local do tipo "Workgroup" conforme mostrado na Figura 1. Esta configuração permite a conexão de até 12 micros ligados em rede (expansível até 60 micros com a utilização de mais 4 Hubs), sendo que um deles opera como o servidor da rede e os demais são utilizados para controle e recepção dos dados dos equipamentos via interface RS232, e posterior transferência dos mesmos ao servidor. Os dados a serem transferidos dependem de cada um dos equipamentos, mas todos eles incluem a identificação do paciente (número da requisição), nome dos exames realizados, os resultados e os flags indicando os erros ocorridos durante a realização dos mesmos nos equipamentos. Após a recepção dos dados dos equipamentos, todos serão formatados em

um padrão único para serem transferidos ao IBM-9672 e este padrão inclui: nome do Serviço que realizou o exame (Ex.: BIOQ), sigla do equipamento (Ex.:SEL1), número interno do laboratório (informações que alguns equipamentos permitem inserir e são utilizadas internamente pelos Serviços), número da requisição (identifica o paciente), informações sobre o exame (Ex.: repetição, tipo da amostra, fator de diluição da amostra, hora de coleta do sangue para levantamento da curva glicêmica, etc.), sigla do exame (Ex.: Na), tempo das glicoses se o exame for uma glicose, resultado do exame, flags de erros gerados pelo equipamento e flags de erros gerados durante a análise e formatação dos dados.

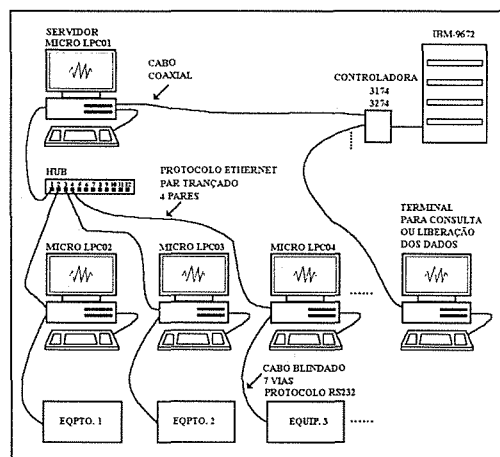


Figura 1 - Configuração da Rede do LPC e sua conexão ao IBM-4381.

O servidor está sendo utilizado para armazenar os dados provenientes dos demais micros, alguns programas de controle, formatação e transferência de dados e será responsável pela comunicação com o IBM-9672.

No IBM-9672, os dados serão processados e, após a liberação dos mesmos pelos médicos patologistas clínicos dos Serviços do LPC que realizaram os exames, estarão disponíveis para consulta em vários locais do HC e também em outras unidades pertencentes à área de saúde da UNICAMP, tais como o CAISM (Centro de Assistência Integral à Saúde da Mulher), o Gastrocentro e o Hemocentro. A liberação dos resultados dos exames dos pacientes será feita por meio de terminais do IBM-9672 disponíveis nos setores do LPC, assim como a consulta aos mesmos nos demais locais do HC e unidades.

Resultados

Por ser o Serviço com o maior número de exames/mês dentro do LPC, optou-se por iniciar a informatização pela Bioquímica Clínica. Para tal, foi instalado no laboratório parte da rede Workgroup (o servidor, o HUB, e dois micros com adaptadores RS232). Foram desenvolvidos os softwares de

controle e formatação dos dados para três equipamentos (Cobas Mira, Selectra I e Selectra II) e está sendo iniciada a etapa de desenvolvimento para o quarto equipamento (MEGA).

Paralelamente, estão sendo desenvolvidos os programas aplicativos para o IBM-9672 que permitem realizar a etapa final da transferência dos resultados dos exames dos pacientes para a Base de Dados DB2. Também estão sendo desenvolvidos os aplicativos para gerar relatórios de inconsistências para a adequação dos procedimentos locais dos laboratórios envolvidos e posteriormente permitir a liberação dos resultados pelo Patologista Clínico. Esses resultados ficarão disponíveis para consulta em vários locais do HC por meio de terminais localizados nas enfermarias, ambulatórios, pronto socorro e outras unidades da área de saúde.

Discussão e Conclusões

A informatização total do LPC trará benefícios para uma rápida disponibilização de resultados de exames clínicos e tornará possível a eliminação de erros provenientes da transcrição de dados para os prontuários dos pacientes e perda de documentos.

Referências

¹WEBSTER, J.G. *Medical instrumentation: Application and design*, Segunda Edição, Houghton Mifflin, 1992.

²BRONZINO, J.D. *The biomedical engineering handbook*, CRC Press & IEEE Press, p. 2496-2603, 1995.

Agradecimentos

À IBM do Brasil e à Microsoft pela doação de parte dos equipamentos e programas utilizados no projeto.

Integração de Sistemas de Informação em Saúde

Marcio Biczyc do Amaral, Antônio Lira, Deborah Pimenta, Lincoln de Assis Moura Jr.

Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da USP
Av. Dr. Ovídio Pires de Campos 255, cep 05403-010, São Paulo - SP
email: amaral@hp-dim.fm.usp.br

Resumo - A construção do prontuário médico computadorizado seguindo certos padrões nacionais e internacionais é de fundamental importância para a futura integração de sistemas de informação em saúde. Existem diversos padrões já existentes que são relacionados com diversos níveis de representação e comunicação da informação médica. Neste artigo nós discutimos a possibilidade de se utilizar alguns destes padrões internacionais existentes, adaptando-os às particularidades do sistema de saúde brasileiro e às particularidades de nossos hospitais, clínicas e postos de saúde.

Abstract - The implementation of the computer-based patient record according to existing national and international standards is essential for the integration of health information systems. There is a myriad of existing standards that are related to different levels of representation and communication of medical information. In this article we discuss how we could use international standards considering their adaptation to the brazilian health system and to the particularities of our hospitals and offices.

Introdução

A padronização é necessária para que possa haver a comunicação, compreensão e recuperação da informação representada e transmitida. Quando falamos em padronização estamos pensando fundamentalmente em compartilhar informação cujo forma e conteúdo sejam de conhecimento das várias partes envolvidas. A necessidade de padronizar a informação médica resulta do fato que a integração de diversos sistemas de informação em saúde dependem da intercomuni-cabilidade entre estes sistemas. Não é o que acontece atualmente. Cada hospital possui suas próprias rotinas, vocabulário, e idiosincrasias. Padronizar não significa restringir a liberdade de ação, mas sim coordenar esforços de desenvolvimento comuns. Se desejamos algum dia chegar a integração entre hospitais e outros provedores de serviços de saúde como os postos de saúde, e companhias de seguro, devemos ressaltar que a adoção de padrões é a peça chave para a integração de sistemas, assim como a conscientização nacional.

Metodologia

A utilização de padrões pode ser feita em diversos níveis. Nesta apresentação iremos focar quatro níveis: vocabulários médicos, conteúdo e estrutura do prontuário, representação de conhecimento, e troca de informações. Quanto aos vocabulários existem sistemas como o CID - Classificação Internacional de Doenças, o SNOMED - Systematized Nomenclature of Medicine, a UMLS - Unified Medical Language System. Também há a necessidade da utilização de vocabulários locais e o

mapeamento para vocabulários internacionais. A nível de conteúdo e estrutura do prontuário iremos destacar principal-mente os recentes avanços do ASTM E1384 (American Standards for Testing, Materials and Systems). Em relação à representação de conhecimento falaremos sobre a Arden Syntax e os MLMs (Medical Logical Modules). Para concluir, ao nível da comunicação destacaremos o papel do HL7 (Health Level Seven).

Vocabulários - Os diversos sistemas desenvolvidos podem ser agrupados em 4 tipos distintos denominados: classificações, nomenclaturas, thesaurus e terminologias. A integração de vocabulários padrão com termos locais exige algum tipo de mapeamento entre entidades. Acreditamos que a utilização de vocabulários internacionais não seja algo direto, com exceção do CID. O que recomendamos é o desenvolvimento de um "browser", do tipo da UMLS onde o usuário possa encontrar o termo que melhor descreve o conceito em sua mente. Este servidor de vocabulário deverá permitir a inclusão de novos termos (geralmente sinônimos) a fim de atualizar a base.

E1384 - Estrutura e Conteúdo A seguir apresentaremos as recomendações da ASTM e faremos alguns comentários sobre o Guia Padrão para representação do conteúdo e estrutura do prontuário eletrônico. Este padrão vem sendo desenvolvido há mais de 6 anos por um comitê internacional. O objetivo é identificar os objetos componentes do prontuário, seus segmentos, relações e o conteúdo. Um conjunto mínimo de dados por segmento é identificado. De acordo com análise preliminar, este padrão é adaptável em grande parte ao nosso conceito de prontuário. Adaptações são obviamente necessárias para a

realidade brasileira, principalmente no aspecto do conteúdo de tabelas (convênios, profissionais, etc).

Arden Syntax e os MLMs - Em uma conferência feita em Nova York em 1989, alguns pesquisadores concluíram que a representação e o compartilhamento de bases de conhecimento poderia ser feito através de MLMs. Este formalismo, é de certa maneira uma variação da regra “modus ponens” da lógica dos predicados, onde combinações lógicas de fatos clínicos leva a uma conclusão ou ação.

HL7 Health Level Seven - Este padrão é um protocolo para comunicação e transferência de informação na área da saúde. Atualmente está sendo utilizado por diversos países da América, Europa e Ásia. Enquanto o E1384 ainda está em fase embrionária, o HL7 já pode ser considerado um padrão de fato. Existe uma coordenação do grupo E31 para realização de trabalho compatibilizando os dois grupos de desenvolvimento.

Discussão e Conclusões

Os sistemas acima apresentados podem ser considerados como o cerne de um modelo para que a integração de sistemas de informação em saúde possa ser efetuada. Todos estes padrões são internacionais. O principal problema que surge diz respeito ao grau de adequação destes sistemas com as particularidades brasileiras.

Referências

1. AMIA BOARD OF DIRECTORS. Standards for the construction of an efficient computed based patient record. J Am Med Inform Assoc 1994;1(1):1-7.
2. Publicação da ASTM Healthcare Informatics Standards Committee E31.
3. Coté RA (ed.). SNOMED - Systematized Nomenclature of Medicine, Illinois, 1993.
4. HL7 - Health Level Seven, Manual 1996. <<http://www.duke.edu/hl7>>

Identificação Única de Pacientes - Porque é Necessária

Deborah Pimenta Ferreira¹; Umberto Tachinardi²; Luiz Renato Bento²;
Antonio Lira³; Márcio Biczyc do Amaral¹; Lincoln Moura¹

¹ Centro de Informações e Análise - Superintendência do HCFMUSP
Av. Dr. Ovídio Pires de Campos, 255, Cep 05403-010, São Paulo - SP
E-mail: pimenta@piton.hcnet.usp.br

² Divisão de Informática - Instituto do Coração do HCFMUSP

³ Centro de Informática - Instituto Central do HCFMUSP

Resumo - A partir da revisão do atual fluxo informatizado de atendimento de pacientes do HCFMUSP, constata-se a necessidade imediata de maior integração dos sistemas de informações em Saúde. Este artigo subsidia a Identificação Única de Pacientes como um mecanismo viável e efetivo na busca dessa integração.

Abstract - The review of the present computer-based patient record at Clinical Hospital of São Paulo University shows the need of linking on patient's information at the Health Information System. This paper presents the use of a unique patient identifier for linkage as we haven't got a national personal identifier.

Introdução

O Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo é hoje um complexo hospitalar composto por 6 Institutos (Central, do Coração, da Criança, de Ortopedia e Traumatologia, de Psiquiatria e de Radiologia), além de outros prédios. Quando um paciente é atendido por qualquer um dos ambulatórios ou é internado, recebe um número de cadastro chamado RGHC; quando é atendido por algum dos Serviços de Pronto Atendimento (SPA) ou de Pronto Socorro (PS), recebe um registro provisório ou de PS, que o identifica apenas durante aquela passagem. Como consequência, temos a falta de integração das diversas passagens de um paciente pelo SPA ou PS. Também não conseguimos ter de uma maneira simples e direta, o perfil dos pacientes que utilizam-se apenas dos PS e SPA (se é frequente um paciente retornar a esses serviços num curto espaço de tempo ou não, por exemplo), além de não sabermos efetivamente quantos pacientes são atendidos mensalmente nos serviços de urgência. Sabemos apenas quantas consultas são feitas: o PS e SPA do ICHC, por exemplo, apresentam uma média de 1.000 consultas/dia ou 365.000/ano. Neste simples exemplo, poderiam existir desde 1.000 a 365.000 indivíduos. Para evitar estes problemas, procuramos um novo modelo de Cadastro de Pacientes.

Metodologia

Inicialmente foram realizadas reuniões coordenadas pelo Centro de Informações e Análise (CIA) do HCFMUSP, com pessoas dos Centros de Informática dos diversos Institutos e da Comissão de Análise de Prontuários e Óbitos, com a finalidade de definir-se as informações mínimas do Cadastro. Utilizando-se a Técnica de Modelagem de Objetos foi feito então,

pelos equipes do CIA e da Divisão de Informática do INCOR, um novo modelo para o Cadastro de Pacientes.

Resultados

No novo modelo de cadastro, foram criadas 12 classes de objetos, sendo a principal delas chamada de PACIENTES, com os seguintes atributos: ID paciente, nome, nome da mãe, nome do pai, data de nascimento, sexo e cor. Os chamados RGHC e RGPS passaram a ser apenas atributos das especializações PACIENTES HC e PACIENTES PS/SPA. Desta forma, pretendemos poder identificar de maneira única e inequívoca todos os pacientes que passarem por qualquer ponto do complexo HC, independente do fato de ter RGHC ou não. Esta identificação (ID) poderá ser dada num momento posterior ao cadastro do paciente, nos casos de PS e SPA, através de uma busca fonética e comparação dos outros atributos (além do local de nascimento, na classe chamada NATURALIDADE).

O ganho imediato deste modelo é que poderemos saber quantas PESSOAS passaram por algum dos PS/SPA em determinado período e não apenas quantas CONSULTAS foram realizadas. Porém, o maior ganho é que poderemos integrar todas as passagens de um mesmo paciente, independentemente dele possuir RGHC ou não. Caberá aos diretores dos Institutos a decisão de utilizar ou não este recurso.

Discussão e Conclusões

A falta de um identificador único, universal e inequívoco para as pessoas e por extensão, para os pacientes, é que nos levou a esta solução de criar um ID próprio e interno, que não precisará ser conhecido nem pelos usuários do sistema. Para

evitar qualquer conflito, os pacientes continuarão a ser identificados pelo RGHC ou RGPS. Porém, esta solução servirá apenas para o problema interno; quando o paciente for procurar algum outro recurso de saúde, a falta de integração continuará ocorrendo.

Segundo a literatura internacional, a necessidade de um identificador único e universal para as pessoas é um pré-requisito para a troca de informações de pacientes entre as diversas instituições^{1,2}. A Associação Americana de Informática Médica tem recomendado que seja utilizado o Número da Seguridade Social (SSN) como identificador do paciente.

Em nosso país, falta-nos um número que identifique as pessoas de forma única e inequívoca. Alguns municípios já têm implantado um cadastro único de pacientes atendidos pela rede pública, como é o caso de Ribeirão Preto³ e Santos⁴, no Estado de São Paulo. As vantagens disto são óbvias, uma vez que os registros clínicos do paciente, exames laboratoriais, etc. podem ser acessados por qualquer ponto da rede, inclusive nos atendimentos de urgência, além de permitir a otimização dos recursos, possibilitar o agendamento por telefone e um melhor controle da assistência global da população. Porém, caso um paciente destes municípios seja obrigado a se deslocar para São Paulo, por exemplo, já perderemos toda a integração com o seu passado. Portanto, não deveríamos discutir um número que permitisse esta integração a nível nacional?

Referências

¹ BOARD OF DIRECTORS OF AMIA. Standards for medical identifiers, codes, and messages needed to create an efficient computer-stored medical record. *J Am Med Informatics Assoc.* v. 1, n. 1, p.1-7, 1994.

² HAMMOND, WE. The role of standards in creating a health information infrastructure. *Int J Bio-Med Comp.*, v.34, p.29-44, 1994.

³ YAZLLE ROCHA, JS ; DAL FABBRO, AL. Pelo reordenamento das práticas da saúde coletiva acerca da informatização da saúde. *Saúde Debate*, n.47, p. 23-7, 1995.

⁴ BRASIL. Ministério da Saúde. Grupo Especial para a Descentralização; ABRASCO. *Uso e disseminação de informações em saúde*. Brasília, 1994. (Relatório Final, p. 45-65)

Tendências atuais para implementação do prontuário médico eletrônico e sistemas de informação em saúde

Marcio Biczky do Amaral¹, Beatriz Leão², Pablo Madrid²

¹ Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da USP e

² Centro de Informática em Saúde, Universidade Federal de São Paulo
Av. Dr. Ovídio Pires de Campos 255, cep 05403-101, São Paulo - SP
email: amaral@hp-dim.fm.usp.br

Resumo - Neste artigo nós descrevemos e discutimos alguns dos tópicos principais e avanços apresentados no XII Simpósio Internacional para a Criação de Sistemas Eletrônicos de Prontuários em Saúde, realizado em maio de 1996 nos Estados Unidos.

Abstract - In this article we describe and discuss some of the most important topics and recent advances presented at the "XII International Symposium on the Creation of Electronic Health Record Systems", performed in may 1996 in the USA.

Introdução

A rápida evolução da tecnologia da informática exige que nossa atualização seja constante. O mesmo pode ser dito quanto às aplicações desta tecnologia na área da saúde. Novos conceitos são formulados, novos paradigmas são adotados e a grande velocidade de surgimento de novos desenvolvimentos é um fato notável. O propósito desta apresentação é mostrar o atual cenário mundial no que concerne a implementação de sistemas de prontuário eletrônico e sistemas de informação em saúde.

Tópicos Principais

O XII Symposium em Prontuário Eletrônico apresentou uma vasta gama de novos produtos intelectuais, industriais e comerciais. Diversos tópicos de interesse foram apresentados. A seguir abordaremos alguns highlights.

ASTM - Antes da conferência foram realizados diversos encontros dos membros do comitê E31 - Healthcare Informatics, do ASTM (American Standards for Testing, Materials and Systems). O comitê E31 é dividido em 13 subcomitês denominados: E31.11 - Padrões para Transferência de Observações Clínicas entre Sistemas de Computadores; E31.12 Prontuário Eletrônico; E31.13 Sistemas de Laboratório; E31.14 Interfaces para Instrumentos Laboratoriais; E31.15 Representação de Conhecimento; E31.16 Troca de Sinais e Formas de Ondas; E31.17 Acesso, Privacidade e Confidencialidade de Prontuários; E31.18 Cartões Magnéticos de Dados em Saúde; E31.19 Vocabulário para Conteúdo e Estrutura do Prontuário Eletrônico; E31.20 Autenticação da Informação; E31.21 Redes de Informação em

Saúde; E31.22 Transcrição Médica; E31.90 Subcomitê Executivo. Todos estes subcomitês se reuniram para apresentar o desenvolvimento até a presente data e traçar diretrizes futuras. Em nossa apresentação faremos um breve resumo das atividades de cada comitê.

Em seguida falaremos sobre cada sessão do congresso. Os tópicos apresentados foram: 1. Instalações Interessantes - nesta sessão a experiência de quatro instituições foram apresentadas, dando ênfase aos aspectos funcionais de cada local; 2. Redes de Informação em Saúde - nesta sessão oito apresentadores mostraram aspectos técnicos e práticos para a construção e montagem de redes em saúde, e o destaque foi sobre a integração de redes nas chamadas CHINs (Community Health Information Networks). Este conceito merece os seguintes comentários: a integração das redes na área de saúde já é um fato nos EUA. Estas redes incluem vários hospitais pertencentes ao mesmo distrito, incluindo também postos de saúde, hospitais menores, clínicas e até consultórios; 3. Segurança da Informação e Aspectos Legais - nesta sessão a segurança foi discutida em termos de privacidade do paciente, código de ética e outros aspectos legais. Nenhum estado americano apresenta legislação sobre a segurança de prontuários em forma eletrônica; 4. Documentos tipo Imagem - Esta tecnologia não se refere aos PACS, mas à digitalização dos documentos do prontuário de papel. Esta tecnologia serve para recuperar informação de documentos antigos em papel; 5. Emergência - de interesse foi o conjunto mínimo de informações para a emergência e a apresentação do padrão ASTM E1744; 6. Assinatura Eletrônica - tópico relacionado com segurança anteriormente citada. O cerne deste tópico diz respeito à autenticação dos documentos;

7. Sistemas de Informação de Laboratório, Radiologia e Farmácia - sistemas foram apresentados, com ênfase na integração via interfaces para equipamentos e nas CHINs; 8. Forum Internacional de Vocabulários em Saúde - Uma das melhores sessões onde foi discutida a necessidade da utilização de sistemas como a UMLS, da inadequação destes sistemas aos vocabulários locais e o problema do texto livre; 9. Infraestrutura - Dr. Caldwell falou sobre o NIIT, mais conhecido como "Information Superhighway", e relatou que o maior desafio é combinar as diferentes tecnologias; 10. Novos Sistemas mostraram algumas das tendências atuais como utilização da metodologia orientada-objeto, bases de dados distribuídas, e utilização de padrões internacionais para integração de sistemas; 11. Reconhecimento de Fala - apresentadas tecnologias avançadas para interface vocal com o computador; 12. Corba - tecnologia orientada-objeto para interoperabilidade de componentes de software; 13. Patient Cards - uma das grandes tendências atuais; 14. Telemedicina - outra tendência em evolução e fundamental para consulta às bases de dados

remotas (na Internet p.e.) e transferência de informação e conhecimento via meio eletrônico.

Discussão e Conclusões

As tendências mais significativas dizem respeito à integração de sistemas de informação em saúde, à implementação do prontuário longitudinal (informação distribuída entre vários provedores e hospitais), o uso do approach orientado-objeto (Corba), à utilização futura dos "thin Pcs" como terminais de grandes servidores de informações e datawarehouses, o uso de "smart cards" (cartões magnéticos/ópticos para armazenar informações do paciente), e a utilização de padrões internacionais como base para integração dos sistemas.

Referências

1. WAEGEMANN CP (ed.). "Toward an Electronic Patient Record" 96. Proceedings do XII International Symposium on the Creation of Electronic Health Record Systems and Global Conference on Patient Cards.

Integração de sistema de informação hospitalar e faturamento

Luiz Antonio Rodrigues, Marco Aurélio José, Antonio Sérgio B. Souza, Teresa M. Vieira, Cleide A. Nogueira, Umberto Tachinardi, Candido Pinto de Melo

Divisão de Informática - Instituto do Coração do HCFMUSP
Av. Dr. Enéas de Carvalho Aguiar, 44 - 05403-000 São Paulo - SP
E-Mail: rodrigues@incor.usp.br

Resumo - Os sistemas de faturamento hospitalar caracterizam-se por um grande volume e variedade de dados. Por outro lado, os sistemas de apoio à área médica, em sua maioria, não se integram naturalmente à esses sistemas, tornando necessário uma solução particular. No InCor a solução adotada caracteriza-se pela versatilidade, pois as regras de conversão estão armazenadas em banco de dados e configuráveis pelo próprio usuário.

Abstract - Billing systems are known to handle a large number and variety of data. On the other hand, the medical systems are not integrated with the billing systems, thus posing the need for a customized solution. At InCor an interesting solution was adopted, the interfacing rules (conversion) are stored on DBMS's and configured by the user themselves.

Introdução

É comum encontrar em hospitais sistemas desenvolvidos em plataformas de hardware e software diferentes, adquiridos de terceiros e desenvolvidos por equipe local. Com o tempo, normalmente surge a necessidade da integração desses sistemas para racionalizar os trabalhos.

O InCor como outros hospitais, se encaixa nessa condição, haja visto que o processo de informatização vem acontecendo de forma gradual, e isto nos levou à ter o seguinte quadro:

O sistema de faturamento existente, adquirido de terceiros, foi desenvolvido em linguagem Cobol utilizando como meio de armazenamento arquivos RMS. A alimentação de dados do mesmo era realizada através de relatórios que as diversas áreas enviavam ao Serviço de Faturamento, os quais eram planilhados e posteriormente digitados.

Por outro lado as áreas produtoras de procedimentos (médicos ou não), contavam com sistemas desenvolvidos pela equipe local, utilizando SGBD Relacional.

Estes dois ambientes não possuíam ligações entre si. Tal fato nos levou a construir um sistema de integração com o objetivo de apropriar de acordo com regras pré-estabelecidas, as informações geradas pelas áreas produtoras de procedimentos, em lançamentos com formato próprio para o sistema de faturamento. Este sistema passou a reproduzir de forma sistemática o conhecimento do profissional daquela unidade, e com isso reduzindo erros, transcrições, digitações, extravio de documentos, demora em disponibilizar informação, entre outros.

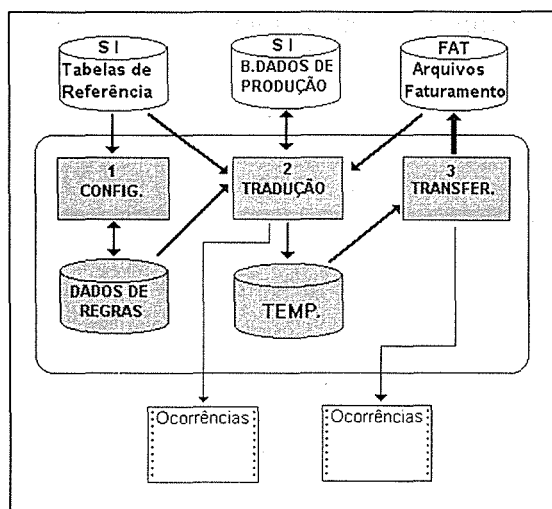
Metodologia

Para obter um modelo versátil e eficiente dentro de nossa expectativa, alguns pre-requisitos tiveram que ser considerados:

- Manter a integridade da informação original no SI (Sistema de Informações Médicas do InCor).
- Independência de aplicação geradora da informação.
- Mínima alteração no sistema de faturamento.
- Disponibilização das informações para o faturamento em tempo real.

Foi projetada uma base de dados para conter as regras a serem aplicadas a cada lançamento. Cada lançamento será então depositado em uma estrutura relacional temporária, permanecendo nela até sua transferência definitiva para o sistema de faturamento. O modelo foi dividido em três módulos distintos a saber:

1. Configuração - Onde estão localizadas as tabelas que refletem as regras da tradução em lançamentos.
2. Tradução - Onde os lançamentos com a visão SI, são validados e transformados, segundo as regras, em lançamentos na visão do faturamento, ficando disponíveis em banco de dados temporário para auditoria, correção e transferência.
3. Transferência-Transporte dos lançamentos válidos do ambiente temporário para o ambiente do faturamento



A escolha da ferramenta de implementação , foi um passo muito importante nesse processo, pois foi possível dedicar mais tempo na elaboração da estrutura do Banco de Dados (tabelas, restrições, índices) do que com o desenvolvimento das aplicações. Utilizamos o software Magic® 5.61, uma ferramenta de quarta geração do tipo RAD (Rapid Application Development), multiplataforma e multibase.

Resultados

Este modelo foi aplicado a principio, em 19.770 lançamentos distribuídos entre Eletrocardiograma, RX de Tórax, Vetocardiograma e Holter que foram escolhidos para serem monitorados nesta fase. O resultado obtido foi o seguinte:

Transferidos corretamente	18.975
Transferidos incorretamente	45
Dados inconsistentes p/ tradução	750
Total dos lanços analisados19.770

Discussão

Com base nos resultados obtidos, observa-se que a solução adotada apresenta bom desempenho e precisão. Esta experiência é muito importante para comprovar a utilidade de integração entre dados médicos e administrativos-financeiros. Esta característica embora desejável ,é pouco difundida e poucos sistemas disponíveis atuam nestes dois domínios simultaneamente.

Agradecimento

Os autores agradecem ao pessoal do Serviço de Faturamento do InCor, em especial a Sra. Ivone Eckl da Silva, pela ajuda prestada.

Uma proposta de coleta de informações para contas paciente

Antonio Carlos Hernandez ; Cristina Araujo da Silva Papel ; Marcos Francisco Gazetta ; Ilson Schames ;
Antonio Sergio B. de Souza ; Umberto Tachinardi ; Candido Pinto de Melo

Divisão de Informática - Instituto do Coração do HCFMUSP
Av. Dr. Enéas de Carvalho Aguiar, 44 - 05403-000 - São Paulo - SP
E-Mail: hernandes@incor.usp.br

Resumo - Registrar e contabilizar procedimento, materiais e medicamentos em grandes hospitais, é uma tarefa complexa que é composta das diferentes funções e modelos de dados. As informações necessárias às tarefas de gerência de faturamento, envolvem inúmeras unidades administrativas, técnicas e operacionais. Para introduzir uma solução automatizada desta gerência, propôs-se para o Incor, um modelo baseado na utilização de banco de dados relacional com ferramenta de 4GL.

Abstract - The registry of medical procedures, materials and medicine in large hospitals is a complex task which is composed of different functions and data models. Information necessary to billing management tasks, involve several administrative, technique and operational departaments. In order to introduce an automatic solution, it was proposed for Incor a model based in the use of relational database and 4 GL tools.

Introdução

Durante vários anos, o departamento de Faturamento, unidade responsável pela emissão de guias e contas, tem encontrado problemas para realizar o fechamento (totalização) da conta do paciente devido a dificuldades presentes no recolhimento das informações de débitos. Muitas vezes funcionários deste departamento são obrigados a dirigir-se pessoalmente a cada setor do hospital onde realizou-se procedimentos, e/ou utilizou-se materiais ou medicamentos. O documento de débito, denominado Nota de Débito (ND), é coletado para se efetuar o fechamento da conta do paciente. Isto implica em, muitas vezes, demora na alta hospitalar do paciente.

Baseado nestas condições, nasceu

o projeto "Nota de Débito", que consiste em atribuir a cada serviço a responsabilidade de informar ao sistema o procedimento executado. Este procedimento é lançado automaticamente no Sistema de Coleta de Informações para Conta Paciente.

Com a eliminação da nota de débito em papel nas unidades de internação, a transcrição que havia da "ficha de prescrição médica" e da "ficha de prescrição de enfermagem", é agora realizada diretamente no computador.

Com a automatização dos lançamentos de débito, há uma grande redução do número de documentos circulantes pela empresa, permitindo assim que o setor de Faturamento execute um

serviço de melhor qualidade, direcionando suas atividades para a auditoria das contas hospitalares.

Metodologia

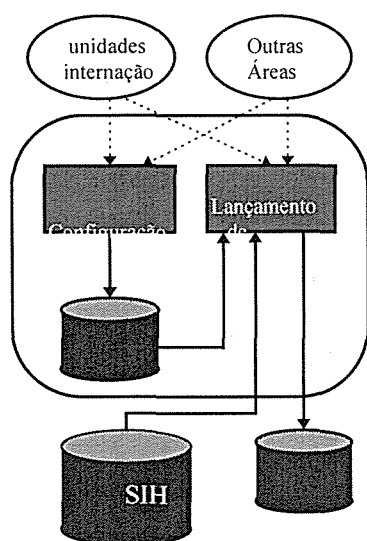
O trabalho iniciou-se com a identificação de diferentes modelos de documentos intitulados "Nota de Débito".

Da análise destas ND catalogadas, estabeleceu-se então um conjunto de dados comuns, que passou a formar a futura base de dados de produção automatizada que inclui procedimentos, materiais, medicamentos, órteses e próteses, equipamentos. Também foi realizado extenso trabalho de mapeamento de fluxos de documentos voltados ao processo de Faturamento.

O sistema proposto apresenta telas que permitem às unidades geradoras a configuração do sistema e o lançamento de materias e medicamentos relativos a um determinado procedimento e/ou paciente. Estes dados passam a compor a "base de dados produção" permitindo então que seja realizada a atribuição de valores necessários à confecção da conta paciente. Esta transferência será executada por uma interface, em fase de implantação, com o sistema de Faturamento.

O banco de dados utilizado foi o Oracle Rdb™ V.6.1 (Oracle), a ferramenta de desenvolvimento foi Magic® V.5.61 (MSE).

A figura a seguir ilustra o sistema proposto:



Discussão

Integração de sistemas é importante para reduzir custos e melhorar a qualidade das informações. Neste escopo encontra-se a presente proposta, que visa substituir processos manuais onerosos e redundantes, por uma abordagem de integração e automação.

Agradecimentos

Os autores agradecem a todas as unidades do Incor e em especial ao Serviço de Faturamento e a Divisão de Enfermagem.

Intranet e Sistemas de Informações Hospitalares

Umberto Tachinardi

Divisão de Informática - InCor - HCFMUSP
Av. Dr. Enéas de Carvalho Aguiar, 44 - CEP:05403-000 - São Paulo - SP
E-mail: tachinardi@incor.usp.br

Resumo - Com a crescente oferta de produtos e serviços para Internet, torna-se cada vez mais atraente o desenvolvimento de soluções que utilizem esta tecnologia. Para aplicação em Sistemas de Informações Hospitalares (SIH), o uso desta solução mostra-se especialmente indicado, pois permite padronização de aplicações e interfaces em ambiente multi-plataforma e atende necessidades de comunicação fundamentais em Instituições de Saúde. Na sua forma original, a Internet apresenta alguns grandes problemas, como: tempos-de-resposta inadequados e baixa segurança. Propõe-se então a adoção de Intranet, que permite o uso das tecnologias Internet dentro de um ambiente restrito e controlado, como novo paradigma de SIH. Pode-se então idealizar um modelo de SIH totalmente “aberto”, alinhado com tendências atuais, capaz de integrar padrões como HL7 e DICOM além de apresentar todo um conjunto de serviços adicionais (correio eletrônico, troca de arquivos, emulação de terminais) bastante úteis.

Abstract - The crescent growth of Internet products and services, are increasingly making the choice for this technology very attractive for developers. In the Hospital Information Systems (HIS) arena, the use of Internet has a very special appeal. Standardization of applications and interfaces in a multi-platform environment and new paradigms of communication are among the issues that suit Healthcare Institutions needs. Internet in its original form presents some major problems, like: inadequate response-time and low security level. It is proposed that Intranet, which is Internet within corporations, should be the basis for a new HIS paradigm. The new concept would be a very updated approach, truly “open”, capable of using standards like HL7 and DICOM, as well as include a lot of useful extras (e-mail, file transfer, terminal emulation).

Introdução

Tradicionalmente os Sistemas de Informações Hospitalares (SIH) são compostos por conjuntos de programas dedicados às diversas funções encontradas em um Hospital ou Clínica. A integração dos dados, neste tipo de abordagem, dá-se através de utilização de uma base-de-dados única, ou mesmo distribuída, onde existe grande quantidade de mecanismos de controle (ponteiros, contadores, códigos internos) que permitem relacionamentos, consistência e sincronismo das informações. Esta abordagem exige um alto grau de comprometimento entre as aplicações, infraestrutura de hardware e software básico, e estruturas de dados. É fácil notar que, com estas características, a complexidade do projeto, desenvolvimento e manutenção, destes sistemas seja bastante alta. Alterações de especificações, novas funções, assim como adição de novos equipamentos, tornam-se tarefas bastante onerosas e muitas vezes desaconselháveis.

A realidade imposta neste tipo de ambiente, o meio hospitalar, por sua vez impõe que a dinâmica de adaptação funcional e das estruturas de dados, seja bastante versátil e flexível. Exige-se que a conexão e troca de dados entre sistemas heterogêneos, seja não apenas possível mas principalmente simples e barata. Neste sentido

surgiram, nos últimos anos, inúmeras iniciativas de padronização de interfaces de comunicação entre componentes de SIH como HL7 e DICOM.

Paralelamente, com a evolução de padrões de conectividade de rede (fortemente impulsionados pela popularização da Internet), foi possível notar-se grande avanço no desenvolvimento de ferramentas e serviços voltados a um novo paradigma de computação. O agrupamento destas tecnologias, aplicadas em um domínio mais restrito, como uma instituição, são denominadas de Intranet, ou “Internet interna”⁽¹⁾. Esta nova tendência vêm de encontro a muitas das necessidades dos SIH, e deve ser seriamente considerada como uma alternativa viável e eficiente nesta área de aplicação^(2,3).

É objetivo deste trabalho apontar algumas formas de uso da Intranet em SIH, bem como identificar os principais problemas encontrados nesta abordagem.

Prontuário como Documento Hipermidia

Pode-se definir o prontuário médico como uma coletânea de elementos textuais e gráficos. Dados estruturados e não-estruturados compõem a base de informações diagnósticas necessárias ao atendimento médico-hospitalar. Atualmente encontramos grande número de sistemas

computadorizados, além de equipamentos de sinais e imagens, que já fornecem componentes deste Documento Hipermidia em formato digital. O grande problema encontrado é o de fornecer meios de recuperação e visualização que permitam uma "visão" integrada destes dados. A utilização de "browsers" WWW torna-se uma alternativa muito atraente.

Comunicação Intra-Hospitalar

Uma das tarefas mais importantes e complexas dentro de um ambiente hospitalar é a de se estabelecer uma infra-estrutura de comunicação realmente eficiente. Pedidos de exames e prescrições, são bons exemplos de documentos que requerem não apenas um roteamento correto, mas também formas de acompanhamento e controles adequados. Nesta área os serviços de Intranet sistematizando um ambiente de "workgroup" mostram-se muito interessantes. Ressalte-se que estas novas funções de comunicação podem facilmente ser estendidas para além do ambiente interno, tornando possível e viável o intercâmbio de informações inter-institucionais.

Sistemas de Apoio

Os SIH têm sido desenvolvidos com grande ênfase no suporte a funções administrativas, gerenciais e financeiras. Inúmeros documentos, como: Guias de Internação, Notas de Débito e Informações de Convênios; têm grande parte de seu conteúdo originário de dados presentes em diferentes sistemas não-integrados. Muitas das informações codificadas, de alguma forma, encontram-se estruturadas e armazenadas em diferentes tipos de bancos-de-dados. Neste tópico também podemos visualizar a utilização de tecnologia Internet, seja através de simples troca de arquivos e emulação de terminais, seja através de processamento verdadeiramente distribuído e heterogêneo.

Intranet como base para um novo paradigma de SIH

O êxito da Internet deve-se principalmente à sua capacidade de agrupar padrões que permitem, de fato, conectar virtualmente qualquer computador, e apresentar serviços que realmente tornam esta conexão útil. Serviços como correio eletrônico, troca de arquivos, emulação de terminais, processamento distribuído, tornam-se parte integrante dos sistemas modernos.

Outro aspecto importante é a capacidade de abstração dos inúmeros componentes de hardware e software. Uma vez estabelecida a

conexão na Intranet, passam automaticamente a fazer parte do conjunto de recursos disponíveis.

Por outro lado, a Internet apresenta sérios problemas nas áreas de segurança e desempenho. Estes problemas podem ser controlados em um domínio restrito, com a utilização de mecanismos de autenticação mais severos, utilização de bandas de comunicação mais largas e otimização de roteamento. Devidamente planejada, a instalação de Intranet, permite aliar os benefícios dos serviços padronizados e mundialmente utilizados, como: SMTP, Newsgroups, FTP, Telnet e WWW; em um ambiente que permite tanto utilização de sistemas legados em ambiente transacional, quanto formas de acesso a documentos multimodais. Com a adição de proteção adequada, como "firewall", ainda é possível acesso controlado ao mundo Internet, com todos os seus benefícios (comunicação transinstitucional, troca de documentos, pesquisas externas).

Referências

- (1) SWARTZ, D. Intranet Vs. Internet. *Telemedicine Today*, 4(2):30-1, 1996.
- (2) SALIEZ, E; ARANTES, P.A. E BERNARD, E. *Clinical Workstations for Patient Care - An Intranet Approach. Towards an Electronic Patient Record 96*. Peter Waegenann Ed. *Intl Symp on Electronic Patient Records and Patient Cards*. 513-9, 1996.
- (3) KAZMER, J E OLIVER, K. *Content of a Web-based Electronic Medical Record. Towards an Electronic Patient Record 96*. Peter Waegenann Ed. *Intl Symp on Electronic Patient Records and Patient Cards*. 402-10, 1996.

Modelando Dados para o SIH - Sistema de Informações Hospitalar do HCFMUSP.

Luiz Renato Bento¹; Deborah Pimenta Ferreira²; Teresa Martins Vieira¹;
Marcos Francisco Gazetta¹; Umberto Tachinardi¹; Cândido Pinto Melo¹.

¹ Divisão de Informática - Instituto do Coração do HCFMUSP
Av. Dr Enéas Carvalho Aguiar, 44 - 05403-000 São Paulo - SP
E-mail: renato@incor.usp.br

² Centro de Informações e Análise - Superintendência do HCFMUSP

Resumo - Este trabalho tem a intenção de demonstrar a experiência do processo de modelagem de dados como fator fundamental para o projeto de informatização do Hospital das Clínicas - FMUSP, ressaltando alguns métodos e a importância do profissional de administração de informações qualificado.

Abstract - The purpose of this paper is to show an experience on the process of data modeling for HIS. This work is the basis for the new Information Systems at the Hospital das Clínicas - FMUSP. Methods and the role of skilled Information Administrator professionals are described.

Introdução

O Hospital das Clínicas da FMUSP (HC) passa atualmente por uma transformação em se tratando de informatização. Este processo iniciou-se em 1995 com a formação do GTI (Grupo Técnico de Informatização) que teve a incumbência de definir estratégias. Uma das definições em nível de execução foi a implementação de um novo sistema de informações corporativo (SIH) a ser realizado por uma equipe com participantes dos diversos institutos do HC. Neste contexto a modelagem dos dados foi identificada como ponto fundamental para a compreensão de aspectos corporativos e de longevidade das soluções a serem implementadas.

Metodologia

A formação de um grupo técnico para modelar os dados corporativos foi o primeiro problema encontrado, pois apenas o InCor (Instituto do Coração) mantinha uma equipe de administração de dados. Acrescenta-se que não havia disponibilidade imediata de ferramental CASE de apoio para os trabalhos. Esta deficiência foi solucionada utilizando-se pessoas com um grande conhecimento do "negócio" hospitalar (dos diversos Institutos) e outras com conhecimento e experiências em modelagem de dados (do InCor), no caso do ferramental a opção inicial em nível experimental seria um software de modelagem O.O. (SYSTEM ARCHITECT).

Devido a heterogeneidade dos participantes do grupo, o processo de escolha da metodologia a ser utilizado foi bastante complexo. Inicialmente utilizou-se uma fusão de MER (Modelo Entidade/ Relacionamento) com a inclusão de alguns conceitos de O.O. (Orientação a

Objetos). Esta fusão de métodos ocorreu devido a outros projetos em andamento, alguns deles sendo modelados em O.O., os quais, tem um forte apelo de integração com o SIH.

A tentativa de observar dois métodos simultaneamente foi aos poucos se tornando de difícil compreensão e, principalmente de pouca visibilidade externa ao grupo. Neste ponto interrompeu-se os trabalhos do grupo e após avaliação decidiu-se pela continuidade do trabalho tendo como objetivo principal a obtenção de estruturas de dados normalizadas. O MER foi a Metodologia usada nessa fase mas apenas como suporte ao raciocínio pois, o objetivo eram as relações normalizadas.

Resultados

O trabalho realizado já produziu uma lista de aproximadamente 103 relações normalizadas com seus respectivos códigos SQL. O próximo passo é representá-las em forma de MER, para discussão e finalização dessa fase. Será então dado início a duas etapas paralelas: Estruturação física do Banco de Dados e a Modelagem Funcional do SIH.

Discussão e Conclusões

A etapa Modelagem de Dados: Era algo pouco praticado e a tendência é que seja feita sempre e antecedente a etapa de modelar funções. Esta caracterizado que o modo antigo (analista faz-tudo) deve ser sobreposto por etapas bem caracterizadas que devem ser realizadas por profissionais com competência específica.

A escolha da metodologia: A utilização de MER com O.O. apresentou-se problemática, pois existem

diferenças nas definições de relacionamentos e chaves primárias. A opção pelo MER num segundo momento foi pautada principalmente na estratégia com relação a escolha do SGBD relacional da ORACLE.

O perfil dos profissionais : A heterogeneidade dos participantes foi ótima na fase de abstração do problema mas, tornou-se crítica quando da etapa de modelar dados, pois boa parte dos profissionais nunca tinha participado de um projeto de tal porte com esta abordagem. Foi identificada a necessidade de formar-se uma equipe exclusiva para administrar informações não somente no que concerne a tarefas do DBA (Database Administrator) tradicional, mas incluindo o domínio e a responsabilidade sobre o modelo de dados corporativo, e sua disponibilização, não apenas na forma de tabelas, mas principalmente na visualização na forma de desenhos gabaritados sobre determinadas metodologias.

Ferramental de apoio : A falta de software de apoio para modelagem causou prejuízos ao projeto. Uma ferramenta por mais específica que seja indicaria caminhos com normas e padrões para registrar e validar a compreensão e demonstração do problema. Hoje temos a consciência da imprescindibilidade desta ferramenta, principalmente em projetos de grande porte como este.

O insucesso : Um fato negativo foi o não cumprimento dos cronogramas estabelecidos, algumas atividades com desvios de até 100% do tempo estimado.

O sucesso : Foi positiva a mudança cultural imposta aos profissionais que foram obrigados a capacitar-se rapidamente frente ao novo perfil tecnológico e metodológico. Deve-se ressaltar também os resultados obtidos até o momento e os benefícios conseguintes para as próximas etapas.

Banco de dados relacional para tomografia por ressonância magnética nuclear

Henrique J. P. Freire¹; H. Panepucci¹

¹ Depto. de Física e Informática - IFSC/USP
Av. Dr. Carlos Botelho, 1465 - 13560-250 - São Carlos (SP)
E_mail: freire@ifqsc.sc.usp.br

Resumo - Este trabalho descreve um sistema de banco de dados relacional para tomografia por RMN. Desenvolvido para computadores do tipo IBM/PC operando na plataforma operacional MS Windows 95 e NT, o banco de dados foi modelado usando diagramas EER e implementado no aplicativo MS ACCESS. O modelo conceitual é compatível com o padrão DICOM 3.0, possibilitando exportação e importação de dados.

Abstract - This work describes a relational database system for NMR tomography. Designed for IBM/PC computers with MS Windows 95 and NT as operational platforms, the database was modeled using EER diagrams and was implemented with MS Access package. The conceptual model is compatible to DICOM 3.0, making data export and import possible.

Introdução

Um Sistema de Banco de Dados (SBD) é um dos principais componentes de sistemas de arquivamento e comunicação de imagens, conhecidos como PACS (*Picture Archiving and Communication System*). As várias modalidades de sistemas de imagens médicas geram uma grande quantidade de dados que devem ser armazenados e gerenciados com o objetivo de atender diferentes usuários de maneira segura, eficiente e efetiva¹.

O Grupo de Ressonância do IFSC/USP desenvolveu um tomógrafo de Ressonância Magnética Nuclear (RMN) que atualmente executa exames clínicos². O procedimento atual para armazenamento e gerenciamento de dados é feito manualmente pelo operador através do *file system* do sistema operacional e em fichas preenchidas manualmente. Este sistema atende às necessidades locais onde é gerado um volume de dados entre 6 a 35 Mbytes por semana, mas é inadequado para um ambiente de utilização intensa que pode gerar até alguns Gbytes por dia³. O presente trabalho apresenta um SBD relacional para computadores do tipo IBM/PC operando na plataforma operacional MS Windows 95 e NT. Ele irá operar em um novo tomógrafo de RMN que está sendo construído no IFSC/USP e será instalado na Santa Casa de São Carlos. Este SBD, batizado de DataTORM, objetiva atender as necessidades de um ambiente de intensa utilização, automatizando o armazenamento das imagens geradas e dos demais dados que as contextualizam. Ele é responsável pelo gerenciamento destes dados e pelas transações de consulta, inserção, atualização, eliminação e de importação e exportação de dados.

Metodologia⁴

Um SBD relacional consiste de uma ou mais Bancos de Dados (BD), com suas correspondentes tabelas, e um Sistema de Gerenciamento de Banco de Dados (SGBD), responsável pela parte funcional, i.e., as transações, a interface com o usuário, os módulos de manutenção. O desenvolvimento do DataTORM segue o ciclo de vida tradicional para produção de software, com etapas de requisitos, especificação, implementação e testes.

Inicialmente faz-se um estudo do domínio da aplicação para se determinar as entidades do mundo real, seus atributos e relacionamentos, que devem constar no BD. Elabora-se um modelo do esquema conceitual usando-se diagramas Entidade-Relacionamento Estendido (EER - *Enhanced Entity-Relationship*). A partir deste modelo elaborase um dicionário de dados e faz-se um mapeamento para um esquema relacional, onde são especificadas as tabelas que devem ser implementadas no BD. O esquema relacional é revisto numa etapa de levantamento de dependências funcionais e posterior normalização.

Do ponto de vista funcional é feito um levantamento dos tipos de transações que são necessárias para aplicações deste domínio, considerando os diversos tipos de usuários e a frequência em que estas transações são efetuadas. Baseado nestas informações são elaborados formulários de interface com o usuário, relatórios e módulos de funções para o SGBD.

Uma das principais fontes de informação é o padrão DICOM⁵, que propõe um padrão para comunicação entre PACS determinando protocolos de troca de mensagens, modelo e formato de dados e especificação de serviços. O DataTORM não é implementado neste padrão, mas o seu modelo de

dados abrange o modelo composto para a modalidade de RMN e o dicionário de dados é compatível, possibilitando exportação e importação de dados.

Resultados

Foi criado um modelo EER para o BD que foi dividido em Sistema de Informação Administrativo (SIA) e Sistema de Informação para RMN (SIRMN). O primeiro comporta dados de pacientes, especialistas, equipamentos, pedidos de estudos e visitas. O segundo armazena os resultados do tomógrafo, sendo estes agrupados hierarquicamente em estudos, séries, aquisições e imagens. Este modelo foi mapeado para o esquema relacional e normalizado até a forma normal Boyce-Cood. As tabelas e relacionamentos foram implementados no aplicativo MS Access. A parte funcional do SIA correspondente aos formulários de interface com o usuário foi implementada e encontra-se em fase de testes usando dados obtidos no sistema local.

Discussão e Conclusões

Usando-se o modelo EER pode-se incluir no modelo conceitual de dados conceitos de classe e superclasse, especialização e generalização, categorias e herança. Desta forma obtém-se um esquema conceitual mais robusto. A utilização do Access, por este já ser um SGBD, facilita a implementação inicial e conseqüente teste do modelo proposto. Por outro lado, este SGBD não incorpora imagens em seus arquivos de dados, fazendo necessário criar funções para que o SGBD possa fazer o gerenciamento das mesmas. Neste sentido, uma futura implementação deste sistema poderia utilizar outro SGBD mais adequado para a manipulação de tipos de dados não convencionais.

Referências

¹ Liu Sheng O., et al, "Requirements Analysis for PACS Database System", SPIE Medical Imaging IV: PACS System Design and Evaluation, 1990;

² H. Panepucci, et al, "Novas Imagens do Corpo", Ciência Hoje, v. 4(20), p.45-46, 1985;

³ Seshadri S. B., et al, "Software Considerations in the Design of an Image Archive", SPIE Medical Imaging IV: PACS System Design and Evaluation, 1990;

⁴ Ramez Elmasri, Shamkant B. Navathe, *Fundamentals of Database Systems*, Addison-Wesley, 1989;

⁵ American College of Radiology and National Electrical Manufacturers Association, "Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM) Version 3", 1993.

Informatização de uma maternidade de pequeno porte

Guilherme Vilar¹, Marcio Luiz Varani¹

¹NETEB/CMEB/UFPb -Caixa Postal 5066 CEP 58.051-970 - João Pessoa - PB
Fone: (083) 216-7067 - Fax: (083) 216-7369 - E-mail: vilar@terra.npd.ufpb.br

Resumo - Este trabalho descreve parte do projeto global de informatização da Maternidade Lady Center (Hospital da Mulher). O sistema apresentado é voltado para o Controle de Faturamento e Emissão de Contas, separando os itens por classe de despesa e por tipo de convênio.

Abstract - This paper describes part of the global project for informatization of the Lady Center Maternity (Woman Hospital). The system presented here was developed for the invoicement control and bills emission, separating the items by class of charges and by kind of convention.

Introdução

Este trabalho descreve o Sistema de Controle de Faturamento e Emissão de Contas, que é parte do projeto global de informatização da Maternidade Lady Center (Hospital da Mulher). O projeto global, desenvolvido através de um convênio entre o Laboratório de informática em Saúde da UFPb e a Maternidade, prevê a implantação de um sistema em rede composto, entre outros, pelos seguintes módulos: Recepção; Administração; UTI; Bloco Cirúrgico; Berçário; Posto de Enfermagem; Almoxarifado. A lady Center é uma Maternidade com 32 leitos (apartamentos e enfermaria), centro cirúrgico, UTI neo natal, berçário, etc. Além de atendimento particular, atende também diversos convênios médicos

Metodologia

Inicialmente foram realizados estudos sobre o fluxo de informações relativas às despesas associadas a internações. na solução adotada as despesas são divididas nas seguintes classes: Diárias e Taxas; Procedimentos Médicos; Exames; Materiais; Medicamentos; Alimentação; Diferença de Diárias; Extras; Outros.

O Sistema de Controle de Faturamento e Emissão de Contas, que foi desenvolvido em ACCESS 2.0, é composto dos seguintes módulos:

1) Módulo Cadastro de Internação: Dados Pessoais; Dados do Convênio; Datas (entrada e saída); etc.

2) Módulo de Cadastro de Despesas - Registra todas as informações relativas as despesas agrupando por classe despesa com visualização das despesas lançadas.

3) Módulo de Emissão de Contas - Emite contas Particular (cobrada do paciente) e Convênio

(cobrada do convênio), separando os itens cobertos pelo coconvênio dos não cobertos. As contas podem ser Completa (agrupando por classe de despesas com detalhamento dos itens) e Simples (agrupando por classe de despesas sem detalhamento dos itens). Os itens de despesa pagas pelo paciente e pelo convênio são separadass nas contas particular e de convênio respectivamente.

4) Módulo Relatório de Faturamento - É dividido nos módulos de Faturamento por Convênio/Período e Faturamento por Período.

a) **Faturamento por Convênio/Período** - À partir da seleção do Convênio e do período (data inicial e data final), são gerados os seguintes relatórios: Relatórios Completo (faturamento por classe de despesa com o detalhamento do tipo de despesa). Relatórios Simplificado (faturamento por classe de despesa). Relatórios Por Paciente (faturamento para cada número de registro)

b) **Faturamento por Período** - À partir da seleção do período (data inicial e data final), são gerados os seguintes relatórios. Relatórios/Convênio (faturamento total com o detalhamento por convênio). Relatórios Classe de Despesa (faturamento total com o detalhamento por classe de despesa).

5) Módulo de Gerenciamento de Tabelas.

Manutenção e verificação dos dados nas diversas tabelas (particular e convênios) usadas, que são as seguintes: Diárias e Taxas; Procedimentos Médicos; Exames; Materiais; Medicamentos; Alimentação; Diferença de Diárias; Convênios.

Resultados

O software foi desenvolvido com a preocupação de que seria utilizado por profissionais

com nenhuma experiência em informática. Desta forma foi dada uma ênfase especial a interface amigável homem-máquina, através da utilização de ícones.

O sistema está funcionando sem problemas na rotina com mais de 250 interações/mês desde março de 1996.

Discussão e Conclusões

O projeto global prevê a utilização de vários computadores ligados em rede. Serão abordados aspectos relativos a:

Módulo de faturamento (já implantado);
Módulo Recepção;
Módulo Administração;
Módulo UTI;
Módulo Bloco Cirúrgico;
Módulo Berçário;
Módulo Posto de Enfermagem;
Módulo Almoxarifado;

O projeto atualmente em rotina esta implantado em apenas um computador, e possuindo um sistema de armazenamento ótico das informações (Phaser Disk - Panasonic).

Referências

SHORTLIFFE, E. H.;PERREAULT, L.E., Medical Informatics-Computer Aplications in Health Care. Addison-Wesley Publishing Company.(1990).

PERRY, GREG. Access 2.0 for Windows - Técnicas de Programação. Rio de Janeiro - Axcel Books, 1994.

SETZER, WALDEMAR W. Projeto Lógico e Projeto Físico de Banco de Dados. Minas Gerais: UFMG V Escola de Computação, 1986.

VARELA, JOSE ROBERTO. Access 2.0 Interativo e Visual. São Paulo: ERICA, 1994.

Proposta para conteúdo de um cartão do diabético

José Tadeu F. Leite¹; Fábio A. Silva¹; Silvestre M. Ferreira¹; Carlo André S. Mota¹; Harley C. Barroso¹; Renata C. G. Pereira¹; Renato J. Oliveira²; Gurdip S. Deep³

¹ Núcleo de Estudos e Tecnologia em Engenharia Biomédica - UFPB

² Departamento Materno Infantil/CCS - UFPB

³ Departamento de Engenharia Elétrica/CT - UFPB

email:tadleite@mail.openline.com.br

Resumo - Este trabalho propõe a implementação de um cartão eletrônico identificador de pacientes diabéticos, empregando cartões inteligentes. Os cartões pretendem ser os identificadores dos diabéticos, contendo seus dados pessoais, os dados relativos ao diabetes, a terapêutica adotada e os dados laboratoriais.

Abstract - This work deals with a diabetes card project, employing smart cards. The Diabetes Card will be used like a patient identifier and will store personal data, the patient diabetes history, the therapeutics and laboratorial data.

Introdução

O Diabetes Mellitus é considerada, nos dias atuais, uma das principais doenças crônicas e degenerativas que afetam o homem moderno, acometendo todas as classes sócio-econômicas. Trata-se de uma síndrome clínica heterogênea, caracterizada por uma insuficiência relativa ou absoluta na secreção da insulina pelo pâncreas e/ou por uma ação deficiente da insulina nos tecidos alvo, com alterações no metabolismo dos carboidratos, lipídios, proteínas, água e eletrólitos, alterando profundamente a homeostase do organismo (Gayoso e Fonseca, 1994)¹.

O diabetes é classificado, segundo a Organização Mundial de Saúde, como do Tipo I, ou insulino-dependente, do Tipo II ou não insulino-dependente e o diabetes secundário. Estima-se que 3 a 5% da população geral seja diabética e que metade desse total desconheça a sua condição diabética. De um modo geral, a prevalência do Diabetes Mellitus vem aumentando nas últimas décadas, tornando-se um dos principais problemas de saúde do homem moderno. Este aumento é decorrente de uma série de fatores, destacando-se mudanças do estilo de vida (sedentarismo, urbanização e novos hábitos alimentares), aumento da média de vida da população e ainda aumento da sobrevivência dos diabéticos, decorrente de melhores cuidados de saúde.

No Brasil, dados do inquérito realizado na população urbana de nove capitais (Ministério da Saúde)² mostraram uma prevalência global de 7,6%, na faixa etária de 30 a 69 anos. Aproximadamente 6% dos diabéticos manifestam suas doenças até 14 anos e de 8 a 10% até 20 anos de idade.

Na atualidade, o atendimento à população de diabéticos é bastante comprometido, tendo em vista a falta de informações sistematizadas sobre a evolução desta doença em cada paciente. Por ser

uma doença crônica e degenerativa, é imperativo um bom controle metabólico, a fim de se prevenir ou retardar as complicações e seqüelas oriundas da doença. Deste modo, faz-se necessária a implantação de um sistema de informação eficaz sobre a população de diabéticos, de maneira a melhorar a qualidade do atendimento, a eficácia do tratamento e principalmente, a qualidade de vida do diabético.

Proposta de um Cartão do Diabético

Propõe-se assim, neste trabalho, um sistema informatizado para acompanhamento de pacientes diabéticos, a partir da implantação de um Cartão do Diabético, baseado nos dispositivos denominados de Cartões Inteligentes (do inglês, *Smart Cards*).

O sistema em desenvolvimento consta fundamentalmente de uma rede formada por Unidades de Atendimento ao Diabético, localizadas nos consultórios médicos e em centros de atendimento vinculados ao SUS. Estas unidades dispõem de um microcomputador e são interligadas entre si através do Cartão do Diabético que, além de identificador do paciente, é o meio principal de transferência de dados na rede. Além destes elementos, a rede comporta ainda um Centro de Referência Local, formado por um Centralizador de Informações e por um Emissor de Cartão.

Uma Unidade de Atendimento ao Diabético possui um sistema para leitura/escrita de cartões, que possibilita acessar e modificar o conteúdo dos registros definidos no Cartão do Diabético e um sistema gerenciador de informações, capaz de manipular uma base de dados local contendo os dados dos pacientes, exames físicos, terapêuticas e inquéritos alimentares realizados. A estrutura proposta para a base de dados contida no cartão consta de:

A) Dados pessoais do paciente

Número de inscrição; foto; nome; sexo; nome da mãe; registro geral e estado emissor; data de nascimento; endereço ; seguro saúde; médico responsável pelo cadastramento; e data de emissão do cartão.

B) Informações sobre o diabetes

Tipo de Diabetes; Data do Diagnóstico; Manifestações crônicas do diabetes/Datas de Diagnóstico

C) Terapêutica Atual e Anterior

Data da Prescrição; Nome da Insulina, ação e dosagem; Nomes e dosagens de Hipoglicemiante, Hipotensor e Diurético; Outros medicamentos e dosagem.

D) Dados Laboratoriais

Data da Atualização; (Hemograma, Sumário de Urina e Bioquímica).

E) Dados das Consultas Realizadas

Data da Consulta e médico responsável; Peso e Altura; Pressão arterial (em pé, sentado, deitado); Glicemia Capilar, Glicosúria e Cetonúria

Resultados e Conclusões

O Cartão do Diabético possibilita a implantação de um prontuário médico portátil, cujas informações são disponíveis onde e quando necessitadas. Os pacientes podem realizar *check-ups* periódicos, inclusive com médicos distintos, visto que os mesmos dispõem em tempo real, dos seus históricos clínicos.

Este projeto será implantado na cidade de João Pessoa, estando prevista a emissão inicial de 20.000 cartões. Participarão do sistema 14 médicos endocrinologistas e 4 Centros de Atendimento ao diabético vinculados ao SUS. O desenvolvimento deste projeto dar-se-á em 2 (duas) fases: a primeira, já em andamento, está sendo dedicada à especificação e à implementação do sistema propriamente dito; a segunda será destinada à implantação do projeto piloto.

Não é do nosso conhecimento a existência de projetos semelhantes para acompanhamento de pacientes diabéticos, a nível do Brasil. Neste sentido, ações estão sendo tomadas junto ao Ministério da Saúde, para a obtenção de um consenso dos especialistas, no tocante ao conteúdo do cartão. A questão da codificação dos dados no cartão tem sido uma das maiores preocupações, visando a compatibilidade das informações contidas no cartão, com relação a projetos futuros.

Referências

1. GAYOSO, M.H. and FONSECA, A.(1994), Etiopatogenia e classificação do Diabetes. In: Vaisman, M. and Tendrich, M. Diabetes Mellitus na prática clínica. Rio de Janeiro, Cultura Médica.
2. MINISTÉRIO DA SAÚDE - Censo Nacional de Diabetes. Estudo multicentro sobre a prevalência do Diabetes Mellitus no Brasil.
3. WAEGEMANN P., Patient Card Technologies and Applications. In Anais: Fourth Global Congress on Patient Cards and Computerization of Health Records, 1992, pp. 120-120-vi.

Controle de acesso em ambiente hospitalar

Gabriela G. G. Loureiro¹; José Tadeu F. Leite¹; Francisco F. Borges¹

¹ Núcleo de Estudos e Tecnologia em Engenharia Biomédica - UFPB
Caixa Postal 5016 - 58051-970 João Pessoa - PB
email:tadleite@mail.openline.com.br

Resumo - Este trabalho apresenta as características gerais de um sistema para controle de acesso em ambiente hospitalar. O sistema proposto pode empregar cartões inteligentes e/ou *transponders* como identificadores de usuários e consiste em uma pequena rede local formada por unidades remotas, responsáveis pela leitura dos identificadores e por um microcomputador PC, que controla o funcionamento geral do sistema. A comunicação na rede utiliza a interface serial RS485.

Abstract - This paper describes an access control system for hospital environment. The control system, which aims the utilization of smart cards and transponders as user identifiers, consists basically of a miniLAN where reader units based on microcontrollers are managed by a personal computer, employing the serial interface RS485.

Introdução

A evolução dos sistemas hospitalares, com novos tratamentos, novos equipamentos e novos ambientes, tem proporcionado o aparecimento de uma rede complexa e de difícil administração (Mudonnet, 1988)¹. Assim, novas tecnologias têm surgido constantemente, voltadas para a automação da gerência desses ambientes.

Um sistema de controle de acesso permite o registro de todos os acessos aos ambientes supervisionados, apresentando também a data e a hora para cada registro. Além disso, o próprio acesso a um ambiente pode ser restringido a um conjunto de usuários, para todos ou determinados horários, através de portas com fechaduras eletromagnéticas controladas pelas estações remotas do sistema. Os usuários são identificados através de dispositivos eletrônicos portáteis.

Dentre as tecnologias disponíveis para identificação em sistemas de controle de acesso a ambientes, duas se destacam pelas relações qualidade/custo apresentadas: os cartões inteligentes, dispositivos similares a cartões bancários que dispõem de uma memória interna protegida; e os *transponders*, pequenos botões que, uma vez excitados por um campo eletromagnético, emitem por ondas de rádio um código único de identificação (Legg, 1994)².

Metodologia

O sistema proposto neste trabalho trata de um pequena rede local cuja estrutura é formada por estações remotas inteligentes, responsáveis pela leitura dos identificadores de usuários e por um microcomputador PC central, responsável pela gerência da comunicação na rede. O canal de comunicação da rede emprega a interface diferen-

cial padrão RS-485. Devido às características intrínsecas desta interface, a comunicação na rede é realizada em modo *Half-Duplex*, sendo esta talvez a maior limitação do emprego da interface RS-485 (EIA STANDARD, 1983)³.

As unidades leitoras são baseadas em microcontroladores e identificadas na rede por um endereço próprio, armazenado em *straps* ou em memória EEPROM. Pode estar associada à leitora uma porta com fechadura eletromagnética controlada pela própria unidade, restringindo a usuários autorizados o acesso ao ambiente protegido. A unidade gerenciadora, ou *Host*, realiza o controle centralizado sobre as unidades leitoras através de *polling*: o *Host* efetua varreduras temporizadas na rede, solicitando de cada estação remota os acessos efetuados pelos usuários.

O protocolo de comunicação da rede considera três modos de operação: modo Funcionamento, que trata da comunicação entre o *Host* e as leitoras durante a realização do *polling* na rede; modo Relógio, uma operação intermitente que garante o sincronismo entre os relógios das estações remotas e o relógio da unidade central; e, por fim, modo Programação, aplicado no caso de as leitoras utilizarem memória EEPROM para armazenar o endereço de *polling*, quando o *Host* envia a cada unidade seu endereço na rede.

A comunicação no canal é assíncrona e por pacotes de tamanho variável. Cada pacote é formado por um cabeçalho, que indica a operação em andamento e a quem se refere o pacote e por um corpo, que reúne o conteúdo do pacote e o respectivo controle de erro. No cabeçalho é enviado o endereço da respectiva unidade de acesso controlado (UAC), acompanhado de seu complemento para controle de erro. A figura 1 mostra a formação de um pacote deste protocolo.

Cabeçalho		Corpo		
OPCOD	UAC	~UAC	CONTEÚD	CRC
E			O	

Figura 1. Estrutura do Pacote

O conteúdo do pacote pode ser um código de usuário, para acesso à base de usuários autorizados, uma resposta em tempo real do *Host* para a leitora que solicitou permissão de acesso, ou ainda, data e hora atuais, quando o *Host* atualiza o sincronismo da rede.

O *software* de gerência da rede, a ser utilizado pela unidade central, está sendo implementado em linguagem orientada a objetos *Borland C++ 4.5™* para ambiente *Microsoft Windows™* e consta de dois módulos:

- **Cadastro Geral de Leitoras** - responsável pela manutenção da base de dados sobre as unidades leitoras de cartão, seus endereços e localização no prédio onde funciona o sistema;
- **Núcleo de Gerência** - responsável pela configuração da interface de comunicação do *Host*, bem como pela ativação dos modos de funcionamento da rede.

Existe ainda um cadastro de usuários da rede, não sendo relevante para este trabalho a implementação desta base de dados.

Resultados e Conclusões

O sistema de controle de acesso discutido neste trabalho permite uma gerência hospitalar mais eficiente, proporcionando: a) uma supervisão automática de médicos e profissionais de saúde, permitindo inclusive o gerenciamento de horas trabalhadas; b) um acompanhamento de pacientes, como por exemplo, recém-nascidos.

A localização física dos leitores depende do tipo de dispositivo de identificação empregado, havendo uma tendência ao emprego dos *transponders*, que são dispositivos mais práticos, podendo ser colados nos crachás de identificação e com leitura/escrita realizada por rádio-frequência.

Referências

1. MAUDONNET R. (1988), Administração Hospitalar, Editora Cultura Médica Ltda, Primeira Edição, 309 p.
2. LEGG G., (1994), "RFID tags connect smart cards to smart highways", EDN, dez, pp. 33-36.
3. EIA STANDARD, (1983), EIA 485, Electronic Industries Association, april, 22p.
4. MANUAL TÉCNICO, (1996), "Radio Frequency Identification - How it work and how to profit from it", ID Technologies, 14p.

CorbaMed - Objetos distribuídos para a área da Saúde

Beatriz de Faria Leão¹, Pablo Madril¹, Meide Anção¹, Monica Parente Ramos¹, Daniel Sigulem¹

¹Centro de Informática em Saúde/ Universidade Federal de São Paulo - Escola Paulista de Medicina - SP. Brasil

Resumo - Este artigo visa apresentar o modelo de objetos distribuídos proposto pelo grupo OMG (Object Management Group), padronizado através da arquitetura CORBA (Common Object Request Broker) com seus serviços, operações, interfaces de domínio, e objetos da aplicação. Apresenta-se um breve histórico do grupo OMG, discutindo-se brevemente os componentes da arquitetura CORBA, apresentando-se as propostas do sub-comitê CORBAMED que visa a criação de objetos CORBA para o domínio da Saúde. No final discute-se a integração deste paradigma com a proposta do HL-7 orientado a objetos.

Abstract - This paper presents an overview of the OMG (Object Management Group) architecture for distributed objects - the CORBA model (Common Object Request Broker) describing its main pieces: the Object Broker, CORBA services, CORBA facilities, Domain interfaces and Application Objects. A brief description of the OMG Group is presented. The proposal of the CORBAMED sub-committee is discussed and its integration with Health-Level 7 Object Oriented Approaches.

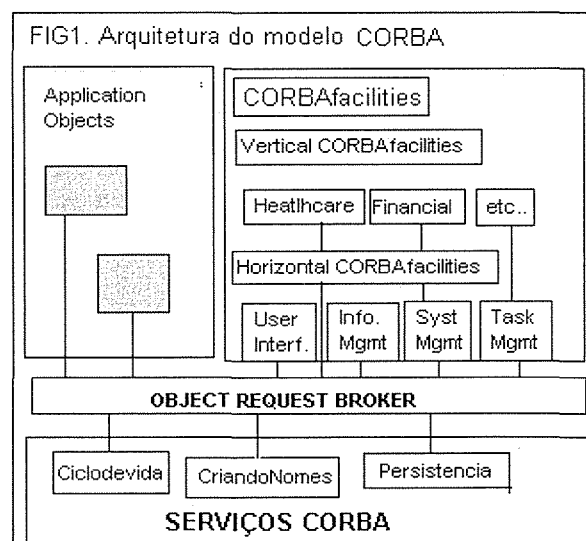
Introdução

A tecnologia de orientação a objetos é hoje considerada como um dos paradigmas mais robustos para apoiar o desenvolvimento de aplicações em domínios de alta complexidade. Foi somente a partir da década de 80 que a tecnologia de objetos passou a chamar atenção da indústria de hardware e software. Algumas companhias começaram naquela data a se reunir para trocar informações sobre orientação a objetos (OO). Em 1989 foi criado o consórcio OMG - Object Management Group¹ com o objetivo de estabelecer os padrões em OO para a indústria. O consórcio conta hoje com mais de 600 participantes entre fornecedores de hardware, software e universidades. O OMG não é um comitê de padronização como o ISO ou ANSI. Por não possuir a estrutura rígida e burocrática dos comitês de organizações governamentais o OMG consegue obter consenso com muito mais rapidez. O processo de padronização no OMG busca alcançar a interoperabilidade entre diversas plataformas de forma transparente. Com este objetivo foi proposta uma arquitetura para garantir a interoperabilidade independente da plataforma de hardware - o modelo CORBA: Common Object Request Broker^{1,2}.

Arquitetura do modelo CORBA

A arquitetura proposta no modelo CORBA possibilita a padronização de ambientes distribuídos.

A arquitetura CORBA especifica um conjunto de interfaces e funções para cada componente, conforme demonstra a Fig. 1 abaixo.



Diferentes componentes, de diversos fornecedores são capazes de se integrarem através de interfaces comuns. O modelo CORBA é composto de: *Broker*, *CORBA services*, *CORBA facilities*, *Domain Interfaces* (Interfaces de Domínio), e *Application Objects* (Objetos da Aplicação). O módulo de *Serviços CORBA* padroniza o ciclo de vida dos objetos, através de funções para criar objetos, controlar o acesso, e manter a consistência dos relacionamentos entre grupos de objetos. Enquanto o componente *Serviços* do modelo CORBA oferece a funcionalidade

básica dos objetos, o componente *Facilities* do modelo CORBA oferece serviços a aplicações, tais como: serviços de impressão, acesso a bancos de dados e correio eletrônico.

As Interfaces do Domínio são a mais nova área de atuação do modelo CORBA. Estas podem ser definidas como interfaces de aplicações que são específicas para indústrias verticais, tais como Saúde, mercado financeiro e telecomunicações e necessitam customização por parte do usuário. Já existem alguns objetos deste tipo definidos para o domínio comercial: objetos CORBAbusiness. Com o objetivo de padronizar os objetos para a área da saúde foi criado o sub-comitê CORBAmed em janeiro de corrente ano. O grupo CORBAmed trabalha em consonância com os padrões para representação da informação em Saúde, tais como o padrão HL-7 (Health Level 7). De fato os dois comitês estão trabalhando em conjunto para a criação dos objetos CORBAmed juntamente com a versão orientada a objetos do modelo HL-7. Ainda que estes sejam tópicos bastante recentes na comunidade internacional no último congresso do TEPR (Toward an Electronic Patient Record), promovido pelo Medical Records Institute o modelo CORBA foi um dos temas abordados com grande ênfase. Foi apresentado um tutorial, e dois dias completos de sessões discutindo o modelo e as implementações que já existem, voltadas para a área da saúde.

Benefícios do modelo CORBA

Para os desenvolvedores de software existem algumas vantagens na adoção do modelo CORBA: [1] este é um ambiente que possibilita ao desenvolvedor aproveitar tudo que já existe na casa, garantindo a interoperabilidade entre diferentes plataformas e linguagens de programação. CORBA é hoje uma solução atraente para integração com os sistemas já existentes, por exemplo, sistemas administrativos em COBOL podem ser integrados com facilidade ao ambiente CORBA; [2] uso da metodologia de programação e análise orientada a objetos em todas as etapas do desenvolvimento do projeto; [3] o ambiente CORBA maximiza a produtividade do programador uma vez que este já parte de um ambiente que oferece distribuição, controle de acesso e serviços de forma padronizada e transparente através da rede. Com isto o programador pode se ocupar de

desenvolver os aspectos específicos do domínio da aplicação.

Discussão

A complexidade de se desenvolver sistemas integrados através de diferentes plataformas de hardware, integrando o legado que já existe em cada instituição, aproveitando desta forma o investimento que já foi feito não é tarefa trivial. Se, no topo deste desafio o domínio a se desenvolver uma aplicação é complexo por sua própria natureza, tal como a Medicina, o desafio torna-se ainda maior. O sonho que todos desejamos ver na prática é o de um ambiente híbrido totalmente integrado onde o profissional da área da saúde é apoiado na sua atividade fim pelo sistema de informações.

Para atingir este objetivo há necessidade de se utilizar tecnologia de ponta que possibilitem a interoperabilidade e o gerenciamento de diferentes componentes na rede. O modelo CORBA é hoje a proposta mais concreta e padronizada para obtenção deste cenário integrado. A tendência hoje em engenharia de software é trabalhar com componentes não mais com aplicações monolíticas capazes de resolver isoladamente todos os problemas da Instituição. projeto do sistema integrado de informações do Hospital São Paulo pretende utilizar o modelo CORBA. Com este intuito um programa interno de formação de recursos humanos em orientação a objetos está em andamento e os primeiros componentes deste ambiente integrado estão em fase de modelagem conceitual.

Referências

- [1] Siegel J. CORBA Fundamentals and Programming. John Wiley & Sons, Inc. New York, 1996.
- [2] Orfali R, Harkey D, Edwards J. The Essential Distributed Objects Survival Guide. John Wiley & Sons, Inc. New York, 1996.

23.

SISTEMAS DE
INFORMATIZAÇÃO
CLÍNICA

Sistema de Gerenciamento de Banco de Dados para Análise dos Exames Realizados no Laboratório de Hemodinâmica

¹Lafayette Batista Melo, ¹Guilherme Vilar, ¹Renato Vieira Barros

¹NETEB/CMEB/UFPb - Caixa Postal 5066 CEP 58.051-970 - João Pessoa - PB
Fone: (083) 216-7067 - Fax: (083) 216-7369 - E-mail: vilar@terranpd.ufpb.br

Resumo - Este trabalho consiste na implementação de um Sistema de Gerenciamento de Banco de Dados para análise dos exames realizados no Laboratório de Hemodinâmica. Para o desenvolvimento deste Sistema, foi elaborada uma Classificação das Cardiopatias diagnosticadas e criada uma padronização sistemática das informações dos diversos exames. Além disso, foi construído um Banco de Dados com imagens filmadas durante o cateterismo cardíaco. O Sistema, no momento denominado CARDIOCAT, gera laudos, faz algumas orientações diagnósticas e mostra imagens obtidas do tagamo, o que possibilita uma análise melhor e mais eficiente dos diversos dados registrados, sejam eles dos pacientes ou dos exames.

Abstract - This work deals with the implementation of a Data Base Management System, to help in the analysis of data gathered in procedures made in the Hemodynamic Laboratory. In order to develop this system, a classification of different cardiopathies was made and a standardization of the information obtained in different procedures was developed. A Data Base was also developed with images filmed during catheterism procedures. The system, named CARDIOCAT, for the time being, generates reports, issues diagnostic suggestions and shows the images acquired in the tagamo, allowing for a better and more efficient analysis of a great amount of data collected, either from the patient or from the procedures.

Introdução

O estudo da dinâmica do sistema cardiovascular é feito através do exame de cateterismo cardíaco, com o objetivo de colher dados para verificação do estado do aparelho cardiovascular, da função miocárdica, para orientação diagnóstica e terapêutica.

O cateterismo cardíaco consiste na utilização de cateteres especialmente fabricados para atingirem os diversos locais do sistema cardiovascular por via venosa, arterial ou mesmo através da punção de alguma cavidade cardíaca.

O objetivo geral deste trabalho foi implementar um Sistema de Gerenciamento de Banco de Dados para análise dos exames realizados no Laboratório de Hemodinâmica. Dentro desta proposta, foram traçados três objetivos específicos:

1. Definir uma Classificação das Cardiopatias diagnosticadas em Laboratórios de Hemodinâmica;
2. Obter as imagens cardíacas;
3. Integrar a Classificação das Cardiopatias e as imagens a um Sistema de Gerenciamento de Banco de Dados que contenha dados dos pacientes e dos exames.

Metodologia

Foram registrados dados físicos e pessoais dos pacientes. As informações dos exames foram colhidas e sistematizadas a partir da manometria, débito cardíaco e resistências vasculares, parâmetros de contratilidade e oximetria.

As imagens foram subdivididas em cineangiogramas (direita e esquerda), cineangiocardiografia e angiografias seletivas. A cineangiocardiografia foi subdividida em ventriculografia esquerda, ventriculografia direita, aortografia, retomo venoso (para o átrio esquerdo) e arteriografia pulmonar. As cineangiogramas direita e esquerda não têm dados comuns. Podem, por isso, ser entendidas como subdivisões diretas das imagens obtidas. A subdivisão das cineangiocardiografias é utilizada apenas em nível esquemático, visto que cada um desses exames tem características próprias, não comuns entre si. Para as angiografias seletivas, foi colocado como dado apenas uma observação eventual.

Uma das possíveis orientações diagnósticas a serem dadas pelo Sistema pode ser, por exemplo, a seguinte: se a Pressão Sistólica do VD > 35 mmHg ou a Pressão Sistólica da AP > 35 mmHg ou a Pres-

são Sistólica do AD > 35 mmHg então aparecerá no relatório "Pressão aumentada em câmara direita"; caso contrário, "Pressões normais em câmara direita".

O estudo das cardiopatias diagnosticadas foi feito com o propósito de padronizar uma classificação (adaptada ao Laboratório de Hemodinâmica) a ser implementada em conjunto com o Sistema. Além de facilitar a organização do Laboratório, a Classificação das Cardiopatias servirá como uma Base de Dados relacionada com os exames realizados. Ou seja, a partir dela, poderá ser pesquisada a incidência de pacientes portadores de determinada doença bem como as características diversas destas. Isso pode facilitar na medida em que se queira pesquisar não só pelo nome, mas também por características comuns de determinadas patologias.

É importante ressaltar que essa Classificação foi estudada e analisada em conjunto com uma equipe médica especializada. Isso não quer dizer que este estudo esteja acabado, pois a quantidade de doenças existentes é muito grande. Muitas delas são, inclusive, desconhecidas e, dependendo da região onde se pesquise, pode haver doenças com frequências bem diferenciadas.

Para o desenvolvimento do Sistema, foi utilizado um Banco de Dados do tipo relacional - o MS- Access -, por uma série de razões: facilidade de uso, facilidade para armazenar e recuperar imagens criadas por outros aplicativos e uso freqüente em microcomputadores. Foi utilizado um microcomputador 486 DX4 com 8Mb de RAM, unidade de disco de 3^{1/2} polegadas e disco rígido de 1 Gb.

Os dados são entrados via preenchimento de formulários que aparecem na tela do computador. Os dados manométricos podem ser entrados através de um software de processamento de sinais ou pelos formulários. As imagens cardíacas foram filmadas a partir do tagamo e enviadas ao computador por uma placa de vídeo VideoBlaster para serem processadas pelo software GlobalLab, cuja finalidade era de converter os formatos em TIF e GIF que eram, então, lidos pelo MS-Access.

Resultados

Foram analisados exames, nos quais estavam registrados 321 diagnósticos de diversas doenças

cardíacas. Todas elas estão incluídas na Classificação das Cardiopatias proposta neste trabalho.

Além dos diagnósticos, as imagens e os dados relativos à manometria, oximetria, parâmetros de contratilidade, débito cardíaco e resistências vasculares também foram analisados, mas, para efeito de conclusão, os diagnósticos finais mereceram maior atenção, pois são dados registrados em função da análise que o médico faz dos diversos tipos de exames realizados. Para tanto, o Sistema é de fundamental importância, na medida em que possibilita uma análise mais eficiente e confiável.

Dentre os grupos principais classificados, o que apresentou maior incidência foi o das coronariopatias (132), ou seja, 41% do total. Os problemas decorrentes do átrio esquerdo e da artéria pulmonar não apresentaram quaisquer casos registrados; os das cardiopatias congênitas, 7 (2%), os decorrentes da função ventricular esquerda, 96 (30%), as valvulopatias, 83 (26%) e os decorrentes da aorta, 3 (1%).

Conclusões

O presente trabalho contribuiu para uma série de constatações e reavaliações em relação ao Laboratório de Hemodinâmica e a sua informatização. A análise e o desenvolvimento do Sistema trouxeram novos enfoques organizacionais e administrativos, propostas de aplicações na área de educação e treinamento de pessoal, perspectivas de melhoria de pesquisa em Cardiologia, melhorias em relação à eficiência, eficácia e diminuição dos custos e a possibilidade de se analisar melhor o estado cardiovascular do paciente, tendo em vista que uma série de informações integradas está à disposição do médico hemodinamicista, incluindo as imagens cardíacas.

Referências

- ABADAL, José B. **Aportes de una base de datos de pacientes sometidos a sondeo cardiaco.** In: Revista Médica do Chile. vol. 120. nº4. Chile: Revista Médica do Chile, 1992.
- ALOAN, L. **Hemodinâmica e Angiocardiografia - Obtenção de Dados, Interpretação e Aplicações Clínicas.** Rio de Janeiro - São Paulo: Livraria Atheneu Ltda, 1982.
- BRAUNWALD, E. **Tratado de Medicina Cardiovascular.** 2ª ed. São Paulo: Livraria Roca Ltda, 1987.

Anunciador Automático de Mensagens para Consultório Médico

Alessandro F. Araújo; José Tadeu F. Leite; Silvestre M. Ferreira; Juliana D.R.V. Medeiros;
Fábio de A. Silva

Núcleo de Estudos e Tecnologia em Engenharia Biomédica /UFPB
Caixa Postal 5016 - 58051-970 João Pessoa - PB
email: tadleite@mail.openline.com.br

Resumo -- Este trabalho apresenta um sistema anunciador de mensagens, capaz de enviar automaticamente e através da linha telefônica, mensagens relacionadas com a marcação de consultas de pacientes. O sistema funciona de modo autônomo, podendo ser programado a partir dos dados de uma agenda médica eletrônica.

Abstract -- This work deals with a message announcer developed to send, by means of telephone lines, messages related to medical appointments. The system works in a stand alone mode and can be programmed by an electronic medical agenda.

Introdução

O esquecimento por parte do paciente de uma consulta previamente marcada configura-se, na atualidade, como um dos mais importantes fatores de não comparecimento ao consultório. Este não comparecimento é tão mais frequente quanto maior for a antecedência da consulta marcada e torna-se crítico sobretudo nos consultórios médicos com elevado número de consultas diárias, visto que a falta implica normalmente no não atendimento de um outro paciente. Se por um lado observa-se que a maioria dos não comparecimentos está associada ao esquecimento por parte do paciente, há também a necessidade do médico em desmarcar ou modificar o horário de algumas consultas, quando da sua indisponibilidade.

O procedimento adotado em alguns consultórios para minimizar o número de não comparecimentos consiste em avisar os pacientes, com uma certa antecedência e através de telefonemas, os seus horários de consultas. Este procedimento é normalmente realizado pela atendente, demandando desta um tempo relativamente longo, o qual poderia ser dedicado a outras atividades.

Por outro lado, a crescente e irreversível automatização dos consultórios

disponibiliza ferramentas computacionais que podem ser perfeitamente programadas para a execução desta tarefa. O sistema em desenvolvimento no NETEB/UFPB para gestão de consultórios de endocrinologistas e voltado para atendimento de pacientes diabéticos - Projeto Cartão do Diabético⁽¹⁾ comporta uma série de módulos, incluindo uma agenda médica eletrônica. Deste modo, pode-se perfeitamente aproveitar as potencialidades desta agenda, incorporando um equipamento autônomo, capaz de comunicar-se com o gestor da agenda e de lembrar aos pacientes os horários das suas consultas, através do envio automático de mensagens por meio da linha telefônica.

Sistema Proposto

O Sistema de Chamada Automática a Pacientes - SCAP é composto por uma unidade microcontrolada que gerencia uma interface serial RS232, um mostrador alfa-numérico, um teclado de funções, um gerador de áudio e uma interface com a linha telefônica.

Através da interface serial o microcomputador gestor da agenda médica comunica-se com o SCAP, no início de cada sessão, programando-o com os seguintes dados: relação dos telefones dos pacientes; nome do médico; dias e horários das consultas; tipo de mensagem

(confirmando ou desmarcando consulta); e horários em que os pacientes poderão ser avisados. Uma vez programado, o SCAP funciona de maneira autônoma, mesmo no período noturno, não necessitando, deste modo, que o microcomputador que gerencia a agenda eletrônica esteja ligado.

Os números telefônicos dos pacientes são chamados sucessivamente, obedecendo a antecedência desejada para a chamada, que pode ser no mesmo dia ou no dia anterior, o horário preferencial, que leva em consideração se o telefone é comercial ou residencial e a ordem alfabética dos nomes.

O anunciador mantém um índice das chamadas realizadas e relata posteriormente para a agenda eletrônica as impossibilidades de chamada (números ocupados ou em que as chamadas não foram atendidas).

Para a geração das mensagens o sistema emprega um conversor digital/analógico de 8 bits (PMI 7226), 1 Mbyte de memória EPROM e 64 Kbytes de memória RAM. Na memória EPROM é gravado um arquivo (extensão *wav*) formado pela concatenação de uma série de palavras e frases obtidas por intermédio de um *kit* multimídia para PC (Sound-Blaster, Creative Inc.), empregando-se um frequência de amostragem de 11025 Hz. Por questões de limitação de memória, o arquivo final é reduzido à metade, equivalendo pois a uma frequência final de amostragem 5512,5 Hz. Esta frequência de amostragem é compatível com a banda passante da linha telefônica⁽²⁾. Já a memória RAM serve para o armazenamento do nome do médico, obtido nas mesmas condições das palavras e frases anteriores. Este arquivo tipo *wav* que contém o nome do médico é transferido para o anunciador de mensagens durante a sua programação.

As palavras e frases possuem um índice e um tamanho conhecido em *bytes*, de maneira que durante a transmissão, o anunciador de mensagens monta a frase

específica a ser enviada para o paciente. A tabela 1 exemplifica uma mensagem típica e suas variáveis.

Tabela 1. Exemplo de mensagem enviada.

Aqui é do consultório
<do doutor ou da doutora>
<nome do médico ou da médica>.
Estamos confirmando uma consulta marcada para
<hoje ou amanhã>,
<dia da semana>,
<dia do mes>,
às
<numeral>
horas e
<numeral>
minutos.

A interface com a linha telefônica empregará os circuitos clássicos usados em telefonia, podendo realizar discagem por pulso e por tom.

Resultados e Conclusões

O Sistema de Chamada Automática a Pacientes - SACP apresentado neste trabalho já é capaz, na atualidade, de montar e emitir mensagens empregando um amplificador de áudio. Está sendo implementada no momento a interface com a linha telefônica e estão sendo analisados algoritmos de compressão, visando uma maior capacidade para armazenamento de mensagens.

Referências

1. DEEP G.S., LEITE J.T.F., OLIVEIRA R.J, FERREIRA S.M. e SILVA F.A., (1996), "The Brazilian Diabetes Card Project", submetido ao Twentieth International Symposium on the Creation of Electronic Health Record Systems, San Diego, may 14-18, 6 pg.
2. MANUAL TÉCNICO, (1995), Quick Voice, Digital Voice Technology, 8 pg.

O Projeto Pacs: um sistema para visualização dinâmica e armazenamento de imagens de angiografia digital no incor.

Paulo R.C.Alcocer*, Cândido P.Melo*, Sérgio S.Furuie*, Nivaldo Bertozzo Jr.*, Luiz C.Parzianello*,
Marina S.Rebello*

* Divisão de Informática - InCor, FMUSP
Av.Dr.Enéas de Carvalho Aguiar. 44 -05403-000- São Paulo (SP)
E-mail: alcocerp@incor.usp.br

Resumo - Este trabalho descreve a solução encontrada para um sistema PACS totalmente em padrão DICOM, esclarecendo as técnicas de desenvolvimento do sistema, métodos de compressão e visualização dinâmica para os estudos de cine-angiografia, o que permitirá, num futuro breve, a qualquer PC conectado à rede de computadores do InCor buscar, e visualizar sequências de imagens de forma segura, eficiente, com boa resolução espacial e temporal.

Abstract - This paper describes one possible solution for a total integrated DICOM-PACS, developed at the InCor, São Paulo, for transmission, conversion, archiving and visualization of angiography studies, allowing in a near future any PC connected to the computer network to retrieve and visualize the images efficiently and with good spatial and temporal resolution.

Introdução

É bem conhecido a enorme quantidade de quadros de imagens gerados nos estudos de Cine-AngioCoronariografia por raios-X, estudos estes que produzem Gigabytes de dados a serem armazenados em mídias magnéticas ou magneto-ópticas. Estatísticas demonstram que cada paciente examinado em exames de cateterismo por exemplo, gera em média 1000 quadros de imagens. No InCor, são realizados em média 45 exames diários de hemodinâmica que são armazenados atualmente em discos-ópticos analógicos, i.e., tecnologia de video-discos, gravando-se um (1) disco por dia. O objetivo do projeto PACS (Picture Archiving and Communication System) é ter essa informação em formato digital necessitando a utilização de técnicas de compressão de imagens, sem-perdas. Isto porque os médicos resistem às idéias de taxas de compressão que provoquem perdas na qualidade da imagem. A solução deve também permitir a transmissão rápida e o armazenamento organizado para as imagens digitais, tanto no ponto de disponibilidade do exame em curto prazo, como também no aspecto de multi-visualização. A solução deve permitir aos médicos no centro-cirúrgico, por exemplo, tomar decisões diagnósticas logo após o exame hemodinâmico do paciente. Ao mesmo tempo devem ter acesso às imagens, os médicos autorizados que estejam conectados à rede de computadores, para discutir as seqüências de imagens nas salas de ensino, ou nas salas de consulta.

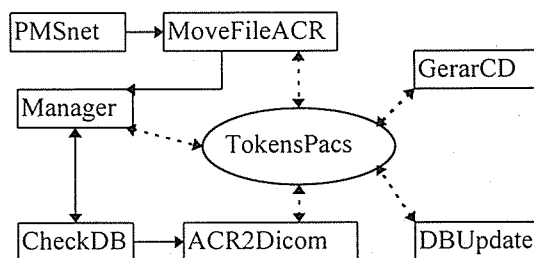


Figura 1- Esquema dos módulos previstos para o sistema PACS e sua inter-dependência

Metodologia

Após análises adequadas de padrões para formato de imagens, adotou-se o padrão internacional para imagens médicas - DICOM, que prevê a multi-modalidade requerida no projeto PACS, a independência de fabricante do equipamento e a independência de plataforma para a visualização dos exames. Todas essas características satisfazem as condições de contorno para a solução proposta. Conforme ilustrado na figura 1, a partir da geração das imagens nas 4 salas da Hemodinâmica (equipamentos Philips Integris H), elas são transmitidas para um servidor de imagens (DEC-Alpha) via rede Ethernet (10Mb/s) que recebe cerca de 1000 a 1200 quadros de cada sala levando 20 a 30 minutos para completar a transferência. Automaticamente um módulo do software, o MoveFilesACR, organiza as imagens recebidas em sub-diretórios por paciente, e sinaliza um arquivo de estado, o TokensPacs, que serve como um semáforo para atualizações nestes sub-diretórios. De acordo com o conteúdo deste arquivo um outro módulo, o CheckDB verifica as seqüências de imagens quanto à integridade de

dados demográficos em relação às informações do Sistema de Informação do InCor. Logo após a

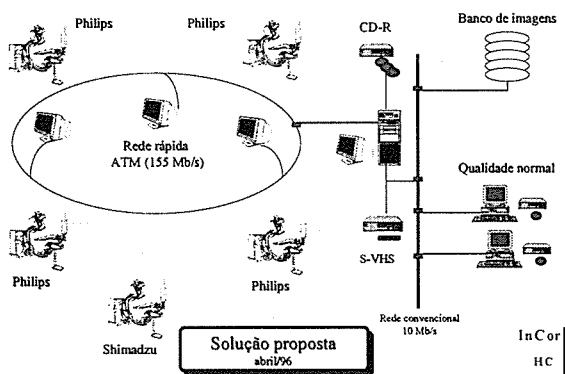


Figura 2- Diagrama do sistema PACS desenvolvido no InCor

verificação o módulo ACR2Dicom converte as seqüências de imagens em padrão DICOM, compactando-as com técnicas de sub-amostragem associadas a algoritmos JPEG sem perdas. Após a conversão/compactação um arquivo DICOMDIR é gerado contendo as informações de todo o diretório e imediatamente sinaliza o arquivo de estado. Prosseguindo, um outro módulo, o DBUpdate, encapsula as imagens DICOM daquele diretório em formato TAR (Tape Archive Record) e as envia

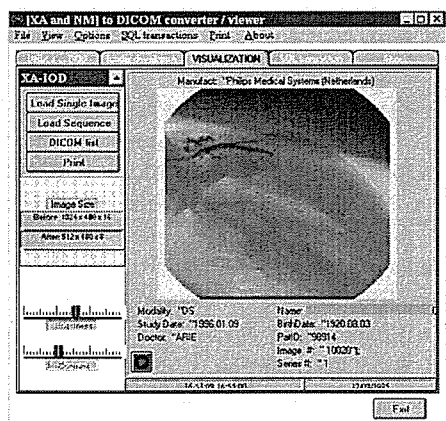


Figura 3- Exemplo de uma interface gráfica para visualizador de seqüência de imagens DICOM

para o banco de imagens atualizando as tabelas necessárias para a devida recuperação da informação. Neste ponto o arquivo de estado é lido pelo módulo GerarCD que copia os arquivos do banco de imagens para um gravador de CDs, mantendo assim uma redundância da informação pelo tempo que as imagens existirem no banco de imagens (previsão de 1 mês). Após este período os exames estarão disponíveis apenas em CDs, em formato DICOM. Todo este processo é ilustrado na

Figura 2. Para a visualização, uma interface gráfica baseada em hipertexto e linguagem SQL, questionará o banco relacional obtendo listas de exames por paciente, onde então será trazido um visualizador DICOM que interprete as imagens e ajuste os recursos necessários para a perfeita visualização daquelas imagens no computador requerente, conforme ilustrado na Figura 3.

Resultados e conclusões

No estágio atual o tempo de transferência entre as salas da Hemodinâmica e o servidor de imagens é de 20-30 minutos o que pode ser reduzido para 2-3 minutos com a implantação de uma rede rápida entre as salas e o servidor, o que já está previsto no projeto. Uma vez os exames estando no banco de imagens, eles poderão ser recuperados em menos de 2 minutos devido a taxa de transferência da rede rápida ATM que é de 155Mb/s. Nos testes o módulo ACR2Dicom está convertendo cada quadro em 1.2 segundos alcançando taxas de compressão de 6:1 até 22:1 de acordo com o tamanho original de cada imagem. Os módulos de integração com o banco institucional assim como as interfaces gráficas para visualização de seqüências de imagens e o processo interativo de gravação de Cds estão em desenvolvimento. Esses módulos devem estar prontos em breve quando todo o sistema será integrado e devidamente testado pelos médicos.

Referências

1. DICOM STANDARD, American College of Radiology and National Electrical Manufacturers Association, NEMA Standards, Digital Imaging and Communication in Medicine-DICOM, Washington- DC, (1995).
2. ELION, J.L., DISC'95-Digital Interchange Standards for Cardiology, A demonstration of the DICOM Interchange Media Sponsored by the American College of Cardiology, Version 1.02, Brown University, (1995).
3. PHILIPS MEDICAL SYSTEM, Integris H 3000 System User's Manual, (1994).
4. LEVINE, BA; MUN, SK; BENSON, HR; HORII, SC Assessment of the Integration of a HIS/RIS with a PACS, Proc SPIE, 1234:391-397, 1990.

 -Os autores agradecem a Fundação Zerbini Proc.SDC-1027/95/27 e Prot.649/90/48, ao CNPq Proc.301254/94-0, à FINEP Proc.66.94.0138.00 e à DEC-DIGITAL pelo apoio físico-financeiro a esse projeto.

Arquivo Médico Digital em Oftalmologia

Eduardo Appel¹, Luthero Dutra Martins²

¹ Faculdade de Engenharia e Arquitetura - Depto. de Engenharia Elétrica - UPF

² Faculdade de Medicina - UPF

Universidade de Passo Fundo - Caixa Postal 567 - CEP 99001-970 - Passo Fundo (RS)

E-mail: appel@upf.tche.br

Resumo - Este trabalho apresenta a proposta de construção de um Arquivo Médico Digital (AMD) em Oftalmologia. Através dos equipamentos utilizados nos exames de rotina nos consultórios e clínicas oftalmológicas, procurou-se adequar e adaptar recursos computacionais, como por exemplo placas de aquisição de imagens e software de processamento de imagens, para a formação do (AMD). A partir da aquisição das imagens, e com a utilização de ferramentas computacionais disponíveis no mercado, estão sendo propostos alguns procedimentos para o processamento destas imagens, com o objetivo de se obter alguns parâmetros de inferência e auxílio ao diagnóstico.

Abstract - This work proposes the construction of a Digital Medical Archiving (DMA) in Ophthalmology. We intend to adapt computational resources like frame grabbers and image software processing to the equipment used in day-by-day procedures in order to construct the (DMA) in Ophthalmology. With this database and using the computational resources available, some procedures are being proposed concerning the processing of these images setting as an aim to make measurements and diagnostics.

Introdução

Os procedimentos de rotina em consultórios e clínicas oftalmológicas, requerem uma observação cuidadosa e detalhada por parte do especialista, com o objetivo de investigar as alterações do formato das estruturas do olho. Esta observação é beneficiada se os recursos disponíveis forem imagens médicas.

Com base nestas constatações, o processamento e a manipulação de imagens oftalmológicas passa a ter fundamental importância, tornando-se uma ferramenta de auxílio ao diagnóstico, acompanhamento, e evolução dos procedimentos clínicos e cirúrgicos.

A globalização das informações através da troca de informações entre especialistas, com computadores ligados em redes, é também um forte referencial para que medidas como esta, de construção de bancos de imagens e arquivos digitais de pacientes, possam

contribuir de forma decisiva no diagnóstico mais preciso, através de procedimentos cada vez menos invasivos.

A utilização destas tecnologias na Medicina, mais especificamente em Oftalmologia, tem se tornado cada vez mais atraente, apresentando uma relação custo benefício satisfatória, uma vez que com a utilização de equipamentos simples, já é possível montar-se uma estação de aquisição de imagens oftalmológicas.

A montagem de uma estação pode ser dividida entre os equipamentos oftalmológicos analógicos e os equipamentos computacionais digitais.

Entre os analógicos cita-se: Lâmpada de Fenda, Adaptador de Lâmpada de Fenda, Adaptador de Câmera de Vídeo e a Câmera de Vídeo.

Entre os equipamentos digitais computacionais disponíveis no mercado, existe uma grande variedade de placas de aquisição e digitalização de imagens, as quais apresentam diferentes características,

como o tipo de fonte de informação: sinal VHS, SVHS, RGB, resolução, número de cores, forma de aquisição da imagem, se é por quadros, imagens estáticas, ou se realiza a compressão da imagem em tempo real, possibilitando a idéia de continuidade.

Metodologia

Neste trabalho estão sendo utilizados os equipamentos analógicos citados anteriormente, os quais permitem a obtenção de uma imagem analógica com a resolução de 720 linhas, através de uma Câmera de Vídeo Sony 960MD. Em relação à parte digital, está sendo utilizado um computador Macintosh 7500, processador PowerPC 100Mhz, 16MB de RAM que possui uma placa de vídeo com características de aquisição em tempo real. Esta placa possibilita a aquisição de uma imagem com uma resolução de 1152x870 pixels.

As informações propostas para compor o banco de imagens oftalmológicas são: dados identificativos do paciente, tipo de patologia, medidas realizadas, tamanho da imagem, número de cores, resolução, formato da imagem.

O processamento das imagens está sendo realizado com o software NIH V1.59, um programa de domínio público para Macintosh. Os procedimentos propostos no processamento estão concentrados na mácula, região do olho responsável pela visão central. As medidas realizadas são: área da mácula, valor médio de nível de cinza e medida de valor mínimo e máximo de nível de cinza. Está sendo proposto também a análise dos vasos do olho através do traçado da superfície do vaso.

Resultados

Os resultados obtidos com a aquisição das imagens é apresentado na fig. 1. Na fig. 2 é apresentado o traçado da superfície de um vaso e da mácula.

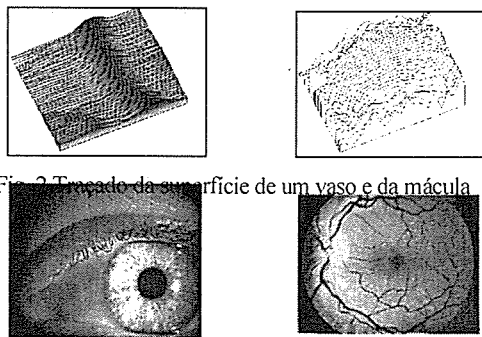


Fig. 2 Traçado da superfície de um vaso e da mácula

Discussão e Conclusões

Uma das principais vantagens que observa-se com este trabalho, é que a estação de aquisição de imagens oftalmológicas pode ser montada a partir de equipamentos convencionais, com custos atraentes.

Em relação às técnicas de processamento investigadas, o método proposto visa estabelecer em um primeiro instante uma diferenciação entre mácula patológica e mácula normal.

É possível também realizar a análise dos vasos retinianos.

O método é não invasivo, oferece ao paciente mais conforto e menos riscos, com o resultado do exame obtido na hora da consulta.

O exame proposto serve de exame complementar, introduzido como auxílio ao exame convencional.

O fator sócio-econômico também deve ser considerado, uma vez que o exame convencional possui um custo elevado e não é acessível para uma grande faixa da população.

Referências

- W.S. RASBAND; D.S. BRIGHT. NIH Image: A Public Domain Image Processing Program for the Macintosh. *Microbeam Analysis Society Journal*, 4 (1995), 137-149.
- B. GREGORY. *Digital Image Processing: A Practical Primer*. Prentice-Hall, 1984.

Sistema de *Matching* para Recuperação de Imagens em Banco de Dados

Edna Yoshiko Senzako¹ Agma Juci Machado Traina¹

¹Departamento de Ciências de Computação - ICMSC/ USP
Av. Dr. Carlos Botelho, 1465 - 13560-950 - São Carlos (SP)
E-mail: [yoshiko | agma]@icmsc.sc.usp.br

Resumo - Este trabalho apresenta um sistema integrado para *Matching* de imagens associado a um gerenciador de Bases de Dados, para auxílio a diagnósticos clínicos.

Abstract - This paper presents an integrated system for image matching to a Database Manager. This system can be used to aid medical diagnosis.

Introdução

Os objetivos principais do processamento digital de imagens são extrair informações das mesmas e/ou transformá-las de tal modo que a informação seja mais facilmente discernível por um analista humano ou mesmo por um sistema de análise automatizado.

É de grande interesse em análise de imagens a detecção de um objeto em uma determinada cena, bem como a alteração de objetos entre cenas consecutivas, além da verificação se duas imagens de uma mesma cena podem ser sobrepostas. Isso tipicamente ocorre quando as imagens são obtidas por sensores diferentes, em épocas diferentes ou diferentes pontos de visão. Esses problemas podem ser resolvidos através de métodos que realizam registro ou *matching* de imagens.

Este trabalho tem como objetivo apresentar um sistema que realiza o registro de imagens médicas obtidas por tomografia de ressonância magnética.

Metodologias Utilizadas para *Matching*

Existem várias técnicas que realizam o *matching* entre imagens, como a subtração de imagens, o método de correlação cruzada, métodos de detecção de similaridade seqüencial.

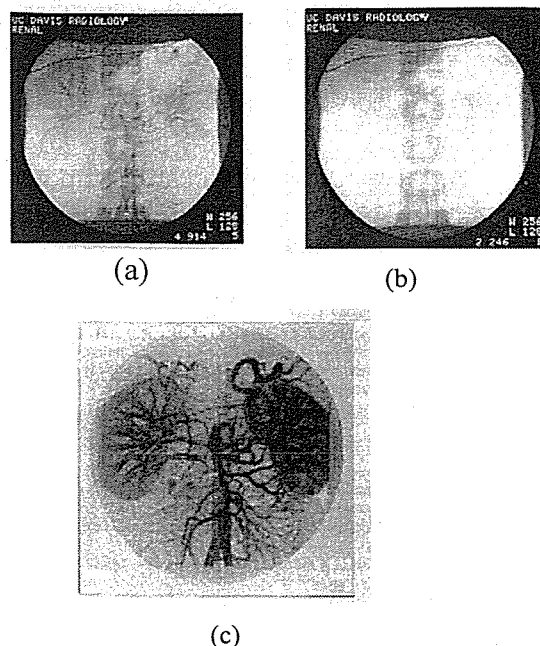


Figura 1 Detecção de Mudança em Radiologia Digital

O método de subtração de imagens utiliza cenas dinâmicas e a diferença é obtida através da diferença entre duas cenas consecutivas³. Este método é muito utilizado em angiografia digital. Como mostrado na figura 1.

Correlação cruzada é a abordagem estatística básica para *matching*². É freqüentemente usado para *matching* de subimagens, onde procura-se dentro de uma imagem, denotada por $I(m,n)$, de tamanho $M \times N$, uma subimagem ou um objeto, denotado por $T(m,n)$, de tamanho $J \times K$, com $J < M$ e $K < N$. A presença de um objeto conhecido em uma cena pode ser

detectado pela busca da localização do *match* entre a subimagem ou objeto $T(m,n)$ e a cena $I(m,n)$. O *Matching* de subimagens pode ser conduzido pela busca do deslocamento de $T(m,n)$, onde a energia *mismatch* é mínima. A correlação cruzada normalizada é dada por:

$$c(m,n) = \frac{\sum_x \sum_y [I(x,y) - \bar{I}(x,y)] [T(x-m,y-n) - \bar{T}]}{\sqrt{\sum_x \sum_y [I(x,y) - \bar{I}(x,y)]^2 \sum_x \sum_y [T(x-m,y-n) - \bar{T}]^2}}$$

onde $m = 1, 2, \dots, M-1$, $n = 1, 2, \dots, N-1$, \bar{T} é a média de intensidade da subimagem (cujo valor é calculado uma única vez), $\bar{I}(x,y)$ é a média dos valores de $I(x,y)$ na região coincidente com $T(x,y)$, e a soma é feita sobre as coordenadas comuns entre $I(x,y)$ e $T(x,y)$.

Devido ao alto custo computacional do *matching* por correlação foi proposta uma nova classe de algoritmos mais eficientes chamados "algoritmos de detecção sequencial de similaridade" (SSDA - *Sequential Similarity Detection Algorithms*)¹.

Para cada possível ponto de *matching* (m,n) calcula-se, ponto a ponto, o erro (ou diferença) entre a imagem, $I(m,n)$ e a subimagem e $T(m,n)$. O erro calculado é acumulativo, e quando ultrapassa um determinado valor (limiar), o ponto (m,n) é rejeitado como possível ponto de *matching*.

Resultados

Já está em funcionamento um protótipo do sistema de registro de subimagens, com esses métodos implementados. Atualmente o tratamento é realizado sobre duas imagens de cada vez (imagem original e a imagem a ser reconhecida), da segunda imagem é escolhida uma subimagem.

Testes iniciais mostram que entre os três métodos utilizados o que tem melhor resultado é o SSDA. Este sistema está sendo desenvolvido para ser integrado ao núcleo de um gerenciador de Base de

Dados⁴, como ilustrado na figura 2. Dessa forma, será possível recuperar imagens baseadas em suas características pictóricas, e não apenas através de informações textuais associadas às imagens.

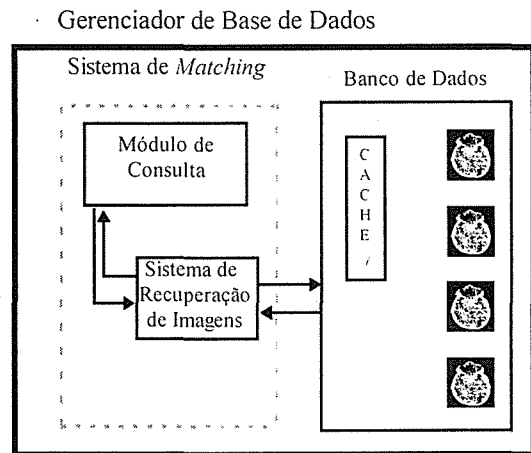


Figura 2 - O Gerenciador de Bases de Dados

Conclusões

A integração entre o sistema de *matching* e o gerenciador de Bases de Dados, produz uma ferramenta poderosa para auxílio ao diagnóstico médico. Pois pode-se programar buscas de regiões de imagens em sequências de imagens, calibrando-se também a taxa de aceitação entre as imagens.

O protótipo atual do sistema está sendo desenvolvido em plataforma PC pentium, 100Mhz, com 24 Mbytes de RAM, executando sob Linux. O código está sendo implementado em XView e C.

Bibliografia:

- 1BARNEA, D.I e SILVERMAN. H.F. "A Class of Algorithms for Fast Digital Image Registration", IEEE Trans.on Comp. vol 21. no. 2. pp. 179-186, February, 1972.
- 2GONZALES, R.C. e WINTZ. P. "Digital Image Processing", Addison Wesley. 2nd. edition., 1987.
- 3JAIN, A.J. "Fundamentals of Digital Image Processing", Prentice-Hall, 1989.
- 4RIBEIRO,R., TRAINA, A.J.M e TRAINA Jr. C. "Uma Linguagem de Definição e Recuperação de Imagens Baseada em Conteúdo em uma Base de Dados", XI Simpósio Brasileiro de Banco de Dados, 1996.

24.

INTERFACE
COM USUÁRIO E
ESTAÇÕES DE
TRABALHO

Desenvolvimento de interface gráfica com o usuário para um tomógrafo por ressonância magnética

Rodrigo Villares Portugal¹; Horácio Carlos Panepucci¹

¹Departamento de Física e Informática - IFSC/USP
Av. Dr. Carlos Botelho, 1465 - Caixa Postal 369 - CEP 13560-250 - São Carlos - SP
e-mail: portugal@uspfc.ifqsc.usp.br

Resumo - Este trabalho apresenta uma interface gráfica com o usuário para *Windows 95* a ser utilizada num sistema de tomografia por ressonância magnética (RM) desenvolvido em nosso laboratório. Esta interface permite facilidade de operação do sistema e se adapta a diferentes tipos de usuários.

Abstract - This work presents a graphical user interface (GUI) for *Windows 95* to be used in a magnetic resonance imaging scanning system developed in our laboratory. This GUI allows an easy system operation and adaptable to different kind of users.

Introdução

A tomografia por RM é uma complexa técnica de diagnóstico médico, que exige do usuário a programação de diversos parâmetros (algumas dezenas), sendo que cada patologia necessita de valores precisos para sua visualização. Comercialmente são utilizados vários tipos de interfaces com o usuário. Alguns sistemas apresentam os parâmetros em forma de listas, para que o usuário preencha com os valores desejados. Isto dificulta o treinamento porém facilita a operação por usuários mais experientes. Outros sistemas utilizam interfaces mais amigáveis que apresentam os parâmetros divididos em várias janelas apresentadas em seqüência ao usuário. Estes possuem maior facilidade de treinamento porém se tornam burocráticos para usuários mais experientes.

O grupo de RM de São Carlos está desenvolvendo um tomógrafo que utilizará como plataforma computacional um PC com sistema operacional *Windows 95*. Este trabalho visa o desenvolvimento da interface gráfica com o usuário deste sistema, objetivando facilidade de treinamento e eficiência na sua utilização.

O usuário irá interagir com o sistema através de um monitor de 17", teclado e *trackball*. A GUI deve permitir a visualização de imagens, utilização de protocolos clínicos pré-definidos, programação gráfica de aquisições e possibilidade de adequação ao nível de conhecimento do usuário.

Metodologia

O processo de desenvolvimento da GUI é uma adaptação daquele sugerido por Hix & Hartson¹, onde são utilizados processos de desenvolvimento paralelos entre a GUI e o restante da aplicação.

Primeiramente é feita a análise e especificação de requisitos do sistema. Para isto são utilizadas: análise de documentação, análise de protocolos, entrevistas estruturadas e não estruturadas. Como resultado tem-se um documento de especificação de requisitos composto por uma descrição textual dos requisitos e um modelo SADT² (*Structured Analysis and Design Technique*) do ponto de vista do usuário.

Após isto, elabora-se um protótipo da GUI em papel, como sugerido por Rettig³. Os desenhos das janelas são feitos em *Visual Basic* e impressos em papel. Este protótipo é avaliado em sessões com usuários reais, onde o analista simula o funcionamento do sistema de acordo com as ações do usuário. Estas sessões se repetem para que novas sugestões sejam incorporadas ao protótipo e aos requisitos.

A implementação da GUI é feita em *Visual Basic*, adicionando funcionalidade às janelas já desenvolvidas para o protótipo. Durante esta etapa ocorre a integração da GUI com os outros módulos de *software* e testes.

Resultados

A GUI possui os seguintes módulos: um menu; uma barra de ferramentas sensível ao contexto; uma janela de informações; uma área comum que pode ser utilizada para visualização de imagens ou para entrada de dados. Atualmente o trabalho se encontra em fase final de implementação.

Foi desenvolvido um documento de especificação de requisitos baseado em documentação e entrevista com usuários do próprio laboratório em São Carlos, da Faculdade de Medicina da UNESP de Botucatu e dos hospitais da Beneficência Portuguesa e Incor em São Paulo.

Nestes foi possível se estudar o funcionamento de diferentes sistemas de tomografia por RMN das marcas Philips e GE, e características de seus usuários. Elaborou-se um protótipo da GUI que foi testado com usuários do próprio laboratório em São Carlos, e do Incor em São Paulo.

Alguns módulos já concluídos são:

- o *wizard* que guia o operador durante a programação de aquisições. Este pode ser configurado para se adequar ao nível de conhecimento do usuário;
- a programação visual do posicionamento de uma aquisição sobre uma imagem;
- comunicação com os módulos de aquisição e processamento de dados.

Todas as janelas utilizadas no sistema já foram implementadas e, no momento, está sendo feita a programação de suas funcionalidades. Também está sendo concluída a comunicação com os módulos de programação de aquisições e o módulo de visualização de imagens obtidas.

Discussão e Conclusões

A existência de uma fase de especificação dos requisitos permite que a evolução da GUI ocorra sem comprometimento dos módulos já desenvolvidos. Além disso, a utilização de uma técnica de modelagem (SADT), que é independente do modo de implementação, permite que este sistema possa ser desenvolvido para diversas plataformas, utilizando diferentes linguagens e metodologias de implementação.

A inclusão do *wizard* para programação de parâmetros de aquisição faz com que a GUI seja adaptável à usuários de diferentes níveis de conhecimento. Nas entrevistas com os usuários isto mostrou ser uma necessidade não atendida pelos grandes sistemas comerciais existentes.

A utilização do protótipo em papel teve como principais vantagens o reduzido tempo de elaboração do protótipo, a facilidade de alteração e a não existência de *bugs* durante os testes.

Referências

¹HIX, DEBORAH; HARTSON, H. R. "Developing User Interfaces: Ensuring Usability Through Product & Process". Ed. John Wiley & Sons, 1993.

²MARCA, D. A.; MCGOWAN, C. L. "SADT Structured Analysis and Design Technique". Ed. McGraw-Hill, 1988.

³RETTIG M. "Prototyping for Tiny Fingers" *Comm. of the ACM*, v. 37(4), p. 21-27, 1994.

Estação de Trabalho para Ecocardiografia: Banco de Dados e Imagens

Eunice Santos da Silva¹, Beatriz de Faria Leão², Paulo Zielinsky³

¹ Instituto de Informática, Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre - RS, Brasil

² Centro de Informática em Saúde/ Universidade Federal de São Paulo - Escola Paulista de Medicina - SP, Brasil

³ Instituto de Cardiologia do Rio Grande do Sul, Porto Alegre - RS, Brasil

E-mail: eunice@inf.ufrgs.br

Resumo - Este artigo visa apresentar um modelo de estação de trabalho para ecocardiografia que pretende oferecer ao médico um ambiente integrado para manipulação da informação sobre o paciente, incluindo as imagens dos exames ecocardiográficos. Para a construção deste protótipo está sendo utilizada a metodologia de orientação a objetos, tanto para a modelagem quanto para a implementação do sistema. Padrões para representar a informação médica, sempre que existentes, estão sendo utilizados, tais como CID para a descrição dos diagnósticos e DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine) para o armazenamento das imagens. O trabalho apresenta o estado atual do projeto e perspectivas futuras.

Abstract - This paper presents a workstation of echocardiography that aims to offer the physician an integrated scenario to manipulate patient information, including images. The object-oriented paradigm is being used throughout the project, including an object model of the echo images and its operations. Standards to represent medical information are being used, whenever available. For images, DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine). The paper discusses the present status of the project and its future developments.

Introdução

Com a realização deste trabalho deseja-se oferecer ao médico uma ferramenta de apoio para que ele possa obter as informações necessárias tão logo as necessite, de maneira prática e segura. A maioria dos exames ecocardiográficos ficam armazenados em fitas VHS, porém quando há necessidade de rever um exame ou compará-lo com outros este método é bastante dificultoso, principalmente por sua forma de acesso ser seqüencial. PIVA¹ e ELION² já buscam a solução para tais problemas, que deveriam ser solucionados através desta estação de trabalho, pois o armazenamento em dispositivos computacionais torna o acesso mais rápido, permitindo que sejam feitas pesquisas sobre os resultados das imagens, possibilitando também a visualização de todos os exames do paciente com seus respectivos diagnósticos e imagens. Assim, como DAYHOFF³, deseja-se com este trabalho propiciar ao médico, qualidade, rapidez e confiabilidade tanto nos dados clínicos quanto nos exames do paciente.

Portanto o objetivo desta estação de trabalho médico para ecocardiografia é o de oferecer um ambiente que possibilite a integração de todos os dados do paciente com os seus respectivos exames ecocardiográficos, também apresentados por LOWE⁴. Para tanto está sendo desenvolvido um banco de dados com todas as informações relevantes ao acompanhamento clínico dos pacientes da Unidade de Cardiologia Fetal do Instituto de Cardiologia do RS/ Fundação Universitária de Cardiologia. Adicionalmente aos

dados do prontuário médico, o sistema armazena também as imagens do exame ecocardiográfico do paciente, que estarão disponíveis para posterior recuperação.

Metodologia

Para o desenvolvimento deste trabalho foi escolhida a metodologia de orientação a objetos, conforme apresentada por RUNBAUGH⁵. A aquisição de conhecimento para a modelagem do ambiente foi feita através de entrevistas com os especialistas. Com base nestas entrevistas foi construído o modelo conceitual do domínio, que passou por diversos refinamentos (figura 1). A imagem ecocardiográfica foi também modelada como um objeto do modelo juntamente com as operações. A aquisição da imagem está sendo feita a partir de uma placa *frame grabber*. O armazenamento é feito no padrão DICOM, também já estudado por THOMAS⁶. Num primeiro momento deseja-se integrar ao banco de dados as imagens capturadas e possibilitar o armazenamento, recuperação e visualização. A seguir pretende-se oferecer possibilidades de tratamento da imagem e suas principais operações, facilitando, assim, aos médicos no momento de revisão dos exames. A implementação desta estação de ecocardiografia deverá ser totalmente feita aplicando a programação orientada a objeto, buscando aproveitar as vantagens deste paradigma e também dando continuidade a metodologia escolhida para a modelagem.

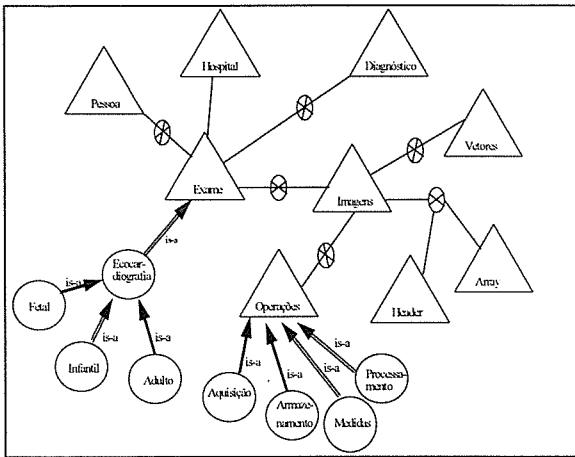


Figura 1: Modelo Conceitual

Implementação

O modelo do domínio está concluído e o projeto encontra-se em fase de implantação em ambiente *WINDOWS*. A programação está sendo feita em *Visual C++*. O banco de dados local está sendo feito em padrão relacional, sendo a programação em *SQL ANSI*, o que possibilitará a integração deste ambiente a qualquer base de dados relacional.

Discussão

A maior contribuição deste trabalho reside na proposta de modelagem de um ambiente integrado onde as imagens passa a ser consideradas como um objeto do domínio. Pretende-se apresentar a modelagem do domínio e o primeiro protótipo.

Referências

1. PIVA R. M. V.; MOURA L. A.; MORAES A. V.; BELLOTTI G.; MELO C. P. An image storage and data processing systems for hemodynamic-echocardiographic study. in *Medinfo'92*, vol II, pgs. 808-811, 1992.
2. ELION, J.L. DICOM Media Interchange Standards for Cardiology: Initial Interoperability Demonstration. Nineteenth Annual Symposium on Computer Applications in Medical Care, New Orleans, Louisiana, pg. 591-595, 1995.
3. DAYHOFF, R.E. Providing an Integrated Clinical Data View in a Hospital Information System that Manages Multimedia Data, in *Proceedings Fifteenth Annual Symposium on Computer Application in Medicine Care*, pgs. 501-505, 1991.
4. LOWE H. J. Image Engine: An Object-Oriented Multimedia Database for Storing, Retrieving and Sharing Medical Images and Text. in *Proceedings Seventeenth Annual Symposium on Computer Applications in Medical Care*, pgs. 839-843, 1993.

5. RUNBAUGH, J. et al. *Modelagem e Projetos baseados em Objetos*, Rio de Janeiro, editora Campus, 1994.

6. THOMAS, J.D. The DICOM Image Formatting Standard: What It Means for Echocardiographers, *Journal of the American Society of Echocardiography*, maio-junho, pg. 319-327, 1995.

Interface Homem-Máquina nas Anamneses

Silva F.A., Ferreira S.M. e Leite J.T.F.

Núcleo de Estudos e Tecnologia em Engenharia Biomédica/UFPB
Caixa Postal 5016 - 58051-970 João Pessoa - PB
email: TADLEITE@MAIL.OPENLINE.COM.BR

Resumo- São abordados neste trabalho alguns aspectos do processo de comunicação do homem com um equipamento específico, o computador, sob o ponto de vista dos procedimentos de anamnese. Esta comunicação dá-se através de uma interface, ou seja, um modelo que serve de interação entre o homem, neste caso específico, o médico, e o computador.

Abstract- This paper describes some aspects related to the communication process between the man and a specific equipment, the computer, during anamnesis procedures. This communication is performed through an interface, that is, a model which mediates the interaction between the man, in this specific case, the physician, and the computer.

Introdução

É notável a evolução que se teve nos últimos anos em termos de qualidade das interfaces dos sistemas computacionais. Com o lançamento em 1983 do ambiente Windows, estabeleceu-se um novo paradigma de programação, onde a interação homem-computador adquiriu uma extrema importância, verificando-se que é a partir de uma melhor interação com o usuário, empregando-se interfaces mais amigáveis, obtém-se melhores resultados nos sistemas computacionais'

Esta evolução nas interfaces também vem sendo contemplada nos softwares médicos, especialmente nos módulos dedicados aos procedimentos de anamneses, onde a facilidade que o médico dispõe para transcrever os relatos dos pacientes em informações que comporão seu prontuário eletrônico, é um dos pontos essenciais para a incorporação e continuidade de uso destes softwares em clínicas e centros de atendimento .

Interface Médico-Computador nas Anamneses

Nos procedimentos de anamnese, o médico, seguindo um interrogatório sistemático, questiona o paciente em busca de subsídios para a obtenção de um diagnóstico. Neste caso, a otimização da interação entre o médico e o computador é a principal diretriz na elaboração das interfaces.

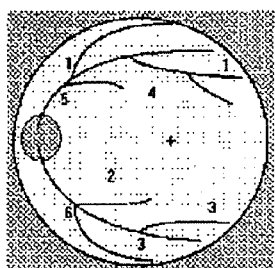
Seguindo esta diretriz e tendo como fator limitante a tecnologia atualmente disponível para entrada de dados no computador, deve-se evitar ao máximo as digitações puras. Estas digitações em forma de texto livre, além de exigirem habilidades de datilógrafo, requerem interrupções expressivas para a digitação/verificação do conteúdo digitado. Estas interrupções degradam a interação do médico com

o principal elemento envolvido no procedimento de anamnese, o paciente.

A análise de diversos roteiros para realização de anamneses mostra que, para cada especialidade médica são seguidos alguns procedimentos padrões, voltados a identificação de ocorrências chaves - sinais e sintomas mais freqüentes, antecedentes familiares e/ou pessoais mais relevantes, informações importantes para a história da doença. Dessa forma, ocorrências mais freqüentes podem ser disponibilizadas pela interface na forma de itens para simples marcação, onde a assinalação destes estaria associada à identificação das ocorrências correspondentes durante o procedimento de anamnese. Embora a disposição de ocorrências chaves em opções para simples marcação reduza consideravelmente o tempo necessário para registro das informações no computador, seu emprego deve ser racionalizado para não sobrecarregar a interface, deixando sempre a possibilidade para registro das ocorrências menos freqüentes em forma de texto livre.

Sempre que possível deve-se fazer uso de metáforas, que são abstrações de um modelo concreto com o qual o usuário está familiarizado, providas através de uma interface gráfica. Estas abstrações facilitam enormemente a interação com o computador e encorajam o usuário na utilização da interface, pois representam modelos concretos manipulados pelo usuário no seu dia-a-dia. O uso de metáforas é mais facilmente explorado nos procedimentos de exame físico do paciente, onde a presença de modelos concretos é mais freqüente. Como exemplo, podemos citar o exame de fundo de olho (fundoscopia), onde o médico, com o auxílio do oftalmoscópio analisa a presença de determinadas patologias, assinalando a área de sua ocorrência. Assim, nada mais adequado do que exibir uma representação esquemática do fundo do olho para que o médico assinala as ocorrências

encontradas no exame, conforme mostrado na figura 1.



1. Microaneurisma
2. Micro-hemorragia
3. Exsudato duro
4. Neovaso
5. AMIR
6. Alça venular

Fig. 1- Representação esquemática do fundo do olho

A possibilidade de obtenção das informações coletadas em consultas anteriores constitui outro fator relevante na elaboração de interfaces, visando prover o médico de uma maneira rápida e precisa para avaliar a evolução clínica do paciente.

Conclusões

A informatização de consultórios e centros de atendimento caminha a passos lentos, isto em virtude de questões relacionadas a fatores culturais

e financeiros, agravados pela ausência de sistemas computacionais eficazes e que realmente auxiliem os profissionais de saúde no desempenho de suas atividades, principalmente aquelas vinculadas ao atendimento dos pacientes. Para que esta informatização seja acelerada, é preciso que a comunicação entre o médico e o computador seja aperfeiçoada. Para tanto, é preciso que as interfaces ofereçam a estes profissionais uma facilidade de utilização muito apurada, onde a entrada de dados no computador seja bastante natural e intuitiva.

Referências

1. FONSECA, D.; NETO, O.C.W., (1995). "Interfaces", Tutorial apresentado no Simpósio Brasileiro de Engenharia de Software, Recife-PE.
2. VAN DER LANS, R., (1995), "Desenvolvimento e Desenho de Aplicações Cliente/Servidor", Tutorial apresentado no IV Congresso Nacional sobre Desenvolvimento de Sistemas e Orientação a Objetos, São Paulo-SP.
3. COMAFORD, C., (1994), "Um Guia para Tipos de Janela e Controles", PC Magazine Brasil, volume 4-número 11, p. 133-137.

25.

CONCEITOS MÉDICOS
E PADRONIZAÇÃO

Elaboração de um dicionário para a representação de achados radiográficos

Roberto A. Rocha; Stanley M. Huff; Peter J. Haug

Department of Medical Informatics, University of Utah School of Medicine.

614 North Medical Plaza, Salt Lake City, UT 84112, EUA.

E-mail: Roberto.Rocha@m.cc.utah.edu

Resumo - Os autores resumem o processo de elaboração de um dicionário para a representação de achados radiográficos de tórax. O dicionário é construído a partir de diferentes fontes de termos, incluindo vocabulários médicos e laudos de raios-X de tórax. A relevância de cada fonte é estimada a partir das proporções com que elas podem ser encontradas na versão final do dicionário.

Abstract - The authors summarize the process for creating a dictionary to represent chest radiology findings. The dictionary is built from different sources of terms, including medical vocabularies and chest X-ray reports. The relevance of each source is estimated using the proportions with which they can be found in the final edition of the dictionary.

Introdução

O registro médico eletrônico é considerado um dos grandes desafios para a Informática Médica, atraindo pesquisadores e profissionais da área¹. Dentre as tecnologias necessárias para a implementação do prontuário eletrônico, o processamento da linguagem médica tem sido identificado como um tópico prioritário².

Uma das estratégias propostas é a criação de modelos que representam a linguagem médica utilizando a estrutura semântica dos diversos tipos de documentos encontrados no prontuário médico³. Estes modelos semânticos transformam a linguagem médica utilizada em cada domínio em uma linguagem formal, permitindo que a informação representada se torne acessível a diversos sistemas computadorizados.

O desenvolvimento destes modelos semânticos é um processo complexo³. Uma das etapas iniciais deste desenvolvimento é a criação de um dicionário, onde os termos encontrados no domínio que está sendo estudado são criteriosamente identificados e classificados⁴.

Metodologia

Considerando a existência de vários vocabulários médicos, o objetivo deste estudo é determinar a utilidade de três diferentes vocabulários na criação de um dicionário para a representação de achados radiográficos de tórax. Os vocabulários analisados foram o PTXT⁵, o dicionário de dados do ILIAD⁶, e o "Metathesaurus" do Projeto "Unified Medical Language System" (UMLS)⁷. Somente os segmentos destes vocabulários considerados

relevantes à radiologia torácica foram incluídos neste estudo.

Além dos três vocabulários mencionados, a terminologia empregada em duas coleções de laudos foi também incluída no processo de construção do dicionário. O dicionário foi organizado sob a forma de um banco de dados onde cada conceito foi associado a um número, permitindo no caso de sinônimos que vários termos e palavras fossem associados a um mesmo conceito.

Considerando as características do modelo semântico para o qual o dicionário estava sendo desenvolvido, o processo de revisão manual dos termos buscou a identificação de conceitos individuais ("atômicos"), ou seja, frases longas e descritivas foram separadas em componentes menores⁴.

Após a elaboração do dicionário, rotinas especializadas foram empregadas para comparar a edição final do dicionário com as diversas fontes de termos utilizadas.

Resultados

A versão final do dicionário possuía 4496 itens, associados a 3216 conceitos, com uma "granularidade" (mediana do número de palavras em cada item) igual a 1. Com relação aos vocabulários utilizados como fontes de termos para o dicionário, o segmento do PTXT continha 444 itens e granularidade igual a 2, o segmento do dicionário de dados do ILIAD possuía 186 itens e granularidade igual a 7, e o segmento do Metathesaurus continha 4584 itens e granularidade igual a 2. Com relação às coleções de laudos analisadas, a primeira coleção continha 135 laudos, resultando em 734 frases com uma granularidade

igual a 8, e a segunda coleção continha 453 laudos, resultando em 1831 frases com uma granularidade igual a 9.

A versão final do dicionário continha 33.33% dos termos encontrados no PTXT, 1.08% dos termos encontrados no ILIAD, e que 8.75% dos termos encontrados no Metathesaurus. Esta versão do dicionário possuía 89.69% das palavras encontradas no PTXT, 97.72% das palavras encontradas no ILIAD, e 43.46% das palavras encontradas no Metathesaurus. Com relação as coleções de laudos, esta versão do dicionário continha 0.41% das frases e 93.41% das palavras encontradas na primeira coleção, e 0% das frases e 71.86% das palavras encontradas na segunda coleção.

Discussão e Conclusões

Os resultados obtidos confirmam que a terminologia necessária para a representação de achados radiográficos não costuma estar disponível em vocabulários médicos⁸. O segmento do PTXT utilizado neste estudo é uma exceção, pois inclui termos criados especificamente para a representação de achados radiográficos. O mesmo se aplica ao dicionário de dados do ILIAD, cujo segmento corresponde aos termos utilizados nos "frames" da base de conhecimento que analisam dados radiográficos. Normalmente, as melhores fontes de termos para a construção de dicionários de domínios específicos são coleções representativas dos documentos encontrados nestes domínios³.

Outro problema identificado com este estudo está relacionado com a granularidade dos termos. Enquanto que os vocabulários médicos costumam apresentar termos com baixa granularidade, as frases encontradas em textos descritivos costumam ser muito complexas. Portanto, apesar de documentos representativos do domínio em estudo serem as melhores fontes, estes documentos precisam ser processados antes que o seu conteúdo possa ser utilizado.

A construção de dicionários para sistemas clínicos é um processo demorado e caro, apesar de sucessos recentes na sua geração automática³. A existência de vocabulários médicos geralmente facilita o processo, porém raramente os vocabulários possuem a abrangência e o nível de detalhe desejados^{3,4}.

Referências Bibliográficas

- ¹Dick, R. S.; Steen, E. B. *The Computer-based Patient Record: An Essential Technology for Health Care*. Washington, D.C.: National Academy Press, 1991.
- ²McCray, A. T.; et al. Concepts, Knowledge, and Language in Health-Care Information Systems. *Methods of Information in Medicine*, v. 34, p. 1-4, 1995.
- ³Evans, D. A.; et al. Toward a Medical-concept Representation Language. *Journal of the American Medical Informatics Association*, v. 1, p. 207-17, 1994.
- ⁴Rocha, R. A.; et al. Designing a Controlled Medical Vocabulary Server: The VOSER Project. *Computers and Biomedical Research*, v. 27, p. 472-507, 1994.
- ⁵Kuperman, G. J.; et al. *HELP: A Dynamic Hospital Information System*. New York, NY: Springer-Verlag, 1991.
- ⁶Warner, H. R.; et al. ILIAD as an Expert Consultant to Teach Differential Diagnosis, apresentado no "Twelfth Symposium on Computer Applications in Medical Care", Washington, D.C., p. 371-376, 1988.
- ⁷National Library of Medicine. *UMLS Knowledge Sources, fourth experimental edition*. Bethesda, MD: National Library of Medicine, 1993.
- ⁸Friedman, C. The UMLS Coverage of Clinical Radiology, apresentado no "Sixteenth Symposium on Computer Applications in Medical Care", Baltimore, MD, p. 309-13, 1992.

Agradecimentos:

Roberto A. Rocha é bolsista do CNPq.

26.

INTELIGÊNCIA
ARTIFICIAL

Aprendizado Simbólico de Máquina na Aquisição Automática de Conhecimento em Domínios Médicos

Maria do Carmo Nicoletti¹; Flávia Oliveira Santos¹

¹ Depto. de Computação - DC/UFSCar
Rodovia Washington Luiz, km 235 - 13565-905 - São Carlos (SP)

Resumo - Este artigo trata do uso de técnicas simbólicas indutivas de aprendizado automático de máquina aplicadas a domínios médicos. Apresenta os paradigmas proposicional e relacional de aprendizado simbólico indutivo e discute a efetiva contribuição de tais métodos no aprendizado de regras de diagnóstico médico.

Abstract - This paper describes the use of inductive symbolic techniques of automatic machine learning applied to medical domains. It presents the propositional and relational paradigms of inductive symbolic learning and discusses the effective contribution of these methods when learning medical diagnostic rules.

Introdução

Entre os vários paradigmas existentes para aprendizado simbólico tratado como uma área de pesquisa em Inteligência Artificial, o chamado aprendizado indutivo baseado em exemplos é o que tem sido mais largamente pesquisado e o que mais tem contribuído efetivamente para a implementação de sistemas simbólicos de aprendizado de máquina. A partir de um conjunto de exemplos, chamado de *conjunto de treinamento*, vários tipos de conceitos, ou regras de classificação, podem ser aprendidos como, por exemplo, diagnóstico de doenças, previsão de recorrência de tumores, estimativa de sobrevivência de pacientes, previsão meteorológica, predição do comportamento de novos compostos químicos, etc. A aplicação mais óbvia de aprendizado de máquina está na articulação de sistemas de aprendizado de máquina a mecanismos de aquisição de conhecimento, em sistemas baseados em conhecimento. Dependendo do domínio e da disponibilidade de um conjunto de treinamento representativo, muitas vezes técnicas de aprendizado indutivo simbólico podem ser usadas na construção de bases de conhecimento de maneira mais efetiva que as tradicionais técnicas baseadas em entrevistas e/ou técnicas semi-automáticas para aquisição de conhecimento.

Metodologia

De uma maneira geral um sistema que aprende a partir de exemplos recebe como dados informações na forma de situações específicas, cada uma delas devidamente classificada (geralmente por um especialista humano do domínio) e produz, como resultado, uma hipótese que generaliza aquelas situações inicialmente fornecidas.

Sistemas simbólicos de aprendizado de máquina baseados em exemplos podem ser classificados com base na linguagem de representação de

exemplos/conceitos utilizada, em sistemas proposicionais e sistemas relacionais.

Para a representação dos exemplos do conjunto de treinamento, os sistemas indutivos proposicionais de aprendizado usam uma linguagem baseada em atributos. Um atributo é uma possível característica relevante do conceito a ser aprendido; exemplos de treinamento são descritos como vetores de pares atributo-valor e de uma classe associada. Os conceitos induzidos são tipicamente expressos como regras de produção ou árvores de decisão, que podem ser tratadas como variações de linguagens baseadas em atributos.

Sistemas proposicionais, tais como o ID3, AQ, CN2 e derivados, têm sido utilizados com relativo sucesso nos mais variados domínios de conhecimento, mas principalmente no de diagnóstico médico. Um exemplo disso é o número de arquivos de dados médicos para testes de novas versões, medidas e novos algoritmos de aprendizado de máquina disponíveis junto ao UCI Repositório de Dados¹. Entretanto, a limitação imposta pela linguagem proposicional e as dificuldades na incorporação de qualquer conhecimento do domínio no processo de indução do conceito, pressionaram a pesquisa por formas mais poderosas de representação de conhecimento, dando origem à área de aprendizado simbólico indutivo denominada de programação lógica indutiva (PLI). PLI é uma área relativamente recente e seus principais resultados são a nível teórico. A adoção, por sistemas de PLI, de restrições de lógica de primeira ordem para a representação de exemplos e conceitos viabilizou a incorporação de teoria do domínio no processo indutivo de aprendizado, provocando, com isso, uma expansão do universo de conceitos passíveis de serem aprendidos, e.g, conceitos recursivos. Mesmo através do uso restrito e controlado de expressões de lógica de primeira ordem, a tarefa de aprendizado pode se tornar inviável, considerando as dimensões que o espaço de busca pode atingir. Pesquisas em PLI se concentram no controle do espaço de busca, processo que pode parcialmente ser viabilizado através do controle da linguagem utilizada².

Resultados

Os problemas típicos do aprendizado proposicional, além daqueles inerentes à própria limitação da sua expressividade, são bem conhecidos e suas possíveis soluções, bem estudadas. Por exemplo, problemas relacionados a atributos multivalorados, a atributos com valores contínuos, com valores desconhecidos, com valores irrelevantes, memória disponível versus número de exemplos, incrementabilidade, redundância, dados com ruídos, etc. foram exaustivamente abordados e diversas soluções poder ser encontradas na literatura. Entretanto alguns domínios, particularmente domínios médicos, caracterizam-se pela existência de ruídos inerentes que, em alguns casos, dificilmente são eliminados, mesmo com uma cuidadosa preparação dos exemplos de treinamento e utilização de técnicas disponíveis para tratamento de ruídos em sistemas proposicionais³. Em domínios médicos, alguns dados são colecionados a partir da descrição da doença/sintoma feita às vezes de memória pelo próprio paciente e interpretada por um médico. Em muitos casos, tanto a descrição quanto a interpretação são subjetivas e, conseqüentemente, não confiáveis. Esse problema é discutido em Lavrac et al.⁴, onde é descrito um experimento do aprendizado de regras para diagnóstico de doenças reumáticas, em estágio inicial. Nesse experimento, as aproximadamente 200 doenças reumáticas podiam ser agrupadas em 3, 6, 8 ou 12 *classes de diagnóstico*. Oito classes foram escolhidas, por sugestão de um especialista. Notou-se, entretanto, que aproximadamente 74% dos exemplos disponíveis pertenciam a duas dessas classes, restando às 6 outras apenas 26%. Dos 462 registros de pacientes, apenas 16 pertenciam à classe de *doenças inflamatórias da espinha*, por exemplo. Apesar dos problemas associados à confecção do conjunto de treinamento, o aprendizado indutivo proposicional tem sido satisfatoriamente utilizado em domínios médicos, desde que considerados alguns pontos: o conjunto de treinamento deve ser representativo do domínio, tanto qualitativa quanto quantitativamente; técnicas convencionais para tratamento de ruídos devem necessariamente ser aplicadas, caso contrário, a tendência é a da geração de um número grande de regras, excessivamente especializadas e conseqüentemente, com pouca utilidade; a aplicação de técnicas de aprendizado de máquina a domínios médicos sofre um problema conhecido como *problema geográfico*, que geralmente impede a portabilidade de conjuntos de regras entre regiões/países.

Por outro lado, pesquisas têm tentado contornar as limitações representacionais características do aprendizado proposicional, através do uso de sistemas relacionais, tipicamente, os sistemas de programação lógica indutiva. A difusão no uso de tais sistemas tem esbarrado: na dificuldade de definição e preparação do

conjunto de exemplos pelo usuário do sistema. O conjunto de exemplos (sempre dividido em exemplos positivos e exemplos negativos do conceito) deve ser cuidadosamente "pensado" e preparado, de maneira que ele possa orientar o sistema precisamente na direção da expressão do conceito; na dificuldade da definição pelo usuário, da teoria do domínio, i.e., de um conjunto adequado de predicados representativos, que serão utilizados como base para a expressão daquele conceito. A esses problemas, acrescente-se algumas limitações na aplicação de sistemas de PLI, apontadas em Bratko⁵: falta de facilidade para o usuário controlar o processo indutivo (e.g. poder especificar restrições nos operadores de refinamento); instabilidade dos resultados (sensibilidade ao *setup* de parâmetros e modos de operação).

Discussão e Conclusões

As técnicas de aprendizado simbólico proposicional já estão consolidadas; o uso de sistemas que as implementam já é fato. Apesar desse aprendizado ser limitado, sua contribuição e seus limites são perfeitamente conhecidos. Entretanto, como visto, quando tais sistemas são utilizados na área médica, alguns cuidados adicionais devem ser tomados. Já sistemas de programação lógica indutiva, em virtude de serem razoavelmente recentes, têm ainda um longo caminho a percorrer, para se tornarem efetivamente sistemas automáticos de aquisição de conhecimento. Apesar de mais poderosos que os proposicionais, sua utilização ainda exige um esforço exagerado por parte do usuário, na preparação do conjunto de exemplos e teoria de domínio apropriada.

Referências

- 1 MURPHY, P.M.; AHA, D.W. *UCI Repository of machine learning databases and domain theories*, Irvine, University of California, Department of Information and Computer Science, 1994.
- 2 NICOLETTI, M.C. Ampliando os limites do aprendizado indutivo de máquina através das abordagens construtiva e relacional. *Tese de Doutorado*, IFSC/USP, 1994.
- 3 GAMBERGER, D. *Inductively learned rule for breast cancer domain with improved interobserver reproducibility*. P. Barahona; M. Sefanelli; J. Wyatt (eds), *Lecture Notes in AI* 934, 1995. pp. 431-432.
- 4 LAVRAC, N. et al. The utility of background knowledge in learning medical diagnostic rules. *Applied Artificial Intelligence* 7, 1993, pp. 273-293.
- 5 BRATKO, I. Machine learning and qualitative reasoning. *Machine learning* 14, 1994, pp. 305-312.

Agradecimentos

À FAPESP, pelo apoio financeiro.

Gramáticas Vetoriais Estocásticas Para Sínteses de Estruturas Neurais

Regina Célia Coelho¹; Luciano da Fontoura Costa¹

¹ Grupo de Pesquisa em Visão Cibernética - IFSC-USP
Av. Dr. Carlos Botelho, 1465 - 13560-970 - São Carlos (SP)

E-Mail: Reginac@ifqsc.sc.usp.br ou

Luciano@olive.ifqsc.sc.usp.br

Resumo - Este artigo propõe o uso de gramáticas vetoriais estocásticas para a produção de redes neurais artificiais morfologicamente mais realísticas.

Abstract - This paper describes vectorial-stochastic grammars for the production of morphologically more realistic artificial neural networks.

Introdução

A representação e compreensão de sistemas neurais complexos ainda é um grande desafio para os neurocientistas. Apesar dos vários estudos feitos neste sentido, os modelos desenvolvidos até agora ainda não representam com muito realismo as estruturas neurais naturais, uma vez que não levam em conta a morfologia das células neurais e das suas interconexões.

Este artigo propõe um método para o crescimento de estruturas neurais artificiais mais realísticas através do uso de gramáticas vetoriais estocásticas. Tais gramáticas são recursivas e operam a partir de uma série de regras de produção pré-definidas.

Gramáticas Vetoriais Estocásticas

Hamilton¹ adaptou a idéia de usar gramáticas gráficas para simular ramificações de plantas para o crescimento de neurônios. Para aumentar a versatilidade, desenvolvemos uma extensão destas gramáticas incluindo novos mecanismos para expressar variações no padrão de crescimento. Tais mecanismos incluem: (i) a associação de um conjunto de operações vetoriais, onde podemos ter um conjunto de variáveis relacionadas a cada regra de produção; (ii) e a incorporação do comportamento estocástico atribuindo a probabilidade de execução de cada regra ao longo da execução². A Figura 1 apresenta exemplos de ramos criados a partir das gramáticas desenvolvidas. Utilizando regras de produção diferentes obtemos as Figuras 1(a) e 1(b). Para o crescimento do ramo da Figura 1(a) não incorporamos comportamento estocástico, enquanto que para a criação dos galhos da Figura 1(b), tal comportamento foi considerado, o que nos permitiu obter vários resultados diferentes utilizando as mesmas regras de produção.

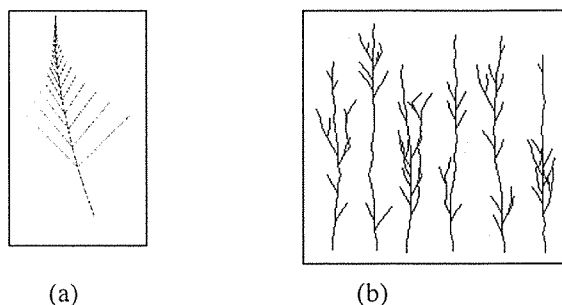


Figura 1 - Galhos obtidos através da gramática proposta

Utilizando a gramática sugerida, criamos alguns neurônios 3D que são mostrados na Figura 2. Neste caso, além das regras serem estocásticas, outros fatores que também influenciam nestas diferenças são: (i) número de galhos que cada neurônio possui (distribuição uniforme entre 2 e 8); (ii) direção em que os galhos devem crescer a cada passo, ou seja, a direção em que cada reta deverá ser desenhada; (iii) e a posição no núcleo (soma) do neurônio de onde deverá sair um galho. Deste modo, podemos controlar a morfologia de cada neurônio definindo regras estocásticas que apresentem resultados próximos aos desejados.



Figura 2 - Neurônios 3D.

No caso de crescimento de estruturas neurais incluímos mais dois itens onde a escolha é

randômica: a posição de cada neurônio na estrutura e a escolha de um galho em cada célula para funcionar como axônio. Na Figura 3, onde temos um exemplo de uma estrutura neural obtida através da gramática sugerida, definimos uma regra para o galho axônio, de modo que esse não se ramifique em momento algum. Para esse caso específico, conforme o axônio ou dendrito está crescendo e encontra um dendrito ou axônio de outro neurônio, há uma sinapse (apenas dendrito-axônio ou axônio-dendrito). Se temos um dendrito crescendo quando ocorre esta conexão, seu crescimento é interrompido, o que não acontece com um axônio. Outro fator incluído é que o tamanho de cada neurônio é inversamente proporcional à sua distância do centro da imagem. A distribuição da posição dos neurônios é randômica e circular.

Deve-se observar que a maioria dessas regras podem ser modificadas de modo a produzir outros tipos de estruturas neurais.

Conclusão

Foi discutida uma extensão da gramática de Hamilton que nos permite obter redes neurais artificiais morfologicamente mais realísticas. Tal abordagem inclui características randômicas e um controle mais versátil no padrão de crescimento. Exemplos ilustrando o potencial de tal gramática foram apresentados. Como resultado final do processamento temos: (i) um "bitmap" da estrutura neural obtida, e (ii) um grafo contendo a posição de cada neurônio e suas respectivas conexões sinápticas, assim como algumas das informações mais importantes na estrutura gerada. No exemplo específico da Figura 3 tal grafo será usado para simular a codificação de especificidade de orientação no córtex através de equações diferenciais. Nesta simulação consideraremos o efeito dos diferentes tipos de distribuições axonais, estruturas contendo células excitatórias e inibitórias e a distância entre cada sinapse.

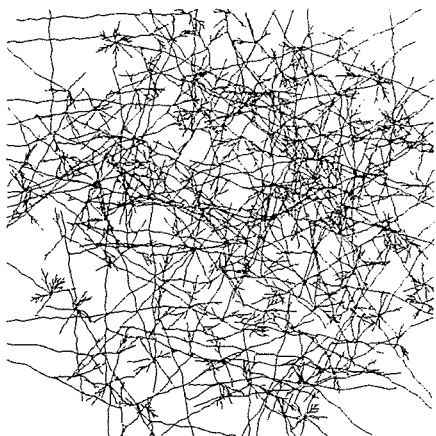


Figura 3 - Estrutura Neural obtida com a gramática desenvolvida.

Referências

- ¹ HAMILTON, P. A. A Language to Describe the Growth of Neurites. *Biological Cybernetics*, v. 68, p. 559-565, 1993.
- ² COELHO, R. C.; COSTA, L. da F. Gramáticas para Sínteses de Estruturas Neurais. *Anais do Workshop sobre Visão Cibernética*, IFQSC-USP-São Carlos, p. 74-79, 1994.

Raciocínio por Analogia Fuzzy para Diagnóstico Médico

Taxa de Aprendizado por Base de Dados

Kathya Collazos L.¹; Jorge M. Barreto¹; Sílvia M. Nassar²

¹Grupo de Pesquisa em Engenharia Biomédica - EEL-CTC-UFSC

²Departamento de Informática e Estatística - CTC - UFSC

E-mail: kathy@gpeb.ufsc.br

Resumo - O presente trabalho, apresenta resultados de implementação de um Sistema Especialista na área médica, onde a imprecisão é modelada usando conjuntos nebulosos. O raciocínio é baseado em casos evitando com isto dificuldades inerentes à abordagem de sistema de regras nebulosas. Estuda-se o número de casos necessários para obter inferência com precisão satisfatória.

Abstract - This paper, shows the results of an expert system implementation in medicine, where uncertainty is modeled using Fuzzy Sets. It is used the case-based reasoning technique to avoid difficulties of the use of a rule-based system in the fuzzy case. The number of cases necessary to perform the inference with a given precision is studied

Introdução

"A principal tarefa da filosofia moderna é ensinar ao homem a viver sem certeza mas ainda assim não ser detido pela dúvida"[B. Russell]. Esta frase nos mostra o agir corriqueiro do médico. Portanto é importante que todo Sistema Especialista (SE) para Diagnóstico Médico leve em consideração a incerteza inerente no processo de diagnóstico. Nos anos 70 foram desenvolvidas SE de apoio à decisão médica os quais foram motivados pela tentativa de melhorar a precisão no diagnóstico médico¹. O tratamento da incerteza que caracteriza as informações que os médicos dispõem sob seus pacientes foi considerada nos SE como o MYCIN de Shortliffe, início dos 70; EMERGE de Hudson, 1985; CADIAG-2 de Adlassnig, 1986.

Os SE de apoio à decisão médica são muito dependentes da qualidade de seus dados. E, muitas vezes, esses dados têm expressões "fuzzy" tais como: 'frequente', 'forte', 'baixo', dificultando tratar estas expressões de forma que o computador as possa manipular². Neste contexto, a Teoria de Conjuntos Nebulosos torna possível a representação de entidades médicas inexas

em Sistemas Computacionais.

Existem diversas técnicas e abordagens para o desenvolvimento de SE. Na maior parte dos casos os SE usam um sistema baseado em regras que exprimem o raciocínio utilizado para se chegar a uma conclusão. A abordagem de conjuntos nebulosos para inferência usando regras, é semelhante à usada em controle nebuloso onde a principal diferença é o uso de um encadeamento de regras. Isto leva a grandes dificuldades devido ao aumento do grau de incerteza pelo uso de regras. No

presente trabalho apresenta-se uma abordagem diferente para implementar SE: a baseada em casos.

Raciocínio Baseado em Casos

O raciocínio baseado em casos é aquele no que a conclusão é tomada por comparação com casos já conhecidos. Em matemática nebulosa pode-se usar a relação de semelhança², que é uma relação reflexiva e simétrica, como base de funcionamento do raciocínio por casos.

A medicina, por exemplo, parece seguir este padrão. O médico ao examinar um paciente em particular, traz a sua memória um paciente que foi tratado anteriormente. Supondo que a lembrança foi causada pela similaridade dos sintomas importantes entre os dois pacientes (e não pelas características físicas do paciente) o médico usa o diagnóstico e o tratamento do paciente prévio para determinar a patologia e o tratamento do paciente atual.

Metodologia: Raciocínio Analógico Fuzzy

A incerteza na informação durante a anamnese não somente se encontra no entendimento médico do que diz o paciente, mas também, na forma do mesmo paciente em descrever seus sintomas. Estes são os dois tipos de incerteza que se apresentam na coleta de dados que servirão para determinar o diagnóstico médico.

Neste trabalho, usa-se uma base de casos em que a cada sintoma é associado um valor de pertinência ao conjunto nebuloso que representa o sintoma (expressando subjetivamente a intensidade dos sintomas relatados). A inferência é feita

procurando os casos que são mais semelhantes ao caso a diagnosticar.

Formalmente: Seja o conjunto de sintomas

$$S = \{s_1, s_2, \dots, s_m\}$$

Q o paciente a diagnosticar que possui o sintoma s_i em grau q_i

$$Q = \{q_1, q_2, \dots, q_m\}$$

P_j o paciente de diagnóstico conhecido, onde $j = 1, 2, \dots, n$ (n é o número de casos conhecidos), que possui o sintoma s_i em grau p_{ij} .

$$P_{ij} = \{p_{1j}, p_{2j}, \dots, p_{mj}\}$$

Se $p_{ij} \approx q_i \quad \forall i, j \quad / \quad 1 \leq i \leq m \text{ e } 1 \leq j \leq n$

onde p_i e $q_i \in [0, 1]$

Isto é o grau p_i e q_i de cada sintoma é algum valor no intervalo $[0, 1]$. Se o paciente não tem um sintoma x em particular, então o grau de pertinência deste sintoma é zero (isto é, $q_x = 0$)

Pode se dizer: Q é semelhante a P com o grau de similaridade medido por uma métrica adequada de distância. Tomando-se a medida de distância Manhattan tem-se:

$$D_1(p_{ij}, q_i) = \sum_{i,j=1}^{m,n} |p_{ij} - q_i|$$

$l = 1, 2, \dots, k$ (k é o número de doenças). A doença candidata é aquela onde a medida de semelhança é a do mínimo valor.

Um raciocínio feito desta forma é por analogia, os conjuntos comparados Q e P são subconjuntos nebulosos do conjunto 'crisp' S de sintomas, e chamado de Raciocínio Analógico Fuzzy³.

Discussão

O SE compara os sintomas do paciente a diagnosticar e os sintomas do(s) paciente(s) conhecidos, encontrando o diagnóstico provável com um grau de similaridade ao diagnóstico conhecido.

O presente paradigma está no momento implementado para diagnóstico no domínio de reumatologia. Compara-se o resultado com os obtidos anteriormente usando um SE conexionista⁴. Estuda-se ainda a variação da precisão do diagnóstico com um aumento progressivo do número de casos, mostrando-se que a partir de um certo número a qualidade do sistema torna-se satisfatória.

Referências

¹LOPES, H.S. Analogia e Aprendizado Evolucionário: Aplicação em Diagnóstico Clínico. Tese de Doutorado na UFSC CTC-EEL-GPEB, 1996.

²KLIR, G. YUAN, B. Sets and Fuzzy Logic Theory and Applications, Prentice-Hall Inc, 1995.

³CHUNXI, X. Fuzzy Analogical Reasoning and its Application. In Fuzzy Logic in Knowledge-Based Systems, Decision and Control, M.M.Gupta, T. Yamakawa, p. 337-347, 1988

⁴ BARRETO, J.; AZEVEDO, F. Connectionist expert systems as medical decision aid *Artificial Intelligence in Medicine* v. 5 p. 1-9, 1993

Análise e Construção de Árvores Filogenéticas Usando Algoritmo Genético

Roberta Vilhena Vieira[‡], Vana do Carmo Carvalho Pereira[‡]
José Homero Feitosa Cavalcanti[†]

[‡] UFPB/CCT/DSC, [†] UFPB/CCT/DEE
Av. Aprígio Veloso, 882 CEP-58.109-970 Campina Grande - PB
E-mail: homero@dee.ufpb.br

Resumo - Neste trabalho apresenta-se um algoritmo genético, baseado em pesos, usado para construção de árvores filogenéticas. Apresentam-se também resultados experimentais preliminar obtidos com a implementação do algoritmo genético na construção de árvores filogenéticas.

Abstract - This paper shows a genetic algorithm, weight based, developed for building philo-genetic trees. The preliminary experimental results obtained with the genetic algorithm implementation for building philo-genetic trees.

Introdução

O lento processo de transformação que sofrem os organismos da Terra é chamado de evolução. Árvores filogenéticas mostram como os organismos atualmente existentes se relacionam através de seus organismos ancestrais.

A fig.1 mostra um exemplo de uma árvore filogenética^{1,2} (AF) típica. Essa árvore foi construída a partir da hipótese de que existe uma filogenia perfeita para ela. A construção de árvores filogenéticas e o problema da filogenia perfeita são problemas NP-completo.

Neste trabalho considera-se que é possível ser construída a AF usando a representação em pesos, obtidos a partir da similaridade das características das espécies. O problema resultante é NP-completo e pode ser comparado com o problema do caixeiro viajante que também o é.

A solução adotada usa algoritmos genéticos³ para a geração e análise das possíveis AF a serem construídas a partir da matriz de ESPÉCIE X CARACTERÍSTICA mostrada na TABELA 1.

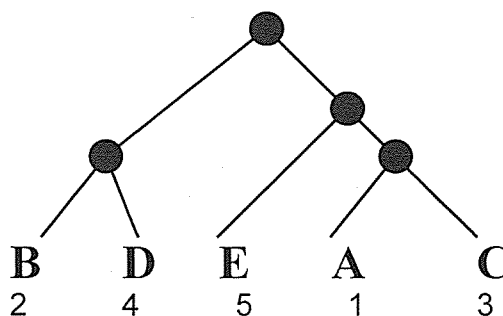


Fig.1 Árvore filogenética

A cada galho da AF é atribuído um cromossomo. Por exemplo, galhos ABCDE, cromossomo {1;2;3;4;5}. A AF terá como galhos a seqüência dos cromossomos. A AF da fig.1, desenvolvida a partir da TABELA 1, tem o seguinte cromossomo: {2;4;5;1;3}.

O algoritmo genético (AG) caracteriza-se por um processo de seleção baseado no desempenho e na população de árvores gerada de uma forma similar a evolução natural. Os elementos da população são listas fixas de parâmetros a serem otimizadas baseadas numa determinada medida de desempenho ("fitness"). O AG possui 5 componentes básicos: 1)Um método para codificação dos cromossomos (p.e., seqüência {1;2;3;4;5}); 2)Uma função objetivo "fitness" (maior distância e posicionamento); 3)Uma população inicial (100 cromossomos); 4)Um conjunto de operadores para formarem a evolução entre dois cromossomos de populações consecutivas (mutação e cruzamento, trocam-se as posições das espécies, p.e., {1;2;3;4;5; ->{2;1;3;4;5}); 5)Parâmetros de trabalho (p.e., 1% de probabilidade de mudança no cromossomo).

CARACTERÍSTICA						
ESPÉCIE	C1	C2	C3	C4	C5	C6
A	0	0	0	1	1	0
B	1	1	0	0	0	0
C	0	0	0	1	1	1
D	1	0	1	0	0	0
E	0	0	0	1	0	0

TABELA 1

Metodologia

O algoritmo do AG utilizado está mostrado na fig.2. Inicialmente, calcula-se a matriz de similaridade entre os galhos (TABELA 2). Geram-se aleatoriamente uma população de 100 indivíduos. Escolhem-se os cromossomos para as 10 AF que tenham a maior similaridade. Por último, escolhe-se a AF que possa ser desenhada como mostrado na fig.1.

ESPÉCIE					
ESPÉCIE	A	B	C	D	E
A	0	0	2	0	1
B		0	0	1	0
C			0	0	1
D				0	0
E					0

TABELA 2

Resultados

Obtiveram-se as seguintes 10 melhores AF (todas com similaridade total 4): {5;3;1;4;2} {5;3;1;2;4} {5;1;3;2;4} {5;1;3;4;2} {5;3;1;2;4} {4;2;5;1;3} {2;4;5;1;3} {4;2;5;1;3} {3;1;5;4;2} {3;1;5;2;4}. As soluções corretas são: {4;2;5;1;3} {2;4;5;1;3} {3;1;5;2;4} e {3;1;5;4;2}.

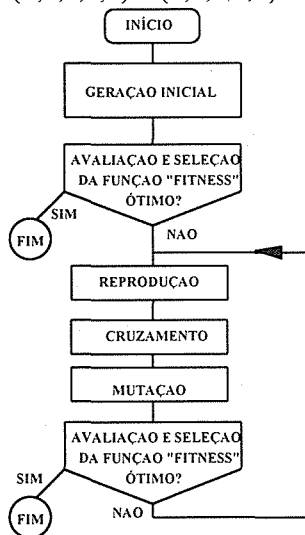


Fig.2 Algoritmo genético

Discussão e Conclusões

Foram apresentados resultados experimentais para a construção de AF usando algoritmos genéticos. Este trabalho faz parte de um sistema de desenvolvimento de programas que permitirá a construção de AF automaticamente.

Referências

- (1) Kaufmann, Morgan. **Foundations of Genetic Algorithms 2**, Campus Drive, San Mateo, California.
- (2) Meidanis, João & Setubal, João. **Uma Introdução a Biologia Computacional**. IX Escola de Computação, Recife, 1994.
- (3) Aguilar, José. **A Hybrid Approach Based on Genetic Algorithms and Simulated Annealing for Combinatorial Optimization Problems**, Anais / XXII Seminário Integrado de Software e Hardware, 31/julho a 4/agosto 1995. Vol. II, pp.1401- 1412.

Um Hipertexto com Sistema Especialista Médico embutido

Axel da Fonseca Keppke¹; Emmanuel Piseces Lopes Passos^{1,2}

¹ Depto. de Engenharia de Sistemas - Instituto Militar de Engenharia
Pça. Gal. Tibúrcio, 80 - Praia Vermelha - 22290-270 - Rio de Janeiro (RJ)

² ICA - Inteligência Computacional Aplicada - DEE/PUC/RJ
R. Marquês de São Vicente, 225 - Gávea - 22451-041 - Rio de Janeiro (RJ)

Resumo - O rápido desenvolvimento tecnológico tem influenciado o ensino médico, requerendo mudanças contínuas dos meios de ensino e material didático¹. Por outro lado, os leigos recorrem cada vez mais ao computador buscando informações médicas, preparando-se melhor para a consulta ou evitando visitas desnecessárias ao consultório.

É comum hoje, principalmente nos E.U.A., médicos comprarem hipertextos em CD-ROMs com históricos de doenças de sua especialidade para auxiliar nos seus diagnósticos.

Neste trabalho, é apresentado um estudo de técnicas para a criação de Hipertextos e Sistemas Especialistas, modelos de funcionamento destas duas tecnologias, além da ligação entre elas visando o desenvolvimento de um "sistema". Além disso, demonstra-se a viabilidade da aplicação na medicina de um sistema de Hipertexto com Sistema Especialista embutido.

Abstract - The teaching of medical sciences has been largely affected by the rapid technological development which demands permanent renewal of didactic materials and teaching resources¹. On the other hand, lay people are using much more their computers searching for medical information before going to the consulting room.

It has been common practice mainly in USA the purchase by physicians of diseases case studies CD-ROMs hypertexts to help final diagnosis.

This paper presents some technical approaches for the creation of Hipertexts and Expert Systems, functional patterns for both technologies, and the links between them aiming to attain the development of an incorporated system. Additionally, this paper shows the viability of a Hypertext incorporating the inclusion of a Medical Expert System.

Introdução

A última década tem assistido uma reavaliação radical do papel do computador na prática médica. A ênfase tem sido direcionada para o desenvolvimento de sistemas computacionais "inteligentes" que auxiliem os médicos clínicos no diagnóstico ou na geração automática de planos de tratamento (os médicos são treinados a fazer estas tarefas e, de modo geral, eles as fazem bem)².

No Brasil, o uso de hipertexto e hipermídia tornou-se hoje uma prioridade nos centros de Informática Médica das principais instituições de ensino. A criação e uso de aplicações contendo hipertexto, som, imagens e animação cada vez mais se difundem.

Um estudo empírico³ mostra que a triangulação entre sistemas especialistas, hipermídia e biblioteca "on-line"⁴ é vantajosa, se não fundamental, no auxílio à decisão na prática profissional, particularmente na medicina.

No presente trabalho, é apresentada uma aplicação na medicina da combinação entre as tecnologias computacionais de Hipertexto e Inteligência Artificial.

Metodologia

O sistema desenvolvido é formado por um hipertexto interligado a sistemas especialistas. Estes sistemas especialistas estão divididos em dois grupos, cada qual com um gerenciador distinto. Os gerenciadores de sistemas especialistas utilizados são o GSEOO e o PATER[®], enquanto a ferramenta para o hipertexto é o ToolBook[™].

Resultados

O resultado final é a apresentação de um protótipo de Sistema⁵ constituído por um Hipertexto com informações médicas úteis para o leigo e dois Sistemas Especialistas em Clínica Médica: um fornecendo ao leigo pré-diagnóstico provável a partir das características do sintoma e outro fornecendo ao médico conduta apropriada a partir das características da doença.

O módulo de **hipertexto** destinado ao leigo, oferece-lhe opções de consulta sobre doenças, lesões, medicamentos, dietas, aconselhamentos sobre saúde, exames complementares, intoxicações exógenas e análise de sinais e sintomas. Quanto às doenças, fornece-lhe informações como: fatores predisponentes,

sinais e sintomas mais comumente presentes, avaliação médica, tratamento e profilaxia. Quanto às lesões, descreve-as, além de comentar sobre sua avaliação e tratamento médico. Quanto aos exames médicos complementares, explica suas indicações, limitações para o diagnóstico, riscos e benefícios. Dá também informações sobre o uso e efeitos colaterais dos principais medicamentos, além da interação entre eles. Quanto aos venenos, descreve os principais tipos de intoxicações exógenas, seus antídotos, com advertência sobre dosagens de medicamentos. Fornece-lhe também informações gerais: vitaminas, minerais, nutrição, estilos saudáveis de vida, cuidados e primeiros socorros domésticos, cuidados ao viajar e vacinas. Quanto aos sinais e sintomas, além da sua descrição e causas principais, permite-lhe o acesso ao sistema especialista Médico Caseiro para a obtenção do diagnóstico.

O sistema especialista **Condutas Médicas** visa auxiliar o médico, confirmando sua hipótese diagnóstica, propondo outro diagnóstico, ou ainda exibindo uma lista de diagnósticos diferenciais prováveis. São também sugeridas outras investigações, e a conduta terapêutica mais indicada de acordo com a condição do paciente. Esse módulo é útil para o acadêmico de Medicina que esteja cursando as disciplinas de Semiologia e/ou Propedêutica, e Clínica Médica.

O sistema especialista **Médico Caseiro** pretende orientar o leigo na descoberta da provável doença que lhe está causando o(s) sinal(is) e/ou sintoma(s). A partir da origem dos sinais e sintomas, ele poderá obter maiores informações sobre essa doença através da consulta ao módulo de hipertexto do sistema.

Discussão e Conclusões

Este trabalho mostra ser válida a associação entre hipertexto e inteligência artificial, particularmente na medicina. Sua aplicação nele exemplificada destina-se a um público-alvo composto por leigos e acadêmicos de Medicina cursando as disciplinas de Semiologia e/ou Clínica Médica. Outras aplicações semelhantes, em outras áreas quer da medicina ou da ciência em geral, a partir de fontes de conhecimento confiáveis, também são viáveis.

No protótipo ora desenvolvido ressalva-se a necessidade da avaliação, por médicos com mais tempo de experiência, dos textos contidos no hipertexto e das informações das bases de conhecimento para que o aplicativo tenha maior consistência.

Outro destaque é a necessidade do relacionamento médico-paciente. Um leigo ao usar este aplicativo deve lembrar-se que a participação

do médico é um componente importante no processo de cura de uma doença. Usá-lo para ter conhecimento prévio do seu problema é válido, mas a consulta ao médico é indispensável!

Convém lembrar de uma estória sobre uma cidadezinha do interior onde um visitante sentiu-se mal. Disseram-lhe que existia um médico do tipo “faz tudo” e um computador com uma série de sistemas de apoio à decisão (sistemas especialistas). Perguntaram-lhe: “-Onde você quer se consultar, no “faz tudo” ou no computador?” O visitante decidiu ir ao médico.

Como sugestão para trabalhos futuros, este protótipo poderia ser transformado em um sistema de multimídia contendo recursos gráficos, de animação, de imagens e sons associados ao hipertexto, permitindo ao usuário melhor compreensão. Um tal sistema poderia também ser colocado no ambiente de criação de sistemas especialistas KESOO⁶.

Outra idéia seria manter para cada assunto do hipertexto dois ou mais níveis de texto de acordo com a capacitação do usuário, dentre outros: leigo, acadêmico ou médico.

Finalmente, este protótipo poderia ser deixado em uso num hospital com o consequente enriquecimento de suas bases de conhecimento.

Referências

- ¹ SINHA, S. et al. A PACS-based interactive teaching module for radiologic sciences. *American Journal of Radiology*, 1992, 159, p. 199.
- ² COIERA, E. Medical Informatics: What's New? *The medical Journal of Australia*, 1994, 160, pp. 438-440.
- ³ TIMPKA, T. et al. Is experttext support feasible in worklife applications? An empirical study using an expert panel for simulating 'optimal' expert support. *Information and Decision Technologies*, 1992, 18, pp. 81-87.
- ⁴ RADA, R. Introduction to special issue on expert systems. *Artificial Intelligence in Medicine*, 1990, 2, pp. 153-154.
- ⁵ KEPPKE, A.F. Um Hipertexto com Sistema Especialista Médico Embutido. *Tese de Mestrado - IME/RJ*, 1996.
- ⁶ Propriedade da Graal Consultoria Empresarial LTDA.

27.

SISTEMAS DE APOIO
À DECISÃO
E SISTEMAS
CONEXIONISTAS

Definição do "Patient Core Record" em um Hospital Universitário: a visão do usuário

Mariza Klück Stumpf (1,2,3), José Ricardo Guimarães (2), Ilda Pereira Silveira (2),
Débora Feijó Vieira (2) e Henrique M. R. de Freitas (3)

(1) Núcleo de Informática em Saúde / FAMED / UFRGS

(2) Hospital de Clínicas de Porto Alegre (HCPA)

(3) GESID / PPGA / UFRGS

Rua Ramiro Barcelos, 2600 CEP 90035-003 Porto Alegre RS

E-mail: Mariza@vortex.ufrgs.br

Resumo - O trabalho relata os resultados preliminares de um projeto de pesquisa que está em desenvolvimento junto ao Hospital de Clínicas de Porto Alegre (HCPA), hospital-escola da Universidade Federal do Rio Grande do Sul, como dissertação de mestrado da área de Sistemas de Informações e de Apoio à Decisão do Programa de Pós-Graduação em Administração da UFRGS. O projeto tem por objetivo definir o conteúdo essencial ("Core Record") do Prontuário de Pacientes (PP), com a ativa e fundamental participação de todos os diferentes grupos de usuários envolvidos (médicos, enfermeiros, administradores, professores, pesquisadores e assessoria jurídica). Esta definição e a participação dos usuários são fundamentais para que o processo de informatização do PP seja concebido e implantado com sucesso.

Abstract - This paper describes a research project that it is being developed inside Hospital de Clinicas de Porto Alegre, the UFRGS university hospital, as a master degree dissertation on Information Systems. The main goal is to define the information requirements of the Patient Record, through the users active participation. The definition of the Patient Core Record by the different kind of users (physicians, nurses, researchers, teachers and managers) will allow the Hospital to move from the paper-based record to a successful Computer-based one.

Introdução

O Prontuário de Pacientes é o documento básico dentro de um Hospital, permeando toda a sua atividade assistencial, de pesquisa, ensino e administrativa. É o elemento de comunicação entre os vários setores do hospital e depositário de um conjunto muito grande e rico de informações, capazes de gerar conhecimento. Portanto, a informação contida nos prontuários deve ser de alto nível qualitativo o que, segundo Alter¹, significa atender às seguintes características: (1) acurácia e precisão; (2) idade, oportunidade e horizonte de tempo; (3) ser completa e ter adequado nível de sumarização; (4) acessibilidade; (5) fonte e (6) valor e relevância.

De acordo com Shortliffe², os propósitos do Prontuário Informatizado são a assistência ao paciente; as necessidades legais e financeiras e o apoio à pesquisa. As vantagens de sua adoção são a acessibilidade à informação, rapidez de recuperação, possibilidade de acesso remoto, o acesso simultâneo, a legibilidade e organização das informações, a garantia de que as mesmas estão completas e com qualidade, a entrada de dados facilitada e a possibilidade de decisões automatizadas.

A evolução na direção do Prontuário Informatizado é tanto desejável quanto inevitável. Até o momento, no entanto, os médicos têm sido lentos na adoção do computador como uma

ferramenta clínica, apesar do uso crescente dessa em atividades administrativas³. Apesar da inevitabilidade e da vontade, uma grande parcela de incerteza ronda o status legal do PI. A História nos ensina que as mudanças nos paradigmas legais ocorrem, geralmente, por pressão de situações já criadas e adotadas como consenso pela Sociedade.

A Tecnologia da Informação oferece os fundamentos teóricos e os instrumentos necessários para o desenvolvimento de um Sistema de Informações adequado às reais necessidades de um ambiente hospitalar como o do HCPA. Cabe às pessoas envolvidas neste processo, um comprometimento real com estes princípios norteadores. É importante definir o que é informação necessária, estabelecer o processo de informatização, envolver os usuários em todas as etapas do processo e garantir o pleno atendimento da missão institucional da organização, nos seus objetivos de prestar assistência médica de alta qualidade, aliada à pesquisa e ao ensino médicos.

Metodologia

Esta pesquisa caracteriza-se por ser um estudo exploratório e está sendo conduzida através dos métodos qualitativos de Estudo de Caso, "Focus Group"⁴ e de uma enquete de opinião, envolvendo os diferentes grupos de atores envolvidos no processo de armazenamento e

recuperação de informações do prontuário de pacientes.

Na primeira fase do projeto, foi feito um levantamento da situação atual dos prontuários de pacientes do HCPA através de um estudo de caso e verificada a posição de alguns dos hospitais brasileiros de grande porte sobre o tema, através de um questionário. Ainda nesta etapa, concluiu-se o levantamento bibliográfico que estabeleceu a estado da arte dos prontuários de pacientes no mundo.

Na segunda etapa, através da utilização da técnica de "Focus Group", procurou-se definir modificações que pudessem ser introduzidas na organização e no conteúdo dos prontuários de pacientes do HCPA, visando diminuir o seu volume e melhorar a qualidade da informação armazenada. Visto que os prontuários devem atender a diferentes cenários e atores, identificados dentro de 4 grandes categorias de usuários (das áreas de assistência, pesquisa, ensino e administração), foram estabelecidos 6 grupos iniciais de discussão (assistência médica, assistência de enfermagem, ensino médico, ensino de enfermagem, pesquisa e administração) compostos por 5 a 8 usuários atuantes e representativos de suas categorias, que reuniram-se para discutir as questões propostas. As discussões foram gravadas e transcritas, resultando num documento de síntese que está orientando a elaboração de uma proposta objetiva de definição do "Core Record".

Na terceira etapa do projeto, em execução, esta proposta está sendo submetida à apreciação de uma amostra representativa do universo de usuários de prontuários do HCPA, através de um questionário a ser aplicado por entrevista.

Resultados preliminares

A análise dos conteúdos das discussões das sessões de "Focus Group" indicaram, como

Referências

- ¹ ALTER, S. Information Systems: A Management Perspective. New York; Addison Wesley, 1992.
- ² SHORTLIFFE, EH e BARNETT, GO. "Medical Data: Their Acquisition, Storage and Use". In: Medical Informatics: Computer Applications in Health Care; Shortliffe, E.H. e Perreault, L.E. Eds. Addison-Wesley Publishing Company, USA, 1990:37-69.
- ³ DETMER, DE e STEEN, EB. "Countdown to 2001: The Computer-based Patient Record after the Institute of Medicine Report". In: Yearbook of Medical Informatics. van Bommel e McCray eds. IMIA / Schattauer, 1995:55-60.

consenso dentro dos grupos, as seguintes opiniões: (1) é possível e desejável reduzir a quantidade de documentos e de informações armazenadas atualmente nos PP; (2) a necessidade de informatização do PP é inegável e urgente; (3) a legislação vigente é inadequada e obsoleta; (4) é possível substituir ou eliminar imediatamente alguns documentos em uso, possibilitando a redução do volume de papel armazenado em torno de 50%; (5) a adoção imediata da assinatura eletrônica é fundamental para a implantação destas modificações; (6) é possível e desejável a divisão do PP atual em 2 partes (um prontuário operante, contendo todas as informações necessárias para a assistência, ensino, pesquisa e administração -"Core Record"- e um prontuário inativo, guardando documentos não relevantes mas exigidos pela legislação); (7) existem divergências importantes em relação à relevância e à necessidade de alguns tipos de informações, atualmente em uso, entre os diferentes grupos de usuários.

Discussão/Conclusões

As conclusões dos grupos de discussão ("Focus Group") permitiram definir os requisitos de informações do "Core Record", atendendo às necessidades dos diferentes grupos de usuários. O protótipo do prontuário proposto está sendo submetido à apreciação de uma amostra significativa de todas as categorias de usuários através da aplicação de 400 questionários. A validação deste protótipo nos dará a definição do conteúdo das informações do futuro Prontuário Informatizado do HCPA.

A participação ativa das diferentes categorias de usuários envolvidos com o uso dos PP, tem sido fundamental para garantir o acerto das modificações que estão sendo propostas.

⁴ MORGAN, DL. Focus Group as Qualitative Research. Sage University Paper Series on Qualitative Research Methods, Vol. 16. EUA, 1988. 85 pag.

Procedimentos de avaliação de sistemas especialistas na área médica

Gisele Faffe Pellegrini¹ & Renato Garcia Ojeda²

¹Mestre em Engenharia Elétrica, Universidade Federal de Santa Catarina (UFSC).

²Professor Dr., Grupo de Pesquisa em Engenharia Biomédica (GPEB), UFSC.

Resumo - Avaliação dos Sistemas Especialistas (SE) para área médica vem se tornando cada vez mais necessária para que estes sejam mais aceitos. Existem várias propostas para formalizar o processo de avaliação. Neste trabalho, propõe-se uma metodologia para avaliação de SE utilizando a metodologia de desenvolvimento por protótipo. Esta metodologia consiste em um sistema que é continuamente re-implementado. Através de um protótipo operacional, os constantes retornos obtidos pelos usuários garantem um SE de melhor qualidade, maior aceitabilidade e principalmente mais voltado para as reais necessidades dos usuários.

Abstract - The evaluation of clinical decision support systems has long been recognized as an important part of the overall field of medical computing. There are a number of purposes for which such an evaluation might be performed. We propose the evaluation of medical expert systems focuses a system development by prototyping. This technique consist of a system which is usually re-implement. Through an operating prototype the user feedback is continually obtained and this will result a better medical expert system, closely to the real user needs.

Introdução

Todo processo de inovação científica passa por 3 fases. Primeiro um grande entusiasmo, seguido de um período de dúvidas e finalmente o último estágio onde a inovação se estabelece já como uma rotina. Na informática médica, em especial nos sistemas de apoio à tomada de decisão, ocorreu o mesmo. Houve um grande entusiasmo na década de 70 quando os primeiros Sistemas Especialistas (SE) para apoio à tomada de decisão foram desenvolvidos mas ainda não se pode afirmar que estes sistemas já estão sendo utilizados de uma forma rotineira na prática médica.

Fazendo um levantamento dos argumentos mais utilizados como justificativa do não uso dos SE para apoio à tomada de decisão na área médica, destacam-se:

- 1-Não se pode aceitar a decisão tomada pelo SE;
- 2-A ajuda do SE é confusa;
- 3-A solução apresentada pelo SE não pode ser aplicada.

Analisando estes itens percebe-se que o problema central é a falta de credibilidade nos resultados apresentados pelo SE, e isto está intimamente associado à falta de critérios formalizados para avaliação dos SE para a área médica durante seu desenvolvimento.

A construção de um SE para área médica requer uma constante integração entre a equipe de desenvolvimento, chamados de engenheiros de conhecimento, e a equipe médica responsável em transmitir conhecimento para a montagem das bases de conhecimentos, que sustentam a lógica do raciocínio do SE. Avaliação desses sistemas deve cobrir aspectos dos dois grupos, o que tem sido

uma tarefa complexa. Observa-se que na maioria dos casos, os engenheiros de conhecimento, se preocupam muito mais com a eficiência computacional dos sistemas, deixando de analisar questões como:

- 1- O SE é desejado?
- 2- Os resultados apresentados são úteis?
- 3- O sistema traz algum benefício no atendimento médico?
- 4- O SE traz qualidade aos serviços oferecidos para o paciente?

No setor da saúde, a avaliação deve ser feita primariamente do ponto de vista do usuário. Isto significa que a tarefa de avaliação não pode ser feita isoladamente pelos engenheiros de conhecimento dentro de centros de pesquisas e desenvolvimento. Esta tarefa deve ser feita conjuntamente com a equipe médica, que será o usuário final. Sendo assim, a tarefa de avaliação não deve ser vista como uma parte isolada na fase final do desenvolvimento de um SE, mas sim como uma parte integrante durante todo o período de desenvolvimento.

Metodologia

Para que a tarefa se realize com sucesso, sugere-se que a metodologia de desenvolvimento permita uma integração entre os engenheiros de conhecimento e os especialistas médicos, como o desenvolvimento através de protótipos e refinamentos constantes.

Esta metodologia apresenta 3 fases.

Fase 1- Protótipo Inicial

É a etapa de definição do projeto. Exige uma familiarização entre as duas áreas, a dos

engenheiros de conhecimento e da médica, e o desenvolvimento de um protótipo simples ajuda o especialista a ter uma visão melhor dos recursos computacionais que podem ser utilizados. O SE não deve começar com objetivos vagos. É importante ter documentado qual o objetivo final que se deseja alcançar. Não precisa ser um único protótipo, podendo ser dois ou três, até que se tenha uma visão completa dos objetivos que se deseja alcançar.

Fase 2- Testes de desenvolvimento

Uma vez definido o que se pretende alcançar, o engenheiro começa a estruturar o projeto com uma visão mais detalhada. Cada item do protótipo deve ser refinado para ser implementado. A base de conhecimento já começa a ser montada, e a avaliação apresenta dois aspectos:

i) testes de erro de lógica

Testes feitos basicamente pelos engenheiros de conhecimento e deve detectar erros de lógica computacional.

ii) validação da base de conhecimento

É fundamental a participação do especialista médico, pois a base de conhecimento médico precisa ser consistente. Deve-se observar se os requisitos definidos estão realmente sendo atendidos e se for necessário partir para novas definições, todo o processo deve ser iniciado. Alguns itens merecem especial atenção nesta fase:

- a) montagem do conjunto de testes para a base de conhecimento;
- b) entrada de dados;
- c) soluções apresentadas;
- d) interface.

Fase 3- Testes de campo

Compreende a avaliação da funcionalidade do sistema, seu impacto no ambiente de trabalho. Significa avaliar os efeitos que o sistema tem sobre os usuários e em todo o processo da área da saúde. A questão é saber se o uso do sistema traz um real benefício para o usuário.

Resultados

Se o sistema desenvolvido for continuamente avaliado pelo especialista, com um retorno para a equipe de desenvolvimento, através dessas 3 fases apresentadas, com certeza o projeto final terá uma aceitação maior pelo usuário. A importância da avaliação de sistemas para áreas não determinísticas, como a saúde, está na credibilidade que o sistema alcança com o usuário, através da descrição das conclusões apresentadas e dos critérios para decidir sobre uma tomada de decisão. Esta metodologia foi aplicada num SE

desenvolvido no GPEB, e trouxe resultados significativos quando apresentou problemas na validação da base de conhecimento, fazendo uma série de testes com prováveis usuários. O feedback desses usuários foi avaliado, sempre tendo em consideração que um dos aspectos mais importantes de um SE é o conhecimento que este traz para o ambiente que será instalado.

Conclusões

O SE é uma ferramenta auxiliar e não substitue o médico. A decisão final é sempre de responsabilidade do médico. Trazendo o especialista para o local de desenvolvimento, pode-se mostrar com mais eficiência os recursos que o projeto pode oferecer. Assim, espera-se diminuir as dificuldades encontradas pelos pesquisadores em informática médica para eliciar seus reais problemas, evitando que sejam misturados os conceitos de uma pesquisa de seu próprio interesse com a verdadeira intenção de construir um sistema de apoio à tomada de decisão, tornando os sistemas mais práticos do que teóricos, realmente voltados para a necessidade dos usuários, através do ciclo protótipo-retorno-reimplantação.

Referências

- ¹CLARKE, K., et al, (1994), "A methodology for evaluation of knowledge-based systems in medicine", *Artificial Intelligence in Medicine*, volume. 6, pages. 107-121.
- ²FIESCHI, M., (1990), "Towards validation of expert systems as medical decision aids", *J. Biomed Comput*, p. 93-108, Département de l'informatique Médicale, Hopital de la Conception, Marseille, France.
- ³PELLEGRINI, G. F., (1995), *Proposta de uma metodologia de avaliação para sistemas especialistas na área médica*, UFSC, Dissertação de Mestrado, Depto. Eng. Elétrica, 90 páginas.

Avaliação de um Sistema Especialista na Detecção de Infecções Hospitalares

Beatriz H. S. C. Rocha¹, Sky Blue², John C. Christenson³, Reed M. Gardner¹

¹ Department of Medical Informatics, University of Utah; ² VA Medical Center; ³ Primary Children's Medical Center

614 North Medical Plaza, Salt Lake City, UT 84112, EUA.

E-mail: Beatriz.Rocha@m.cc.utah.edu

Resumo - Um sistema especialista foi avaliado na sua capacidade em detectar infecções em pacientes pediátricos hospitalizados. O sistema teve uma sensibilidade de 100% na detecção de bacteremias e 57% na detecção de infecções cirúrgicas, quando comparado a um "gold-standard".

Abstract - An expert system was evaluated in detecting infections in pediatric hospitalized patients. The system had a sensitivity of 100% for bacteremias and 57% for surgical wound infections, when compared to a gold-standard.

Introdução

Infecção hospitalar é um problema que afeta o mundo inteiro. Nos EUA, a incidência de infecções hospitalares é de 6% nos pacientes hospitalizados¹. No nordeste do Brasil esta incidência pode chegar a até 24% nos pacientes internados².

A detecção das infecções hospitalares é de extrema importância, pois permite o tratamento imediato do paciente e a instituição de medidas preventivas.

O objetivo deste estudo é avaliar a performance de um sistema especialista computadorizado na detecção de infecções hospitalares em pacientes pediátricos.

Metodologia

O sistema especialista computadorizado, denominado COMPISS ("Computerized Pediatric Infections Surveillance System"), foi desenvolvido para detectar infecções hospitalares em pacientes pediátricos. COMPISS é um sistema especialista que usa regras booleanas em sua base de conhecimento. Uma descrição de como o COMPISS foi desenvolvido e os resultados da validação de sua base de conhecimento podem ser encontrados em outra publicação³.

COMPISS está atualmente implantado no hospital pediátrico "Primary Children's Medical Center" (PCMC), em Salt Lake City, Utah, EUA. Neste hospital, a vigilância epidemiológica é feita manualmente por uma enfermeira especializada na área. O método de levantamento utilizado é o de "vigilância por objetivos", proposto por Haley¹. Neste método, somente as infecções com alto grau de morbidade, mortalidade e custo de tratamento são rotineiramente pesquisadas. As infecções que são pesquisadas continuamente no PCMC são as

bacteremias e as infecções cirúrgicas (ferida operatória).

Durante um período de três meses (28/3/95 até 1/7/95), os dois métodos de detecção de infecções hospitalares (manual e COMPISS) analisaram as informações de todos os pacientes admitidos no PCMC, determinando independentemente a presença ou não de infecções nestes pacientes.

Após este período, um médico especialista em doenças infecciosas revisou o prontuário de todos os pacientes com suspeita de bacteremias e infecções cirúrgicas, identificados por um ou ambos os métodos. O especialista revisou também os prontuários de pacientes com culturas positivas de sangue e ferida operatória que não haviam sido classificadas como infecções pelos métodos de vigilância.

O especialista determinou a existência ou não de infecções nesses pacientes, sem ter conhecimento dos resultados produzidos pelos métodos de detecção (manual e COMPISS). As conclusões do especialista são consideradas o "gold-standard".

Resultados

O especialista revisou 119 prontuários e identificou 68 bacteremias e 21 infecções cirúrgicas, incluindo infecções hospitalares e comunitárias. A pesquisa manual detectou 29 bacteremias (43% de sensibilidade) e 10 infecções cirúrgicas (48% de sensibilidade). O COMPISS identificou 68 bacteremias (100% de sensibilidade) e 12 infecções cirúrgicas (57% de sensibilidade). A especificidade e a taxa de falsos positivos não foram calculadas, pois os prontuários dos pacientes sem sinais de infecção não foram revisados.

A taxa de "overgeneration"⁴ (falso positivos ÷ (positivos verdadeiros + falso positivos)) da

pesquisa manual foi de 12% nas bacteremias e de 9% nas infecções cirúrgicas. A taxa de "overgeneration" do COMPISS foi de 35% nas bacteremias e de 14% nas infecções cirúrgicas.

Discussão e Conclusões

Os resultados obtidos demonstram que o COMPISS foi capaz de identificar todos os episódios de bacteremia. A capacidade do COMPISS em detectar infecções cirúrgicas não foi tão elevada, porém ainda melhor que a vigilância epidemiológica feita manualmente pela enfermeira. O COMPISS também teve uma maior taxa de "overgeneration", isto é, detectou infecções que não foram confirmadas pelo especialista.

Na vigilância epidemiológica de infecções hospitalares é muito importante que todas as suspeitas de infecção sejam inicialmente identificadas, mesmo que posteriormente não venham a ser confirmadas⁵. O COMPISS demonstrou ser um bom instrumento para a detecção inicial das infecções estudadas, necessitando a revisão de seus resultados por um especialista da área. Desde setembro de 1995 os resultados do COMPISS têm sido utilizados rotineiramente pela enfermeira responsável pela vigilância epidemiológica no PCMC.

Referências Bibliográficas

¹HALEY, R. W. - *Managing hospital infection control for cost-effectiveness*. Chicago: American Hospital Publishing, Inc., 1986.

²LIMA, N. L.; et al. Selective surveillance for nosocomial infections in a brazilian hospital. *Infection Control and Hospital Epidemiology*, v. 14, p. 197-202, 1993.

³ROCHA, B. H. S. C.; et al. Computerized detection of nosocomial infections in newborns, presented at Eighteenth Annual Symposium on Computer Applications in Medical Care, Washington, D.C., p. 684-688, 1994.

⁴CHINCHOR, N. MUC-5 Evaluation Metrics, presented at Fifth Message Understanding Conference (MUC-5), Baltimore, MD, p. 69-78, 1993.

⁵WENZEL, R.; STREED, S. Surveillance and use of computers in hospital infection control. *J of Hosp. Infection*, v. 13, p. 217-229, 1989.

Agradecimentos

Beatriz H. S. C. Rocha é bolsista do CNPq.

Estudo do Aprendizado Baseado em Casos em Modelos de Redes Conexionistas IAC (*Interactive Activation and Competition*).

Nancy A. Sigaki, Fernando M. de Azevedo & Jorge M. Barreto

Grupo de Pesquisas em Engenharia Biomédica - GPEB - Departamento de Engenharia Elétrica - EEL
Universidade Federal de Santa Catarina - UFSC
Florianópolis - Santa Catarina SC
e-mail: nancy@gpeb.ufsc.br, azevedo@gpeb.ufsc.br, barreto@gpeb.ufsc.br

Resumo - Neste trabalho é estudado o problema do aprendizado (baseado em casos) em redes conexionistas IAC (*Interactive Activation and Competition*). O modo básico de aprendizado, nestes tipos de redes, pode ser classificado como "Rote Learning". Ou seja, através de um trabalho de "Engenharia de Conexões" (semelhante ao procedimento de "Engenharia de Conhecimento" em Sistemas Especialistas Simbólicos) os pesos das conexões são determinados "a priori" e armazenados na estrutura da rede. Neste sentido, um exemplo de Diagnóstico Diferencial na Área de Reumatologia foi utilizado no estudo da capacidade de aprendizado da rede pela introdução de casos reais clínicos, apresentados por um especialista médico, utilizados como fonte de conhecimento adicional ao conhecimento estabelecido pelas relações entre sintomas e doenças. São discutidos os resultados de simulações realizadas.

Abstract - This work presents a study of learning (case-based) in IAC (*Interactive Activation and Competition*) connectionist model. In this kind of neural networks, the basic learning, mode maybe classified as "Rote Learning". That is, by a "Connection Engineering" work (similar to the procedure of Knowledge Engineering in Symbolic Expert Systems) the connection weights are set "a priori" and stored on the neural network structure. In this sense, an example of Differential Diagnosis in Reumatology is used to study the learning performance of neural network with introduction of real clinic cases, presented by a doctor expert. These clinical cases are used as a source of additional knowledge to that representing relations between diseases and symptoms. Some simulation results are commented.

Introdução

O Modelo de Redes Conexionistas IAC (*Interactive Activation and Competition*) foi proposto por McClelland e Rumelhart [1]. Modelos desta natureza têm sido estudados por Grossberg [2] e, mais recentemente, por de Azevedo [3]. A arquitetura original deste modelo é composta, basicamente, de unidades de processamento arranjados em grupos competitivos. Existem conexões excitatórias entre unidades de diferentes grupos e conexões inibitórias entre unidades de mesmo grupo. Apresenta, ainda, dois tipos de grupos competitivos: grupos visíveis (unidades que recebem entradas do exterior) e grupos escondidos (unidades que não podem receber entradas do exterior). A principal diferença dos modelos de Grossberg dizem respeito a formulação das equações. Quanto ao modelo de de Azevedo, a principal diferença, com relação ao de Rumelhart, é que se permitem conexões não somente entre grupos de unidades visíveis e escondidas mas também entre grupos de unidades visíveis, ou seja, o modelo de de Azevedo permite a existência de relações diretas entre todos os grupos e, eventualmente, não se faz necessário o grupo escondido. Mais ainda, os pesos sinápticos estão

compreendidos no intervalo $[-1, 1]$ representando o grau "fuzzy" ou a força da relação entre os conceitos representados pelas unidades.

Estes modelos de rede têm sido sugeridos por Barreto [4] e de Azevedo [4] como utilizáveis na implementação de Sistemas Especialistas, na Área Médica, e têm apresentado bons resultados. A idéia é a exploração dos mecanismos de "ativação interativa e competição" característicos destes modelos de forma a imitar o raciocínio de um especialista de domínio em contraposição aos Sistemas Especialistas Conexionistas tradicionais que têm sido implementados utilizando-se de uma rede estática "feedforward" treinada com um conjunto de exemplos.

O sistema proposto

O sistema está sendo desenvolvido em Visual Basic de modo a apresentar uma boa interface com o usuário já que é utilizado o ambiente *Windows*. Uma vez inicializado o programa, visualiza-se a tela de apresentação e, em seguida, aparecem as opções dos diversos paradigmas de redes neurais. Neste caso, estamos interessados apenas na rede IAC. Após a escolha, tem-se a implementação deste paradigma

considerando as versões de Rumelhart, de Grossberg e de de Azevedo. A necessidade do desenvolvimento deste software vem das limitações encontradas no pacote original PDP (*Parallel Distributed Processing*) proposto por Rumelhart e McClelland [1]. Nesta versão pretende-se que o sistema em desenvolvimento, ou seja o sistema especialista, não fique limitado em tamanho (número de grupos e de neurônios) pelo tamanho da tela do computador. É necessário que haja uma independência entre o tamanho do sistema e a capacidade da tela em mostrar os grupos e os neurônios de cada grupo. Consequentemente, a tela mostra somente uma parte do sistema, caso ele seja grande demais para caber numa só tela. Ou seja, é mostrado somente a parte que nos interessa, em um determinado momento. Navega-se, em outras palavras, através da representação dos grupos de neurônios. O sistema permite, também, "plotar" os transitórios dos níveis de ativação para um número de neurônios pré-definidos. Desta forma, se o usuário segue o transitório da rede neural, durante a fase de consulta, supõe-se que ele estará apto a entender as possíveis relações que possam existir entre as diferentes doenças, sintomas e, eventualmente, testes laboratoriais tornando-se, a "explicação" do raciocínio, clara. Este ponto é importante posto que Sistemas Conexionistas são criticados pela sua incapacidade de explicar como chegam a uma conclusão.

O aprendizado baseado em casos

O modo básico de aprendizado, nestes tipos de redes, pode ser classificado como "Rote Learning". Ou seja, através de um trabalho de "Engenharia de Conexões" (semelhante ao procedimento de "Engenharia de Conhecimento" em Sistemas Especialistas Simbólicos) os pesos das conexões são determinados "a priori" e armazenados na estrutura da rede, não havendo, portanto, uma fase de "real" aprendizado. Parece natural, por conseguinte, o uso de casos reais como fonte de conhecimento. Ou seja, não somente relações representadas por conhecimento estabelecido sobre relações sintomas / doenças são utilizadas, mas também dados relacionados a casos reais clínicos. Desta forma a dinâmica da rede torna-se mais rica e pode ser conjecturado que um ponto de equilíbrio pode ser mais facilmente atingido por analogia com casos conhecidos, como é esperado em sistemas tipo *Case Based Reasoning* (CBR). Para o estudo do desempenho da rede, na presença dos casos reais clínicos, primeiramente a matriz sináptica da rede é construída considerando-se apenas as relações sintomas / doenças e sua resposta é observada para um conjunto teste de casos a serem diagnosticados. A seguir, casos

clínicos, um para cada doença, são introduzidos na matriz sináptica e, de novo, o sistema é avaliado para o conjunto teste. Este procedimento é repetido, sempre acompanhado de uma avaliação do desempenho da rede.

Conclusão

Os resultados das simulações, até o momento, mostram a viabilidade da abordagem. Uma das principais vantagens da abordagem é que Sistemas Especialistas implementados desta forma estão aptos a indicar qualquer dado suplementar para chegar à uma conclusão, imitando os três passos do processo normal de diagnóstico: anamnese, exames clínicos e, caso considerado no sistema, exames laboratoriais. Com relação ao desempenho da rede, como função da introdução de mais e mais casos clínicos reais, é observado que, inicialmente, tem-se uma grande melhora se comparado ao desempenho da rede constituída apenas pelas relações sintomas / doenças. Após, a melhora no desempenho começa a decair até atingir uma saturação. Neste ponto, os casos clínicos reais, considerados na estrutura da rede, representariam razoavelmente bem o espaço de possibilidades do problema.

Bibliografia

- [1] - Rumelhart, D. E., McClelland, J.L. & PDP Group, "Parallel Distributed Processing", Vols 1 and 2, The MIT Press, 1986.
- [2] - Grossberg, S., "A Theory of Visual Coding, Memory, and Development", Formal Theories of Visual Perception, E. L. J. Leeuwenberg and H. F. J. M. Buffart edition, Wiley, New York, 1978.
- [3] - de Azevedo, F. M., "Contribution to the Study of Neural Networks in Dynamical Expert Systems", Ph.D. Thesis, Institut d'Informatique, FUNDP, Belgica, 1993.
- [4] - Barreto, J. M. & de Azevedo, F. M., "Connectionist Expert Systems as Medical Decision Aid", Artificial Intelligence in Medicine, 5, pp.515-523, Elsevier, 1993.

Ferramenta computacional para ensino médico: treinamento de profissionais da saúde no uso de ventiladores mecânicos

Cristiane Maria Menezes Moreira¹; Eduardo Tavares Costa²

¹ Departamento de Engenharia Biomédica da Faculdade de Engenharia Elétrica e de Computação da UNICAMP

² DEB-FEEC-UNICAMP DEB-FEEC-UNICAMP e Centro de Engenharia Biomédica, CEB/UNICAMP

Cx. Postal 6040 CEP: 13083-970 Campinas-SP

E-mail: crism@deb.fee.unicamp.br e educosta@deb.fee.unicamp.br

Resumo - Foi desenvolvido um programa para simular o circuito pulmonar de um paciente com suporte ventilatório. O Simulador da Ventilação Pulmonar (SIMVEP) é um programa para ser executado sob o ambiente operacional MS Windows e torna-se ferramenta para treinamento de profissionais ligados à ventilação pulmonar artificial. A execução do programa é em tempo real, permitindo que, a cada ação do usuário sob o sistema, resultados desta ação sejam apresentados imediatamente. Estes resultados são gráficos com as curvas de pressão, fluxo e volume e valores calculados: pressão proximal de pico, pressão alveolar de pico, trabalho, relação tempo inspiratório/tempo expiratório, constantes de tempo das unidades pulmonares esquerda e direita.

Abstract - It has been developed a computer program to simulate a patient pulmonary circuit under ventilatory support. The pulmonary Ventilation Simulator (SIMVEP) runs under MS Windows and is a useful tool for training all the professionals linked to artificial ventilation. The real time execution of SIMVEP allows its user to immediately see the results of any change in the ventilation parameters. SIMVEP on screen results are pressure, flow and volume curves and the following calculated values: peak proximal pressure, peak alveolar pressure, work, inspiratory time, inspiratory/expiratory time relation and right and left pulmonary ventilation units time constant.

Introdução

Visando auxiliar os médicos na interpretação das curvas representativas de alguns parâmetros fisiológicos da ventilação mecânica, este trabalho apresenta uma ferramenta auxiliar no treinamento de profissionais ligados à ventilação mecânica.

O treinamento auxiliar é feito através de um programa, o *SIMVEP* - Simulador da Ventilação Pulmonar. O programa é executado sob o ambiente operacional MS Windows e simula o circuito pulmonar de paciente sob suporte ventilatório. O *SIMVEP* é estruturalmente dividido em quatro janelas: (1) ajustes dos controles do respirador, (2) ajustes dos parâmetros mecânicos do paciente, (3) valores calculados e (4) gráficos de fluxo, volume e pressão.

Metodologia

Os ventiladores mecânicos mais modernos promovem a ventilação artificial controlando a pressão inspiratória ou o fluxo inspiratório. A opção deste controle é feita quando se escolhe o modo de ventilação no equipamento.

O modelo apresentado por Chatburn e colaboradores¹ foi utilizado para implementar o *SIMVEP*, desenvolvido em Visual Basic 3.0. Este

trabalho descreve um modelo de dois compartimentos e utiliza uma análise de circuitos elétricos para equacionar o sistema. Na Figura 1 são apresentadas duas unidades pulmonares, direita (1) e esquerda (2), para representar o pulmão. Cada unidade pulmonar possui sua complacência individual (C_1 e C_2) conectada, em série, com a resistência (R_1 e R_2). As unidades pulmonares estão em série com a complacência da caixa torácica, C_{cx} , e a resistência das vias aéreas, R_{VA} . Esta resistência corresponde à soma das resistências de vias aéreas, tubo endotraqueal, umidificador, ou qualquer outro elemento resistivo conectado ao circuito do paciente. A fonte de alimentação do circuito, Figura 1 (B), pode ser uma fonte de tensão ou de corrente e é o elemento que define o tipo de ventilação utilizada.

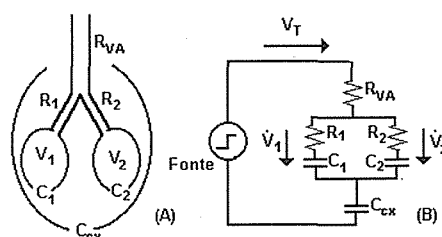


FIGURA 1 - Diagrama esquemático do sistema pulmonar (A) e seu análogo elétrico (B).

O modelamento de todo o ciclo respiratório é dividido em duas fases: a inspiração e

a expiração. O modelamento da inspiração é feito de tres formas diferentes: Fluxo Constante, Pressão Constante e Inspiração Espontânea. A expiração é passiva e definida de forma única para qualquer modo de ventilação.

O SIMVEP permite que o usuário caracterize o paciente a ser ventilado e ajuste os vários parâmetros para ventilar o seu paciente e os possíveis modos de ventilação : Controlada, Assistida/Controlada, Pressão Controlada, Ventilação Mandatória Intermitente Sincronizada (SIMV), Ventilação com Pressão de Suporte e Ventilação com Volume Garantido e Pressão de Suporte (VAPS).

Resultados

A Figura 2 mostra a tela principal do SIMVEP quando ajustado para o modo Assistido/Controlado.

O programa foi utilizado para treinamento de profissionais da Unidade de Terapia Intensiva do Hospital das Clínicas da UNICAMP (UTI-HC) seguindo a metodologia de Hopper e col.². Após o curso, ficou bastante claro que todos os participantes passaram a entender melhor os gráficos relacionados com a ventilação pulmonar artificial e que sentiam falta de algum tipo de instrução nesta área.

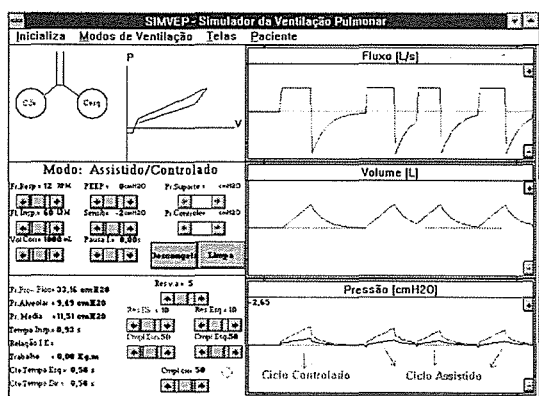


Figura 2 - Representação do Modo Assistido/Controlado

Discussão e Conclusão

Hoje em dia, o treinamento de profissionais em análise gráfica da ventilação pulmonar é feito principalmente utilizando um ventilador acompanhado de um monitor gráfico. O SIMVEP é um programa pioneiro para simulação de um modelo pulmonar de dois compartimentos em tempo real com o objetivo de treinamento e mostrou-se uma importante ferramenta no

treinamento de profissionais ligados à ventilação pulmonar artificial.

Referências

- 1 CHATBURN, R.L., KHATIB, M.F. e SMITH, P.G. (1994), "Respiratory System Behavior during Mechanical Inflation with Constant Inspiratory Pressure and Flow", *Respiratory Care*, v. 39(10), p. 979-988.
- 2 HOOPER, J.A., BRONZINO, J.D., NOYES, N.T., TAYLOR, D. (1993), "EquipTeach: A Computer-Aided Instruction to Teach Users How to Operate Specific Medical Equipment", *Biomed Instrum Technol*, v. 27, p.394-399.

DoToR - um sistema especialista para apoio ao diagnóstico diferencial de dor torácica

Heitor S. Lopes¹, Mario S. Coutinho², Jorge M. Barreto², Walter C. de Lima³

¹ CEFET-PR/NEHOS - Curitiba - hslopes@cpgei.cefetpr.br

² UFSC/GPEB - Florianópolis - {mario, barreto}@gpeb.ufsc.br

³ UDESC - Florianópolis - d2wcl@npd.udesc.br

Resumo: Este trabalho descreve a implementação do sistema DoToR para o apoio ao diagnóstico de dor torácica aguda de origem não-traumática. O paradigma central utilizado é o raciocínio por analogia com protótipos de doenças, onde uma inferência é realizada computando-se o grau de similaridade entre um protótipo e um caso real. O sistema desenvolvido é capaz de diagnosticar 12 diferentes patologias, cujo sintoma comum é a dor torácica, incluindo diversas potencialmente letais. Um sistema de aprendizado é utilizado para aumentar o desempenho do sistema DoToR simulando o aprendizado qualitativo.

Abstract: The implementation of a knowledge-based system to aid clinicians in non-traumatic acute chest pain diagnosis is described. The central paradigm developed here is the analogy with prototypes of diseases, where inferences are done by computing the similarity level between the disease prototype and a real case. This system, named DoToR, is able to diagnose 12 different pathologies common to chest pain, including several life-threatening ones. A machine learning system is employed in order to make DoToR to increase its diagnostic performance, by simulating a qualitative learning.

Introdução

A dor torácica é um sintoma bastante comum relacionado a doenças de origem esofágica, pulmonar, musculoesquelética, psicogênica ou cardio-vascular. Segundo dados recentes da Organização Mundial da Saúde, somente as doenças de origem cardio-vascular causam cerca de 1/4 das mortes registradas no mundo, sendo que nos países desenvolvidos representam a maior causa de morte (aproximadamente 50%), e a segunda em países em desenvolvimento (16%). Ainda segundo a mesma fonte, a observação destas cifras de anos anteriores tem revelado uma emergente epidemia de doenças cardio-vasculares nos países em desenvolvimento, como é o caso do Brasil.

A avaliação da dor torácica de origem desconhecida é um problema bastante freqüente e consideravelmente crítico enfrentado por um médico. Um grande número de pacientes que apresentam a dor torácica como queixa principal fazem parte da rotina de um hospital, especialmente das unidades de emergência, local onde é freqüentemente impossível ser realizado um diagnóstico detalhado [1].

O diagnóstico preciso da causa da dor torácica é um problema que envolve inúmeros fatores, e o médico deve ter em mente que existe pouca correlação tanto entre a severidade da dor e a gravidade de sua causa, quanto entre a localização da dor e sua origem. Além disto, existe sempre a possibilidade da coexistência simultânea de varias enfermidades, cujos sintomas podem dificultar ainda mais o diagnóstico.

Além disto, médicos dos setores de emergência, pela natureza de sua formação, são na

maioria das vezes, clínicos gerais e não cardiologistas. Conseqüentemente, sua habilidade para diferenciar a dor torácica de origem isquêmica da não-isquêmica não é tão boa quanto a de um cardiologista acostumado a diagnosticar regularmente pacientes com isquemia. Da mesma forma, não se espera que clínicos gerais tenham o mesmo desempenho em interpretar exames como ecocardiografia e imagens de medicina nuclear. Assim sendo, o uso de recursos informatizados de apoio ao diagnóstico no setor de emergência pode vir a ser um fator decisivo no diagnóstico do paciente.

Mesmo reconhecendo que a experiência do médico e o seu julgamento holístico terão sempre o papel fundamental no diagnóstico, a utilização de sistemas computacionais para análise destas informações pode ser de grande utilidade [2].

Metodologia

Ridderikhoff [3], a partir de trabalhos de outros autores, identificou duas estratégias de resolução de problemas que podem ser aplicadas à área médica: o raciocínio produtivo e o raciocínio reprodutivo. O primeiro representa um meio através do qual a solução de um problema deve ser construída passo-a-passo. No raciocínio reprodutivo, a resolução de um determinado problema é feita por analogia, reutilizando-se soluções satisfatórias de casos similares do passado. A partir da instanciação dos atributos de casos passados, indutivamente chega-se à similaridade com o caso presente. Na rotina médica o raciocínio produtivo é utilizado numa minoria de casos, sendo que o raciocínio reprodutivo se adapta melhor à

atividade corriqueira de diagnóstico clínico. O modelo de raciocínio produtivo é a base da metodologia de diagnóstico por analogia com protótipos descrita em [4] e empregada neste trabalho.

A utilização do raciocínio por analogia em problemas de diagnóstico clínico é baseada em medidas de similaridade. As informações de um determinado paciente o qual se deseja diagnosticar, são obtidas pelo médico durante a anamnese e através de resultados de exames clínicos e laboratoriais. Tais informações são tabuladas e constituem o alvo. É utilizado um conjunto de protótipos de doenças, previamente constituído, para confrontação com o alvo. Estes protótipos, denominados de fontes, são obtidos a partir da aquisição de conhecimento do especialista do domínio, e representam o universo das patologias diagnosticáveis. É fundamental que tanto os protótipos quanto o alvo tenham em comum o mesmo conjunto de atributos e, quanto maior ao grau de similaridade entre o protótipo e o caso do paciente, maior será a possibilidade de que o paciente em questão tenha a doença cuja abstração é representada pelo protótipo. A dissimilaridade entre o alvo e o m -ésimo protótipo é dada pela equação a seguir, cujas parcelas representam respectivamente: os atributos presentes no alvo mas não no protótipo de doença, os atributos presentes no protótipo mas não no alvo, e os atributos compartilhados por ambos.

$$\delta(A, F_m) = \alpha \cdot \left[\sum_{i \in \{1, \dots, F_m\}} (p_m)_i \right] + \beta \cdot \left[\sum_{i \in \{F_m+1, \dots, I\}} (p_m)_i \right] + \gamma \cdot \left[\sum_{i \in \{1, \dots, F_m\}} (p_m)_i \right]$$

A partir do valor da dissimilaridade entre o alvo (caso do paciente) e os protótipos de doenças, a similaridade entre eles é calculada como uma função inversa:

$$\sigma(A, F_m) = 1 - \text{sen}^2 \left(\frac{\pi \delta(A, F_m)}{2} \right)$$

Resultados

O sistema desenvolvido, denominado DoToR, utiliza 161 variáveis obtidas da anamnese do paciente e de exames suplementares, e é capaz de diagnosticar as seguintes patologias: angina estável, angina instável, infarto agudo do miocárdio, dissecação de aorta, tamponamento cardíaco, tromboembolismo pulmonar, pneumotórax, pericardite, úlcera péptica, espasmo/refluxo esofágico, doença de origem músculo-esquelética, doença de origem psicogênica.

Com o objetivo de melhorar o desempenho do sistema, foi utilizada a metodologia de aprendizado de máquina descrita em [5], baseada em Algoritmos Genéticos. Para tanto foi utilizado uma base de 138 casos clínicos simulados por um grupo de 21 médicos experientes e de diferentes

loais e formações. Destes casos, 90 foram utilizados para treinamento (BCTR) e 48 para teste (BCTE).

Vários modelos de cálculo de similaridade entre protótipos foram testados, bem como inúmeros parâmetros do sistema de treinamento foram ajustados para o melhor desempenho. Sem treinamento, o sistema atingiu sensibilidade e especificidade médias (para todas as 12 doenças) de 0,79 e 0,92, respectivamente, enquanto que, após treinado com o BCTR, atingiu 1,00 e 0,89, respectivamente. Com o sistema treinado, a avaliação do BCTE resultou em médias de 0,94 para a sensibilidade e 0,91 para a especificidade.

Discussão e Conclusão

A analogia intradomínio, baseada em similaridade semântica, utilizada como paradigma central deste trabalho, foi adequada à tarefa de diagnóstico clínico. A utilização deste modelo de resolução de problemas de diagnóstico clínico é respaldada por pesquisadores que indicam ser este o processo cognitivo que um médico especialista emprega rotineiramente. A implementação prática desta metodologia, o sistema DoToR (Do ToRácica), mesmo em fase de protótipo, apresenta excelentes características de desempenho com casos simulados e uma interface gráfica eficiente e de fácil utilização. O sistema ainda se encontra em desenvolvimento, sendo previsto oportunamente uma fase de testes com casos clínicos reais, e a sua utilização em ambiente de salas de emergência ou consultórios médicos, como uma ferramenta de apoio à decisão.

Referências

- [1] HOWELL, J.M., HEDGES, J.R.. Differential diagnosis of chest discomfort and general approach to myocardial ischemia decision making. *American Journal of Emergency Medicine*, v. 9, n. 6, p. 571-579, 1991.
- [2] KENNEDY, R.L., HARRISON, R.F., MARSHALL, S.J.. Do we need computer-based decision support for the diagnosis of acute chest pain: discussion paper. *Journal of the Royal Society of Medicine*, v. 86, p. 31-34, 1993.
- [3] RIDDERIKHOFF, J., Medical problem-solving: an exploration of strategies. *Medical Education*, v. 25, n. 3, p. 196-207, 1991.
- [4] LOPES, H.S., COUTINHO, M.S., LIMA, W.C.. A model of similarity-triggered analogical reasoning for diagnosis in medicine. in: Proc. 8th Int. Symp. Systems, Modelling and Control, Zakopane, Poland, 1995, v. 2, p. 13-17.
- [5] LOPES, H.S., COUTINHO, M.S., LIMA, W.C., An evolutionary approach to simulate cognitive feedback learning in medical domain. in: SANCHEZ, E., SHIBATA, T., ZADEH, L. (eds.), *Genetic Algorithms and Fuzzy Logic Systems*. Singapore: World Publishing, 1996 [a ser publicado].

Redes Neurais para Previsão de Séries Temporais Epidemiológicas

Claudio Bustamante P. de Sá¹ e Flavio F. Nobre²

¹ - CESTE/ENSP, FIOCRUZ. ² - Programa de Engenharia Biomédica, COPPE/UFRJ

Resumo - Propomos o uso de redes neurais artificiais (RNs) como alternativa para prever séries temporais epidemiológicas. Testes com uma série de ocorrência de hepatite B nos E.U.A. obtiveram resultados próximos aos de modelos ARIMA desenvolvidos no CDC.

Abstract - We propose the use of Artificial Neural Networks (ANNs) as an alternative to predict epidemiological time series. Tests with a hepatitis B in the U.S.A. case occurrence series shown results close to those obtained by ARIMA models developed at CDC.

Introdução

Previsões do comportamento de variáveis de saúde são valiosas no contexto de sistemas de Vigilância epidemiológica. Diferentes metodologias, como a de Box-Jenkins e o Amortecimento Exponencial, tem sido propostas para gerar tais predições a partir de séries temporais das variáveis de interesse. Entretanto, estas metodologias, apresentam algumas dificuldades e limitações para seu uso¹.

As Redes Neurais artificiais (RNs) compreendem um conjunto de técnicas matemáticas/computacionais inspiradas nos neurônios. Elas vêm se desenvolvendo rapidamente nos últimos anos e têm sido aplicadas com sucesso em diversas áreas como: simulação e controle de sistemas dinâmicos, processamento de sinais, inteligência artificial e previsão de séries temporais. A maioria das aplicações a séries temporais lidam com variáveis econométricas², sendo também comuns trabalhos de predição de consumo de energia³. Até o presente momento, não encontramos aplicações específicas a séries epidemiológicas.

O objetivo deste trabalho é testar metodologias baseadas em redes neurais como alternativas para predição de séries temporais epidemiológicas.

Metodologia

Os dados utilizados formam a série temporal de incidência de hepatite B em todo território dos E.U.A. entre 1980 a 1989, gentilmente cedida pelo Centers for Disease Control and Prevention (CDC).

Utilizamos redes neurais do tipo "feedforward" com três camadas (entrada, saída e uma camada intermediária), treinadas por backpropagation, onde a saída-alvo é a observação que desejamos prever e as entradas são um grupo de observações passadas.

A definição do grupo de observações que será usado como entrada, não é trivial e foi pouco abordada na literatura até o presente momento. Neste trabalho, propomos uma metodologia onde escolhemos como entradas para previsão de um determinado ponto (x_t) todos os pontos referentes as defasagens (x_{t-n}) cujo valor da autocorrelação seja maior em módulo que os limites de confiança de Bartlett, em nosso caso: x_{t-1} , x_{t-2} , x_{t-3} , x_{t-4} , x_{t-5} , x_{t-6} , x_{t-7} , x_{t-8} , x_{t-9} , x_{t-11} , x_{t-12} , x_{t-13} , x_{t-14} , x_{t-15} , x_{t-16} , x_{t-17} , x_{t-18} , x_{t-19} , x_{t-20} , x_{t-21} , x_{t-31} , x_{t-32} , x_{t-33} , x_{t-34} , x_{t-38} , x_{t-51} , x_{t-52} e x_{t-53} .

Todas as redes implementadas possuíam apenas uma camada intermediária e camadas de saída com apenas um neurônio. Todos os neurônios tinham função de ativação logística. As séries foram normalizadas no intervalo $[0,1;0,9]$ e as sinapses inicializadas com valores aleatório pequenos. Os pares de treinamento (saídas e seus respectivos vetores de entradas) foram apresentados a rede de três modos distintos: aleatoriamente, sequencialmente e em lote. Em todos os casos usamos coeficientes de aprendizado (α) adaptativos com correção de $[1-(1/\gamma)]$. Nos treinamentos aleatório e seqüencial incluímos ainda um termo de momento (β). Para o treinamento em lote escolhemos $\alpha=0,02$ (inicial) e $\gamma=40$. Nas outras modalidades usamos $\alpha=0,1$ (inicial), $\gamma=5000$ e $\beta=0,9$.

Os dados foram divididos em três grupos: conjunto de treinamento (anos 1980-1987), conjunto de teste (1988) e conjunto avaliação das previsões (1989). As redes foram treinadas por 50000 épocas (400 para o treinamento em lote). O treinamento foi implementado por uma série de rotinas escritas para o pacote de processamento numérico MATLABTM (The MathWorks Inc.).

Resultados

Para cada rede treinada, foram feitas previsões para cinco horizontes diferentes: 1 semana, 4 semanas 13 semanas 26 semanas e 52

semanas. Utilizamos como figura de mérito para as previsões o erro médio absoluto percentual (EMAP):

$$EMAP = \frac{\sum_{i=1}^n |x_i - \hat{x}_i|}{n} \times 100$$

onde x_i são as observações do conjunto separado para avaliar as previsões e \hat{x}_i as previsões correspondentes.

Para comparação apresentamos também resultados obtidos por modelos ARIMA desenvolvido no CDC para as mesmas séries⁴ (figura 1).

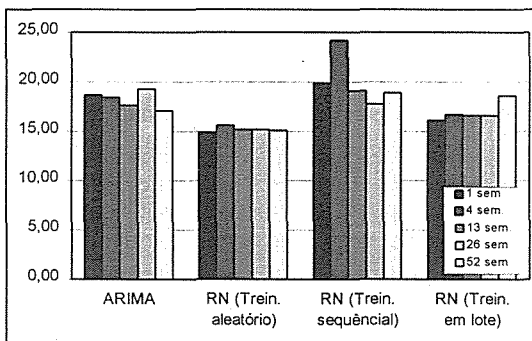


Figura 1: Erros de previsão (EMAP) na série de hepatite B.

Discussão

Utilizamos em nosso trabalho apenas redes do tipo “feedforward”, treinadas por backpropagation. Alguns autores⁵ sugerem que o uso de redes neurais realimentadas é mais adequado para previsão. Entretanto, os demais trabalhos revistos utilizaram redes “feedforward”, que são mais bem conhecidas e de mais fácil implementação.

Devido ao tempo computacional consumido pelo processo de treinamento, fixamos um tamanho para as camadas intermediárias ao invés de testar diversas possibilidades. Optamos por usar o mesmo número de unidades empregado na camada de entrada, com a idéia de garantir que não houvesse “underfitting”. Para evitar o “overfitting”, selecionamos, para cada rede, o conjunto de pesos que obteve o menor erro no conjunto de teste ao final treinamento.

O treinamento com apresentação aleatória obteve os melhores resultados, superiores aos do modelo ARIMA. O treinamento em lote teve um desempenho um pouco inferior, próximo aos do modelo ARIMA e o treinamento seqüencial obteve os piores resultados.

Referências

- Nobre, F. F. e Stroup, D. F. (1994), “A Monitoring System to Detect Changes in Public Health Surveillance Data”, *Int. Jour. of Epidemiology*, v. 23, 2, 408-418.
- Tang, Z. *et al.* (1991), “Time series forecasting using neural networks vs. Box-Jenkins methodology”, *Simulation*, vol. 57, no. 5, 303-310.
- Peng, T. *et al.* (1992), “Advancement in the Application of Neural Networks for Short-Term Load Forecasting”, *IEEE Trans. on Power Systems*, vol. 7, no. 1.
- Williamson, G. *et al.* (1991), “A Monitoring System for Improved Public Health Surveillance” apresentado no *World Fed. Pub. Health Assoc. 6th Int. Congress*.
- Connor, J. *et al.* (1994), “Recurrent Neural Networks and Robust Time Series Prediction”, *IEEE Transactions on Neural Networks.*, vol. 2, no. 2, 240-254.

Priorização de alternativas em saúde com múltiplos critérios - utilização do apoio multicritério à decisão

Lilian T.F.Trotta¹; Luiz F.Autran M.Gomes²; Flávio F.Nobre¹

¹ Programa de Engenharia Biomédica - COPPE/UFRJ - ²Depto Engenharia de Produção-UFF
PEB/COPPE -Caixa Postal 68510-CEP:21945-970 - Rio de Janeiro - RJ

Resumo - Neste trabalho é proposta a utilização do Apoio Multicritério à Decisão para priorização de alternativas em Saúde. Foi realizado um teste piloto com a Secretaria Municipal de Saúde (SMS) utilizando-se o Processo Analítico Hierárquico (AHP). Os resultados confirmam o grande potencial desta abordagem no apoio à decisão.

Abstract - This paper presents the use of Multicriteria Decision Aiding in setting priorities in health care. A pilot-study was conducted making use of data provided by the Health Department of city of Rio de Janeiro. The method used was the AHP and the results confirmed the great potential of this approach for effective decision aiding.

Introdução

Um método tradicionalmente empregado para priorização de alternativas em Saúde é a análise custo-efetividade. No entanto, medidas de efetividade ainda se constituem num sério problema e tentativas de utilizá-las em processos de priorização têm falhado¹. Neste trabalho é proposta uma metodologia que pertence ao campo do conhecimento das Ciências da Gestão denominado *Auxílio* (ou *Apoio*) *Multicritério à Decisão*. Foi realizado um teste piloto com profissionais da Assessoria de Planejamento da Secretaria Municipal de Saúde (SMS) utilizando-se o *Processo Analítico Hierárquico (AHP)*².

O Método AHP

O primeiro passo consiste em se construir uma hierarquia cujo nível superior é representado pelo objetivo geral, os níveis intermediários, pelos critérios utilizados no processo e o último nível pelas alternativas propostas.

O processo implica em estabelecer ordens de prioridade em cada nível através da comparação par a par entre os elementos deste nível em relação a um elemento do nível imediatamente superior, gerando as *matrizes de comparação*. Usa-se, para isto, a *escala de importância* desenvolvida por SAATY². Cada *matriz de comparação* irá gerar um vetor prioridade (auto-vetor principal). A prioridade global para cada alternativa é determinada mediante a soma dos produtos do peso do critério pelo peso da alternativa calculado para este critério.

- Eliminação da Inconsistência

Por se tratar de julgamento humano, uma certa inconsistência é esperada nas matrizes. Inconsistências elevadas podem gerar o fenômeno

da reversão de ordem². Neste trabalho foi utilizado um método desenvolvido por GOMES³ que elimina totalmente a inconsistência sem necessidade de se solicitar ao profissional que refaça a matriz.

- Agregação final

Para se combinar as preferências finais dos profissionais envolvidos no processo e se chegar a uma ordenação única das alternativas, foi utilizado um dos métodos de agregação que utilizam o conceito dos conjuntos nebulosos⁴. A agregação pessimista modificada é representada pela média aritmética entre a agregação pessimista e a agregação média. A agregação pessimista é utilizada quando se deseja minimizar o risco envolvido ao se tentar achar uma solução razoável para o problema e considera-se, então, a pior avaliação feita para determinada alternativa em relação a cada um dos critérios. Ela é obtida usando-se a operação de interseção e é aplicável na maioria dos casos. O cálculo dessa agregação é obtido com a seguinte fórmula:

$$(\Phi_{a_1 p_1} \cap \Phi_{a_1 p_2} \dots) = [\min(\Phi_{a_1 p_1}, \Phi_{a_1 p_2}, \dots)]$$

onde Φ representa o conjunto difuso, a as alternativas e p a avaliação de cada profissional. A agregação média fornece a média das opiniões emitidas e considera inclusive as opiniões tendenciosas. A vantagem da agregação pessimista modificada é manter a minimização dos riscos reduzindo, no entanto, o efeito de opiniões tendenciosas.

- Aplicação do método

O processo envolveu 3 profissionais da Assessoria de Planejamento da SMS com ampla experiência em planejamento e gerência em Saúde. Os critérios estabelecidos são: 1 - população beneficiada; 2 - importância da alternativa, representada pelos seguintes critérios: 2.1- necessidade percebida pela comunidade e/ou profissionais de Saúde pela

alternativa; 2.2- importância do problema de saúde para o paciente; 2.3- efeitos esperados nos resultados em Saúde; 3- impacto social. A partir do Plano Anual de Trabalho (PAT) de 1995 foram selecionadas 11 alternativas para serem priorizadas. A última etapa do processo envolveu a ponderação dos critérios e o estabelecimento das preferências para cada alternativa, segundo cada critério subjetivo. Foi solicitado que os profissionais apontassem as três primeiras alternativas segundo suas preferências, bem como a menos desejável.

Resultados

Os resultados obtidos nas três primeiras classificações pelo método AHP se mostraram muito próximos às preferências pessoais no caso dos profissionais 2 e 3. Para o profissional 1, apenas a alternativa 9 tem uma classificação coincidente com a sua preferência.

Discussão e Conclusões

Pode-se observar, pelos resultados obtidos, que o método se mostrou eficiente na explicitação das preferências pessoais. Para os profissionais 2 e 3, os resultados foram bastante concordantes com as alternativas priorizadas segundo suas preferências pessoais. No caso do profissional 1, onde há uma discrepância entre a classificação pelo AHP e sua preferência pessoal, esta foi explicada pelo fato deste profissional ter mudado sua opinião durante o processo sem, no entanto, ter refeito as matrizes.

A priorização estabelecida através de um modelo analítico deve ser compreendida como auxiliar num processo de decisão, não o produto final do processo. Desta forma, a abordagem multicritério em geral, e o método AHP em particular, podem ser vistos como ferramentas extremamente úteis que, além de clarificar o processo decisório, permite agregar preferências sob pontos de vista divergentes.

Referências

¹EDDY, D.M. Oregon's Methods: Did Cost-Effectiveness Analysis Fail? *JAMA*, vol.266, no.15, pp.2135-2141, 1991.

²SAATY, T.L. *Método de Análise Hierárquica*. Ed. Makron Books, 1a. Edição, São Paulo, 1991.

³GOMES, L.F.A.M. Reducing Inconsistency in Pairwise Comparison Matrices. *SAMS*, vol.9, pp. 225-227, 1992.

⁴ALLEY, H., BACINELLO, C.P., HIPEL, K.W. Fuzzy Set Approaches to Planning in the Grand River Basin. *Advances in Water Resources*, vol.2, pp. 3-12, 1979.

Sistema de Hipertexto em cardiologia pediátrica

Rejane Frota Dillenburg¹, Beatriz de Faria Leão², Paulo Zielinsky¹

1 Instituto de Cardiologia do Rio Grande do Sul / Fundação Universitária de Cardiologia

2 Centro de Informática em Saúde / Universidade Federal de São Paulo / Escola Paulista de Medicina.

Resumo - O sistema de hipertexto em cardiologia pediátrica destina-se a apoiar o profissional médico que trata de crianças com suspeita de cardiopatia. O sistema deverá auxiliar o médico que faz o primeiro atendimento no diagnóstico e manejo do paciente. A metodologia usada para criação do hipertexto é baseada na linguagem orientada a objetos, utilizando o software Toolbook 4.0. O sistema multimídia poderá ser rodado em computadores PC 386 ou superior, com 8 MB de memória RAM.

Abstract - The hypermedia system in pediatric cardiology is aimed at supporting the physician that takes care of children with suspected heart disease. The system is designed to help doctors in diagnosis and management. The methodology used to create the hypertext is based on object oriented language, using Toolbook 4.0. The multimedia system will run in 386 and up PC computers, with 8 MB RAM.

Introdução

A decisão inicial de tratamento da criança cardiopata, muitas vezes uma decisão difícil e definitiva em termos de prognóstico desse paciente, precisa ser tomada pelo médico que faz o primeiro atendimento, seja no hospital sem recursos ou na periferia, em postos de atendimento. A disponibilidade de tratamento especializado depende de recursos sofisticados em centros terciários. Para que a criança consiga chegar fisiologicamente equilibrada no hospital terciário, é necessário que o primeiro atendimento seja feito de forma adequada. Os autores propõem um sistema de hipertexto como facilitador nesse processo, de forma que auxilie na abordagem do paciente no sentido de disponibilizar ao médico o conteúdo de forma clara e objetiva, fácil de localizar e com interface amigável e interativa.

O objetivo da modelagem de objetos é o de descrever objetos, sendo utilizados os conceitos de classe, atributos, operações, associação, cardinalidade, generalização, agregação e atributos. O modelo de objetos trata os relacionamentos como construções explícitas, não como atributos em cada classe.

Metodologia

O trabalho foi elaborado com base em questionários e entrevistas aplicadas à população-alvo como usuários do sistema (pediatras que realizam o primeiro atendimento). Foram aplicados 28 questionários para avaliar o interesse em utilizar um sistema de hipertexto como auxílio ao atendimento. As perguntas feitas visando definir também em que áreas de conhecimento existe maior interesse em dispor no sistema: síndromes clínicas, faixa etária das crianças,

achados radiológicos, eletrocardio-gráficos, uso de medicamentos e indicação de procedimentos, cateterismo, cirurgia cardíaca de urgência, cuidados de pós-operatório, síndromes genéticas associadas a cardiopatias e análise seqüencial das cardiopatias congênitas. Dos 28 questionários propostos, 27 foram respondidos. Os questionários indicaram que todos os assuntos citados tem alto grau de interesse. Por exemplo, dentro de síndromes clínicas, 24 dos 27 entrevistados consideraram como de maior interesse o assunto "criança cianótica", em segundo lugar "cianose com insuficiência cardíaca". A faixa etária de preferência foi "lactente", também com 24 pontos.

A revisão bibliográfica que comporá o conteúdo do livro eletrônico baseou-se nos livros-texto em cardiologia pediátrica recomendados, em artigos recentes de revistas especializadas em cardiologia, tendo sido revisada por um especialista em cardiologia pediátrica com larga experiência clínica e científica na área.

A metodologia de construção do hipertexto baseia-se na linguagem orientada a objetos para a modelagem do conhecimento. A estrutura dos objetos em um domínio consiste de sua identidade, relacionamentos com outros objetos, atributos e operações. Uma classe de objetos descreve um grupo de objetos com propriedades semelhantes, relacionamentos comuns com outros objetos e semântica comum.

Resultados

O sistema foi testado e validado a partir do treinamento e utilização da aplicação pelo usuário-alvo no seu local de trabalho, considerando conteúdo, funcionalidade, e interface do programa. A fase de validação envolve a observação do usuário em contato com o sistema, tanto fora

quanto dentro do seu local de trabalho. Realiza-se a observação, inclusive com filmagens, de como o usuário interage com o programa, anotando-se suas dificuldades para que elas sejam tratadas de forma a diminuir futuros problemas. Inicialmente, a validação foi realizada com 10 pediatras de uma UTI que atende recém-nascidos cardiopatas.

Discussão e Conclusões

Os autores propõem um sistema de hipertexto para auxílio diagnóstico e terapêutico em cardiologia pediátrica. O objetivo é facilitar o manejo da criança com suspeita de cardiopatia pelo médico não especialista, que muitas vezes precisa tomar condutas salvadoras de vida.

Existem vários sistemas semelhantes para aplicação em várias áreas da Medicina, mas a revisão bibliográfica não mostrou ainda um sistema semelhante para cardiologia pediátrica.

A fase de teste e validação do sistema considerou aspectos essenciais à utilização do sistema: o grau de utilização durante o período de trabalho normal do pediatra, quais as dificuldades encontradas pelo usuário, sugestões para alterações que possam ser realizadas.

Referências

- 1- NEMETZ F, LIMA JV, BORGES AC. Uma técnica para modelagem de aplicações hipermédia e um exemplo de uso. XXII Seminário Integrado de Software e Hardware. XXI Conferência latino-americana de informática. 1995.
- 2- RUMBAUGH J. et al. Object Oriented Modeling and Design. New Jersey, USA. Englewood Cliffs. 1991.
- 3- BALASUBRAMANIAN P, ISAKOWITZ T, STOHR E. Designing Hypermedia Applications. In: International Conference on System Sciences, 27. 1994, Maui, Hawaii. Proceedings. New York: IEEE Press, 1994.
- 4- PEREZ CR. A modelagem de documentos estruturados multimídia integrando sistemas de hipertextos e ODA/ODIF. Dissertação de Mestrado da Faculdade de Informática da UFRGS. 1994
- 5- BORGES RC, PASTOUS HS. Modelagem orientada a objetos & hiperdocumentos. Dissertação de Mestrado da Faculdade de Informática da UFRGS. 1996

Padron - Sistema de apoio à decisão médica baseado em reconhecimento de padrões

Roberto Silva

Doutorando do Depto. de Física e Matemática - FFCLRP- USP - Rib. Preto

Resumo - Sistemas de Apoio a Decisão Médica podem apresentar inferência demorada quando se aumenta o número de hipóteses e sintomas associados, ou se deseja atribuir características mais sutis ao raciocínio. Neste sistema apresentamos uma representação das doenças como ondas de padrão senoidal. A inferência é feita a partir da amplitude e frequência da onda gerada pelo quadro clínico apresentado pelo paciente em comparação com os padrões de doenças armazenadas. A base de conhecimento contém atualmente 160 hipóteses. Resultados preliminares de avaliação, 4 casos, mostram acertos em todos eles. Maiores estudos, com mais casos e mais hipóteses, devem ser feitos para a validação do sistema.

Abstract - Expert Systems for Medical Decision may show slow inference when both the number of diseases and symptoms increases. Also the inference become less effective when dealing with the disease's details. In this system a new codification of knowledge, using senoidal waves, is presented. At present 160 hypothesis are included in the system. Preliminary evaluation studies show correctness in 4 cases. More diseases and new clinic cases must be evaluated for system's validation.

Introdução

Em linhas gerais o mecanismo de inferência (M.I.) deve ser capaz de retirar da base de conhecimento (B.C.) as conclusões que determinem quais as hipóteses mais plausíveis para a consulta que se realiza. Em sistemas 'shell' (1) deve lidar com B.C.s sobre qualquer área de aplicação diagnóstica, inclusive com aquelas que têm grande volume de informações. Em sistemas baseados em regras foi observado que durante a inferência pode haver uma explosão combinatória de regras o que implicou em normatizar o 'disparo' das mesmas (2). Em sistemas conexionistas a inferência pode também demorar devido ao grande número de sintomas, as associações entre eles e os diagnósticos, e relações, em alguns sistemas, entre síndromes, estados fisiopatológicos básicos, 'status' bioquímicos e diagnósticos. Nestas B.C.s o espaço a ser 'percorrido' pelo M.I. tende a aumentar bastante resultando em certo atraso na geração de questões que visam a confirmação de hipóteses.

Outro ponto a ser destacado é o de que M.I.s que lidam com B.C.s sobre áreas muito específicas do conhecimento devem ser mais seletivos, i. e., capazes de discernir diferenças mínimas. Paradoxalmente estes mesmos M.I.s postos a trabalhar com grande volume de dados podem se tornar vagarosos dado a acuidade e precisão em que vão operar.

Uma das soluções para este dilema é a divisão da inferência em duas fases, usando em cada uma um M.I. diferente. Na primeira fase o M.I. faria uma varredura rápida sobre o conjunto total de diagnósticos, considerando aspectos mais gerais, e geraria um 'set' de hipóteses possíveis. O segundo M.I., já trabalhando com um grupo menor

diagnósticos pré-selecionados pode utilizar estratégias de raciocínio mais minuciosas.

Metodologia

Para fazer uma varredura rápida sobre o conjunto de hipóteses idealizamos uma inferência baseada no reconhecimento de padrões. Esta abordagem tem sido usada com Topograficamente os sintomas são classificados em 9 grupos : 1) psíquicos, 2) gerais - cenestésicos e os demais, 3) cefálicos - segmentares/locais da cabeça, 4) cervicais - segmentares/locais do pescoço, 5) torácicos - segmentares/locais do tórax, 6) combustivos - segmentares/locais da digestão, 7) urogenitais - segmentares/locais da pelve - rim/genitais, 8) eliminatórios - segmentares/locais da pelve-intestino grosso e 9) pele.

Fisiopatologicamente a classificação considerou o grau de gravidade que o sintoma representa : 1) funcional/ lesional /abolições de funções, 2) hemorrágicos, 3) lesional/degeneração não hemorrágica, 4) funcional/depressão/ secreção/ resolução, 5) funcional// congestão / sinais flogísticos, 6) sensorial/ dor, 7) sensorial/ funcional excitação sem sinais flogísticos/ espasmos, 8) sensorial/funcional / dificuldade/ irritação e 9) sensorial leve (exceto dor).

Semelhantemente, o estagiamento de neoplasias considera o aparecimento de sintomas mais relacionados à degenerações avançadas (ex: ascite, metastases) como condição para classificação em níveis (4).

A cada grupo topográfico e fisiopatológico foi atribuída de forma empírica uma frequência e uma amplitude, respectivamente. Considerou-se

valores potência de 2 para estes dois parâmetros.. Exemplo de classificação de sintoma : cefaléia frequência - 64 (local cabeça) , amplitude - 8 (dor). No total existem 81 grupos de sintomas.

Resultados

Um programa de computador foi gerado, em linguagem Quick-Basic™, versão 4.5. A consulta é feita comparando o padrão do conjunto de sintomas informados aos padrões das doenças. A primeira varredura seleciona apenas as doenças que rigorosamente cobrem as frequências e amplitudes dos sintomas informados. Quanto menor a diferença entre as amplitudes e frequências do quadro apresentado e da doença avaliada maior vai ser a posição da doença no 'ranking' de hipóteses. Sendo necessário, o sistema faz novas varreduras, considerando pontos crescentes de tolerância. Na prática, isto corresponde a eliminar os sintomas sensoriais e funcionais leves em órgãos menos nobres. Nestes casos, em regra, novos diagnósticos são incluídos na lista dos possíveis, já que sintomas provavelmente 'intrusos' na doença principal, são desconsiderados. O INTERNIST (5) também considera necessário explicar preferencialmente os sintomas mais relevantes, aos quais são atribuídos maiores valores de importância intrínseca. Avaliações preliminares do sistema, com quatro casos clínicos, mostraram acerto do sistema em colocar os diagnósticos verdadeiros na listas de hipóteses que deveriam ser investigadas.

Discussão e Conclusões

Este trabalho descreve uma nova abordagem para a representação de doenças e sintomas, baseada em padrões ondulatórios. Uma das características observadas durante as consultas foi a possibilidade de diagnosticar mais de uma doença, ou estado clínico subjacente, no paciente, o que nem sempre é possível em sistemas lógicos. Como era de se esperar, a redução do conjunto total de sintomas a 81 grupos não permite ao sistema trabalhar com detalhes das doenças, o que pode ser corrigido mediante aumento do número de ondas e frequências. Maiores estudos, com mais casos devem ser realizados para a validação do sistema, assim como sugerir linhas de aprimoramento na codificação do conhecimento em ondas.

Referências

- 1) SILVA, R., PARIZE, M. M. G. (1994), "Niacin : Um Programa para o Desenvolvimento de Sistemas Especialistas em Medicina", *Informédica* 2 (11), Nov/Dez, pág. 13-16
- 2) KULIKOWSKI, C. A. (1980), "Artificial Intelligence Methods and Systems for Medical Consultation", *IEEE Transactions on Pattern, Analysis and Machine Intelligence*, volume PAMI-2, número 5, páginas 464-476
- 3) BANKS, GORDON (1986), "Artificial Itelligence in Medical Diagnosis : The Internist/Caduceus Approach" in *CRC Critical Reviews in Medical Information*, vol. I, issue 1, páginas 23-54
- 4) THE MERCK MANUAL (1982), 14ª edição, Merck Sharp & Dohme Research Laboratories, EUA, página 1694.
- 5) MILLER, R. A., POPLE H. E., MYERS J. D. (1982), "Internist- An experimental computer based diagnostic consultant for general internal medicine", *The New England Journal of Medicine*, número 307, agosto/19 páginas 469-476

Sistema especialista para medicina tradicional chinesa

Oliveiros Dias Junior¹, Li Shih Min² e Fernando Mendes de Azevedo¹

¹Grupo de Pesquisas em Engenharia Biomédica - GPBE - EEL

²Hospital Universitário - HU

Universidade Federal de Santa Catarina - UFSC

Florianópolis, Santa Catarina

e-mail: junior@gpeb.ufsc.br, li@hu.ufsc.br, azevedo@gpeb.ufsc.br

Resumo - Este trabalho propõe a implementação de um Sistema Especialista (SE) em medicina tradicional chinesa (MTC), nela inclusa a acupuntura, especialidade médica recente no Brasil. Os objetivos do projeto, as dificuldades no desenvolvimento e algumas soluções encontradas são apresentadas. Há uma breve discussão sobre a MTC e suas peculiaridades e diferenciações em relação à medicina ocidental, que refletem sobre a base de conhecimento (BC) em sua representação e manipulação.

Abstract - The Acupuncture, included in the Traditional Chinese Medicine (TCM), is a quite new medical speciality in Brazil. This work is about the implementation of an Expert System for this area. Some motivations for this project, difficulties and solutions we have found during the development are presented. There is a brief discussion about the TCM and its details and differences to the western medicine that will reflect over the representation and manipulation of the knowledge base.

Introdução

O diagnóstico na MTC está intimamente relacionado com a identificação de padrões. É um sistema extremamente sofisticado, envolvendo uma síntese de todos os sinais e sintomas em um padrão significativo. A MTC forma um quadro geral considerando todos os sinais e sintomas para identificar uma síndrome fundamental, um padrão, procurando mais por relações que por causas. Um sintoma pode significar coisas diferentes em situações diferentes. A identificação da síndrome combina diagnose, o princípio patológico e delinea o tratamento. O princípio de tratamento é definido pela natureza e o local da condição patológica. Esta identificação do padrão não é feita somente de uma simples lista de sinais e sintomas, mas de uma reflexão sobre a patogênese da doença. Existem vários métodos utilizados para identificar os padrões. Eles são aplicáveis em diferentes situações e foram formulados em diferentes épocas no desenvolvimento da MTC. O método de identificação dos padrões segundo Zang-Fu (Órgãos Internos), é o mais adequado para diagnóstico e tratamento das doenças internas, sendo o principal método seguido neste trabalho.

Propõe-se a implementação de um SE que auxilie na identificação das síndromes na MTC. A importância de tal desenvolvimento advém de: a) como uma especialidade médica recente no Brasil, ainda não existem dados coletados e sistematizados sobre pacientes aqui tratados pela MTC, especificamente pela acupuntura; b) até hoje, a formação mais adequada destes especialistas só foi possível na China, existindo poucos especialistas no

Brasil; c) dos 11 SE já implementados e em funcionamento no mundo, somente 2 foram implementados no ocidente (EUA), sendo que em sua maioria são restritos à alguma especialidade médica ocidental.

No entanto, implementar um SE para MTC não tem as mesmas características de projeto de um SE para diagnóstico diferencial em uma especialidade da medicina ocidental. Algumas das dificuldades são: a) a medicina chinesa trabalha com uma visão global do paciente, tornando difícil a restrição do domínio de conhecimento do SE; b) existem vários métodos de identificação de padrões, que são inter-relacionados; c) o número de padrões é grande, existindo, diversas vezes, pouca diferenciação entre eles; d) os sinais e sintomas não podem ser analisados separadamente e sim uns em relação aos outros; e) o mesmo paciente pode apresentar mais de uma síndrome.

O sistema proposto

A filosofia do SE é a mesma da MTC em sua origem, não restringindo sua atuação dentro de uma determinada especialidade médica ocidental. Primeiramente ele é destinado aos especialistas em MTC. O SE deve ser capaz de: a) identificar um determinado padrão ou padrões sindrômicos presentes num paciente, tendo como informações as mesmas utilizadas pelo médico; b) identificado o padrão, delinear o tratamento pela acupuntura; c) formar um banco de dados estruturado sobre o tratamento do paciente; c) ser utilizado na formação de novos médicos em MTC.

Metodologia

Para a interface médico/SE, reformulou-se um protocolo de pesquisa clínica, existente no Hospital Universitário (HU) para pacientes a serem tratados pela acupuntura. Esta estrutura facilita a entrada de dados sobre o paciente e seu devido registro posterior.

Com relação às síndromes a serem identificadas, o número destas depende do método de identificação adotado. Neste sistema, de maneira a limitar este número de síndromes, escolheu-se os métodos de Zang-Fu e o Wu Shin, os mais utilizados na MTC, de forma a reduzir o universo para 300 síndromes catalogadas. Numa segunda etapa, com a ajuda de especialistas chineses e brasileiros, foi possível reduzir este número para as 40 síndromes mais freqüentes. Cada síndrome foi estruturada em sinais e sintomas, principais e secundários; e alguns subconjuntos dos mesmos, suficientes para o diagnóstico. Esta estrutura facilita a ponderação no raciocínio lógico, e possibilita uma certa ordem de preferência na resolução (heurística).

Os nomes dos padrões são mantidos em chinês, evitando-se associações errôneas, pois conceitos como "órgãos", "síndromes" e "doenças", na MTC são distintos da medicina ocidental.

Com relação à Base de Conhecimento, devido às suas peculiaridades, ela exige uma representação mais adequada. O diagnóstico síndrômico na MTC, em sua procura por relações, sugere uma representação em "frames", mas no entanto, não apresenta características como hierarquia ou hereditariedade. Por outro lado, algumas características e atalhos para o diagnóstico, sugerem a utilização de regras. Conseqüentemente, decidiu-se por um sistema híbrido de representação (frames e regras).

Resultados

Até o momento podemos dizer que temos como resultados :

1- Um protocolo reformulado e reestruturado que pode ser utilizado como interface médico/SE e um registro para futuras pesquisas.

2- Quarenta síndromes devidamente estruturadas e documentadas, prontas para serem usadas em uma BC submetida à inferências lógicas.

No momento, o sistema está sendo implementado usando linguagem VISUAL PROLOG.

Bibliografia

1 Material didático do Curso de Pós-Graduação em Acupuntura - SOMA - CCS - UFSC.

2 MACIOCIA, Giovanni - *Foundations of Chinese Medicine*. Churchill Livingstone. Cap. 16 - 35 (pág. 143 a 327).

3 TALMON, Jan - *List of Expert Systems in Medicine*. Dept. of Medical Informatics - University of Limburg - The Netherlands. E-mail : Talmon@mi.rulimburg.nl.

O SIMED na Melhoria da Qualidade da Terapia Medicamentosa

Selma Rodrigues de Castilho^{1,2} e Antonio Fernando Catelli Infantsi².

¹ Depto. Farmácia e Administração Farmacêutica - Faculdade de Farmácia/UFF

² Programa de Engenharia Biomédica - COPPE/UFRJ

Cx. Postal 68510 - Rio de Janeiro, RJ - CEP 21945 970

E-mail: selma@serv.peb.ufrj.br

Resumo - O impacto da introdução de um Sistema de Informação sobre Medicamentos (SIMED) numa unidade de saúde depende do processo de utilização dessa informação e da qualidade desse software. Com base na ISO 9126, o SIMED foi considerado funcional, confiável, utilizável e eficiente, tendo apresentado 86% de satisfação global pelos usuários. Adicionalmente, a análise preliminar das prescrições médicas e da utilização de informação sobre fármacos no Hospital Universitário Antônio Pedro (HUAP), evidenciam a importância da utilização do SIMED para a melhoria da qualidade da terapia medicamentosa.

Abstract - The impact of introducing a Drug Information System in a Health Care Unit depends on the software's quality and also on the information process in this unit. Based on ISO 9126, SIMED was considered functional, reliable, usable and efficient. The users' satisfaction level was 86%. Furthermore, the preliminary assessment of medical orders and the information process in Antonio Pedro University Hospital (HUAP), pointed out the needs of using this system in daily routine to achieve a more rational drug therapy.

Introdução

O desenvolvimento de instrumentos de disseminação de informação sobre medicamentos tem sido apontado como uma das estratégias mais importantes na busca da qualidade da terapia medicamentosa, sobretudo em países do 3º Mundo¹. A priorização dos chamados "softwares farmacêuticos" também tem sido citada como uma das medidas específicas a serem tomadas para fornecer a profissionais de saúde informação mais acurada e de forma mais rápida².

Assim, o SIMED, Sistema de Informação sobre Medicamentos, foi desenvolvido com o objetivo de contribuir para a estruturação e disseminação dessa informação no ambiente hospitalar³. O impacto da introdução do SIMED numa unidade de saúde depende do processo de utilização da informação nessa unidade (fontes, tipo e fluxo) e da qualidade desse software, inclusive nos aspectos relacionados à sua implantação em serviço.

A qualidade do SIMED.

O Hospital Universitário Antônio Pedro (HUAP) foi escolhido como unidade-piloto para implantação do SIMED. A pontuação atribuída por 22 de seus profissionais às características e atributos de qualidade descritos na norma ISO 9126 e citados na literatura para SIM foi a base de seleção dos critérios de qualidade, resultando as características funcionalidade, confiabilidade, utilizabilidade e eficiência como as mais relevantes. Numa avaliação preliminar, estes mesmos

profissionais consideraram o sistema de fácil utilização, e adequado às necessidades da unidade hospitalar.

O SIMED foi, então, utilizado no Serviço de Farmácia, por um período de 60 dias, tendo se mostrado capaz de atender às informações requeridas, exceto àquelas relacionadas à existência de produtos em estoque. O método de diferenciação semântica proposto por Bailey, permitiu estimar 86% de satisfação global⁴. A partir destes resultados, pode-se considerar que a qualidade do SIMED, em sua versão atual, não representa um obstáculo à consecução de seus objetivos.

O uso da informação sobre medicamentos no HUAP

O rigoroso processo a que novos medicamentos são submetidos antes de se tornarem disponíveis para o público, incluindo-se os testes clínicos e pré-clínicos, não é suficiente para assegurar o uso racional destes produtos². A utilização da informação produzida ao longo desse processo nem sempre é efetiva¹. Este aspecto é evidenciado pelo fato de 85% dos 60 profissionais consultados apontarem o DEF (Dicionário de Especialidades Farmacêuticas) como a fonte usual de informação sobre fármacos.

Souza et alii⁵, observaram a ocorrência de interações medicamentosas em 6,7% de 180 prescrições médicas da Clínica de Cardiologia. Utilizando esta mesma amostra, constatou-se a existência de 4% de inadequações de dosagem e 5,2% de problemas na duração do tratamento. Esta situação, que pode reduzir a efetividade da terapia

medicamentosa ou mesmo provocar agravos à saúde dos pacientes, é passível de melhoria pela disponibilização de informações isentas sobre medicamentos, no formato correto e de forma rápida, para os diversos profissionais de saúde, objetivos básicos de um Sistema de Informação sobre Medicamentos.

Discussão e Conclusões

Os resultados da avaliação do SIMED permitem considerar que a qualidade desse software não representa um obstáculo à disseminação apropriada de informação sobre medicamentos. Por outro lado, a análise preliminar das prescrições médicas e do processo de utilização de informação sobre fármacos no HUAP demonstra a importância de emprego do SIMED no suporte às atividades de rotina dos diversos profissionais de saúde, com vistas a uma terapia medicamentosa mais racional.

Referências Bibliográficas

¹ BARROS, J.A.C. (1995). *Propaganda de Medicamentos: tentado à Saúde?* - São Paulo - Editora Hucitec - Sociedade Brasileira de Vigilância de Medicamentos

² CARPENTER, P.F., LEE, P.R., BUNKERZ J.P. (1995) "Introduction: The Rational Use of Therapeutic Drugs" - *International Journal of Technology Assessment in Health Care*, v. 11, n. 3, p.381-383

³ CASTILHO, S.R. e INFANTOSI, A.F.C. (1996) "Metodologia de Desenvolvimento de um Sistema de Informação sobre Medicamentos - Aceito para publicação na *Revista Brasileira de Farmácia*, v. 97, n. 1

⁴ CASTILHO, S.R. e INFANTOSI, A.F.C. (1996) "Avaliação da Qualidade do SIMED" - Aceito para publicação na *Revista Brasileira de Engenharia - Cadernos de Engenharia Biomédica* junho.

⁵ SOUZA, G.B., JULIANO, A.F., VIEIRA, C.S., MONTE, L.A. e BARROS, J.F.C. (1994) "Interações Medicamentosas na Cardiologia, *Anais do II Congresso Mundial de Farmacêuticos de Expressão Portuguesa*, Brasília p.62,

Agradecimentos

Os autores agradecem à CAPES pelo auxílio financeiro.

Aplicação do sistema de apoio à decisão em enfermagem *ALTURIN.EXP* nos casos de eliminação urinária alterada

Maria Helena Baena de Moraes Lopes^{1,2,3}; João Machado Teixeira³; Maria Regina Rocha Freitas³; Magda Aparecida dos Santos Silva¹; Renato M.E. Sabbatini²

¹Depto. de Enfermagem - FCM - UNICAMP

²Núcleo de Informática Biomédica (NIB)- UNICAMP

³Centro de Atenção Integral à Saúde da Mulher (CAISM) - UNICAMP

Cidade Universitária "Zeferino Vaz", s/n - Barão de Geraldo- 13083-970 - Campinas - SP

Resumo - Foi desenvolvido um sistema de apoio à decisão em Enfermagem por Lopes, Palombo e Sabbatini (1995), denominado ALTURIN. EXP, envolvendo os diagnósticos de enfermagem relacionados à alteração na eliminação urinária, utilizando-se o programa EXPERTMD criado por Sabbatini (1992) e a classificação diagnóstica proposta pela NANDA (Taxionomia I Revisada). O programa ALTURIN. EXP define o diagnóstico específico da alteração na eliminação urinária e em seguida, indica os procedimentos de enfermagem mais comuns para o seu tratamento. Foi nosso objetivo testar o Programa clinicamente. Foram descritos 29 casos de alteração na eliminação urinária entre mulheres com problemas ginecológicos e oncoginecológicos. Três enfermeiros determinaram o diagnóstico principal e os secundários, quando pertinentes. Os diagnósticos foram confrontados com aqueles identificados pelo Programa. Evidenciou-se que esse, na forma como foi originalmente concebido, em alguns casos determinou o diagnóstico secundário e não o principal. A utilização dos casos clínicos levou a revisão da sua estrutura para reduzir a possibilidade de erro. Contudo, é preciso que seja também testado em outras clínicas onde haja maior frequência de diagnósticos como incontinência urinária reflexa e funcional.

Abstract - We have developed a System of Computer-Aided Decision in Nursing named ALTURIN. EXP, related to nursing diagnoses of altered urinary elimination based in Sabbatini's EXPERTMD System (1992) and NANDA Nursing Diagnoses Classification (Taxionomy I. revised). The ALTURIN. EXP defines the specific altered urinary elimination diagnosis and indicates the more common nursing procedures for therapy. Our purpose was to test the Program clinically. Twenty-nine cases of altered urinary elimination in women with gynecological and oncogynecological problems were described. Three nurses gave the principal and secondary diagnoses, when indicated. These diagnoses were compared with the Program's diagnoses. As initially elaborated, the Program in some cases gave the secondary diagnosis. The clinical cases utilization led to a modification in the Program's structure to decrease the error. The Program must be tested in other clinics where diagnoses as reflex and functional incontinence are present.

Introdução

O programa EXPERTMD, criado por Sabbatini¹ (1992) é um sistema *shell*, ou seja, é um programa capaz de realizar o mecanismo de inferência, segundo a metodologia de sistemas especialistas de consulta baseados em regra de produção, para qualquer tipo de domínio de conhecimentos. Foi desenvolvido um sistema de apoio à decisão em Enfermagem por Lopes, Palombo e Sabbatini² (1995), denominado ALTURIN. EXP, envolvendo os diagnósticos de enfermagem relacionados à alteração na eliminação urinária utilizando-se o programa EXPERTMD e a classificação diagnóstica proposta pela NANDA (Taxionomia I Revisada), na tradução de Nóbrega & Garcia³ (1994). A medida que diferencia o diagnóstico, o Programa mostra um sumário das condutas mais adequadas a serem tomadas de acordo com o *Pocket guide to nursing diagnoses* (Kim;

McFarland; McLane⁴, 1989) Foi nosso objetivo neste trabalho testar o sistema de apoio a decisão ALTURIN. EXP utilizando casos de eliminação urinária alterada em clínicas com pacientes com problemas ginecológicos e oncoginecológicos.

Metodologia

Foram descritos detalhadamente 29 casos de alteração na eliminação urinária entre mulheres atendidas nas unidades de internação dos Serviços de Ginecologia e de Oncologia (ginecológica e mamária) do Centro de Atenção Integral à Saúde da Mulher (CAISM). Cada um dos casos foi discutido conjuntamente por três dos autores, especialistas em saúde da mulher, que determinaram o diagnóstico principal e os secundários, quando pertinentes. Os diagnósticos dos enfermeiros foram confrontados com aqueles identificados pelo Programa.

Resultados

Evidenciou-se que o Programa, na forma como foi originalmente concebido, em alguns casos identificou o diagnóstico secundário e não o principal. Ele foi então alterado até obter-se uma concordância de 100%.

Discussão e Conclusões

A utilização dos casos clínicos evidenciou a necessidade de rever a estrutura do Programa para reduzir a possibilidade de conclusões errôneas. É preciso que seja testado em outras clínicas onde haja uma maior frequência de alguns diagnósticos como os de incontinência urinária reflexa e funcional.

Referências Bibliográficas

¹ SABBATINI, R. M. E. **EXPERTMD - Manual de uso**. 4.ed., Campinas: NIB/UNICAMP, 1992. 20 p.

² LOPES, M. H. B. de M.; PALOMBO, C. R.; SABBATINI, R. M.E. Sistema de apoio a decisão em enfermagem - diagnósticos de enfermagem relacionados à alteração na eliminação urinária. [resumo] **Anais do I Simpósio Internacional sobre Diagnóstico de Enfermagem**. p. 39, 1995.

³ NÓBREGA, M. M. L. da; GARCIA, T. R. **Uniformização da linguagem dos diagnósticos de enfermagem da NANDA: sistematização das propostas do II SNDE**. João Pessoa: A União, CNRDE/GIDE - PB, 1994. p. 32-38

⁴ KIM, M.J.; McFARLAND, G.K.; McLANE, A.M. **Pocket guide to nursing diagnoses**. 3.ed. St. Louis: The C. V. Mosby Company, 1989. p.175-185; 286-289.

Ferramenta web para avaliação clínica de imagens de tomografia por ressonância magnética

Rodrigo Villares Portugal¹; Horácio Carlos Panepucci¹

¹Departamento de Física e Informática - IFSC/USP
Av. Dr. Carlos Botelho. 1465 - 13560-250 - São Carlos - SP
e-mail: portugal@uspifsc.ifqsc.usp.br

Resumo - Este trabalho descreve uma ferramenta *web* para visualização e avaliação, via Internet, de imagens de tomografia por ressonância magnética.

Abstract - This work describes a web tool to visualize and assess, by Internet, magnetic resonance images.

Introdução

O grupo de ressonância magnética do IFSC desenvolveu um tomógrafo por ressonância magnética (RM) que vem sendo utilizado para pesquisa e operação clínica, atendendo à região de São Carlos. O objetivo deste trabalho é desenvolver meios que permitam a um especialista clínico em RM analisar imagens obtidas nesse equipamento e enviar seus comentários para o grupo, através da Internet, utilizando uma ferramenta *web*.

O exame de tomografia por RM é composto de uma ou mais aquisições. Cada aquisição pode possuir várias imagens.

A ferramenta *web* desenvolvida permite que o especialista selecione um exame para visualização, através da consulta de informações a seu respeito. Após isto, na janela de visualização tem-se acesso aos parâmetros utilizados em cada aquisição e às imagens disponíveis. Nesta mesma janela, o usuário pode escrever e enviar seus comentários, que são adicionados a uma página, juntamente com a identificação do exame, o nome do usuário, a data e horário do envio.

Para isso foi implementado um conjunto de páginas WWW e *scripts* CGI (*Common Graphical Interface*¹).

Metodologia

Os *scripts* CGI foram desenvolvidos em Perl² e as páginas WWW em HTML³ 3, o que permitiu a divisão das páginas em *frames*. As imagens são utilizadas no formato GIF.

O servidor *web* utilizado é o Internet Information Server versão 1.0 em uma plataforma PC/Windows NT versão 3.51. O Interpretador Perl utilizado é o PerlIS⁴ versão 5 *build* 109.

Resultados

As imagens são obtidas pelo sistema de RM no formato (PAC⁵). Neste sistema são feitos ajustes de brilho, contraste e *zoom*. Após isto, são transferidas para um PC via FTP, onde são convertidas para o formato GIF e transferidas para o servidor WWW via rede Microsoft.

A ferramenta de visualização utiliza duas páginas principais, uma primeira onde o usuário pode ver a descrição e os parâmetros dos exames e outra onde as imagens de um exame selecionado podem ser vistas. A figura 1 mostra a página utilizada para visualização das imagens. Essa página possui um *frame* com os parâmetros da aquisição, dois para visualização das imagens, dois para seleção das imagens e um para entrada de comentários. A figura mostra a ferramenta como ela aparece em um monitor com resolução de 800x600 pixels.

As páginas que são carregadas em cada um dos frames são elaboradas previamente. Isto é feito utilizando-se um conjunto de páginas administrativas e um *script* Perl. A transferência das imagens deve ser feita pelo administrador.

O acesso a essa ferramenta é restrito à usuários cadastrados. Este controle é implementado utilizando-se os recursos do servidor.

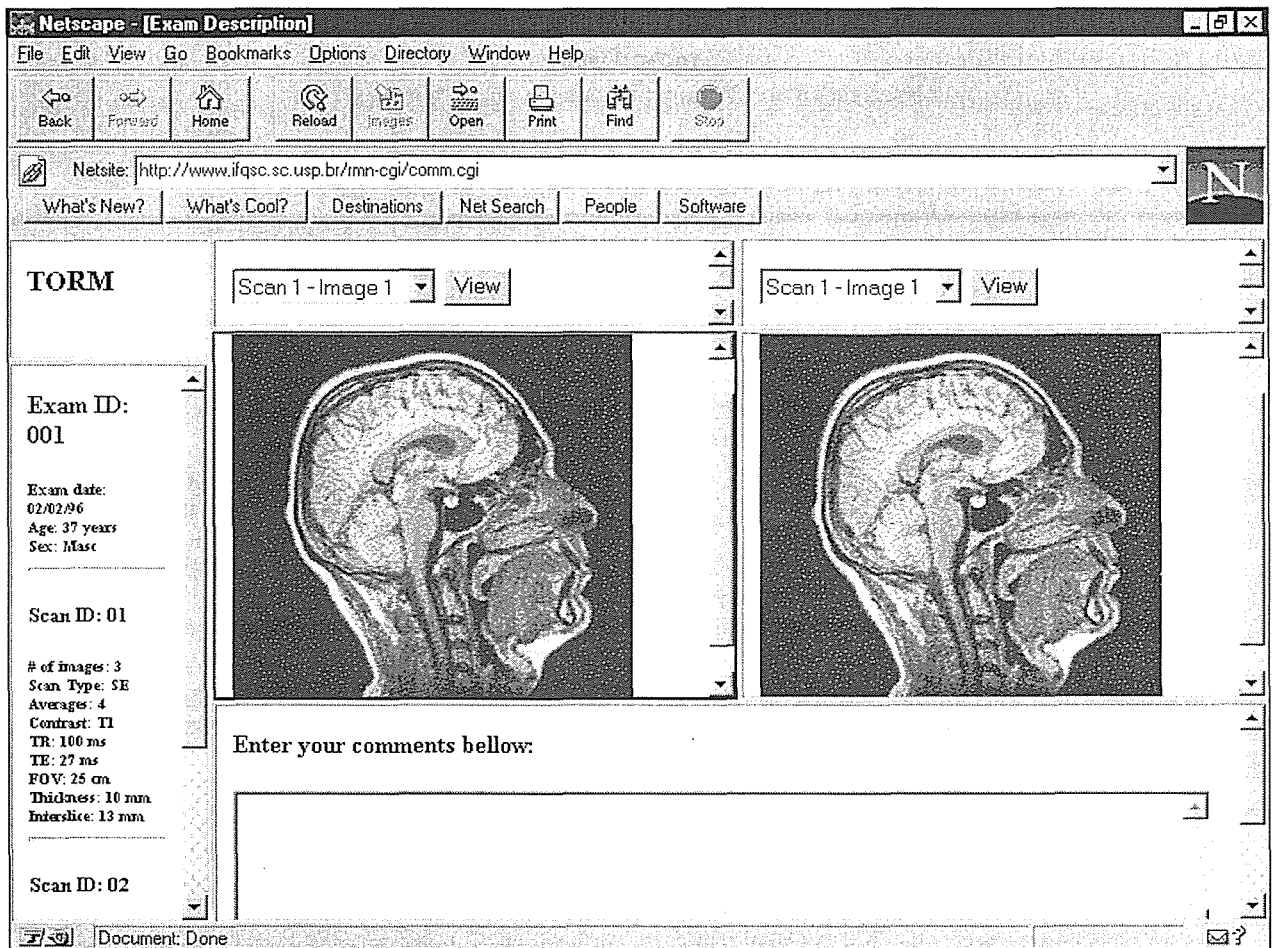


Figura 1 - Tela utilizada para visualização de imagens e informações do exame selecionado. O usuário pode enviar comentários sobre as imagens.

Discussão e Conclusões

A utilização deste sistema permite um diagnóstico clínico a distância. Isto pode ser utilizado por instituições que não possuam especialistas locais, ou mesmo por aquelas que possuam e desejem utilizar sua rede interna para, por exemplo, emissão de laudos.

Algumas das vantagens da implementação de ferramentas *web* são a não necessidade de implementação de módulos de comunicação via rede e a portabilidade em diferentes plataformas.

O grupo de São Carlos irá utilizar esta ferramenta para o recebimento de avaliações técnicas e clínicas das imagens produzidas pelo tomógrafo.

Referências

- ¹<http://hoohoo.ncsa.uiuc.edu/cgi/overview.html>
- ²<http://www.perl.hip.com/man-pages/perl5.htm>
- ³<http://www.icmsc.sc.usp.br/manuals/HTML/index.html>
- ⁴<http://www.perl.hip.com/PerlIS.htm>
- ⁵MARTINS, M. J. Desenvolvimento de um Tomógrafo de Ressonância Magnética: Integração

e Otimização. São Carlos, 1995. Tese (Doutorado) - Instituto de Física de São Carlos: Universidade de São Paulo.

28.

APLICAÇÕES NA
INTERNET

Pós-graduação em Informática Médica na Universidade de Utah

Roberto A. Rocha; Beatriz H. S. C. Rocha

Department of Medical Informatics, University of Utah School of Medicine

614 North Medical Plaza, Salt Lake City, UT 84112, EUA

E-mail: Roberto.Rocha@m.cc.utah.edu; Beatriz.Rocha@m.cc.utah.edu

Resumo - O estudo apresentado busca a identificação de fatores responsáveis pelo sucesso do programa de pós-graduação em Informática Médica, através de questionários enviados aos docentes e alunos. As respostas obtidas são analisadas levando em consideração a evolução histórica do programa e as características do ambiente no qual o programa tem sido oferecido.

Abstract - The present study seeks the identification of factors responsible for the success of the graduate program in Medical Informatics, using questionnaires distributed to faculty members and students. The answers obtained are analyzed in light of the historical evolution of the program and the characteristics of the environment where the program is currently being offered.

Introdução

O programa de pós-graduação em Informática Médica da Universidade de Utah foi criado em 1962¹. Inicialmente oferecido pelo Departamento de Biofísica e Bioengenharia, vinculado à Escola de Engenharia, o programa foi transferido para a Escola de Medicina em 1972, passando a ser oferecido pelo recém-criado Departamento de Informática Médica². Desde a sua criação, o programa de pós-graduação já formou 106 mestres e 90 doutores.

O Departamento de Informática Médica conta atualmente com 18 docentes e 11 docentes associados, vinculados a outros departamentos². Sediado na Escola de Medicina, anexa ao Hospital Universitário, o departamento possui ainda segmentos distribuídos no "LDS Hospital" (LDSH), no "Primary Children's Medical Center" (PCMC), na "Intermountain Health Care" (IHC), no "Research Park", e no "VA Medical Center" de Salt Lake City.

A diversidade de formação e interesse dos membros do corpo docente permite ao departamento oferecer um programa de pós-graduação abrangente¹. O departamento mantém atualmente seis linhas de pesquisa principais: Sistemas de Informação em Saúde, Sistemas Especialistas Médicos, Gerenciamento da Qualidade dos Serviços de Saúde, Genética Epidemiológica, Processamento de Imagens Médicas, e Física Médica².

As principais atividades acadêmicas do departamento incluem: o programa de pós-graduação a nível de especialização, mestrado, e doutorado²; o ensino da Informática Médica para alunos da universidade (disciplina optativa ofertada

uma vez ao ano e aberta para qualquer estudante matriculado); a utilização do Sistema ILIAD (sistema especialista voltado para o diagnóstico médico e tratamento) para o treinamento e avaliação dos estudantes de medicina durante o rodízio na Clínica Médica.

Alguns docentes do departamento são também responsáveis pelo desenvolvimento e implantação do Sistema ACIS ("Advanced Clinical Information System") no Hospital Universitário, pelo Sistema HELP ("Health Evaluation through Logical Processing") no LDSH e no PCMC, e pelo "Longitudinal Data Repository" (LDR) que está sendo desenvolvido pela IHC em colaboração com a "3M Health Information Systems".

Metodologia

Considerando a experiência acumulada durante as décadas de existência do programa de pós-graduação, o primeiro objetivo deste estudo é identificar fatores que determinam o seu sucesso. O segundo objetivo é identificar atuais deficiências do programa. Para tanto, questionários sucintos foram enviados para todos os membros do corpo docente e para todos os alunos matriculados no programa.

O questionário enviado aos docentes indagou: 1. As três principais áreas de interesse; 2. O número de horas semanais dedicadas à pesquisa, ao ensino, e a outras atividades profissionais; 3. Os três pontos fortes do programa; 4. Os três pontos fracos do programa. O questionário enviado aos alunos indagou: 1. A formação anterior; 2. As razões para a escolha do programa; 3. As linhas de pesquisa escolhidas; 4. Os objetivos profissionais após a pós-graduação. Os questionários foram distribuídos e devolvidos através do correio eletrônico.

Resultados

Dentre os 29 docentes do departamento, 10 (34.5%) responderam o questionário. As áreas de interesse mencionadas foram variadas, confirmando a diversidade do corpo docente. Aproximadamente 50% dos docentes dedicam uma maior parcela de tempo para o ensino e a pesquisa. As características positivas do programa mais citadas foram: a ênfase na aplicação prática dos projetos desenvolvidos (100%), e a diversidade e experiência do corpo docente (90%). As deficiências do programa mais citadas foram: a falta de um melhor embasamento teórico dos docentes (40%), o pequeno número de docentes com formação acadêmica obtida em outros grupos (30%), e a presença de docentes dedicando uma grande parcela de tempo para atividades outras que não as de ensino e pesquisa (30%).

Dentre os 31 alunos matriculados, 13 (41.9%) responderam o questionário. As áreas de formação profissional mais prevalentes foram Ciência da Computação (30.7%), Medicina (23%), e Engenharia Elétrica (23%). As principais razões para a escolha deste programa foram a excelente reputação do departamento (30.7%) e a ênfase na aplicação prática do treinamento oferecido (30.7%). As linhas de pesquisa mais freqüentemente escolhidas foram a de Sistemas de Informação em Saúde (53.8%) e a de Sistemas Especialistas (30.7%). Os objetivos profissionais futuros mais citados foram o desenvolvimento de sistemas de informação na área médico-hospitalar (43.7%) e a carreira acadêmica (25%).

Discussão e Conclusões

A característica principal do programa de pós-graduação em Informática Médica é sua a ênfase na aplicação prática dos projetos desenvolvidos. Esta característica, presente desde o início do programa³, é o resultado de uma série de fatores nem sempre disponíveis em outros locais. Dentre estes fatores, a existência do programa no ambiente médico-hospitalar talvez seja o mais importante. Esta integração fez com que as atividades acadêmicas fossem em parte direcionadas à busca de soluções para problemas concretos do gerenciamento da informação médica⁴.

As respostas obtidas neste estudo confirmam as afirmações acima. No entanto, apesar dos alunos estarem buscando as características descritas, alguns docentes manifestaram claramente os conflitos de interesse entre o meio acadêmico e os meios médico-hospitalar e industrial.

O objetivo de estabelecer o equilíbrio entre o

ensino, a pesquisa e a prática da Informática Médica tem sido atingido com sucesso pela Universidade de Utah. Resta saber o efeito que as pressões econômicas da área de Saúde e os cortes orçamentários para as atividades de pesquisa terão no futuro do departamento.

Referências Bibliográficas

- ¹ Warner, H. R. Graduate Program in Medical Informatics at the University of Utah. *Meth. Inform. Med.*, v. 33, p. 258-61, 1994.
- ² Department of Medical Informatics. *Medical Informatics Graduate Program 1995-96*. Salt Lake City, Utah: University of Utah School of Medicine, 1995.
- ³ Warner, H. R. History of Medical Informatics at Utah, in *A History of Medical Informatics, ACM Press History Series*, B. I. Blum and K. Duncan, Eds. New York, NY: ACM Press, 1990, p. 357-66.
- ⁴ Warner, H. R. Medical Informatics: A Real Discipline? *JAMIA*, v. 2, p. 207-14, 1995.

Agradecimentos

Roberto A. Rocha e Beatriz H.S.C. Rocha são bolsistas do CNPq.

29.
SISTEMAS DE
APOIO AO ENSINO

Dissecção por Planos num Sistema Tutorial de Anatomia

Angela Klemt¹ e Antonio Fernando Catelli Infantosi¹

¹ Programa de Engenharia Biomédica - COPPE/UFRJ
Caixa Postal 68510, CEP 21945-970 Rio de Janeiro, RJ
E-Mail : klemt@bio1.peb.ufrj.br e afci@serv.peb.ufrj.br

Resumo - Baseado em um método de reconstrução de superfícies desenvolvido para microcomputador, estruturas anatômicas 3D podem ser visualizadas. Utilizando-se planos de dissecção, estruturas internas também podem ser observadas. Adicionalmente, o método proposto reduz o número de leituras e testes de visibilidade das faces; para vista ântero-lateral do crânio humano obteve-se 33% e 59% de redução, respectivamente.

Abstract - Based on a surface reconstruction method developed for microcomputer, 3D anatomical structures can be exhibited. Using dissection planes, internal structures can also be observed. Furthermore, the proposed method reduces the number of read operations and visibility tests; for the anterior-lateral view of a human skull 33% and 59%, respectively, are achieved.

Introdução

Com o desenvolvimento de novas técnicas de imagens médicas (por ex. Tomografia Computadorizada (CT) de alta velocidade) e da análise da associação de imagens obtidas por distintos métodos (especialmente, Ressonância Magnética -MRI, CT e Tomografia por Emissão de Pósitrons - PET), o entendimento tridimensional de estruturas anatômicas tem se tornado ainda mais importante e cotidiano para o profissional médico. Concomitantemente, a visualização 3D por computador tem auxiliado a um número crescente de especialidades médicas, sobretudo as cirúrgicas¹. Esta tendência também se reflete no ensino, como a criação do “corpo virtual” de Höhne² (baseado em “voxels”), que oferece ao usuário ferramentas para o estudo de estruturas 3D, entre as quais a dissecção. Estes sistemas sofisticados necessitam recursos computacionais (de grande porte e estações de trabalho) na maioria das vezes não disponíveis aos alunos, pois sistemas tutoriais baseados em micro-computador, normalmente se limitam a exibição de imagens estáticas, perdendo-se a interação do usuário com o espaço 3D. Tais observações justificam o desenvolvimento em microcomputador de uma estrutura de dados adequada a visualização 3D de estruturas anatômicas e a dissecção por planos.

Materiais e Métodos

O sistema tutorial foi implementado em ‘C’ num microcomputador 486-DX-66MHz. Os dados gráficos de uma cabeça humana foram obtidos a partir de uma coleção de 110 imagens de CT. O sistema é dividido em duas unidades, de *Produção* e de *Usuário*, que manipulam três

diferentes tipos de dados : gráficos, tutoriais (legendas e texto), e questões.

As estruturas anatômicas são representadas por suas superfícies (faces triangulares), e organizadas segundo características comuns, como posição espacial e normal às faces. Para tal são utilizadas *Unidades Espaciais* (SUs), descritas por Klemt & Infantosi³, que dividem o espaço em regiões de igual volume. Em 3D, as SUs são estabelecidas por p planos passando pela origem. Para estruturas baseadas em s SUs é estabelecida uma matriz (s,s) , onde cada elemento especifica um dos tipos de conhecimento *a priori* da visibilidade. Para um vetor voltado para uma dada SU, é determinada a visibilidade das demais $(s - 1)$ SUs que são então classificadas em: i) invisibilidade garantida (*tipo 0*); ii) visibilidade garantida (*tipo 1*); iii) possível visibilidade (*tipo 2*). Similarmente, é estabelecido o conhecimento *a priori* da coloração e da distância mútua entre as SUs.

Na *Unidade de Produção*, as faces das estruturas anatômicas são classificadas de acordo com a localização 3D em *Unidade Espacial de Posição* (SUP) e, segundo a normal, em *SU de Normais* (SUN). Na *Unidade do Usuário*, para cada rotação é determinada a SU do observador, usada como índice para as matrizes de distância, visibilidade e iluminação. O usuário pode então estabelecer um plano de dissecção, para o qual somente as SUs requeridas são processadas. As faces classificadas como *tipo 0* também não precisam ser lidas ou testadas. Se a face for *tipo 1*, o teste de visibilidade não é necessário, economizando, portanto, tempo de processamento. Assim, somente as faces *tipo 2* devem ser lidas e testadas.

Resultados

Tabela I. Percentagens de operações de leitura e testes de visibilidade para o crânio (31.873 faces)

Tipo de Face		0 não visível	1 visível	2 possível
Média	Eixo x	26 %	26 %	48 %
	Eixo y	27 %	26 %	47 %
Vista	antero-lateral	33 %	26 %	41 %
	superior	29 %	25 %	46 %

Para fins de comparação o crânio foi processado de forma tradicional (leitura e teste da visibilidade de 100% das faces), e pelo método proposto (distância, visibilidade e coloração). A reconstrução resultante é idêntica para ambas as técnicas, porém o método proposto implica em redução média (rotação completa) do número de operações de leitura, de 26%, e de testes de visibilidade, de 52% (eixo x, Tabela I). A Figura 1 mostra um exemplo de dissecação (plano sagital mediano) do crânio humano, onde pode-se notar algumas das estruturas características deste corte.

Discussão e Conclusão

O método proposto reduz substancialmente o número de operações de leitura e testes de visibilidade, não sendo influenciado pelas dimensões ou complexidade das estruturas processadas. Aumentando-se a quantidade de SUs, os percentuais do número de leituras e de testes de visibilidade serão, ainda mais, reduzidos. Apesar da boa qualidade da imagem reconstruída (Figura 1),

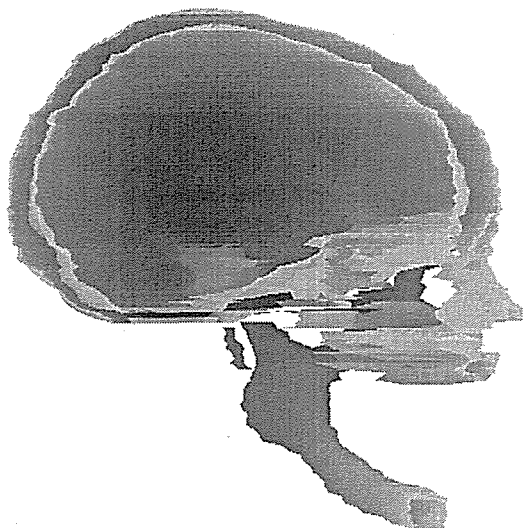


Fig 1. Vista medial do crânio com dissecação no plano sagital mediano, permitindo a visualização de estruturas internas.

esta pode ser melhorada se um conjunto adequado de imagens de CT ou MRI estiver disponível, como por exemplo, "Visible Human". Adicionalmente, o método proposto permite a dissecação por planos, ferramenta relevante para um sistema tutorial de anatomia.

Referências

- ¹ ROBB, R.A.; HANSON, D.P.; CAMP, J.J. "Computer-Aided Surgery Planning and Rehearsal at Mayo Clinic". *IEEE Computer*, v. 29, n. 1, p. 39-47, 1996.
- ² HÖHNE, K.H., PFLESSER, B., POMMERT, A., RIEMER, M., SCHIEMANN, R., TIEDE, U. "A 'Virtual Body' Model for Surgical Education and Rehearsal". *IEEE Computer*, v. 29, n. 1, p. 25-31, 1996.
- ³ KLEMT, A.; INFANTOSI, A.F.C. "Classification of Surface Normals in a Tutorial Microcomputer-based System for Anatomy". *Proceedings of the 38th Midwest Symposium on Circuits and Systems*. Rio de Janeiro. v. 2, p. 1373-1376, 13-16 Aug., 1995.

Agradecimentos

Ao CNPq pelo apoio financeiro.

Introdução da Informática nas áreas de saúde e biológicas na UFPE

Novaes, M.A.¹; Lima Filho, J.L.²

¹ Setor de Bioinformática, ² Setor de Biotecnologia, LIKA/UFPE
Av. Prof. Moraes Rego, S/N, Cidade Universitária, 50670-901, Recife - PE
E-mail : man@npd.ufpe.br

Resumo - Neste trabalho é apresentado o desenvolvimento de um programa de ensino e pesquisa para consolidação de um grupo em bioinformática na Universidade Federal de Pernambuco. O grupo vem desenvolvendo projetos e organizando cursos de informática aplicada às ciências da saúde e biológicas para alunos de graduação e pós-graduação, bem como para professores visando à inserção da informática no programa de suas disciplinas.

Abstract - This work describes several systems that have been developed by bioinformatic group at Federal University of Pernambuco, in order to improve the teaching and update information for students, professionals and teachers involved with health and biologic science.

Introdução

A Universidade como instituição de ensino, pesquisa e extensão, deve promover a divulgação e utilização de novas tecnologias visando não somente aumentar a qualidade do ensino, melhor preparando o aluno para o mercado de trabalho, bem como desenvolvendo novas técnicas e ferramentas que auxiliem a prática de suas profissões. A utilização da informática na área de saúde justifica-se pelo grande volume de informações que a prática da medicina e áreas afins manipula^{1,2}.

No Brasil, a utilização da informática como instrumento de apoio ao ensino nos cursos das áreas de saúde e biológicas tem sido largamente utilizado em grandes centros como o NIB (Unicamp-SP) e o CIS (Escola Paulista de Medicina-SP), NUTES (UFRJ), entre outros³.

A UFPE vem trabalhando na formação de um grupo envolvendo pesquisadores e professores que atendam às necessidades de desenvolvimento de projetos multidisciplinares de informática aplicada às diversas áreas de conhecimento no Centro de Ciências da Saúde e no Centro de Ciências Biológicas.

Metodologia

Através do desenvolvimento de um programa de ensino e pesquisa de informática direcionado para as áreas de saúde e de biológicas, deve-se capacitar os alunos e professores para melhor utilizar os recursos computacionais da universidade, e a desenvolver softwares e bases de dados específicos para estas áreas.

No início de 1994 foram iniciados os trabalhos para a criação do Setor de Bioinformática do LIKA (Laboratório de Imunopatologia Keizo

Asami) na UFPE, reunindo profissionais das áreas de informática, microeletrônica, medicina, e bioquímica. As atividades do Setor estão voltadas para :

- disseminação da cultura de informática na área de saúde/biológicas através de cursos específicos curriculares e extracurriculares para os estudantes e professores ;
- desenvolvimento de software educativo, de simulação clínica e especialista, para dar apoio ao ensino e auxiliar os profissionais nas suas diversas atividades ;
- desenvolvimento de software para manipulação de instrumentos utilizados nos laboratórios de pesquisa ;
- criação de um servidor de informações em biomedicina na INTERNET para divulgação da área de saúde da UFPE e do Estado de Pernambuco (grupos de ensino/pesquisa, trabalhos realizados, apoio a usuários, entre outros) ;

Resultados

Atualmente conta-se com dois professores/pesquisadores envolvidos, dez alunos de iniciação científica, e um aluno em doutoramento. Em 1995, foi inaugurado o Laboratório de Informática do Curso Médico, onde são ministrados diversos cursos de aplicações da informática na saúde para estudantes e professores da área, procurando sensibilizá-los para a utilização da informática durante o ensino de suas disciplinas e para a realização de projetos de pesquisa. Obteve-se uma demanda de 140 inscrições no primeiro curso para estudantes (17,5% do total de alunos da graduação em Medicina).

A partir deste esforço foi viabilizada a primeira disciplina "Introdução à Informática em

Saúde” no curso de Medicina, e da disciplina “Informática em Saúde” no curso do Mestrado em Medicina Interna. Durante os treinamentos estão sendo utilizados títulos de software voltados para educação médica, simulações de casos clínicos, registro médico computadorizado, processamento de sinais biológicos, processamento de imagens, sistemas de apoio à decisão médica, sistemas de pesquisa médica, bioestatística, entre outros. É dada ênfase aos softwares interativos baseados na manipulação direta de elementos gráficos e em hipertextos⁴.

Atualmente estão sendo desenvolvidos quatro projetos :

1. Biosoftware : software gráfico para dar apoio ao ensino e aprendizado de temas de saúde. Inicialmente foram abordados temas de bioquímica e de dermatologia ;
2. Biocontrol Software : automatização de protocolos experimentais⁵ em bioquímica. Inicialmente estão sendo automatizados os protocolos referentes a manipulação de um sistema biosensor para glicose ;
3. Célula Virtual : sistema biológico virtual a ser utilizado para testes bioquímicos e fisiológicos em tempo real a partir de modelos desenvolvidos para uso em rede ;
4. InfoBiomed : servidor de informações em Biomedicina na INTERNET, através do qual, o Setor participa do Hospital Virtual Brasileiro (convênio realizado com o NIB-Unicamp).

O desenvolvimento de software está sendo realizado no Setor de Bioinformática do LIKA. Já foram desenvolvidos os seguintes programas : “Icterus - A computer based learning system for porphirins and bilirubin metabolism”⁶ e “The Enzymes of Glycolysis Software”⁷.

O projeto do Servidor de Informações em Biomedicina está sendo realizado com o apoio da RNP (Rede Nacional de Pesquisa, Centro Regional de Pernambuco), e deverá estar na rede em meados de Julho de 1996.

Referências

¹ Shortliffe, H. E.; Perreault, L. E.; Wiederhold, G.; Fagan, L. M.; *Medical Informatics Computer Applications in Health Care*. Addison-Wesley Pub. Cia; 1990

² Salvador, M. E.; Moura Jr., J. M. A.; Manfredi, N.; Anção, M. S.; Sigulem, D. *Educação Médica : uma nova visão Informática em Saúde*, Set/Out 1994.

³ Anais do IV CBIS-Congresso Brasileiro de Informática em Saúde. 12-15 de Outubro, Porto Alegre-RS, 1994.

⁴ Berk, E.; *Hypertext/Hypermedia Handbook*, J. Devlin Editors, McGraw-Hill, 1991.

⁵ De Araujo-Novaes, M.; Denizot, F. *An automatic approach for DNA sequencing* ; Biochimie, 75, 347-351, 1993.

⁶ Nadruz Jr., A.L. Arnaud, A.H. Carvalho, M.A. Novaes, J.L. Lima Filho. *Icterus - A computer based learning system for porphirins and bilirubin metabolism*. XXIV Reunião anual da SBBq, Maio/1995.

⁷ Amorim, G.G., Martins, M.R., Souza Leão, F., Novaes, M.A., and J.L. Lima Filho. *The Enzymes of Glycolysis Software*. XXV Reunião anual da SBBq, Maio/1996.

Programa Educacional em Multimídia na Internet: Biologia Molecular e Genética (P.E.)

Eletéa Barbosa Tasso¹; Sandra Oyafuso¹; Marília Cardoso Smith²; Helena Bonciani Nader³; Maria Elisabete Salvador¹; Jae Min Lee¹; Mônica Parente Ramos¹; Meide Silva Anção¹; Daniel Sigulem¹.

¹ Centro de Informática em Saúde (CIS-EPM), Universidade Federal de São Paulo (UNIFESP/EPM)

² Depto de Morfologia - Disciplina de Genética, UNIFESP/EPM

³ Depto de Biologia Molecular, UNIFESP/EPM

Resumo - Este Programa foi desenvolvido para fornecer suporte ao ensino de graduação da UNIFESP / EPM, bem como disponibilizar, via Internet, o conteúdo atualizado sobre os temas: Biologia Molecular e Genética (revistos pelos professores-orientadores das disciplinas correspondentes). O *software* está disponível no endereço <http://www.epm.br/ge/CAPA.HTM> na língua portuguesa.

Abstract - This work describes the Educational Program in Molecular Biology and Genetics, implemented as a WEB application. The aim of this Program is to support training of undergraduate students. Eventually some corrections and revisions were suggested by the professors in charge of these disciplines. They are already available in the WEB address: <http://www.epm.br/ge/CAPA.HTM>, in the Portuguese version.

Introdução

A utilização de computadores na educação tem aumentado nos últimos anos e, devido à sua essência integradora de informações, é de fundamental importância o uso deste recurso tecnológico, na formação de um profissional qualificado¹.

Segundo Henry², o conhecimento em geral dobra a cada 2 anos e a capacidade de armazenamento do cérebro humano não acompanha tal crescimento. Torna-se fundamental, portanto, a utilização de recursos de informática em todas as atividades intelectuais, com grande destaque para a área de saúde^{1,2}.

Os programas de computadores, dentre outras características, têm o poder de fornecer ao usuário participação ativa no processo de aprendizado; geram sons, imagens fixas e em movimento. Um *design* interativo prende a atenção do aluno mantendo o seu interesse, reforçado pelo uso dos recursos da multimídia³.

Na educação médica, os *software* de ensino oferecem oportunidades de praticar através de simulações de eventos fisiopatológicos. O estudante é, portanto, "auto-estimulado" a descobrir as conseqüências do fenômeno experimental estudado¹.

Estudos têm demonstrado que os alunos treinados através de multimídia dominam 20% mais - o material ensinado - do que os treinados pelo método convencional, retendo de 25 a 40% do conhecimento adquirido com uma diminuição (25 a 60%) do tempo gasto^{4,5}.

Um programa educacional deve ser de fácil manipulação e deve apresentar seu conhecimento, se possível, sob a forma de hipertexto⁶.

Hipertextos são textos que permitem *links*, isto é, conexão através de "palavras-chaves".

Dentre os mais recentes avanços da informática destacamos a Internet; uma rede global de computadores que conecta cerca de 50 milhões de usuários e 3 mil instituições universitárias do mundo disponibilizando informações com rapidez e economia de tempo. A *World Wide Web* (WWW), por sua vez, utiliza a Internet como protocolo de comunicação interativa possuindo recursos de multimídia e hipertexto⁷.

Segundo revisão literária pudemos observar que a UNIFESP / EPM, através do Grupo de Educação do CIS-EPM, é pioneira no país no desenvolvimento de programas educacionais na Internet sobre Biologia Molecular e Genética usando recursos de multimídia.

O objetivo deste trabalho é desenvolver o P.E. com recursos de hipermídia em português, espanhol e inglês e disponibilizá-lo através de um *browser* na Internet.

Metodologia

Subdividimos a elaboração do P.E. em três etapas: **I.** Aquisição do conteúdo teórico através de livros e publicações recentes e revisão com os professores-orientadores das disciplinas pertinentes da UNIFESP / EPM. **II.** Aquisição de recursos de multimídia para a produção de hipermídia. **III.** Disponibilização do P.E. na Internet com o padrão de

hipertexto. **III.** Apresentação do resultado do conteúdo do P.E. em recursos hipermídia. São eles: 230 links em hipertexto; 357 figuras em alta resolução; 08 animações narradas; 31 áudios e 15 links com outros centros internacionais que abordam o mesmo tema.

Conclusão

Não obstante, nos países de Terceiro Mundo existe uma diferenças na distribuição da informação. A migração de estudantes para os grandes centros, ávidos de ensino específico, superpopulam tais centros, ao mesmo tempo que instituições de ensino precárias de tecnologia ficam desprovidas destes estudantes. O uso da Internet permitirá uma homogeneização nesta distribuição, possibilitando que os alunos das mais distantes regiões tenham acesso às mesmas informações que alunos dos pólos da alta tecnologia.

A Biologia Molecular e a Genética, são temas complexos, de suma importância para o futuro da Medicina e requerem um método de ensino que seja eficiente para a sua retenção. Observamos, portanto, que o P.E. consiste em uma poderosa ferramenta de ensino, que integra informações de uma base de conhecimento estruturada através de *hyperlinks* sugerindo, portanto, um ambiente de aprendizado atrativo na Internet.

Futuros Passos

1. Manter o P.E. constantemente atualizado; 2. Estabelecer conexões com outros projetos; 3. Introduzir a filosofia do ensino à distância através da implementação do P.E. no *curriculum* do Curso Médico e Biomédico da UNIFESP /EPM; 4. Implantar duas novas versões, inglês e espanhol. A fase de validação será realizada a partir de cadastros e questionários - via Internet - para caracterização do perfil do usuário e análise de sua *performance* e expectativa frente ao P.E.

Referências Bibliográficas:

1. Chaves, Eduardo O.C. - Multimídia, Conceituação, aplicações e tecnologia. Vol.1. 1991.
2. Henry, J.B. - Computers in Medical Education: Information and Knowledge Management, Understanding, and Learning. Human Patology 1990; (21): 998-1002.
3. Tachinardi, U. - WWW a Teia de Informações. Rev Bras Info Saúde 1994; (1,6):10-13.
4. Reisman, S. - Interactive Videodisc *in* Business Education. Society for Applied Learning Technologies (SALT), Orlando, FL, EUA. Abstract 1990: 6.
5. Glenn, A.D. - Teaching Economics: Research Findings from a Microcomputer/Videodisc *in* Data Training, Fevereiro 1987: 56-7.

6. Salavador, M.E.; Moura Jr., J.M.A.; Manfredi, N.; Anção, M.S.; Sigulem, D. - Educação Médica. Uma Nova Visão. Info Saúde 1994; (1,8):54-63.
7. Rodgers, R. P. C. & Srinivasan, S. NLM HyperDOC, World Wide Web, & NCSA Mosaic. Fact Sheet. 1994.

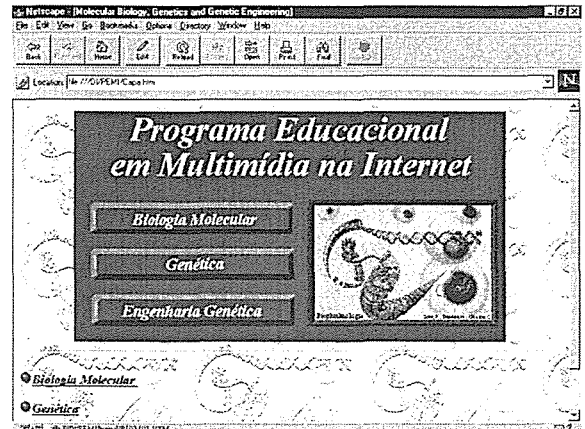


Figura 1. Menu principal do P.E..

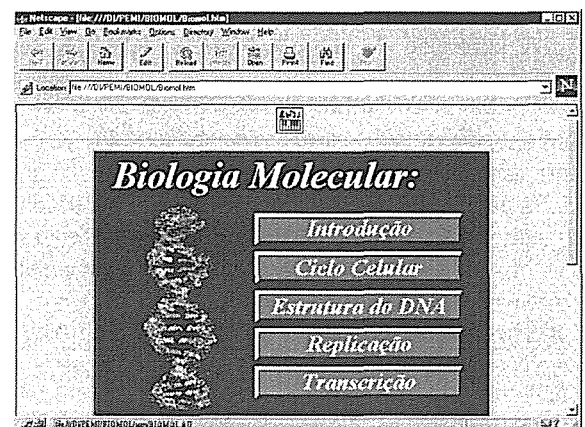


Figura 2. Menu "Biologia Molecular". Observe no topo da figura o ícone de som.

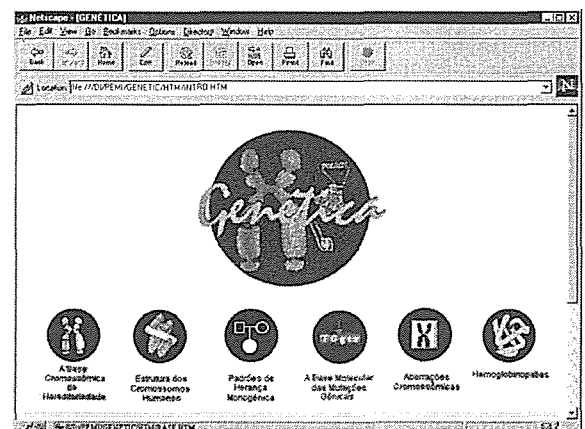


Figura 3. Menu "Genética".

Uma ferramenta computacional de aprendizagem baseada em Redes Semânticas

Amauri B. Bartoszek¹ ; Hamilton Chaiben²

¹Departamento de Fisiologia - UFPR (bartoszek@cce.ufpr.br)

²Centro de Computação Eletrônica - UFPR (hamilton@cce.ufpr.br)

Resumo - Atualmente, o grande desafio para a Educação é conduzir o processo de ensino para o surgimento de novas propostas que utilizem os recursos tecnológicos emergentes para a criação de ricos ambientes de aprendizagem. Muitas pesquisas têm sido feitas no sentido de determinar como o uso educacional do computador poderá contribuir para a construção de tais ambientes. Neste contexto, este trabalho faz algumas considerações sobre a utilização das tecnologias de Inteligência Artificial e Hipertexto para o desenvolvimento de sistemas educacionais. O resultado deste trabalho é uma proposta de uma ferramenta computacional para engajar o estudante no processo de integração e representação do conhecimento.

Abstract - A major challenge in education today is to conduct the process of teaching towards new proposals that may get hold of emerging technological resources to develop enriching environments of learning. Current research seeks to determine how the computer can play a role in implementing those environments. Thus, the present study tackles on points for the use of Artificial Intelligence and Hypertext technologies for instructional systems development. The result of this work presents a computational tool which allows students to engage into the process to integrate and represent knowledge.

Introdução

Atualmente, tem-se verificado um aumento considerável na utilização de computadores nas escolas como um instrumento de interação direta com o estudante. Assim, existe uma demanda crescente por softwares educacionais que consigam tratar adequadamente as questões psicopedagógicas envolvidas neste processo. Uma das principais preocupações é transmitir aos estudantes um conteúdo compatível com suas necessidades individuais de aprendizagem.

A complexidade no desenvolvimento de um software educacional reside principalmente na necessidade de integração de várias áreas do conhecimento humano, pois representa uma iniciativa de natureza *interdisciplinar*.

Muitas pesquisas têm sido feitas no sentido de determinar como o uso educacional do computador pode contribuir para a construção destes ambientes de aprendizagem. Neste contexto, pode-se salientar a importância das tecnologias de Inteligência Artificial (IA) e Hipertexto ou Hiperídia no desenvolvimento de sistemas educacionais.

IA na Educação

Uma das principais motivações para as pesquisas em IA na Educação é o desenvolvimento de princípios nos quais os ambientes computacionais de aprendizagem possam ser concebidos como lugares onde os estudantes possam ter experiências de aprendizagem individualizadas, sem importar as diferenças individuais, experiências anteriores, ou

outras situações cognitivas¹. Assim, pela modelagem do estudante, estes sistemas podem *personalizar a instrução*, compatibilizando a apresentação com o nível de conhecimento do estudante e com o seu índice de aprendizagem. Portanto, a maioria destes sistemas apresenta métodos educacionais que proporcionam uma forma de descoberta *centrada no estudante*.

Representação do Conhecimento

Uma característica principal dos sistemas de IA tem sido a de simular "inteligência" através de programas de computador nos quais o *conhecimento* e a sua *representação* são essenciais. Os pesquisadores em IA costumam fazer distinção entre dois tipos de conhecimento: *declarativo* e *procedimental*. Entretanto, Jonassen² propõe um tipo de conhecimento intermediário, o *conhecimento estrutural*, visando intermediar a tradução do conhecimento declarativo em procedimental. Segundo Diekhoff³, "conhecimento estrutural é o conhecimento de como os conceitos são interrelacionados em um domínio", ou seja, representa a descrição de *como* o conhecimento declarativo é interconectado.

Redes Semânticas

Uma das maneiras de representar o conhecimento declarativo é através de redes semânticas (RS). A idéia de RS é derivada de áreas como ciências cognitivas e psicologia, para explicar como os padrões de comportamento do raciocínio podem indicar a organização da memória humana⁴.

Uma rede é um conjunto de nodos conectados por ligações como na figura 1. Os nodos em uma RS representam os conceitos ou significados, como por exemplo “Potencial de Membrana”. As ligações representam as relações existentes entre estes nodos, como por exemplo “Potencial de Membrana É UM Processo Eletro-Químico”. Esta notação gráfica característica pode ser representada em um programa de computador através da lógica. Numa linguagem tipo LISP, por exemplo, cada nodo origem seria um átomo; as ligações seriam as propriedades; e os nodos destino seriam os valores. Portanto, utilizando a lógica, a relação acima poderia ser representada no computador por :

É_UM(Potencial_de_Membrana,
Processo_Eletroquímico)

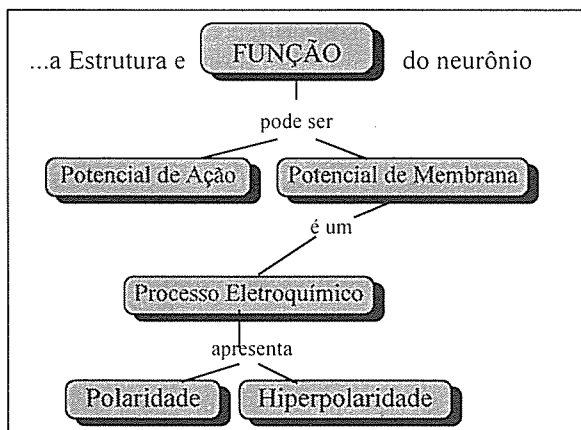


Fig. 1 - Trecho de uma rede semântica de conceitos em Fisiologia.

Rede Semântica como Hipertexto

Segundo Fiderio⁵ “...o hipertexto imita a capacidade do cérebro em armazenar e recuperar informações...”. Uma base de conhecimento hipertexto pode ser projetada para refletir a estrutura semântica de um especialista em um determinado domínio. Assim, a estrutura do hipertexto pode refletir a RS do professor, ou seja, a maneira como ele pensa pode ser modelada para a estrutura cognitiva do aluno⁶.

A maneira direta de mapear a estrutura semântica do professor para a forma de hipertexto é através do uso do mapa semântico como um “browser” gráfico, no qual o arranjo dos nodos e suas interrelações ilustra os esquemas da estrutura de conhecimento do professor.

Metodologia

Este trabalho de pesquisa considerou a criação de um protótipo de uma ferramenta computacional que visa facilitar o trabalho de ensino e

aprendizagem. Este protótipo, inicialmente denominado HERS, para abreviar “HiperEditor de Redes Semânticas”, tem como objetivo facilitar a edição de RS ou *mapas conceituais*⁷ computadorizados. O HERS pretende ser uma ferramenta de mapeamento de conhecimento de propósito geral, que permita aos usuários organizar suas idéias sobre qualquer tópico, na forma de uma rede de conceitos interligados por relações rotuladas. Este sistema possibilitará também a criação de um ambiente hipermídia no qual os conceitos poderão ser representados não somente por seus nomes e texto, como na versão atual, mas também através de gráficos, imagens, animações, som, etc., em futuras versões.

Discussão / Conclusões

Apesar de tratar-se ainda de um projeto embrionário, é importante salientar algumas vantagens na utilização da técnica de mapeamento conceitual computadorizado com propósitos educacionais. Constitui-se principalmente num ambiente no qual os alunos ficam livres para organizar/reestruturar seus conhecimentos, estudar (navegando pela base de conhecimento hipertexto), e refinar suas idéias.

Uma das conclusões a que nossos estudos estão chegando, é a necessidade de implementar este tipo de ferramenta no ambiente Internet (WWW), proporcionando maior cooperação e colaboração para a geração de novos conhecimentos.

¹ AKHRAS, F. N., SELF, J., “A Process-oriented Perspective on Analysing Learner-Environment Interactions in Constructivist Learning”, Proc.of the Brazilian Symp. on Computing in Education, Florianópolis/SC, 1995.

² JONASSEN, D.H., BEISSNER, K., YACCI, M., “Structural Knowledge”, Lawrence Erlbaum, 1993.

³ DIEKHOFF, G. M., DIEKHOFF, K. B., “Cognitive Maps as a Tool in Communicating Structural Knowledge”, Educational Technology, pp. 28-30, April / 1982.

⁴ QUILLIAN, M. R., “Semantic Memory”, em MINSKY, M., “Semantic Information Processing”, The MIT Press, Cambridge, pp. 227-270, 1968.

⁵ FIDERIO, J., “A Grand Vision”, Byte Magazine, Vol.13, N. 10, pp. 237-244, October / 1988.

⁶ JONASSEN, D. H., “Hypertext as Instructional Design”, ETR&D, Vol.39, N.1, pp. 83-92, 1991.

⁷ NOVAK, J.D., GOWIN, D.B., “Learning How to Learn”, Cambridge University Press, New York, 1984.

Edubiosoft - um software auxiliar no ensino de Bioquímica

Carvalho, A.H.F.¹; Araújo, A.P.²; Novaes, M.A.²; Lima Filho, J.L.¹

¹ Setor de Biotecnologia, ² Setor de Bioinformática, LIKA/UFPE
Av. Prof. Moraes Rego, S/N, Cidade Universitária, 50670-901, Recife - PE
E-mail : 62mic@npd.ufpe.br

Resumo - Com a finalidade de aprimorar o ensino de bioquímica, através de novas técnicas de lecionamento, foi desenvolvido nos Setores de Biotecnologia e de Bioinformática do LIKA, o programa EDUBIOSOFT, que através da utilização integrada de textos e imagens fornece ao aluno uma ferramenta de apoio ao aprendizado e avaliação do conhecimento de temas da bioquímica.

Abstract - In order to improve biochemistry lectures for undergraduate and postgraduate students, was carried out a software that integrates images and text, it is called EDUBIOSOFT. It is coming with tests which the user can evaluate himself in several biochemistry fields.

Introdução

O desenvolvimento tecnológico ocorrido nas últimas décadas, com destaque na informática, provocou grandes transformações em todas as ciências. Esta evolução fez com que o volume de informações crescesse exponencialmente, dificultando a atualização profissional. No ensino esta dificuldade torna-se ainda mais clara visto que os mestres precisam passar as informações corretas e atualizadas para seus alunos em tempo hábil. O uso do computador no ensino tornou-se então algo imprescindível como ferramenta facilitadora da comunicação. O uso de CAI (Computer Assisted Instruction) ou CAL (Computer Assisted Learning) tem contribuído bastante nesta tarefa^{1,3}. Estes tipos de sistemas possibilitam o acesso organizado e rápido das informações na área abordada, além de permitirem a avaliação do grau de aprendizagem do aluno lhe adequando o conteúdo e o tempo de exposição⁴.

A Bioquímica, devido ao enorme número de reações, transformações, estruturas, é uma das áreas da saúde forte candidata a utilização de tais sistemas. Dentro da linha de desenvolvimento de softwares de apoio ao ensino, o grupo de bioinformática da UFPE desenvolveu o EDUBIOSOFT (Software Educacional em Bioquímica). Com este software o aluno tem a oportunidade de ver e rever temas da área da bioquímica, com gráficos e ilustrações, funcionando como um suporte às aulas teóricas.

Objetivos

O EDUBIOSOFT faz parte de um projeto que visa o desenvolvimento de programas educacionais em ciências, onde foi abordado nesta fase temas da bioquímica. O projeto pretende motivar a utilização dos programas tanto por

docentes como por alunos da área. Inicialmente foram traçados os seguintes objetivos :

a) Desenvolvimento de um software interativo, onde o aluno aprenda de forma fácil temas da bioquímica que são muitas vezes mal compreendidos nas aulas teóricas, complementando o aprendizado.

b) Permitir uma visualização facilitada do tema com a utilização de imagens, gráficos e tabelas e das relações entre estes elementos.

c) Possibilitar ao aluno uma autoavaliação do seu conhecimento através de uma seqüência de testes sobre o tema em estudo.

Metodologia

Para o desenvolvimento do projeto foram utilizados um computador IBM PC 486 DX2 66MHZ equipado com monitor SVGA colorido (256 cores), o software Visual Basic 3.0 For Windows[®] da Microsoft Corporation, livros de bioquímica², revistas da área e pesquisas realizadas na Internet.

Foi utilizada a metodologia orientada a objetos tanto para a criação de bibliotecas de textos e imagens, como para desenvolvimento da interface usuário, esta baseada na manipulação direta de objetos gráficos (Filosofia do ambiente Windows).

Resultados

Nesta primeira versão do software os temas são relacionados ao metabolismo celular (Via glicolítica, ciclo de krebs, cadeia respiratória e metabolismo intermediário). O software desenvolvido apresenta três áreas de trabalho. A primeira exhibe os temas abordados, a segunda exhibe os elementos relacionados a este tema (textos e imagens), e finalmente uma terceira com a sessão de testes.

A partir da seleção do tema na primeira tela é apresentado um quadro de texto e um quadro de imagens. Cada tema em estudo tem um conjunto de textos, e cada texto tem um conjunto de imagens. É exibido ao usuário o tema e suas imagens simultaneamente. As imagens são exibidas em forma de tabelas, gráficos ou fotografias.

Na sessão de testes foi desenvolvida uma biblioteca com conjuntos de perguntas relacionadas aos temas e suas respectivas respostas. O usuário pode escolher um tema para ser argüido e responder as questões com um simples toque do mouse. Após a conclusão das respostas há uma avaliação do número de acertos do aluno.

Discussão e conclusão

Com esta programa o usuário pode aprofundar de uma forma dinâmica e atrativa conhecimentos sobre assuntos que por vezes são apresentados de forma abstrata nos livros textos tradicionais. O EduBioSoft oferece uma série de imagens e as correlaciona diretamente ao texto de forma instantânea, além de servir como um avaliador do conhecimento.

Este programa é o primeiro passo para o desenvolvimento de um ambiente integrado de bibliotecas de elementos (textos, imagens, sinais, etc.), que seriam disponibilizados através de uma interface usuário permitindo ao professor elaborar : sessões de apresentação em sala de aula, provas eletronicamente, tutoriais e sessões de autoavaliação.

Referências

¹ Hoffer, E. et Barnet, G. O.; Computer in Medical Education, "Medical Informatics Computer Applications in Health Care"; Addison-Wesley Pub. Cia; 1990

² Harper's Biochemistry, 21^a Edição, Prentice-Hall International Inc.

³ Villela Jr., Goytá F., *WINSIM: um sistema de instrução assistida por computador (CAI) para autoria e apresentação de simulações clínicas em ambiente Windows*. IV CBIS, 1994.

⁴ Struchiner, M.; Toro, G. I., *Desenvolvimento de Software educacional por alunos de pós-graduação da área de ciência da saúde*, IV CBIS, 1994.

Dermasoft - um sistema de instrução assistido por computador (CAI) para o ensino de dermatologia

Leite, V.¹; Carvalho, A.H.F.¹; Araújo, A.P.²; Pontes Neto, N.T.²; Souza Filho, L.G. de C.³; Jardim, M.L.³; Santos, J.B.³; Lima Filho, J.L.¹; Novaes, M.A.²

¹ Setor de Biotecnologia, ² Setor de Bioinformática, LIKA/UFPE

³ Departamento de Dermatologia, Centro de Ciências da Saúde/UFPE

Av. Prof. Moraes Rego, S/N, Cidade Universitária, 50670-901, Recife - PE

E-mail : 62vel@npd.ufpe.br

Resumo - Com o intuito de desenvolver novas técnicas de divulgação e ensino em dermatologia, os Setores de Biotecnologia e de Bioinformática do Laboratório de Imunopatologia Keizo Asami (LIKA) juntamente com o Departamento de Dermatologia da Universidade federal de Pernambuco (UFPE), está desenvolvendo através da tecnologia Computer Assisted Instruction (CAI), o DERMASOFT. Este Software consiste na utilização integrada de bases de textos, imagens e casos clínicos no ambiente Windows com o objetivo de ser um instrumento de apoio ao ensino e de atualização para dermatologistas e profissionais interessados na área.

Abstract - In order to develop new techniques on dermatology study, the Biotechnology group from Keizo Asami Immunopathology Laboratory (LIKA/UFPE) associated with Dermatology Department (Federal University of Pernambuco) are developing a software called DERMASOFT. This software applies the Computer Assisted Instruction (CAI) approach, which utilizes integrated data base of texts, clinical trials and images. It runs on Windows software providing a useful teaching instrument for students, professionals and dermatologists.

Introdução

O volume de informações crescente na área de saúde sugere a utilização de novas tecnologias para armazenamento e disseminação do conhecimento¹. Dentre as especialidades médicas, a dermatologia se destaca pela grande necessidade de conhecimento em imagens micro e macroscópicas, além do conhecimento teórico. E, isto pode ser obtido através de métodos e ferramentas que a ciência da computação oferece. Particularmente, o uso de Computer Assisted Instruction (CAI) ou Computer Assisted Learning (CAL) tem contribuído bastante nesta tarefa¹. A partir de um sistema desenvolvido no LIKA, Volumes², foi desenvolvido um tutorial em dermatologia que leva em consideração aspectos de casos clínicos do Hospital das Clínicas da UFPE.

Metodologia

Para o desenvolvimento deste projeto estão sendo utilizados os seguintes materiais : Computador IBM PC 486 DX2 66MHZ equipado com monitor SVGA colorido (256 cores), o pacote Visual Basic 3.0 For Windows da Microsoft Corporation.

A metodologia utilizada consiste na programação orientada ao objeto (POO), com criação de bases de textos, imagens e casos clínicos em ambiente Windows.

O conteúdo de imagens e casos clínicos foram cedidos pelo departamento de Dermatologia da UFPE, enquanto o de texto foi escrito baseado nas rotinas deste serviço^{3,4}.

Resultados

O software é constituído de duas sessões, uma chamada de tutorial e outra de testes. Na sessão tutorial é apresentado ao usuário uma série de temas da dermatologia, dentre eles : pele, dermatozoonoses, piodermítes, dermatoviroses, DST, acne, hanseníase, leishmaniose e micoses. Para cada tema é exibido simultaneamente dois quadros : conteúdo teórico e imagens relacionadas.

Na outra sessão, a de testes, o usuário escolhe um dos temas e em seguida lhe serão mostradas algumas perguntas teóricas e alguns casos clínicos relacionados ao tema. Abaixo de cada pergunta surgem quatro respostas, o usuário escolhe uma e depois o programa avalia a sua resposta.

Todas as sessões foram desenvolvidas utilizando características próprias do ambiente gráfico Windows.

Discussão e Conclusão

O DERMASOFT é visto como um importante instrumento para a divulgação das patologias dermatológicas não apenas para estudantes como para profissionais já graduados de

outras especialidades, que na sua grande maioria possuem um conhecimento escasso em dermatologia.

Desta forma o Software será utilizado como fonte de aprendizado e ensino para estudantes, profissionais e professores interessados na área de dermatologia.

Referências

¹ Shortliffe, H. E.; Perreault, L. E.; Wiederhold, G.; Fagan, L. M.; “*Medical Informatics Computer Applications in Health Care*”; Addison-Wesley Pub. Cia, 1990.

² Nadruz Jr., A.L. Arnaud, A.H. Carvalho, M.A. Novaes, J.L. Lima Filho. “*Icterus - A computer based learning system for porphirins and bilirrubin metabolism*”.

XXIV Reunião anual da SBBq, Maio/1995.

³ Azulay, R. D.; “*Dermatologia*”, 1992.

⁴ Obadia, I; “*Cadernos de Terapêutica em Pediatria - Dermatologia*”, 2ª Ed., 1990.

Ambiente informatizado de integração profissional em saúde

Cláudio Pires Ferreira¹; Maria Fernanda C. Mascarenhas¹; Regina G. Moreira Guimarães¹, Antônia C. Diogo²,
Miriam Struchiner²

¹ Mestrandos NUTES/UFRJ ² PROFESSORES NUTES/UFRJ

Laboratório de Informática na Educação em Saúde-NUTES/UFRJ Cidade Universitária, Ilha do fundão, CCS, Bloco
A, Sala A033, CEP 21949-900
E-mail: mchiner@chagas.biof.ufrj.br

Resumo - Este trabalho pretende criar um espaço virtual para debate de profissionais e de alunos de diferentes áreas do campo de saúde. O "espaço" se situará na rede **INTERNET**, mais precisamente, através da WWW. Ojetiva-se que os alunos e profissionais utilizem esse ambiente como um espaço para expor suas idéias, obter informações e construir conhecimentos através desta proposta de ensino-aprendizagem colaborativa. O primeiro contato do usuário será um hiperdocumento sobre profissões de saúde, preparando-o para a fase de debates neste espaço virtual.

Abstract - This paper intends to create a "virtual space" for collaborative interchange of ideas among health professionals and students from different areas in the health field. This space will be located in the **INTERNET**, specifically, through the WWW (World wide web). Our objective is that students and professionals use this environment to share their ideas, to get information and construct their own knowledge. First, users will be exposed to a hyperdocument about health's professions aimed at warming up for discussion in this virtual space (the second moment).

Introdução

Uma das problemáticas no trabalho em saúde é referente aos conflitos singulares que acontecem no relacionamento interpessoal entre as diferentes categorias profissionais envolvidas na equipe. Conflitos de ordem multi e interdisciplinar tem dificultado o trabalho em equipe e a definição de uma ação profissional adequada nesta área. Nossa prática de ensino e de serviços no hospital universitário tem mostrado que esses conflitos ocorrem desde a graduação¹.

Para transformar esse quadro e superar as dificuldades de ação conjunta nas relações de trabalho, entendemos que é necessário, desde o início da formação profissional, o desenvolvimento da reflexão crítica², ativa e compartilhada sobre esses conflitos para evitarmos a tendência de afastamento entre profissionais. Como podemos, então, criar oportunidades na universidade para superar essas dificuldades, ainda na fase em que nossos jovens estão construindo seus conhecimentos e consolidando seus valores e representações sobre suas atividades profissionais? Como viabilizar esta interação de maneira que possa haver a construção de uma linguagem comum onde os significados possam ser negociados e experiências compartilhadas possam ser vividas?

O uso de redes de computadores e as facilidades de comunicação através da **INTERNET**, principalmente as formas de multimídia possíveis na **WWW** possibilitarão a realização de encontros *online*, para a

implantação de uma experiência de aprendizagem colaborativa³ entre alunos das diferentes profissões no Centro de Ciências da Saúde da Universidade Federal do Rio de Janeiro.

Descrição do Ambiente

O "AMBIENTE DE INTEGRAÇÃO PROFISSIONAL EM SAÚDE" se constituirá em um material didático em formato de hipertexto, que vem sendo desenvolvido em HTML (Hypertext Markup Language), que ficará disponível através da WWW (World Wide Web)⁴.

O hiperdocumento abordará temas referentes ao relacionamento e aos conflitos profissionais existentes no processo de trabalho de equipes de saúde. O estudante do CCS preencherá um formulário *online* com dados pessoais e poderá participar do enriquecimento do texto com sugestões e críticas, respondendo às questões provocativas presentes no documento. Poderá participar, inclusive, de uma lista ou grupo de discussão, restrita ao CCS, sobre os temas sugeridos pelo material apresentado.

Justificativa

As dificuldades em se realizar uma prática reflexiva das ações desenvolvidas pelas equipes de saúde se acentuam devido à inespecificidade e subjetividade deste campo. Como essa problemática já é verificada durante a formação acadêmica,

acreditamos que para se desenvolver um trabalho com alunos dos cursos de graduação da área da saúde, com objetivo de explicar e minimizar as dificuldades de relacionamento interprofissional, é fundamental que se considere fatores, tais como: a) a maior parte dos alunos que chegam a Universidade se encontram no final da adolescência e portanto em busca de sua identidade pessoal e profissional; b) a abordagem das motivações na escolha das profissões de saúde e do valor do trabalho multi e interdisciplinar, desde o início de sua formação, podem contribuir para a solução dos problemas decorrentes do trabalho em saúde; c) a diversidade de profissões, nessa área, nos fazem reportar à história das ciências e tecnologias e às políticas públicas. Acreditamos que a abordagem destes aspectos desde a graduação podem facilitar a compreensão do seu contexto atual, bem como propor transformações desse quadro.

A criação de um espaço social virtual - "AMBIENTE DE INTEGRAÇÃO PROFISSIONAL EM SAÚDE" - utilizando rede de computadores como instrumento de integração e comunicação no campo de educação em saúde, poderá facilitar a interação e a troca de conhecimentos e experiências entre alunos dos diversos cursos de graduação desta área, sem limitações eventuais de tempo e espaço⁵.

Metodologia

O "AMBIENTE DE INTEGRAÇÃO PROFISSIONAL EM SAÚDE" aqui proposto, se constituirá de um processo desenvolvido em duas etapas: na primeira o aluno, individualmente, terá a oportunidade de "navegar" em um hiper-documento, onde entrará em contato com questões provocativas (Por que escolheu a profissão? Foi sua primeira opção? Quais as atividades que imagina ser de responsabilidade do profissional? Quais os profissionais que compõem uma equipe de saúde e quais suas atribuições?...), que o instigarão na busca de respostas. Em parte, estas informações estarão presentes no conteúdo do hiperdocumento (código de ética, leis de exercício profissional, história e contexto atual das profissões da área da saúde, políticas públicas, conceituação saúde-doença, e outros materiais que vão sendo produzidos de acordo com as demandas do aluno) bem como situações do dia-a-dia dos serviços de saúde (vídeo, experiências vivenciadas em relatos, depoimentos de profissionais, usuários do sistema de saúde etc), desenvolvendo uma postura ativa diante do processo de aprendizado.

Na segunda etapa, o aluno, trabalhando colaborativamente discutirá os assuntos com outros

grupos através da rede, unindo alunos, professores, departamentos e unidades do CCS e da UFRJ, pretendendo com isso alcançar a discussão e soluções de problemas multi e interdisciplinares. Haverá oportunidade de se trabalhar paralelamente com a produção de dados que auxiliarão pesquisas norteando a avaliação e prosseguimento deste projeto.

O hiperdocumento, que está sendo construído nesta primeira etapa, será concluído neste semestre. O desenvolvimento de debates no "espaço virtual"(2a. etapa) está previsto para o primeiro semestre de 1997, após a implementação da rede de computadores no Laboratório de Informática na Educação do NUTES. Nesta fase far-se-á a divulgação da *home page* relativa ao hiperdocumento para que os graduandos do CCS possam acessá-la e iniciar sua participação colaborativa neste projeto.

Conclusão

A rede de computadores viabilizará o encontro destes atores em um "espaço social virtual"⁶ que encurta a distância e o tempo utilizado, e que pode aproximar as pessoas através de suas idéias. Após a situação experimentada em rede, serão promovidos encontros com os participantes para a dinâmica de grupo, enfocando a experiência vivenciada.

Referências

¹ NOGUEIRA, R.P. Pessoal de Saúde: A discussão Teórica e a Produção Científica sobre o tema, in *As Ciências Sociais em Saúde na América Latina - Tendências e Perspectivas*, org. Everardo Duarte Nunes, OPAS, 1985.

² GIROUX, H. Teoria Crítica e resistência em educação. Ed. Vozes /LTDA, Petrópolis, 1986.

³ VALENTE, J. A. Diferentes usos do computador na Educação, in *Em Aberto*, Brasília, ano 12, n. 57, jan./mar. 1993.

⁴ BERK, E.; DEVLIN, J. Hypertext/hypermedia Handbook. Ed. Mc Graw Hill, 1991.

⁵ THIOLENT, M. Aspectos sociais da didática universitária, in *Seminário de Didática Universitária*, org. Instituto Goethe, S.Paulo, p. 134-135, 1978.

⁶ LÉVY, P. A Tecnologias da Inteligência: O Futuro do Pensamento na Era da Informática, Rio de Janeiro, Ed. 34, 1993.

30.

MULTIMÍDIA,
HIPERMÍDIA E
REALIDADE VIRTUAL

Estudo da integração de técnicas de multimídia para a construção de sistemas tutoriais inteligentes

Projeto TURIM - Tutorial em Rede, Inteligente e Multimídia.

Flávio Bortolozzi; Luiz Augusto Pelisson; Claude Tarrit; José Augusto Paschenda; Celso A. A. Kaestner; Júlio Cesar Nievola; Maurício Kobren; Henry Eberspächer; Flávio Luiz Seixas; Manoel Camillo Penna; Mauro Sérgio Fonseca; André Ortega

Departamento Acadêmico de Informática, CEFET-PR
Av. Sete de Setembro, 3165, 80230-901, Curitiba - PR, Brasil
Tel: +55 41 322-4544 R.180/183, +55 41 224-5170 (fax)
E-mail: fborto@dainf.cefetpr.br

Resumo - Os recentes avanços da Informática na área de multimídia permitem visualizar um novo e profícuo campo de pesquisa: a integração destes recursos aos sistemas ICAI. Sabidamente o poder de transmissão do conhecimento por meio de imagens e sons é por vezes superior aos tradicionais métodos de leitura. Considera-se que a integração destes novos meios permitirá um salto qualitativo importante no desenvolvimento dos sistemas ICAI, especialmente em determinadas áreas do conhecimento em que imagem e som são de reconhecida importância. Pode-se citar como uma destas áreas o ensino do diagnóstico médico a partir de imagens (EEG, ECG, ultrasons, etc), considerada como a motivação principal deste trabalho.

O projeto pretende fornecer um sistema capaz de integrar o usuário a um meio que permita, por exemplo, auxiliar no aprendizado da cardiologia, fazendo com que este aprendizado seja o mais próximo possível de um tutor real. Para isto utilizará técnicas de inteligência artificial, sistemas distribuídos e multimídia.

Abstract - Recent advancements in multimedia are allowing preview a new and useful field of research: the integration of these new resources to ICAI systems. As we know, transmitting knowledge by images and sounds are more powerful than traditional reading methods. The integration of these new medias will allow a very important quantitative and qualitative improvement in ICAI systems development, mainly in specific areas of knowledge where sounds and images are recognized important. For example, in medical diagnosis teaching, the images (EEG, ECG, etc) can be considered the main motivation of this work.

This project is intended to give a system wich is able to make the integration between the user and the teaching environment, for example, to help to learning cardiology, leading this learning as close as possible to a real tutor. To reach this goal, the project will use artificial intelligence, distributed systems and multimedia techniques.

Introdução

O uso de computadores como elemento auxiliar no ensino tem sido uma preocupação constante no desenvolvimento da Informática. Entre os diversos enfoques utilizados destacam-se os denominados Sistemas Tutoriais Inteligentes (Intelligent Computer Aided Instruction - ICAI). Nestes sistemas, o aluno atua diretamente frente ao computador, de forma interativa e reativa, e o processo de aprendizagem é monitorado e dirigido pelo sistema computacional sensível às facilidades e fraquezas do estudante, bem como às suas preferências pessoais [BORT95].

O objetivo deste trabalho é o de descrever conceitos e métodos para disponibilizar e principalmente sincronizar as diversas mídias como texto, som, imagem e vídeo no desenvolvimento de um sistema tutorial inteligente e baseado em multimídia.

Metodologia

Ao acessar determinada lição, os diversos arquivos de várias mídias relacionados com a etapa da lição, estarão disponíveis. Para maximizar o desempenho, só os arquivos que compoem a etapa em uso deverão estar disponibilizados antecipadamente. Para que isto seja possível, técnicas de IA determinarão quais serão os arquivos, independentemente do caminho que o usuário venha a escolher, considerando o ponto em que se encontra na lição. É interessante também que o sistema tutorial possa apresentar diversas mídias simultaneamente, inclusive arquivos de mesmo tipo. Como exemplo, em uma determinada etapa de uma aula seria desejável ter uma imagem dinâmica do coração com o respectivo som dos seus batimentos simultaneamente com a imagem dinâmica do ecocardiograma ou do monitor cardíaco e seu respectivo som, além do texto correspondente.

O problema hoje reside na integração das mídias e o correspondente sincronismo entre elas, cuja solução é especificamente o objetivo deste trabalho.

A linguagem utilizada é o Visual C++, embora outras linguagens de programação ou sistemas de autoria também poderiam ser utilizados. Mas, em geral, os sistemas para autoria não conseguem criar aplicativos que rodem tão rápidos quanto aqueles que foram feitos em C ou C++. Além disso, a maioria dos softwares de autoria não geram executáveis de suas aplicações, ou quando o fazem os arquivos são muito grandes [PERR95].

O sistema basicamente contém três módulos: o Módulo de Multimídia (MM), o de Inteligência Artificial (MIA) e o de Sistemas Distribuídos (MSD).

Técnicas de IA deverão avaliar constantemente o desempenho do aluno ao longo da lição para sugerir novas abordagens ou retornar a um ponto anterior. Além disso, é o MIA que informa ao MSD quais arquivos deverão ser copiados para a estação de trabalho e disponibilizados ao MM. Por sua vez, o MSD deve saber quais servidores possuem tais arquivos, assim copiando e apagando após o uso, evitando duplicidade de informações. Todo gerenciamento de arquivos e de espaço em disco é de responsabilidade do MSD.

Um dos papéis mais importantes do MM é o sincronismo entre as várias mídias. Textos, sons e imagens devem estar sincronizados assim como eventos secundários (escravos) devem ser interrompidos ao término de um evento principal (mestre) ou à solicitação do usuário.

Todas essas características tornam o modelo complexo, mas transparente ao usuário.

A interação homem-máquina será feita pelo MM, que deverá apresentar uma interface clara e simples. A noção de contexto, onde o usuário está e para onde pode ir, deverá estar presente durante a lição. As funções básicas que o usuário deve ter disponível (parar apresentação, voltar, etc) foram objetos de estudo preliminar.

O histórico de cada usuário é importante tanto para que este não tenha que recomeçar a lição do início, como para a avaliação do aluno.

A proposta deste sistema é implementar o MM para executar uma exibição multimídia, procurando produzir ferramentas para sincronizar os acontecimentos pertencentes a esta exibição. Na medida do possível estas ferramentas de sincronização devem ser independentes dos acontecimentos em si, gerando grande flexibilidade e reusabilidade para o MM.

Resultados

Como um primeiro protótipo para estudo da multimídia, foi desenvolvido com o ToolBook 3.0 uma aula de intubação endotraqueal para anesthesiologia.

O Módulo Intubação Endotraqueal encontra-se atualmente em uso pelos professores e acadêmicos do Hospital de Clínicas da UFPR e do Hospital Cajuru, da PUC-PR.

O MM já se encontra em fase de desenvolvimento em Visual C++.

Conclusão

O projeto TURIM tem uma abordagem nova em relação aos tutoriais desenvolvidos por software de autoria: fará um tratamento dinâmico da multimídia através de técnicas de Inteligência Artificial e de gerenciamento de arquivos em um Sistema Distribuído.

A implementação da estrutura de eventos é interessante para conseguirmos o sincronismo.

Referências bibliográficas

- [BORT95] Bortolozzi F., Kaestner C. A. A., Penna M. C. - Estudo da Construção de Sistemas Tutoriais Inteligentes, 1ª ed., Projeto RHAIE - CNPq, Curitiba, PR, Brasil, 1995.
- [MICROSOFT94] Microsoft Development Library, CD 8, USA, jul. 94.
- [PERR95] Perry P. - Guia de Desenvolvimento de Multimídia, 1ª ed., São Paulo, SP, Brasil, Berkeley Brasil Editora, 1995, 13-26 : 779-806 : 807-827 : 851-873 : 875-892.
- [KAES93] Kaestner C. A. A. - Uma Proposta de Sistema Baseado no Conhecimento para Aplicações Tempo-Real Utilizando o Enfoque Síncrono, tese de doutorado, Departamento de Engenharia Elétrica UFSC, Florianópolis, SC, Brasil, 1993.
- [PENN92] Penna M. C. - Mandataire Générique: Un Concept Pour L'Intégration D'Environnements Hétérogènes Distribués, tese de doutorado, Universidade de Paris VI, Paris, França, 1992.
- [VICC91] Viccari R. M. - Tutores Inteligentes: Uma Visão de Agentes, 1ª ed., UFRGS, Porto Alegre, RS, Brasil, 145-181.

HIPERSIG: um tutor inteligente sobre técnicas de mapeamento espacial e sistemas de informações geográficas

Castilho-Barilli E.C.V.¹; Carvalho M.S.²; Pina F.³; Nobre F.F.⁴

¹Instituto Oswaldo Cruz-IOC/FIOCRUZ -Av.Brasil 4365,Pav. Arthur Neiva, térreo, CEP.21045-900 (RJ); ²Escola Nacional de Saúde Pública -ENSP/FIOCRUZ; ³SICT/FIOCRUZ; ⁴Programa de Engenharia Biomédica COPPE/UFRJ

Resumo - O HIPERSIG é um sistema tutorial inteligente hipermédia, baseado na técnica de Sistemas Especialistas aliados a Hipertextos, que se propõe a auxiliar o pessoal ligado à área da saúde no que se refere às técnicas de representação espacial de dados e a utilização de sistemas de informações geográficas.

Abstract - HIPERSIG is an intelligent tutorial hypermedia system supported by Specialist Systems and Hypertexts techniques, with the main purpose to help health people in the understanding of spatial data representation and on the use of geographic information systems.

Introdução

Estudar formas de representação de dados está intimamente ligado ao conceito de informação. Os resultados obtidos precisam ser muito bem compreendidos pelo público a que se destinam e adequados ao tipo de dado utilizado. Quando o objeto de estudo relaciona-se à distribuição espacial, os mapas, e suas variantes, são a escolha óbvia. Paralelamente, os textos de epidemiologia definem, enquanto objeto da disciplina, o estudo do processo saúde-doença no espaço e no tempo. As técnicas de análise e representação espaciais, porém, ainda são pouco desenvolvidas devido às dificuldades inerentes à manipulação deste tipo de informação. Por outro lado, as facilidades gráficas de construção de mapas em microcomputadores vêm estimulando sua utilização. O desenvolvimento dos Sistemas de Informações Geográficas-SIG consolidou estas tendências.

O objetivo deste trabalho é a apresentação do HIPERSIG, sistema tutorial hipermédia, destinado a auxiliar no treinamento/aperfeiçoamento de profissionais e estudantes ligados a área da saúde no que se refere a utilização de sistemas de informações geográficas, além de atuar como fonte de consulta sistematizando as técnicas de mapeamento espacial e de representação cartográfica de aspectos relacionados à saúde.

Metodologia

Este trabalho integra Sistemas Baseados em Conhecimento e Sistemas com Hipertextos. Sistemas baseados em conhecimento são aqueles que têm como característica principal a separação entre o conhecimento do problema e o conhecimento geral de solução de problemas¹.

Hipertextos são sistemas computadorizados que permitem a apresentação e recuperação da informação de forma não-sequencial¹. Quando, além da informação textual e gráfica, o sistema suporta outros meios de comunicação como fotografias, filmes, animação e som, recebe o nome de hipermeio ou hipermédia. A integração de tecnologias de hipertexto e de sistemas especialistas podem minimizar dificuldades inerentes da representação do conhecimento e da associação não-linear de informações.²

O hipertexto atua como veículo de interface com o usuário promovendo a busca intuitiva, já o sistema especialista atua como fonte de conhecimento especializado.

O HIPERSIG teve como ferramenta de autoria o "Asymetrix Multimedia Toolbook 3.0". Sua estrutura apresenta nós tipados, ligações referenciais e arquitetura "front-end". O acesso às informações se dá de forma individual, não sequencial, através da navegação tipo busca (search), reforçando a metodologia de *navegação assistida*, onde trilhas de acesso são estabelecidas¹.

Foi dividido em 4 módulos principais: 1) Ajuda -dividido em:a) descrições sobre a navegação e b) Hipertextos: histórico, definições e aplicações; 2) Noções Básicas - tópicos básicos sobre cartografia; 3) Representação Espacial - descrições sobre as técnicas de mapeamento espacial; 4) Sistemas de Informações Espaciais - definições, objetivos, sensoriamento remoto e modelagem de dados. O usuário ainda tem acesso a todas as referências bibliográficas utilizadas.

Resultado

Como resultado obteve-se um produto de software hipermédia, para ambiente Windows,

composto por uma base de conhecimento aliando texto a recursos visuais. Apresenta como temas centrais: noções sobre técnicas de mapeamento espacial de dados e Sistemas de Informações Geográficas (SIG).

Discussão e Conclusões

A contribuição significativa deste trabalho é o fato de não se ter conhecimento, através da literatura, de proposta de software semelhante acerca dos temas abordados. Outro fator importante é a tecnologia que apoia o sistema, uma vez que a não linearidade além de permitir sua utilização por uma população variada de usuários com diferentes níveis de conhecimento, necessidades e interesses, também permite a rápida recuperação da informação de variadas formas, o que facilita a exploração do conhecimento armazenado.

Referências

¹SANTOS, N. Requisitos Educacionais de um Ambiente de Aprendizagem Apoiado em Hipertexto. Tese de Doutorado COPPE /UFRJ, 1994

²GUERRA-NETO, NGM. Sistema de Auxílio ao Diagnóstico em Dermatologia utilizando Hipertexto- Doenças Bolhosas. Tese - Programa de Engenharia Biomédica - Universidade Federal do Rio de Janeiro (COPPE/UFRJ), Rio de Janeiro, 1992.

Agradecimentos

Ao Núcleo de Tecnologia Educacional NUTES/UFRJ, pela assessoria e utilização da ferramenta de autoria e à CAPES, pela concessão da bolsa para o desenvolvimento deste trabalho.

Abordagem teórico-metodológica para investigar o processo de “Navegação” em sistemas hipermídia*

Miriam Struchiner, Regina Maria Vieira Ricciardi, Antonia Cinira Melo Diogo

Laboratório de Informática na Educação, Núcleo de Tecnologia Educacional para a Saúde - NUTES/UFRJ
Edifício do Centro de Ciências da Saúde, Bloco A, sala 26 - Cidade Universitária - CEP: 21949-900.
Rio de Janeiro - RJ - Tel: (021) 270-5847 e FAX: (021) 270-3944 - E-Mail: mchiner@chagas.biof.ufrj.br

Resumo - Este trabalho relata o processo de construção de um enfoque teórico-metodológico para estudos sobre “navegação” em sistemas hipermídia por alunos de graduação na área das ciências da saúde. Baseando-se no campo da psicologia cognitiva, foram derivados os pressupostos teóricos, definidas as variáveis independentes e desenvolvidos os instrumentos para coleta e análise das informações. Utilizando um sistema hipermídia sobre Conservação de Alimentos, foi realizado um estudo piloto com alunos do curso de Nutrição. Os resultados revelaram a factibilidade da pesquisa, a complexidade do processo de “navegação” e da manipulação dos dados.

Abstract - This study reports the process of constructing the theoretical and methodological approaches for studying how health sciences undergraduate students “navigate” in hypermedia systems. Based on cognitive psychology principles, the constructs as well as their operational definitions were defined, and instruments for data collection were developed. Using a hypermedia system on “Food Conservation”, a pilot study was conducted, involving Nutrition undergraduate students. The results showed that the research approach is appropriate, that the navigation process is highly complex, as well as data manipulation.

Introdução

A natureza dos sistemas baseados em hiperdocumentos impõe novos enfoques para os estudos destes materiais no contexto educacional, tanto do ponto de vista da metodologia, como do conteúdo da investigação. Como sugere Reeves², tanto por ser uma tecnologia nova, como por suas características, as avaliações de hiperdocumentos devem ter caráter formativo. Essa perspectiva é reforçada na medida em que hiperdocumentos são sistemas abertos, expansíveis e incompletos para usuários e autores. Por ser um sistema aberto, o conceito de “certo ou errado” sobre onde iniciar ou como navegar no “hiperespaço” não existe. Este trabalho apresenta uma proposta teórico-metodológica para a pesquisa sobre o uso de hipermídia na educação que vem sendo construída e testada no âmbito do ensino da graduação na área das ciências da saúde. Apresenta e discute os procedimentos utilizados no estudo piloto realizado para este fim.

Referencial Teórico-Metodológico

Estudos experimentais e quasi-experimentais na área de informática educativa e de outras tecnologias educacionais produziram poucos resultados significativos, tanto do ponto de vista estatístico, como do ponto de vista educacional, Reeves². Essas metodologias seguem a linha de “comparação entre tratamentos” (diferentes meios), tentando demonstrar a superioridade de um deles. Estes modelos não levam em conta as inúmeras variáveis do contexto educacional que incluem aspectos sociais, interpessoais e individuais. Por outro lado, o tipo de avaliação por testes objetivos a que os alunos são submetidos

(pré-pós testes), de um modo geral, é traduzido em medidas de memorização. Isso confere à aprendizagem uma dimensão muito restrita a partir de uma visão tradicional da educação, que entende o ensino como transmissão de conhecimento e, portanto, não é compatível com a natureza e filosofia de utilização de sistemas abertos. A hipermídia pressupõe liberdade e controle do aluno para que, de acordo com seus interesses e experiências, ele “navegue” pela base de informações descobrindo relações entre conceitos e construindo seu próprio conhecimento. A escassez de estudos sobre “navegação” acarretou numa pesquisa exploratória, baseada inicialmente na análise de dados qualitativos.

Marchionini & Schneiderman⁴, afirmam que para compreender a busca e consulta de informações em meios eletrônicos, é preciso desvendar os processos cognitivos envolvidos nestas ações. Então, é necessário estudar o processo de “navegação” (variável dependente) e procurar investigar as características dos alunos que podem influenciá-los. Adotou-se a conceituação proposta por Dillon et al.¹ que classifica menus, índices, mapas de conteúdo, botões, etc. como mediadores para os esquemas mentais dos usuários; e em analogia com a navegação em espaços físicos, define estes elementos como “marcos territoriais”, “rotas” e “mapas” para auxiliar o usuário a encontrar as informações no programa. Pressupõe-se que a utilização destes elementos varia com o nível de experiência (esquemas mentais) dos usuários em relação a aspectos do programa e diferencia suas formas de navegação. Wright³ classifica os usuários como “*Browsers*” (que navegam rapidamente pela informação) e “*Deliberate Searchers*” (que planejam “rotas” e “mapas” de navegação). Esta classificação foi incorporada

* Este trabalho tem o apoio do Conselho Nacional de Pesquisa (CNPq) e da Fundação José Bonifácio (FUJB)

ao modelo para categorização dos usuários.

Estudo Piloto

O estudo piloto investigou as características individuais que podem influenciar o processo de navegação: (1) experiência com computadores e periféricos (esquema mental [e.m.] de *hardware*); (2) experiência com o uso de programas (e.m. de *software*); (3) conhecimento de conceitos de hipertextos (e.m. de hipertexto); (4) interesse no conteúdo (aspecto afetivo); (5) avaliação do uso do sistema (aspecto afetivo).

O hiperdocumento sobre Conservação de Alimentos foi utilizado com alunos do Curso de Nutrição (n=12), divididos em três grupos, de acordo com o conhecimento do conteúdo do programa. O sistema inclui estruturas de manipulação e mecanismos de acesso como palavras chave, índice, menu do programa, mapa de conteúdo, além de outros artefatos intrínsecos às estruturas dos hipertextos. Os instrumentos para coletar os dados foram: (1) registro do histórico de navegação de cada aluno (variável dependente); (2) observação da interação do estudante com o sistema, e (3) questionários de identificação do estudante e de sua avaliação sobre o sistema.

Os registros do histórico de navegação de cada usuário foram grafados em “mapas de navegação” indicando os conteúdos (nós) visitados, a trajetória do aluno e os mecanismos de acesso utilizados.

Resultados Preliminares e Avaliação

Muito embora qualquer tentativa de análise nesta etapa não tenha caráter conclusivo, os estilos de navegação dos usuários tenderam a dividí-los em duas categorias - *browsers* e *deliberate searchers* - compatível com Wright³. As análises qualitativas dos perfis dos usuários foram comparadas com seus estilos de navegação. Os resultados indicaram diferenças na quantidade e na qualidade de alguns esquemas mentais básicos.

A experiência do estudo piloto possibilitou uma visão bem detalhada dos desafios teórico-metodológicos e analíticos do presente estudo, revelando seu nível de complexidade e volume de trabalho. Uma série de ajustes na metodologia, instrumentos de coleta de informações e no próprio sistema foram implementados para o estudo definitivo.

Discussão

Este processo revelou os desafios das pesquisas neste campo. Constatou-se o grande volume e a complexidade de informações sendo coletadas, necessários para controlar as variáveis que influenciam o processo de “navegação”. Enquanto os questionários geram dados de manipulação razoavelmente simples, pois são formados por perguntas objetivas (fechadas e semi-abertas), as observações e o histórico já são bem mais complexos. As observações são resultado de anotações dos pesquisadores, descrevendo o comportamento do

aluno ao interagir com o programa que são transcritos, categorizados para análise, e consolidados com os outros questionários, já que correspondem às variáveis independentes. Essas anotações podem ser muito extensas de acordo com a atividade dos alunos (perguntas, movimentos, sussurros, que variam com o tempo de interação com o sistema) e requerem rigor na consolidação da caracterização de seus perfis. Já o instrumento de registro de histórico de navegação é ainda mais complexo. O tratamento das informações exige que o histórico (um arquivo txt contendo o horário de entrada e saída e todos os nomes dos nós percorridos) seja transformado graficamente em “mapa de navegação”; para isso criamos uma matriz padrão com todos os nós e completamos os mapas usando um pacote gráfico. Os caminhos percorridos foram codificados com cores de acordo com os mecanismos de acesso (*hotwords*, índices, mapa de conteúdo, menu etc).

Conclusões

A pouca existência de procedimentos já validados para a análise de navegação de alunos em espaços não-lineares é maior do que as expectativas iniciais. Principalmente, quando tomamos como referência o estudo da navegação do aluno como um processo e não o estudo dos resultados a nível de conhecimento (pós-testes), que é o modelo mais comum de pesquisa. A importância e a originalidade de proceder o estudo utilizando estas metodologias foi avaliada positivamente, mesmo notando a enorme complexidade deste processo num estudo piloto com apenas 12 sujeitos.

Constatamos o caráter inovador do nosso trabalho pela necessidade de buscarmos referências de vários campos do conhecimento e acreditamos que esta linha de pesquisa muito tem a contribuir para o ensino de graduação através dos meios modernos de veiculação e troca de informações.

Referências Bibliográficas

¹ DILLON, A.; Mc KNIGHT C.; RICHARDSON J. Space-the Final Chapter or Why Physical Representations are not Semantic Intentions. In Mc Knight, Dillon & Richardson, editors. *Hypertext: a Psychological Perspective*. London, Ellis Horwood, 1993.

² REEVES, T.C. Evaluating Interactive Multimedia. *Educational Technology*, 32 (5): 47-53, May, 1992.

³ WRIGHT, P. To Jump or Not to Jump: Strategy Selection While Reading Electronic Texts. In Mc. Knight, Dillon & Richardson, editors, *Hypertext: A Psychological Perspective*. London Ellis Horwood, 1993.

⁴ MARCHIONINI, G.; SHNEIDERMAN, B. Finding Facts versus Browsing - Knowledge in Hypertext Systems. *Computer*, January, 1988.

“Anticorpos Monoclonais”: sistema Hipermídia de apoio ao ensino de Imunologia*

Joel Bruno Santos da Costa, Sergio Allak da Silva, Mirian Struchiner, Antonia Cinira Melo Diogo

Núcleo de Tecnologia Educacional para a Saúde - UFRJ

Av. Brig. Tropowsky s/nº Cid. Univ. CCS - Bl. A - Sl 26 Ilha do Fundão - 21949-900 - Rio de Janeiro - RJ

E-mail: joe@maracana.lci.ufrj.br

Resumo - O sistema “Anticorpos Monoclonais” tem por finalidade contribuir para a melhor formação dos alunos de graduação das ciências biomédicas no campo da imunologia. Para atingir tal objetivo, procuramos formar uma equipe de trabalho multidisciplinar, com enfoque de projeto participativo. As informações foram organizadas utilizando a metáfora de livro eletrônico, divididas em páginas ou artigos, interrelacionadas através de elos. A especificação do sistema foi feita usando o método “Hiper Autor”² e a implementação do hiperdocumento através da ferramenta de autoria “Multimedia Toolbook 3.0”. Os recursos do programa e a interface foram cuidadosamente estudados com o objetivo de torná-lo funcional e de uso agradável.

Abstract - The “Anticorpos Monoclonais” system is aimed at improving the scientific background of university biomedical students in immunology. For that, we adopted a collaborative approach to work in a multidisciplinary team. Content information was organized using an electronic book metaphor, where articles and pages were interrelated through logical links. We used the “Hiper Autor”² method to specify the system and implemented the hyperdocument with “Toolbook 3.0”. Program resources and interface design were carefully studied in order to achieve functionality and attractiveness.

Introdução

Os sistemas hipermídia têm se mostrado como uma poderosa ferramenta educacional por oferecer um campo fértil de exploração em bases de informações audiovisuais, além de respeitar as características individuais de aprendizagem e possibilitar maior independência e autonomia ao estudante, levando-o a ter uma postura mais ativa em seu aprendizado. O programa “Anticorpos Monoclonais” é um sistema hipermídia no campo da imunologia, que foi projetado para ser utilizado em paralelo às aulas de uma disciplina, podendo fornecer uma complementação de conteúdo ou estimular o estudo neste campo do conhecimento.

Este trabalho está inserido em um projeto que tem entre seus objetivos contribuir para a melhoria da formação científica dos alunos de graduação da área das ciências biomédicas através do desenvolvimento de materiais educativos informatizados.

Devido à natureza multidisciplinar deste tipo de trabalho, a equipe que o realizou é composta por alunos de iniciação científica das seguintes áreas: programação visual, psicologia, medicina e informática., todos sob a orientação de um professor responsável pelas diretrizes pedagógicas e outro pelo conteúdo apresentado. “Entendemos que uma equipe multidisciplinar, com enfoque de projeto participativo, reunindo profissionais de várias áreas é a solução adequada para o problema da autoria e implementação e a única possibilidade

de se ter um produto de boa qualidade”¹.

A modelagem de dados e a especificação do sistema, foram feitas usando o método “Hiper Autor”², por este método para especificação de sistemas hipermídia ser bem funcional e se adequar ao trabalho em equipe. A implementação do hiperdocumento foi feita usando a ferramenta de autoria “Multimedia Toolbook 3.0”, os recursos gráficos da interface foram desenvolvidos em diversos programas de computação gráfica e importados para o hiperdocumento. As características e recursos da interface foram estudados tanto do ponto de vista estético como do funcional, levando em consideração as pesquisas na área de “Fatores Humanos” ou “Interface Homem-Máquina”.

Características do sistema

Sistemas de hipertexto/hipermídia geralmente são organizados sob a forma de metáforas que devem ser, preferencialmente, já conhecidas pelos usuários, e assim facilitar o entedimento sobre os seus mecanismos. A forma de organização adotada por este sistema foi a metáfora de Livro Eletrônico onde a informação é dividida em páginas ou artigos, interrelacionados através de elos.

De acordo com esta metáfora usamos estruturas tais como capítulos, índices, elos ou *links*, glossários e notas. Além disso, o hiperdocumento multimídia “Anticorpos Monoclonais” fornece uma opção de fluxograma que contém todo o esqueleto

* Este trabalho tem o apoio da Fundação José Bonifácio (FUJB) e do Conselho Nacional de Pesquisa (CNPq).

do conteúdo (fig.3). Essa estrutura é importante, pois oferece condições para que o usuário se oriente melhor e de maneira mais organizada por todo livro. Este artifício diminui o efeito “Perdido no Hiperespaço”.³

No que se refere ao *design* da interface gráfica, foi definido um esqueleto para o sistema ao criar-se uma mancha gráfica onde localizariamos as informações básicas ao usuário, fazendo a organização espacial da tela. Tais informações definem os mecanismos de navegação dentro do hipertexto. Esses mecanismos devem se apresentar da forma mais clara e objetiva possível, respeitando regras de legibilidade, levando-se em conta as pesquisas na área de “Fatores Humanos” e “Interface Homem-Máquina”, e desta forma apresentar os requisitos de uma boa estruturação⁴: melhorar a acessibilidade da informação, ampliar a usabilidade e incrementar a satisfação do usuário.

As informações estão dispostas, no programa, sob a forma de textos e imagens diagramados, ícones para apresentações de vídeos e fotos e também *hotwords*: palavras marcadas que merecem maiores explicações, funcionando também como uma ferramenta de navegação contendo *links* para outras páginas de assuntos correlacionados. A parte inferior da tela contém os botões de navegação e uma barra de informações (fig.2), que tem três funções: exibir o conteúdo associado as *hotwords*, exibir notas sobre figuras e exibir mensagens que discriminem as funções de botões e ícones.

Nosso projeto, que segue o ciclo de vida em espiral baseado em prototipação evolutiva, encontra-se na fase de avaliação do protótipo, tarefa esta feita em conjunto com os especialistas da área de imunologia. Pretendemos ainda implementar algumas ferramentas que consideramos importantes para um sistema hipermídia, tais como históricos, marcadores, *browsers*.

Conclusão

Através da estruturação dos nós em redes semânticas, os hiperdocumentos procuram reproduzir o processo pelo qual a mente humana apreende, organiza e representa o conhecimento.⁵ Representam, portanto, mais uma iniciativa no sentido de combinar teorias sobre cognição com a tecnologia da informação.⁶

Ao longo do desenvolvimento de nosso sistema pudemos constatar a grande carência de *software* educacional de qualidade, compatível com a necessidade dos currículos das Universidades Brasileiras. Isto tem nos incentivado a procurar aprimorar os métodos de construção e estruturação de materiais educativos informatizados, visando contribuir efetivamente para a geração de produtos que garantam a qualidade do processo educacional.

Do ponto de vista da implementação do sistema “Anticorpos Monoclonais”, as avaliações formativas do protótipo indicam sua aceitação por potenciais usuários tanto do ponto de vista da fun-

cionalidade como da usabilidade.

Referências

- ¹ ROCHA, A.R. et alii; Experiências no desenvolvimento de software educacional; *III Simpósio Brasileiro de Informática na Educação*; RJ 1992.”
- ² BREITMAN, K. K.; Hiper Autor: Um método para a especificação de aplicações em hipermídia; *Tese de Mestrado COPPE/UFRJ* 1993.
- ³ LITTLE FORD, A.; “Artificial Intelligence and Hypermidia”, *Hypermidia/Hypertext Handbook*, Emily Berk e Joseph Delvin, McGraw Hill 1991.
- ⁴ KREITZBERG, C. & SHNEIDERMAN, B.; “Editing to structure a reader’s experience”, *Hypermidia/ Hypertext Handbook*, Emily Berk e Joseph Delvin, McGraw Hill, 1991.
- ⁵ LOCATIS, C., LETOURNEAU, G., BANVARD, R.; *Hypermidia and Instruction. Educational Tech. Research and Development*, 37(4):65-77, 1989.
- ⁶ LAJOIE, S.P. & DERRY, S.J.; *Computers as Cognitive Tools*. Hillsdale, NJ: Lawrence Erlbaum.

fig.1 - Tela de entrada.



fig.2 - Uma tela de conteúdo - Linfonodo.

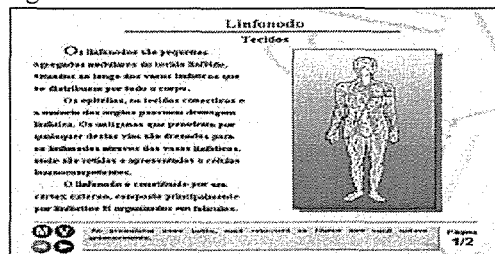
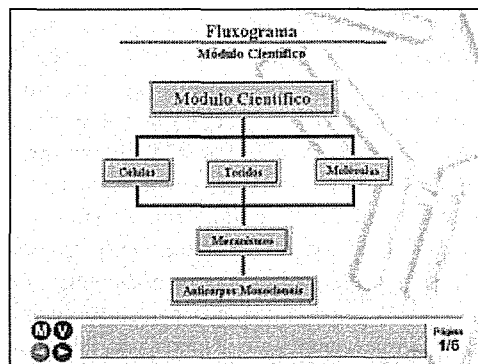


fig.3 - Uma tela de fluxograma - Módulo Científico.



Na trilha da vida: desenvolvimento de um sistema hipermídia para prevenção da AIDS

Álvaro Luiz da Silva - LEAS/DEPTº. BIOLOGIA/IOC*; Marcia M. S. Americano. Reis - F.E./UERJ,*

Maurício De Seta - E.P.S.J.V./FIOCRUZ*; Míriam Struchiner - NUTES/UFRJ; Nilce Corrêa - NUTES/UFRJ

*Mestrandos do NUTES/UFRJ

Laboratório de Informática na Educação em Saúde-NUTES/UFRJ
Cidade Universitária, Ilha do Fundão, CCS, Bloco A, Sala 33, Subsolo, CEP : 21949-900
E-mail: mchiner@chagas.biof.ufrj.br

Resumo - Este trabalho apresenta o desenvolvimento de um programa educativo em hipermídia, direcionado para jovens, que tem a finalidade de promover a reflexão sobre aspectos da AIDS. Utilizando-se da tecnologia da informática, com sons e imagens e com metáfora de história em quadrinhos, pretende-se estimular uma mudança de comportamento frente às questões de prevenção, aspectos sexuais, sociais e existenciais. O programa foi elaborado a partir da ferramenta de autoria "Multimedia Toolbook 3.0", com recursos e interfaces agradáveis e estimulantes para a população de adolescentes e pré-adolescentes. Nas imagens das diversas telas encontram-se questionamentos que facilitarão a cada usuário, a construção de respostas a partir da própria reflexão.

Abstract - This paper presents the development of an educational software in hypermedia format, addressed to the young population. The purpose of the system is to promote a reflective behavior on aspects related with HIV/AIDS. Making use of computer technology, images, sounds and having a comics-like appearance, the program intends to arouse changes behavior related with the disease and life experiences, prevention, sexual aspects, social and existence issues. The software was constructed using "Multimedia Toolbook 3.0". The program includes pleasant and exciting screens, music and graphics for the youngsters, making it motivating and easier for the user to answer the questions based on their own conclusion or as result of their thoughts.

Introdução

Uma das principais estratégias definidas para programas e/ou campanhas educativas para a prevenção da AIDS, foi a de ser direcionada para diversos grupos sociais, com conteúdo e linguagem próprios, respeitando seus valores, expressões culturais etc.

Segundo Simone Monteiro (1995), o relatório da Organização Mundial de Saúde (OMS - setembro/1989) cita que metade dos portadores do vírus da AIDS (HIV) tem menos de 25 anos de idade. "tendo a maioria se contaminado durante a adolescência" (Monteiro⁴,1995,p.26). A mesma autora afirma ainda: "o levantamento dos textos dos Anais da IV International Conference AIDS Education (Porto Rico - 1990), acerca de pesquisas referentes a campanhas educativas, atesta que as informações sobre a transmissão e prevenção da doença não geram necessariamente alteração de comportamento de risco. É preciso investigar o universo cultural característico de cada população, para se obter maior alcance nos programas de prevenção" (Monteiro, idem, idem).

Considerando que a principal forma de transmissão do HIV em nosso país se dá durante o ato sexual, o trabalho educativo com o jovem demonstra-se fundamental. Nesta fase, ele está em franca descoberta da sexualidade, como parte da

construção de sua identidade.

Por outro lado, observamos que a maioria dos materiais educativos disponíveis sobre o tema não tem levado em conta atitudes, valores, comportamentos e práticas sexuais desta população.

Este trabalho pretende estimular nos jovens a reflexão sobre alguns aspectos da AIDS, visando uma mudança de comportamento, através da Hipermídia, no processo de Educação em Saúde. Entendendo neste processo que a compreensão do mundo pode se transformar no indivíduo através de sua participação ativa na sua aprendizagem, possibilitando modificações de atitudes a partir de sua própria síntese.¹

Na trilha da vida: descrição do sistema hipermídia

Ao considerarmos a faixa etária alvo do programa **Na Trilha da Vida**, optou-se pela abordagem de conteúdos relacionados a aspectos da prevenção/transmissão da AIDS; sexualidade (namoro, gravidez, relação sexual etc); história (evolução epidemiológica, como surgiu); e aspectos sociais (religião, família, trabalho, escola etc.). O aluno pode navegar no programa se aprofundando nestes temas através das *hotwords*, além de acessar um glossário e deixar comentários num bloco de notas. O conteúdo destes arquivos vai ser utilizado

para discussões entre os participantes.

Com a preocupação de promover a reflexão dos jovens sobre os aspectos citados, evitou-se a apresentação de telas simplesmente informativas, tomando-se como eixo do programa o trabalho com textos de reportagens e obras literárias, músicas, poemas e histórias em quadrinhos, onde estes aspectos serão abordados.

A organização de hiperdocumentos em multimídia geralmente é baseada em metáforas. No programa **Na Trilha da Vida** optou-se pela metáfora de história em quadrinhos, por ser de fácil compreensão sobre seu funcionamento e por fazer parte integrante do repertório cultural e prática de lazer dos adolescentes.

Do ponto de vista da implementação do protótipo, utilizou-se a ferramenta de autoria Multimídia TOOLBOOK 3.0. As imagens foram tratadas em programas de computação gráfica e importadas para o sistema e a interface foi desenvolvida com o objetivo de tornar o programa agradável, estimulante e de rápida assimilação.

Avaliação

A avaliação do protótipo será feita através de utilização do **Na Trilha da Vida** por alunos do Colégio de Aplicação de Professores da Universidade do Estado do Rio de Janeiro (CAP/UERJ), selecionados aleatoriamente. O enfoque metodológico será qualitativo, considerando particularmente as reflexões e discussões sugeridas e despertadas pelos usuários.

Conclusão

Tem-se a perspectiva de que ao final do trabalho seja possível identificar módulos necessários a serem acrescentados para aprimorar o **Na Trilha da Vida**.

No desenvolvimento deste trabalho, constatou-se a ausência de software de qualidade direcionado à educação comunitária, em geral e especificamente a respeito da AIDS. O que serviu como estímulo para explorar essa nova tecnologia e sua linguagem de comunicação na criação deste sistema

Agradecimentos

Este trabalho foi desenvolvido em parte com apoio da Fundação Universitária José Bonifácio/FUJB, do Conselho Nacional de Pesquisa/CNPq

Referências Bibliográficas

¹ DAVINI, Maria C. - **Do Processo de Aprender ao Ensinar**: in Capacitação Pedagógica para Instrutor/Supervisor na área de Saúde, Gráfica e Editora Ideal, Brasília-DF, 1989

² FREIRE, Paulo - **Pedagogia da Esperança um Reencontro com a Pedagogia Oprimido**, Ed. Paz e Terra, 2a. edição SP, 1993.

³ JONASSEN, David H. - **Computers in the classroom: mindtools for critical thinking** - Prentice Hall, New Jersey, EUA, 1996

⁴ MONTEIRO, Simone S. - **A AIDS no contexto escolar: análise de um programa de prevenção** - Dissertação de mestrado, IMS/UERJ, Rio de Janeiro, 1995.

⁵ VALENTE, José A. - **Diferentes usos do Computador na Educação**, in Em Aberto, Brasília, ano 12, n. 57, Jan/Mar. 1993

31.

APLICAÇÕES DE
INFORMÁTICA EM
ENFERMAGEM

A Influência da informática na melhoria da qualidade das atividades do enfermeiro

Joana Cecília F. de Melo¹ e Lilian Paranhos de Oliveira¹

¹ Gerência de Enfermagem - Hospital Israelita Albert Einstein
Av. Albert Einstein n. 627- São Paulo SP - Fone:(011) 845.1233

Resumo - O objetivo deste trabalho é verificar a influência da informática na melhoria da qualidade das atividades do enfermeiro. Este trabalho foi desenvolvido no Hospital Israelita Albert Einstein, hospital geral e privado. Um questionário foi aplicado a trinta (30) enfermeiros, escolhidos através de amostragem aleatória, com questões sobre como os sistemas disponíveis são utilizados, como fácil é seu uso, como importante estes são para suas atividades. Também incluiu-se, questões sobre idade, atividade principal, se possui computador em casa, etc. Este estudo mostrou que os enfermeiros consideram que a informática melhora ou melhora muito suas atividades administrativas (83,3%) e suas atividades assistenciais (58,6%)

Abstract - The aim of this paper is to observe the influence of informatics in the quality of nursing activity. This work was developed at the Hospital Israelita Albert Einstein, a general and private. By random sampling, thirty (30) nurses were chosen for this study. A questionnaire was applied at nurses with questions about how the available systems in hospital are used, how easy is its use, how this systems are important for nurses activities.. Specific questions about age, main nursing activity, computer use at home, and other questions were also included. This study showed that the nurses think that informatics improve in a significant way the quality of his/her administrative activity (83,3%) and his/her patient activity (58,6%).

Introdução

A utilização da informática pela enfermagem ainda é predominante em atividades administrativas.

Segundo Luiz Cietto, 1986¹, estudos sobre o custo da administração da informação revelam que o tempo médio despendido nesta atividade abrange um espectro que vai de 7% para o auxiliar de enfermagem, 22% para o enfermeiro, a 58% para o enfermeiro chefe da unidade, cabendo aos registros e relatórios de enfermagem os responsáveis pelo consumo de tempo, no campo das comunicações escritas.

Administrar um grande volume de informações como acontece na atividade diária dos enfermeiros tem sido um dos principais motivos do afastamento destes profissionais do cuidado direto aos pacientes. Então, mesmo a informatização de caráter administrativo traz benefícios quanto a qualidade do atendimento prestado.

Objetivo

O objetivo deste trabalho é, em uma organização hospitalar geral, da rede privada, da cidade de São Paulo: a) Avaliar a influência da informática na melhoria da qualidade das atividades de enfermagem;. b) Verificar junto aos enfermeiros se a informática é uma ferramenta favorável no desempenho administrativo e assistencial das suas funções; c) Conhecer quais dos módulos dos sistemas de informática disponíveis na instituição são mais utilizados, quais os enfermeiros tem maior

facilidade de uso e se receberam treinamento adequado.

Metodologia

Para este estudo aplicou-se um questionário a 30 enfermeiros, usando amostra aleatória simples, dentre os 60 enfermeiros da área de internação médico-cirúrgico que desempenham funções administrativas, assistencial-administrativa e assistencial.

Foram avaliados os seguintes sistemas e respectivos subsistemas utilizados pelos enfermeiros: Banco de Dados Farmacológico, Alta Hospitalar, Posição dos Leitos, Cuidado de Enfermagem - Lista de Patologia, ;Enfscore - Cadastro e Consulta (uma visão qualitativa do estados dos pacientes), Solicitação de exames, Dados Clínicos e Resultado de exames; Cadastro Médico -Gerenciamento de Materiais: Sistema de Recursos Humanos - Escala de Folga; e Sistema Geral : (Radio Mensagem -BIP Interno, E-Mail)

Para cada um destes módulos foi solicitado informações para frequência de utilização; treinamento e uma nota de 0 (zero) a 10 (dez) sobre a facilidade de uso e utilidade do subsistema ou módulo para sua atividade.

Pesquisou-se também para a população alvo, a atividade prioritária, tempo de atividade como enfermeiro; faixa etária; grau de familiaridade com computador e tempo de trabalho no hospital.

Para melhor compreensão dos resultados, os sistemas e módulos foram agrupados, segundo a

conceituação de C.P. de Melo² : em Sistemas de Administração Geral (AG), Sistemas de Administração de Recursos à Pacientes (ARP) e Sistemas de Apoio à prática Médica (APM).

Resultados e Discussão

Dos pesquisados, 93,3 % foram do sexo feminino e 6,7 % do sexo masculino; 46,0 % possuem atividade assistencial e 57,3 % exercem atividades administrativas, dos quais 16,7 % apenas atividades administrativas.

A grande maioria tem de 5 a 10 anos de atividade (60,0 %) e apenas 1 (3,3%) possui menos de 5 anos de atividade, sendo que 56,7 % dos entrevistados possuem mais de 5 anos na instituição . A maioria tem de 30 a 35 anos, 50,0%; 33,0% mais de 35 anos e 16,0% menos de 30 anos.

A população por ser jovem, com 66,0 % com menos de 35 anos, é em princípio mais permeável à introdução de novas práticas e tecnologias, favorecendo a utilização da informática nas unidades de internação.

Utilização dos Sistemas

A média das notas para *facilidade de uso dos sistemas* está acima de 6,4 (Lista de Patologias) e a maior média é de 9,8 (Alta Clínica) ; com 8,3 como a média das médias. Isto demonstra que os sistemas são de fácil uso, para os pesquisados, apesar de 60,0 % destes terem tido o seu primeiro contato com computador na instituição e 73,3 % não utilizam computador em casa.

A média das notas para *utilidade dos sistemas na atividade do enfermeiro* está acima de 6,9 (Dados Clínicos) e a maior média é de 9,4 (Escala de Folgas) ; com 8,0 como a média das médias para este item. Isto demonstra que os sistemas são considerados importantes para as atividades do enfermeiro, mesmo considerando que alguns sistemas tem uso predominante em um dos grupos (assistencial ou administrativo), como pode ser visto a seguir.

Pela caracterização prévia dos sistemas, para os enfermeiros assistenciais, dos 16 sistemas, 13 são de uso regular, 2 não têm uso e 1 é de uso esporádico. Para os enfermeiros administrativos, 7 são de uso regular e 9 são de uso esporádico. Isto explica o porque da variabilidade dos dados sobre o uso dos sistemas, sendo alguns sistemas de uso exclusivo dos enfermeiros administrativos (Gerenciamento de Materiais e Escala de Folga);

De forma geral, os profissionais pesquisados consideram que foram treinados para usar os sistemas, com variação do percentual de treinamento de 64,3 % (Cadastro de Médicos) a 93,3 % (Radio Mensagem). Este dado é importante

porque permite considerar como mais verdadeiras as opiniões dos pesquisados sobre a facilidade de uso e utilidade dos sistemas, bem como a influência do uso da informática na qualidade das atividades, assistenciais e administrativa, dos enfermeiros.

A informática e a Melhoria da Qualidade

Com relação a influência do computador nas atividades dos enfermeiros, os pesquisados consideraram:

a) Para as *atividades assistenciais*, 20,0% consideram que o uso do computador não influi ou atrapalha suas atividades, 20,0 % afirmam que melhora pouco e 56,6 % *que melhora ou melhora muito* a qualidade de suas atividades. Sendo que 1 (3,3 %) não informou.

b) Para as *atividades administrativas*, os 10 % afirmam o uso do computador melhora pouco suas atividades; 83,3 % *diz que melhora ou melhora muito* e 6,7% não informou.

Conclusão.

Este trabalho demonstra que existe uma permeabilidade e certa facilidade dos enfermeiros para o uso da tecnologia de informática em suas atividades assistenciais e administrativas e que estes consideram a informática um instrumento de melhoria da qualidade de suas atividades em geral, particularmente na área administrativas

Bibliografia

- ¹ CIETTO, LUIZ. *O Impacto da Informática na Enfermagem*. Rev. Bras. Inf. em Saúde Out 1986
- ² MELO, C.P.. *Modelo de Informatização do Instituto do Coração HCFMUSP*. Anais CBIS'91. Porto Alegre, 1991

Implementação do Modelo Geronte para Avaliação da Autonomia de Pacientes Através de uma Rede Neural Artificial

Gilberto L. de Souza Paula¹; Antônio Carlos Roque da S. Filho¹
Wilson Kraemer de Paula²

¹Depto de Física e Matemática
Faculdade de Filosofia Ciências e Letras de Ribeirão Preto
USP, Campus de Ribeirão Preto, 14040 - 901 - Ribeirão Preto - SP
E-mail: gilberto@neuron.ffclrp.usp.br
E-mail: antonior@neuron.ffclrp.usp.br

²Depto de Enfermagem
Centro de Ciências da Saúde - CCS/UFSC
Universidade Federal de Santa Catarina - 88000 - 000 - Florianópolis - SC
E-mail: kraermp@repensul.ufsc.br

Resumo - Desenvolvemos neste trabalho uma rede neural artificial do tipo rede de Hopfield para implementar o modelo Geronte, que avalia a autonomia de pacientes através da observação dos seus desempenhos nas atividades da vida diária. O uso de uma rede neural para efetuar este tipo de classificação, constitui uma tentativa de fornecer um auxílio na tarefa de reconhecimento de padrões de auto-suficiência em pacientes, otimizando o processo de enfermagem.

Abstract - In this work we developed a Hopfield-like neural network to implement the Geronte model to evaluate a patient's autonomy through observation of his or her performance in daily jobs. The use of a neural network is used to perform this classification constitutes an attempt of helping in the task of recognizing auto-sufficiency patterns in patients, improving the clinical process.

Introdução

Este trabalho teve como objetivo o desenvolvimento de um programa (software) que auxilie o profissional de saúde na avaliação da auto-suficiência de pacientes. O uso de um tal programa computacional permite a uniformização na tomada de decisão, bem como a agilidade deste processo.

Metodologia

A base de dados para o aprendizado da rede foi levantada por estudantes de graduação do Depto. de Enfermagem da UFSC³ sobre idosos em uma comunidade de Florianópolis no período entre 24 de março e 21 de junho de 1994.

O *Modelo Geronte*, desenvolvido na faculdade de medicina de Lyon¹, avalia a autonomia de um paciente observando o desempenho das suas atividades na vida diária. Tais atividades são classificadas em seis setores: mental; sensorial; corporal; locomotora; social doméstica interna; social doméstica externa. A representação da avaliação é feita através de um boneco antropomorfo cujo "corpo" é subdividido em 27 compartimentos. O nível de desempenho numa atividade é indicado pelo sombreado do compartimento correspondente à atividade. Sombreados em cinza indicam desempenho com dificuldade ou com auxílio de outrem, portanto

uma perda parcial da auto-suficiência, em preto indicam perda quase total da autonomia no desempenho da atividade e em azul correspondem a desempenho considerado normal.

a) Setor das atividades mentais:

1. *Coerência;*
2. *Orientação no tempo e espaço;*
3. *Integração social.*

b) Atividades sensoriais:

4. *Visão;*
5. *Audição;*
6. *Tato e paladar.*

c) Atividades corporais

7. *Higienização das partes altas;*
8. *Higienização das partes mais baixas;*
9. *Vestir e arrumar-se na parte mais alta;*
10. *Vestir e arrumar-se na parte média;*
11. *Vestir e arrumar-se na parte mais baixa;*
12. *Alimentar-se (servir-se nas refeições) sem recursos auxiliares;*
13. *Alimentar-se com recursos auxiliares (sondas gástricas utensílios auxiliares)*
14. *Controle Urinário;*
15. *Controle intestinal.*

d) Atividades dos membros locomotores:

16. *Subir* (escadas, rampas, morros);
17. *Deslocamento por meio de recursos auxiliares* (bengala, muleta);
18. *Deslocamento interno* (entre um cômodo e outro, da cama para a cadeira e mesa);
19. *Deslocamento externo* (fora da instituição).

e) Atividades Sociais Domésticas internas

20. *Cozinhar e/ou lavar peças de roupa*;
21. *Trabalhos domésticos/manuais*;
22. *Lidar com utensílios comuns* (vassouras, rodo);
23. *Comunicação*;
24. *Uso de transportes*.

f) Atividades sociais domésticas externas

25. *Compras*;
26. *Visitas*;
27. *Invalidez aparente*.

A opção por redes do tipo Hopfield² para a implementação do modelo deve-se a dois fatos: o primeiro é que ela é uma rede que se “auto treina”, e o segundo é que ela pode, dadas algumas condições de entrada (padrões oferecidos), convergir para mínimos locais (padrões espúrios) que, por não serem reconhecidos pela rede, demandam do atendente uma observação mais detalhada nos sintomas oferecidos como padrões de entrada.

Para exemplificar esta última observação, suponhamos que o nosso Modelo Geronte fosse composto apenas pelo Setor das Atividades Mentais, e que o assistente, ao preencher a ficha, assinalasse (+1) se o cliente apresentasse uma dada característica e (-1) se não, e que a rede fosse treinada para reconhecer apenas os seguintes padrões (os números 1, 2 e 3 correspondem aos três itens deste setor dados acima):

1	2	3	<i>Auto – suficiência</i>
+1	+1	+1	<i>normal</i>
+1	+1	-1	<i>perda _parcial</i>
-1	-1	-1	<i>perda _total</i>

Porém existem 8 possibilidades no preenchimento do relatório: a)(+1,+1,+1), b)(+1,+1,-1), c)(+1,-1,+1), d)(-1,+1,+1), e)(+1,-1,-1), f)(-1,+1,-1), g)(-1,-1,+1), h)(-1,-1,-1). A resposta da rede para as situações e), f), g) e h) seria perda total da autonomia; para a situação a) seria autonomia normal; a situação b) seria avaliada como de perda parcial da autonomia; porém as situações c) e d) teriam uma resposta indeterminada, a rede não conseguiria distinguir entre os estados normal e de perda parcial. Neste último caso a rede não teve acesso a um certo conhecimento, e admitiu isso. Cabe observar que

as situações e), f) e g) foram reconhecidas como de perda total, embora a diferença de e) e f) para b) e h) seja de apenas um item com sinal trocado.

Resultados

O algoritmo implementando o modelo Geronte foi desenvolvido em C++ orientado ao objeto com alocação de memória dinâmica. O programa resultante é portátil a qualquer PC e, portanto, de fácil utilização pelo profissional de saúde. Ele reconhece e classifica os estados de auto-suficiência de um paciente nos seis setores apresentados. A rede reconhece tais padrões mesmo quando o questionário apresenta pequenas distorções. Tal fato sugere a aplicação do mesmo programa a uma situação de diagnóstico.

Discussões/Conclusões

A proposta deste trabalho consiste em relacionar um número de problemas de saúde a um número de padrões, e em processar tais padrões através de uma rede neural do tipo de Hopfield. Isto teria uma aplicação não somente na triagem de pacientes, mas também no auxílio ao diagnóstico destes.

O profissional, ao se questionar quando a obtenção de um resultado absurdo do programa, seria capaz de identificar alguma informação não fornecida ao programa diagnóstico, diminuindo a possibilidade de engano.

Espera-se que o programa proposto forneça uma contribuição à metodologia de descrição dos padrões de entrada do modelo Geronte. Isto decorre da suposição de que toda a falha que ele venha a apresentar decorra do diagnóstico proposto por um profissional de saúde e não do algoritmo de reconhecimento de padrões.

Referências

- ¹ GONÇALVES,L.H.T, SANTOS,L.L.C (1989) A Enfermagem na Manutenção da Autonomia e Prevenção e Controle de Riscos à Saúde e Bem-estar dos Idosos. In: Congresso Brasileiro de Enfermagem, **41**, Florianópolis - SC
- ² HOPFIELD,J.J. (1984). Neurons with Graded Responses Have Colletive Computational Properties Like Those of Two_State Neurons. Proc. Nat. Acad. Sci. (USA), **81**, 3088-3092.
- ³ SILVA, A.D.; FURLANI,D.;RIBEIRO,T.C. (1994); Uma Proposta Humanizada de Cuidado de Enfermagem ao Idoso Asilado. CCS/UFSC.

Agradecimento ao apoio financeiro da
CAPES

A inserção do trabalho do enfermeiro no departamento de informática da Secretaria Municipal de Saúde de Ribeirão Preto - SP

Ione Carvalho Pinto¹; Sylvania Martins Mishima¹; Tereza Cristina Scatena Villa¹; Maria Cecília Puntel de Almeida¹; Fernanda da Vanzo Fadul Ferreira²

1. Departamento de Enfermagem Materno Infantil e Saúde Pública da Escola de Enfermagem de Ribeirão Preto - USP; 2. Secretaria Municipal de Saúde de Ribeirão Preto.

Resumo - Objetivamos analisar a inserção do enfermeiro no Departamento de Informática da Secretaria Municipal da Saúde de Ribeirão Preto - SP, buscando compreender a finalidade do trabalho deste profissional.

Abstract - aiming to analyse the insertion of the nurse in the informatic department of the Municipal Health Secretary of Ribeirão Preto, SP, seeking to understand the proposal of this professional.

Introdução

A temática central deste estudo é a organização da prática de enfermagem no Departamento de Informática da Secretaria Municipal de Saúde de Ribeirão Preto, ou seja, enquanto parte do processo de trabalho em saúde. Historicamente, o enfermeiro tem sido o agente privilegiado dentro do processo de trabalho em saúde em garantir a organização, controle e funcionalidade dos serviços.

As mudanças presentes no cenário político, econômico, social e sanitário brasileiro, nos últimos dez anos, trouxeram para o interior do processo de trabalho nas instituições ambulatoriais e hospitalares significativas transformações nos seus diversos momentos. Os instrumentos de trabalho passam a apresentar maior densidade tecnológica (no sentido de equipamentos e conhecimentos) ao atendimento das necessidades no nível ambulatorial. Além de instrumentos de trabalho articulados diretamente à atividade fim, o atendimento à saúde, outros são introduzidos para possibilitar melhor organização e controle do processo de trabalho, sendo que um destes instrumentos constitui-se na informatização em saúde possibilitando a constituição de sistemas de informação que (em tese) agilizem o processo de transferência de informação e tomada de decisão.

Metodologia

Compreendendo a enfermagem na sua dinâmica histórico social tomaremos enquanto fundamentação teórico metodológica para este estudo o **Modelo de Organização Tecnológica do Trabalho**, desenvolvido por MENDES GONÇALVES¹, onde se consideram momentos do processo de trabalho: o objeto, os meios ou instrumentos de trabalho e o trabalho propriamente dito, que se articula direta e imediatamente a um conjunto de necessidades sociais colocadas e que se

transformam em finalidade do processo como um todo.

No trabalho de campo nos utilizamos da abordagem da realidade através da entrevista semi-estruturada. Optamos pela amostragem intencional, onde nossos atores selecionados foram pessoas que participaram da estruturação do Departamento de Informática da SMS-RP.

Após a transcrição do conjunto de entrevistas gravadas e leitura exaustiva das mesmas fomos estabelecendo os aspectos para a classificação dos dados. Finalmente, optamos por analisar dois grupos de informações relacionados a: criação do Departamento de Informática e a finalidade do trabalho da enfermeira neste setor.

Neste sentido, objetivamos analisar a inserção do trabalho do enfermeiro no Departamento de Informática da Secretaria Municipal da Saúde de Ribeirão Preto - SP, buscando compreender a finalidade do trabalho deste profissional no desenvolvimento das atividades.

Discussão e resultados

Pela análise das entrevistas, relacionadas a criação do Departameto de Informática e a inserção do enfermeiro, observamos que havia uma preocupação em iniciar um processo de montagem de banco de dados sobre o atendimento à saúde dentro da SMS-RP, de tal forma a possibilitar o controle do quantitativo destas ações, visto que em 89 o sistema de saúde estava passando por transformações, a medida que se dava a municipalização em Ribeirão Preto, parte de um processo de descentralização política, técnica, financeira e administrativa do sistema de saúde, neste momento novas relações colocavam-se nas interrelações do Estado com o Município, ainda ampliava-se também a rede básica de saúde.

Devemos considerar também a mudança nos instrumentos de trabalho que ocorriam neste

período. Toda sistemática de organização de informação, antes inexistente no município, como por exemplo arquivos de pacientes, são gradativamente implantados a partir de 1985, assim como instrumentos de controle da produção realizada, o que vai exigindo outra organização do trabalho nos diferentes níveis da SMS-RP. A medida deste caminhar, passa haver a necessidade de incorporar outros agentes para atuar neste trabalho.

Os enfermeiros, recém introduzidos na SMS-RP, assumem uma preocupação em criar mecanismos para possibilitar melhor organização e controle do processo de trabalho, facilitando assim o processo de transferência de informação e tomada de decisão.

O início do trabalho do enfermeiro na implantação do Departamento de Informática voltava-se a um processo visando dar continuidade a um grupo mais amplo de suas funções dentro da SMS-RP. Este aspecto demonstra que o enfermeiro trabalhava dentro da perspectiva de organizar um conjunto de ações de atendimento à saúde e de controle destas, no sentido de possibilitar o planejamento do conjunto de necessidades que vinham se apresentando com as transformações na área de saúde.

Uma destas preocupações voltava-se, principalmente, para a questão da produtividade médica e das ações de enfermagem, de modo a justificar um conjunto de medidas de ampliação da rede de serviços (contratação de pessoal, compra de equipamentos, ampliação de espaços físicos).

Este trabalho entretanto, voltado para o suporte às transformações que começavam a se efetivar no município, tinha como característica a necessidade de um maior entendimento do funcionamento da rede, das questões administrativas e políticas presentes e, neste sentido, com uma especificidade, que não se restringia ao conhecimento do atendimento em si, mas do conjunto de condicionantes envolvidos no mesmo.

A compreensão do trabalho em saúde, do trabalho em saúde pública, das finalidades que orientam a tomada de decisão para implantação de instrumentos gerenciais parecem ter sido pontos importantes para determinar um "certo perfil" para o profissional atuante no Departamento de Informática. O "compromisso" como ponto essencial neste perfil, é acentuado como uma necessidade de estar presente, responsabilizar-se por um trabalho novo que vai se conformando para dar apoio às atividades assistenciais.

O enfermeiro foi o profissional com característica em sua formação de um maior entendimento da saúde pública, coisa que já era histórica dentro da especificidade de seu trabalho na SMS-RP. Parece haver na representação dos

entrevistados que o enfermeiro era o profissional que detinha maior "responsabilidade" para assumir estas "novas" atribuições do Departamento de Informática.

Uma das questões que nos fica é o porquê desta maior "responsabilidade / compromisso" do enfermeiro. Estaria ligada a sua maior adaptabilidade a novos processos? A maior capacidade de submeter-se a novas regras e padrões estabelecidos dentro da organização dos serviços? A sua formação específica que lhe permitiria uma atuação na área de organização dos serviços? A falta de maior especificidade no processo de cuidar?

São questões não respondidas. O que parece permear a fala dos entrevistados é que a formação da enfermeira e sua atuação no processo de administração de serviços possibilitou sua inserção no Departamento de Informática de forma mais efetiva.

No processo de desenvolvimento da SMS-RP o enfermeiro vinha, portanto, participando de maneira informal na organização dos serviços a nível local. Neste caso específico da finalidade de seu trabalho no Departamento de Informática da SMS-RP, temos, conforme os depoimentos, uma visão mais ampliada das práticas de saúde, tanto as de alcance coletivo como as ações de caráter individual, o que possibilita desenvolver uma maior articulação e controle do trabalho em saúde pública.

Considerações finais

Este estudo não pretendeu esgotar a temática aqui apresentada. Buscamos uma maior aproximação do trabalho do enfermeiro na organização de serviços de saúde, possibilitando, mesmo numa primeira etapa, apresentar o processo de inserção deste profissional no Departamento de Informática da SMS-RP aliado à construção de um corpo de conhecimentos que possibilite o entendimento das atividades do enfermeiro em uma área específica, inserido no processo de trabalho em saúde, a fim de melhor compreender e intervir sobre os determinantes desta prática.

Referências

- ¹ MENDES GONÇALVES, R.B. Tecnologia e organização social das práticas de saúde: características tecnológicas do processo de trabalho na rede estadual de centros de saúde de São Paulo. São Paulo, 1986. 416 p. Tese (Doutorado) - Faculdade de Medicina, Universidade de São Paulo.

O Departamento de Enfermagem do Hospital Virtual Brasileiro

Maria Helena Baena de Moraes Lopes^{1,2,3}; Aloísio Olímpio³; Camila Severing do Couto¹; João Machado Teixeira³; Magda Aparecida dos Santos Silva¹; Maria Giovanna P. Baquerizo¹; Mariângela Gallego¹; Silzeth S. Moromizato¹; Vera Regina T. Kowask Bezerra²; Renato M.E. Sabbatini²

¹Depto. de Enfermagem - FCM - UNICAMP

²Núcleo de Informática Biomédica - UNICAMP

³Centro de Atenção Integral à Saúde da Mulher - UNICAMP

Cidade Universitária "Zeferino Vaz", s/n - Barão de Geraldo- 13083-970 - Campinas - SP

Resumo - O Departamento de Enfermagem do Hospital Virtual Brasileiro tem sido desenvolvido pelo Núcleo de Informática Biomédica (NIB) da Universidade Estadual de Campinas (UNICAMP). É nosso objetivo criar dentro da rede brasileira um repositório de informações baseado na *World Wide Web (WWW)* sobre Enfermagem e disponibilizar esse material para a comunidade de usuários da Internet e profissionais de enfermagem. Serão utilizadas ferramentas de navegação pela rede e programação HTML (*hyper text markup language*) para a confecção das páginas WWW. O material reunido está sendo estruturado em áreas de concentração com subdivisões e interconexões.

Abstract - The Nursing Department of the Brazilian Virtual Hospital has been developed by the Center for Biomedical Informatics (Núcleo de Informática Biomédica - NIB) of the State University of Campinas (Universidade Estadual de Campinas - UNICAMP). Our purpose is to create on Brazil's network an information repository based on *World Wide Web (WWW)* about Nursing and make this material accessible to Internet users and nursing professionals. Navigation tools and HTML (*hyper text markup language*) will be used for WWW pages. The material is being structured in concentration areas with subdivisions and interconnections.

Introdução

A Informática é atualmente um dos principais instrumentos de trabalho nas diversas áreas do conhecimento, dentro delas a enfermagem (Évora¹, 1995; Marin², 1995). Iniciamos a implementação da área de informática em Enfermagem junto ao NIB-UNICAMP através do oferecimento de disciplinas para os alunos de graduação e desenvolvimento de programas e pesquisas na área. Atualmente estamos desenvolvendo o Departamento de Enfermagem do Hospital Virtual Brasileiro. Um *hospital virtual* combina uma extensa área de rede de computadores com um banco de dados apresentados em multimídia. Isto cria uma ligação "on line" entre a Universidade e profissionais de saúde da assistência primária (Galvin; Erkonen; D'Alessandro³, 1995). Este sistema pode melhorar a qualidade da assistência prestada e ampliar o papel dos centros educacionais.

Na área de enfermagem, tem-se enfatizado muito a necessidade da criação de serviços de educação continuada nas Instituições de Saúde. Entretanto, o acesso a informação nem sempre é fácil devido ao alto custo das bibliotecas e cursos de atualização.

O *hospital virtual* é uma proposta factível e relativamente barata, permitindo o acesso a informação não apenas aos profissionais como a população em geral. Não existe projeto semelhante

na América Latina, sendo o brasileiro o terceiro hospital virtual do mundo. O desenvolvimento do Departamento de Enfermagem Virtual é um projeto que pode atingir grandes proporções a medida que outros profissionais e associações se integrem a ele. Certamente, facilitará não somente a divulgação de informações na área de enfermagem como também o desenvolvimento da enfermagem enquanto profissão.

É nosso objetivo, portanto, desenvolver dentro da rede brasileira um repositório de informações baseado na *World Wide Web (WWW)*, sobre Enfermagem e disponibilizar esse material para a comunidade de usuários da Internet e profissionais de enfermagem.

Metodologia

Pretende-se divulgar o Projeto a fim de envolver um maior número de enfermeiras(os) e associações de enfermagem. A equipe de trabalho fará cursos de capacitação para o uso de ferramentas de navegação pela rede e programação HTML (*hyper text markup language*) para a confecção das páginas WWW.

Resultados

O material reunido está sendo estruturado em áreas de concentração com subdivisões e interconexões. A estrutura do Departamento de

Enfermagem do Hospital Virtual é a seguinte: *Especialidades; Departamentos Relacionados; Revistas Eletrônicas; Livros Eletrônicos; Boletins Eletrônicos; Listas de Discussão; Instituições Participantes; Casos Clínicos; Programas Educacionais ;Projetos de Pesquisa; Eventos Científicos; Empresas e Produtos; Recursos na Internet; Coordenação do Departamento; Especialistas Afiliados; Escolas de Enfermagem; Classificações Diagnósticas; Especialistas em Diagnóstico de Enfermagem; Software; História, Ética e Legislação da Enfermagem.*

O Hospital Virtual Brasileiro pode ser acessado através do seguinte endereço eletrônico : <http://www.nib.unicamp.br/hospvirt>.

Foi formada uma equipe de trabalho composta por quatro enfermeiros e quatro estudantes de enfermagem. Inicialmente, cada um se responsabilizará por uma determinada área ou sub-área, sob a orientação da coordenadora do Projeto.

Conclusões

Espera-se que, através da divulgação deste trabalho junto a associações de enfermagem e instituições de ensino e assistência outros profissionais possam participar e contribuir com o Departamento de Enfermagem do Hospital Virtual Brasileiro.

Pretende-se, também, manter uma atualização constante para atender aos propósitos do Projeto.

Referências Bibliográficas

- ¹ EVORA, Y.D.M. Processo de informatização em enfermagem: orientações básicas. São Paulo: EPU, 1995. 122 p.
- ² MARIN, F. H. Informática em enfermagem. São Paulo: EPU, 1995. 112 p.
- ³ GALVIN, J. R.; ERKONEN, W. E.; D'ALESSANDRO, M. Electric differential bibliography - The Virtual Hospital: a new link between academia and the practicing physician. (publicação eletrônica: <http://vh.radiology.uiowa.edu>), 1995

32.

INFORMÁTICA EM
EPIDEMIOLOGIA E
SAÚDE PÚBLICA

Implantação do Departamento de Informática em Saúde no Município de Ribeirão Preto.

Edmilson B. Pereira¹; Mauro R. Peixoto¹; Fernanda D. F. Ferreira¹; Fernando M. G. Neto¹; Maria Tereza R. Pratali¹; Maria Alice R. Ferro¹; Luciana T. Galante¹; Mônica F. P. Degrande¹; Denise A. M. Küll¹ e Luis C. Raya¹.

¹ Departamento de Informática - Secretaria da Saúde - Prefeitura Municipal de Ribeirão Preto
Rua São Sebastião 1324 - Centro - 14015-040 - Ribeirão Preto (SP)

Resumo - O trabalho se refere à experiência de constituição do Departamento de Informática na Secretaria Municipal de Saúde da Prefeitura de Ribeirão Preto, Estado de São Paulo, Brasil. Apresentamos e discutimos os principais momentos de sua estruturação e sistematizamos as linhas de atuação atualmente desenvolvidas.

Abstract - The experience of the evolution of Informatic Department in the Municipal Secretariat of Health, in the city of Ribeirão Preto, São Paulo, Brazil, is presented. Particularly we focalize the most important moments of its structure and we systematize the actuation lines that are developmented now.

Introdução

A discussão do Sistema de Informação está inserida no contexto da implantação do Sistema Único de Saúde-SUS, passando pelos processos relacionados com a descentralização, hierarquização, integração e integralização da assistência.

Metodologia

Este trabalho é um relato de caso analisando a vivência local de constituição do Departamento de Informática na Secretaria Municipal de Saúde (SMS) de Ribeirão Preto, tendo como referência os processos gerais do SUS e a área de informações.

Discussão e resultados

O início do processo institucional de utilização do micro-computador se deu a partir de 1987 e a instalação do primeiro micro ocorreu em outubro de 1989. Em 1990, os Boletins de Produção passaram a ser processados em bancos de dados e constituiu-se o Grupo de Trabalho para montagem do Sistema de Coleta e Análise de Estatísticas Vitais (SICAEV).

O Sistema de Informação Ambulatorial (SIA SUS) foi instituído em 1991 e a SMS implantou um programa computacional relativamente simples que representou uma unificação efetiva de rotinas e melhoria no processamento de dados, persistindo até 1994, quando passou a ser substituído pela informatização das Unidades. Ainda em 1991, teve início o processamento das informações de mortalidade e natalidade, através do SICAEV, que continua

mantendo suas atividades de forma contínua, possibilitando a análise mais detalhada dos perfis epidemiológicos dos diferentes sub-setores municipais e a sua procedência de outros Municípios.

Em 1992, a Norma Operacional Básica do SUS, estabeleceu que a forma de coleta e processamento dos dados era de atribuição específica de cada esfera de governo, desde que assegurados os repasses de informações para os níveis superiores, nas formas e meios determinados por estes. Neste ano, foi implantada a primeira rede de micros da SMS.

A Administração Municipal, em 1993, estabeleceu a meta de informatizar toda a rede de atendimento e nesse sentido, foram analisadas as alternativas de desenvolvimento próprio ou sua aquisição no mercado, tendo-se concluído pela última. Desta forma, o sistema foi adquirido e sua implantação efetiva teve início em janeiro de 1994, encontrando-se atualmente com 300 mil pacientes cadastrados e todas as unidades da SMS informatizadas.

Neste processo de construção, a área foi estabelecendo-se com a referência informal de Núcleo. A formalização enquanto Departamento de Informática somente ocorreu em fevereiro deste ano, quando a Lei Municipal 528 estabeleceu uma ampla reforma administrativa na SMS.

No momento atual, as linhas de atuação do Departamento podem ser assim resumidas: Sistema de Informatização do Atendimento e Disque Consulta 160; Sistema de Coleta e Análise de Estatísticas Vitais; apoio aos Departamentos da SMS; implementação dos sistemas existentes na Companhia de Processamento de Dados da Prefeitura (CPD-CODERP); apoio e implementação de micro-informática para as

diversas áreas e usuários da SMS; implementação dos Serviços de Arquivos Médicos e Estatísticas das Unidades de Saúde; publicações de boletins; fornecimento de dados e apoio no desenvolvimento de pesquisas e assessoria geral na área de informática em saúde.

O ambiente operacional atual está constituído por uma rede de micro-computadores para 50 usuários. Todas as Unidades estão interligadas pelo Sistema Hygia. Alguns Departamentos também estão conectados ao CPD-CODERP.

Conclusão

O processo de constituição do Departamento de Informática representou um avanço no setor de saúde e foi condição determinante para a implantação do atual Sistema de Informações da SMS.

Referência

PEREIRA, E.B. - Municipalização da Saúde em Ribeirão Preto-SP. Ribeirão Preto, 1993. 208p. Tese (Mestrado). Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo.

O SIG-APS: um sistema de informação geográfica em atenção primária em saúde

Patricia Delgado-Rodriguez; Renan MVR.Almeida; Flavio F.Nobre

Programa de Engenharia Biomédica- COPPE/UFRJ.

Caixa Postal 681510. Cidade Universitária. Rio de Janeiro R.J. CEP 219459-700

Resumo - O presente trabalho apresenta o SIG-APS, uma ferramenta para apoio na tomada de decisões em nível de Sistemas Locais de Saúde, SILOS, no qual a análise estatística de dados é feita mediante a implementação de interfaces com aplicativos estatísticos convencionais. Como produto final é apresentada a distribuição espacial desses resultados. O SIG-APS foi desenvolvido para ser utilizado em ambiente Windows, para computadores pessoais constituindo-se assim em uma tecnologia de fácil acesso e baixo custo.

Abstract - This work presents SIG-APS, a tool to support decision making in Primary Health Care. In it, statistical analysis is made with the help of interfaces with common statistics softwares. The final product is the spatial distribution of these outputs. The SIG-APS was developed for use on Windows environment, for personal computers, resulting in a technology of easy access and low cost.

Introdução

A análise das variações espaciais de ocorrência de doenças (mortalidade, morbidade) tem sido da maior importância para a geração de hipóteses acerca de suas causas e da avaliação de possíveis fatores relacionados com a tríade *espaço, tempo e pessoa* a que eles podem estar associados¹.

Um dos desenvolvimentos que têm contribuído nas últimas décadas para o avanço da análise espacial de doenças foi a evolução dos Sistemas de Informações Geográficas, SIGs, entendidos como sistemas computadorizados para o tratamento de dados referenciados espacialmente, que manipulam, de forma dinâmica, dados de diferentes fontes, principalmente mapas². Eles permitem o uso de dados desagregados e integram dados provenientes de várias fontes, servindo à criação de hipóteses, geradas da confrontação visual e lógica da informação³.

Na área de saúde, eles têm sido usados para planejamento de oferta de serviços de saúde, avaliação de doenças, análise da ecologia das doenças e em vigilância epidemiológica. Em quase todos os SIGs, as ferramentas estatísticas para a análise exploratória devem ser implementadas de acordo as necessidades de informação, devido, entre outras razões, a ser ainda incipiente a existência de interfaces que permitam a comunicação entre aplicativos estatísticos e de SIGs⁴. Em "áreas pequenas" os SIGs permitem a visualização de possíveis conglomerados de doenças ou de outros fatores que incidem em sua aparição, podem revelar a existência de disparidades espaciais e levem à delimitação de áreas de risco.

Metodologia

Para a construção do SIG-APS foram usados dados do Perfil Sanitário e Sócio-econômico em uma população do Sudeste da cidade de Santafé de Bogotá, Colômbia.

Foram avaliadas 2745 famílias localizadas em 216 quarteirões. Foram usadas 19 variáveis para a análise estatística (Análise de Componentes Principais e Análise de Agrupamentos ou "Cluster"). Os mapas dos 15 bairros da zona de estudo foram atualizados e alguns deles totalmente digitalizados. O aplicativo usado para implementação do SIG-APS foi o MapInfo® e os aplicativos estatísticos foram o SYSTAT® e o SPSS®. A programação foi feita em MapBasic®

Resultados

O aplicativo gerado consta de três módulos: "Mapas", "Cálculos" e "Informação Adicional", como é indicado na Figura 1.

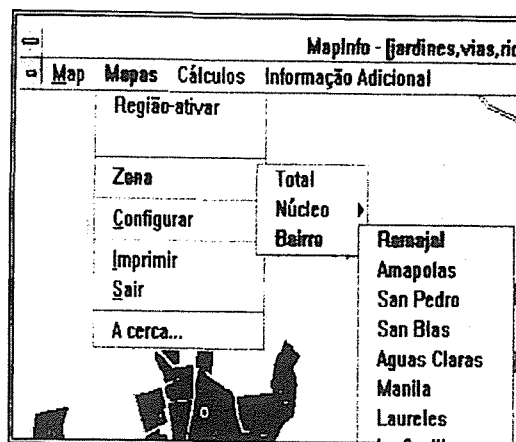


Figura 1. SIG-APS. Módulos.

O primeiro módulo relaciona-se com apresentação e manipulação dos mapas da zona de estudo, a qual pode ser desagregada por núcleo ou por bairro. O segundo módulo relaciona-se com os cálculos estatísticos, no qual pode fazer-se a estatística básica por variável e o cálculo de zonas de risco segundo áreas selecionadas e variáveis de risco sanitário e sócio-econômico. Nesse módulo os cálculos para determinar zonas de risco são feitos pelos aplicativos estatísticos citados. As interfaces com esses aplicativos foram construídas no próprio SIG-APS, mediante a programação das instruções necessárias para os processos de redução de variáveis e geração de agrupamentos. O terceiro módulo permite a seleção de outras informações de interesse na tomada de decisões em nível de programas com enfoque de APS como a localização de escolas, creches, instituições de saúde, etc. Nas "utilidades" do SIG-APS é fornecido a manipulação do tamanho do mapa ou "zoom", a seleção da zona da análise e a informação da distribuição populacional por quarteirão.

Discussão e Conclusões.

Em relação à interface com o SYSTAT, a biblioteca de exportação de dados desse aplicativo gera erros internos ao voltar ao SIG. Com o SPSS foi usado o "Dynamic Data Exchange" o qual permite a comunicação de dados e instruções entre alguns aplicativos no ambiente WINDOWS. A interface é semi-transparente, devido a que, para retomar ao SIG-APS, o usuário deve utilizar-se de um cornando adicional.

Em resumo, o SIG-APS permite que os agrupamentos gerados por um aplicativo estatístico sejam visualizados no mapa da área de estudo, e apresenta e diferencia zonas homogêneas de risco, nas quais as ações de promoção da saúde e prevenção das doenças possam ajudar a modificar os fatores de risco e onde essas ações possam ser avaliadas na realidade local.

Referências

- 1 MAYER J. The role of Spatial Analysis and Geographic Data in the detection of disease causation. *Social Science and Medicine*, v.17(6), p. 1213-1221.1983.
- 2ALVES D. *Sistemas de Informação Geográfica*. INPE, 1991. Brazil.
- 3 MEDRONHO R.A. *Geoprocessamento e Saúde*. NECT/Fiocruz. Rio de Janeiro. 1995.
- 4 NIJKAMP P., SCHOLTEN H.J. Spatial information systems: design, modelling, and use in

Agradecimentos

- Ao Projeto AIMIDEC/DECOSALUD da Universidade Nacional de Colômbia pelo fornecimento dos dados e mapas.
- À Fundação W.K.Kellogg pela Bolsa de Estudos concedida a um dos autores (PDR).

Diagramas de Voronoi para a definição de áreas de abrangência em planejamento de saúde

Flávio Astolpho V. S. Rezende^{*,*}; Renan Moritz Varnier Almeida[#]; Flávio Fonseca Nobre[#]

* - Secretaria Municipal de Saúde do Rio de Janeiro

- Programa de Engenharia Biomédica COPPE/UF RJ

Caixa Postal 68510, Cidade Universitária, Rio de Janeiro RJ 21945-970.

Resumo - No planejamento de recursos em saúde é importante o conhecimento da área abrangida por uma unidade de saúde. O presente artigo demonstra uma técnica simples, o Diagrama de Voronoi, que, utilizando um Sistema de Informações Geográficas (SIG) e tendo os hospitais gerais públicos do município do Rio de Janeiro, como pontos geradores, cria áreas bem definidas que podem ser comparadas com as atuais áreas de planejamento. Essas áreas podem então ser representadas visualmente, o que facilita em muito a tarefa de planejamento

Abstract - It is important, in the Health Research field, to ascertain the catchment area bound to a specific health unit. The present article presents a simple technique, the Voronoi Diagram, which, using a Geographic Information System (GIS) and having as generating points the public General Hospitals of the city of the Rio de Janeiro, creates well defined areas which can be compared with the ones currently in use. These areas can then be visually represented, in order to facilitate city health planning.

Introdução

A alocação eficiente de recursos em saúde depende de informações quantitativas oriundas de vários níveis: municipal, estadual (por exemplo, recursos físicos e humanos) e federal (por exemplo, dados populacionais). É de grande interesse, portanto, o desenvolvimento de metodologias que aproveitem os dados já existentes e os incorporem de alguma forma ao processo de planejamento. Um exemplo é a determinação de *populações adscritas*, ou seja, referenciadas a um determinado hospital. Essas populações constituem parâmetros de grande importância no planejamento de saúde em nível municipal.

Uma técnica simples para definição e apresentação dessas informações através de SIG, são os *Diagramas de Voronoi* ou *Polígonos de Thiessen*. Na construção do Diagrama de Voronoi, utilizam-se pontos no plano, no caso representados por hospitais gerais, obtendo-se pontos equidistantes entre eles, que, unidos, tomam a forma de bordas de um polígono ("Diagrama de Voronoi"). Os polígonos assim construídos possuem características ideais para a determinação de áreas ou populações adscritas àquele ponto^{1,3}.

Na área de planejamento urbano e planejamento em saúde, seu uso é recente, sendo um dos poucos exemplos o estudo de M. Zwarenstein na África do Sul, utilizando "hospitais" como geradores dos polígonos⁴.

Metodologia

No presente trabalho utilizaram-se como pontos geradores da construção dos polígonos os *hospitais gerais públicos* no município do Rio de Janeiro, definidos como a unidade de saúde que possui setor de enfermagem em pelo menos duas das três especialidades básicas em saúde: clínica médica (incluindo pediatria), clínica cirúrgica e obstetrícia. Foram utilizados vinte e um hospitais. O programa utilizado para o desenvolvimento e apresentação dos diagramas foi o "Span", da Coordenação de Programas de Epidemiologia da SMS-Rio.

Resultados e Discussão

No mapa da Figura 1, os hospitais gerais estão representadas por *pontos* e os polígonos por *linhas cinza escuro*, para permitir uma visualização diferenciada das Áreas de Planejamento - APs (linhas pretas), que são as divisões administrativas utilizadas pela Secretaria Municipal de Saúde do Rio de Janeiro. Essas são formadas pelo agrupamento de bairros contíguos, abrangendo entre 289.526 (AP.1.0) e 913.725 (AP.3.3) habitantes aproximadamente. Pode-se observar que os hospitais gerais estão basicamente concentrados na zona Centro-Sul (direita do mapa) do município do Rio de Janeiro. Esse desvio corresponde às áreas da cidade que eram mais habitadas ou que tinham melhor acesso à época da construção dos hospitais gerais, que em sua maioria pertenciam a entidades de classe (ferroviários, portuários, etc..).

Analisando-se a divisão utilizada pela SMS-Rio, as dez Áreas de Planejamento (APs), observa-se que em algumas delas poderia pensar-se em subdivisões, por exemplo as APs: 1.0 (Centro), 2.1 (Zona Sul) e 3.1 (Ilha do Governador, Bonsucesso e Ramos), para facilitar o planejamento e o gerenciamento das unidades de saúde, em direção à constituição de Distritos Sanitários.

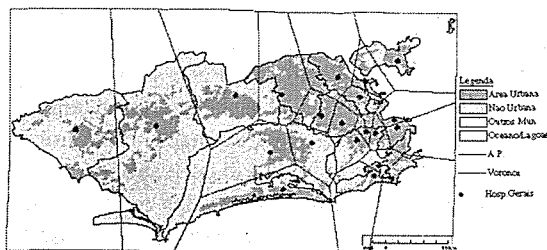
O método proposto pode ser estendido de maneira a levar em conta barreiras de acesso, perfil sócio-econômico e distribuição demográfica, que alteram o fluxo de pacientes a uma determinada unidade. No entanto mesmo sem levar em conta outras variáveis, já é possível a construção de áreas de abrangência, as quais não envolvem o uso arbitrário de parâmetros de distância ou área.

Finalizando, o método utilizado é de fácil construção e apresentação, permitindo, através de alterações no número de unidades utilizadas, planejar um melhor atendimento através da otimização de recursos, ou através da construção de novas unidades em áreas carentes. Pode também ser uma ferramenta de auxílio ao planejador municipal ou regional, permitindo a divisão das áreas de planejamento atuais e possibilitando uma melhor gerência regional.

Referências

- ¹ OKABE A, BOOTS B E SUGIHARA K. *Spatial Tessellations Concepts and Applications of Voronoi Diagrams*. John Wiley Son.
- ² BRASSEL, KURT REIF, DOUGLAS. A procedure to generate Thiessen Polygons. *Geographical Analysis*, **11**(3), julho (1979):289-303.
- ³ LEE, DT, DRYRSDALE III, RL. Generalization of Voronoi Diagrams in the Plane. *Society for Industrial and Applied Mathematics Journal Computer*, **10**(1), fevereiro (1981): 73-87.
- ⁴ ZWAVENSTEIN, M, KINIGE, D, WOLFF, B. The use of Geographical Information System for hospital catchment area research in Natal/Kwazulu. *South Africa Medicine Journal*, **80** (1991):497-500.

Diagrama de Voronoi a partir dos Hospitais
Gerais Públicos no Município do Rio de Janeiro



Elaboração: GHE/COE/SSC/SMS-RJ

Figura 1 - Mapa do Diagrama de Voronoi

Agradecimentos:

Agradecimentos à FAPERJ por conceder bolsa para um dos autores (FAVSR) e ao CNPq, que financiou parte da pesquisa.
e-mail: astolpho@rio.com.br

Mortalidade infantil - modelagem e simulações de intervenção em municípios do Estado do Rio de Janeiro

Antonio Fernando C. Infantsi¹, Renan M.V.R. de Almeida¹, Ronaldo C. Gismondi^{2,3}

¹Programa de Engenharia Biomédica - COPPE/UFRJ
Caixa Postal 68510 - Rio de Janeiro - RJ - CEP 21945-970

²Universidade do Estado do Rio de Janeiro

³Ministério da Saúde

e-mail: renan@serv.peb.ufrj.br

Resumo - A partir de uma equação de Regressão Linear Múltipla, com a *mortalidade infantil* como variável dependente, são apresentadas simulações de intervenções sobre o *número de pessoas com renda mensal inferior a um salário mínimo* (SUBRENDA) e o *número de casas com poço ou nascente* (SANEAM), para seis municípios do Estado do Rio de Janeiro. Esses resultados evidenciam que os impactos podem ser significativamente diferentes, dependendo das características de cada município, o que representa informação relevante para o planejamento em saúde.

Abstract - With the help of a Linear Regression Model, simulations are presented for the impacts over infant mortality of "income" and "sanitation" interventions, in six cities of Rio de Janeiro State, Brazil. The results indicate that these impacts can be significantly different, according to the specific characteristics of each of the cities analyzed, what constitutes very important information for health planning and management

Introdução

A *mortalidade infantil* é um dos mais expressivos indicadores das condições de saúde de uma população¹. A utilização de dados de mortalidade, com vistas a caracterizar o estado de saúde da população brasileira, se constitui, assim, em alternativa à escassez e descontinuidade dos dados de morbidade².

Técnicas de análise estatística multivariada têm sido utilizadas, na área da saúde, por diversos autores¹. Tais métodos se revestem de grande importância para o planejamento em saúde. O presente trabalho se utiliza de uma dessas técnicas (Regressão Linear Múltipla) para a simulação de intervenções em saúde sobre a mortalidade infantil, em municípios selecionados do Rio de Janeiro.

Modelagem da Mortalidade Infantil

Determinantes da *mortalidade infantil* (MORTINF) foram identificados, através da técnica da Análise Fatorial³ (AF), dentre variáveis oriundas dos setores de "produção", "econômico", "educacional" e "condições de moradia e meio ambiente". A aplicação da AF proporcionou uma redução da dimensionalidade dos dados, de 40 variáveis originais, para 9 agrupamentos de variáveis correlacionadas a *fatores comuns*. Foram selecionadas, para o estudo de modelagem, segundo critérios de completude, robustez e confiança nos dados, as variáveis: *número de estabelecimentos comerciais* (ESTCOM), *número*

de pessoas com renda mensal inferior a um salário mínimo (SUBRENDA), *valor da produção agropecuária* (AGROP), *número de pessoas com 8 ou mais anos de estudos* (ESTUDO) e *número de moradias com poço ou nascente* (SANEAM).

Para o estudo de modelagem e simulações de intervenção, utilizou-se o Sistema Computadorizado para Modelagem Interativa de Determinantes de Saúde - SIMIS¹. Obteve-se, no processo de modelagem, a equação de regressão linear múltipla $MORTINF = 777,52 - 41,53 (ESTCOM) + 1,76 (SUBRENDA) - 15,22 (AGROP) - 0,49 (ESTUDO) - 1,02 (SANEAM)$, sendo o coeficiente de ajuste R (coeficiente de correlação linear múltipla entre MORTINF e as variáveis independentes) de 0,62 e todas as variáveis estatisticamente significativas (nível de significância $p < 0,05$).

Simulações de Intervenção

Simulações de intervenção foram realizadas sobre o *número de pessoas com renda mensal inferior a um salário mínimo* e o *número de pessoas com 8 ou mais anos de estudos*, com vistas a estimar o impacto (redução da mortalidade infantil), para municípios do Estado do Rio de Janeiro. Na figura 1, simulou-se reduzir, percentual e progressivamente, o número de pessoas com renda mensal abaixo de um salário mínimo, mantidas fixas as demais variáveis.

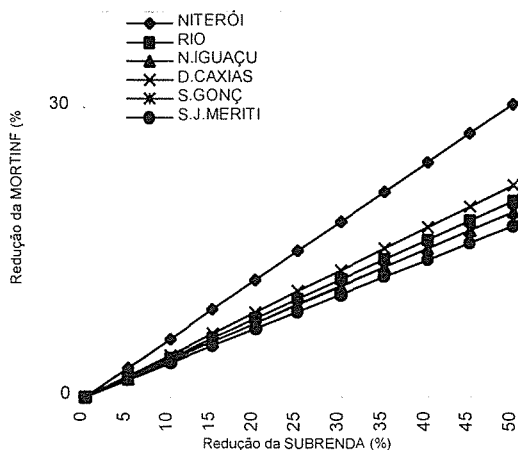


Figura 1 - Impacto estimado da redução da SUBRENDA sobre a mortalidade infantil - municípios do RJ - 1978 a 1982.

Na figura 2, simulou-se aumentar o número de casas com poço ou nascente, mantendo-se fixas as demais variáveis

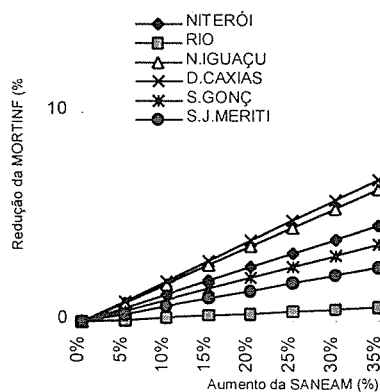


Figura 2 - Impacto estimado do aumento da SANEAM sobre a mortalidade infantil - municípios do RJ - 1978 a 1982.

Discussão e Conclusão

O impacto estimado em cada simulação varia em cada município, de acordo com a realidade local. Para o conjunto de municípios em estudo, os resultados indicam que o maior potencial de redução da MORTINF encontra-se nas intervenções de redução da SUBRENDA, sendo o maior beneficiário o município de Niterói, RJ. Para uma redução de 50% no número de pessoas com renda mensal inferior a um salário mínimo, foi estimada uma redução de 30% na mortalidade infantil daquele município, enquanto que para os demais esse percentual situou-se em torno de 20%. Quanto ao saneamento, o maior impacto foi para Duque de Caxias.

Os resultados obtidos evidenciam a importância da metodologia proposta como ferramenta no planejamento em saúde. Foram estimados diferentes níveis de impacto para cada município, o que indica a necessidade de intervenções diferenciadas, levando-se em consideração distintas realidades locais. Simulação de impacto representa, assim, ferramenta importante para o planejamento em saúde, orientando a tomada de decisão e o estabelecimento de prioridades de ação que propiciem, em conjunto com estudos de custo-benefício¹, maior eficiência na redução da morbi-mortalidade.

Referências

- ¹ GISMONDI, R.C. *Sistema computadorizado para modelagem interativa de determinantes de saúde - SIMIS*. Tese de mestrado, PEB/COPPE, UFRJ, 1991.
- ² BOSCHI PINTO, C. Aspectos da mortalidade na região metropolitana do Estado do Rio de Janeiro. *Série política de saúde* (FIOCRUZ), v. 14, p.34-37, 1994.
- ³ INFANTOSI, AFC; ALMEIDA, RMVR.; GISMONDI, R.C. A análise fatorial na identificação de determinantes da mortalidade infantil. *Trabalho submetido ao III Fórum Nacional de Ciência e Tecnologia em Saúde*, Campos do Jordão, 1996.

Agradecimentos

À FAPERJ e CNPq, que financiaram parte da presente pesquisa.

A análise fatorial na identificação de determinantes da mortalidade infantil

Antonio Fernando C. Infantsi¹; Renan M.V.R. de Almeida¹; Ronaldo C. Gismondi^{2,3}

¹Programa de Engenharia Biomédica - COPPE/UFRJ
Caixa Postal 68510 - Rio de Janeiro - RJ - CEP 21945-970

²Universidade do Estado do Rio de Janeiro

³Ministério da Saúde

E-mail: renan@serv.peb.ufrj.br

Resumo - A técnica da Análise Fatorial (AF) é destacada como opção aplicável à redução da dimensionalidade de grandes conjuntos de variáveis, com a vantagem da manutenção do significado de cada variável. Isso é ilustrado na seleção de variáveis independentes a serem tomadas como possíveis determinantes da mortalidade infantil. Esse tipo de metodologia pode ser de grande utilidade em modelagem na área de epidemiologia.

Abstract - Factor Analysis is emphasized as an option for dimensionality reduction, when dealing with large numbers of variables, while keeping with their intrinsic meaning. The technique is illustrated in the selection of independent variables, possible determinants of infant mortality. The methodology can be of great help in health modeling studies.

Introdução

A redução da dimensionalidade de conjuntos de variáveis se constitui em importante etapa nos processos de modelagem em epidemiologia e engenharia de sistemas de saúde. Além de propiciar a seleção de variáveis não-correlacionadas, reduzindo os possíveis erros de redundância e multicolinearidade, permite aumentar a significância estatística do modelo, função inversa do número de variáveis e direta do número de amostras. Com vistas à investigação dos determinantes de mortalidade infantil, uma técnica de redução de dimensionalidade, a Análise Fatorial (AF)^{2,3} foi aplicada a um conjunto de 40 variáveis dos setores de produção (16), econômico (13), educacional (6) e moradia e meio ambiente (5).

Metodologia

O modelo algébrico da análise fatorial pode ser representado por:

$$Z_i = \sum_{p=1}^m a_{ip} F_p + d_i \mu_i$$

onde $i = 1, 2, \dots, n$, Z_i são as variáveis observadas X_i normalizadas para média zero e desvio-padrão=1; F_p são os fatores comuns, μ_i são os fatores (ou erros) específicos, a_{ip} representam os coeficientes dos fatores comuns ou cargas fatoriais (análogos aos coeficientes de regressão em uma regressão linear) e d_i são os coeficientes dos fatores específicos. Trabalha-se com Z_i , F_p e μ_i de médias iguais a zero e variâncias unitárias, pois

todas as variáveis são padronizadas. Pressupõe-se, no modelo, a não existência de correlação entre os fatores comuns, entre os fatores específicos (são independentes) e entre estes e os fatores comuns. A AF procura, assim, explicar cada variável X_i como uma função linear de fatores comuns não-observados mais um fator que é específico a cada uma das variáveis. Desse modo, a análise fatorial se constitui na determinação dos valores dos coeficientes a_{ip} e d_i , $i=1,2,\dots,n$ e $p=1,2,\dots,m$, com os quais se consiga reproduzir, da melhor maneira possível, a matriz de correlações dos dados originais. O primeiro fator comum explicará o máximo possível da variância do conjunto original dos dados; o segundo fará o mesmo, com a premissa de não ser correlacionado com o primeiro, e assim por diante. No presente estudo, a AF foi adotada por conduzir ao entendimento da relevância de cada variável, tomada isoladamente, em contraposição, por exemplo, à Análise de Componentes Principais, que aponta para combinações lineares. As variáveis em estudo referem-se a 59 municípios, de diferentes regiões brasileiras, e à média em um período de cinco anos (1978-82), como forma de reduzir o erro amostral².

Resultados

A Tabela 1 exemplifica a redução da dimensionalidade para o “setor de produção”, em quatro agrupamentos relacionados aos fatores comuns (cargas fatoriais $\geq 0,6$ em negrito): estrutura agrária (fator 1), comércio e prestação de serviços (fator 2), indústria (fator 3), número de estabelecimentos comerciais (fator 4). No “setor econômico” (Tabela 2), 13 variáveis foram reduzidas para dois agrupamentos: número de

pessoas com rendimentos de cinco a mais salários mínimos, salários pagos no comércio e em estabelecimentos prestadores de serviços, além do número de automóveis particulares e de trabalho (fator 1); número de pessoas sem rendimentos até aquelas que percebem menos de cinco salários mínimos e as pessoas economicamente ativas (fator 2).

A aplicação da AF ao “setor educacional” resultou, também, em apenas dois fatores (Tabela 3): pessoas com escolaridade de oito anos ou mais

Tabela 1 - Análise Fatorial, Grupo de Produção

Fator Variável	Fator	
	1	2
Nºestabel.industriais ,83 ,18	,11	,05
Valor produção industrial ,71 -,45	-,10	,04
Nºpessoas ocup.est.indus. ,92 -,19	-,12	-,07
Receita prest.serviços ,14 -,06	-,15	,76
Receita venda comércio ,27 -,24	-,03	,64

Tabela 2 - Análise Fatorial, Variáveis do Setor

Fator Variáveis	Econômico	
	1	2
Núm.pessoas rend.mensal<1 sal.mín. ,19 -,83		-
Núm.pess.rend.mensal 1 a <3 sal.mín. ,17 ,86		-
Núm.pess.rend.mensal 3 a <5 sal.mín. ,31 ,85		-
Núm.pessoas sem rendimentos ,46 -,74		-

Tabela 3 - Análise Fatorial, Grupo de Variáveis Educacionais

Variáveis	Fator	
	1	2
Número pessoas com 1º grau completo ,16	-,91	
Número pessoas alfabetizadas ,29	,83	
Núm.pessoas 8 ou + anos de estudos ,94	,14	
Núm.pessoas 11 ou + anos de estudos ,94	,11	
Núm.pessoas 2º grau completo ,90	-,24	
Núm.pessoas curso superior completo ,91	,13	

(fator 1); pessoas alfabetizadas ou com o 1º grau completo (fator 2). Por outro lado, as variáveis do “setor de condições de moradia e meio-ambiente” concentraram-se em um único fator (Tabela 4).

Discussão e Conclusão

Tabela 4 - Análise Fatorial, Grupo de Variáveis Condições de Moradia e Meio Ambiente

Fator Variável	
1	
Número moradias c/algum sist.de esgoto ,70	
Número domicílios c/ilumin. elétrica ,77	
Número aparelhos telefônicos ,77	
Número moradias com água encanada ,88	
Número moradias com poço ou nascente -,69	

Os resultados da Análise Fatorial evidenciaram associações entre as variáveis em estudo, que permitiriam a seleção de possíveis determinantes da mortalidade infantil, relacionados aos setores de “produção”, “econômico”, “educacional” e de “condições de moradia e meio-ambiente”. Algumas das variáveis indicadas pelos fatores comuns têm sido identificadas na literatura como determinantes de morbidade e da mortalidade infantil. Por exemplo, Victora e col.⁴ apontaram variáveis relacionadas à estrutura agrária (Fator 1, setor de produção); Benício e col.¹ e Silva e col.⁵ variáveis de “educação” e “renda”.

Associando-se os resultados encontrados pela Análise Fatorial a critérios de robustez, completude e confiabilidade nos dados, pode ser possível identificar um sub-conjunto de variáveis (determinantes), que então podem ser utilizadas em modelos preditores de mortalidade infantil, ao mesmo tempo em que se preserva a informação do conjunto original de variáveis.

Referências

- BENICIO, M.H.D.; MONTEIRO, C.A.; SOUZA, J.M.P.; CASTILHO, E.A.; LAMONICA, I.M.R. Análise multivariada de fatores de risco para o baixo peso ao nascer em nascidos vivos do município de São Paulo. SP (Brasil). Rev. Saúde Públ., S.Paulo, v.19, p. 311-320, 1985.
- GISMONDI, R.C. Sistema computadorizado para modelagem interativa de determinantes de saúde - SIMIS. Tese de mestrado, PEB/COPPE. UFRJ, 1991.
- MAINOUS, A.G. Factor analysis as a tool in primary care research. *Family Practice*, v.10, n.º 3, p. 330-336, 1993.
- VICTORA, C.G., GRASSI, P.R.; SCHMIDT, A.M. Situação de saúde da criança em área da Região Sul do Brasil, 1980-1992: tendências temporais e distribuição espacial. Rev.Saúde Pública, 28(6): 423-432, 1994.
- SILVA, L.C.; GONZÁLEZ, G.; FARIÑAS, H.; HERRERA, L. Evaluación de la mortalidad infantil según condiciones higienicosociales en el municipio. Un enfoque multivariado. *Rev. Cub. Admin. Salud*, v. jul/set, p.243-254, 1985.

Agradecimentos

Ao CNPq e FAPERJ, que financiaram parte da presente pesquisa.

Red Nacional de Vigilancia Epidemiológica Automatizada.

Dr. Juan Luis Guerra Tamayo.

Ing. Daniel Salgado Candebat.

Lic. Jacinto Duverger Goyanes.

Resumen - La Red Nacional de Vigilancia Epidemiológica de Cuba, de muy reciente creación, ha tenido para nuestro Sistema Nacional de Salud Pública una importancia extraordinaria. Se ha establecido todo un método y una filosofía de trabajado en los que no se pensaba hace dos años. La red se extiende a todas las provincias del territorio cubano y ya está llegando a muchas municipalidades. Consta de nodos provinciales atendidos por grupos de especialistas de diferentes perfiles: médicos, informáticos, bioestadísticos, psicólogos, geógrafos y otros, que evalúan en sus localidades los principales problemas de salud, así como las posibles epidemias que puedan presentarse en un momento determinado. Toda la información se hace circular por la Red Nacional, permitiendo que las autoridades competentes puedan tomar decisiones respecto a situaciones específicas en cada una de las localidades interesadas. La Red basa su funcionamiento en la comunicación electrónica a través de e-mail.

Abstract - In our days the Cuban National Net for Epidemiologic Survey-llance is considered an important step in developing new methods in Public Health. The Net covers all provinces of our country and, in some cases, covers some municipalities. Each node of the Net groups specialists: medical, software engineers, statistics and others. They use existing methods in analysis of the behavior of different kind of diseases, and also implement new methods and technologies. These groups continuously generate information for competent authorities taking decisions about Public Health situations. The Net is based on electronic communication via e-mail.

Introducción

La Red Nacional de Vigilancia Epidemiológica es de reciente creación en nuestro país. en el año 1994 se establecieron en todas las provincias de Cuba las Unidades de Análisis y Tendencias de Salud, que agrupan a especialistas de diferentes perfiles para realizar análisis de la situación de salud de cada uno de los territorios y permitir a las autoridades competentes la toma de decisiones adecuadas a cada una de las situaciones dadas.

El núcleo básico de cada Unidad consta de: Médico epidemiólogo, Especialista en Computación, Especialista en Bioestadísticas, Psicólogo y Geógrafo. Todas las unidades están dotadas de equipos de computo y del software

necesario para el análisis de la información, la emisión de pronósticos a corto plazo sobre el comportamiento de las enfermedades, la aplicación de técnicas rápidas de evaluación de situaciones dadas, la confección de Sistemas de Información Geográfica y la realización de otras muchas tareas.

La comunicación entre las unidades se realiza a través de conexiones e-mail, manteniendo un flujo estable entre todas las dependencias de Salud Pública implicadas en la Vigilancia Epidemiológica de las enfermedades.

Resultados y Discussion

Para la implantación de la Red Nacional de vigilancia se procedió a crear inicialmente

las Unidades de Análisis y Tendencias de cada una de las provincias del país. Se seleccionó el personal calificado que trabajaría en las mismas y luego se adquirió equipos de cómputo para dotar a cada una de estas unidades con los medios necesarios para la recopilación, almacenamiento y procesamiento de la información.

Se realizó una coordinación con la Red Nacional de Información de Salud Pública de Cuba (InfoMed) para la creación de nodos provinciales que permitieran el intercambio de información entre los diferentes territorios y el Ministerio de Salud Pública.

La Red comenzó a trabajar en estas condiciones y fue evolucionado con pasos firmes y con la decisión de superar cada vez lo hecho. Con la superación constante del personal técnico, se han escalado nuevos peldaños en el desarrollo de la Vigilancia Epidemiológica en Salud.

Actualmente se adquirió equipamiento para la instalación de una Red Novell en cada una de las provincias, lo que ha posibilitado la comunicación de estas con los territorios que se encuentran dentro de su territorio político-administrativo.

En general la Red basa su trabajo en el desarrollo de dos componentes: táctico y estratégico. En el componente táctico está vinculada toda la actividad de investigación epidemiológica de cada una de las Unidades de Análisis. El componente estratégico agrupa los aspectos que deben garantizar el cumplimiento del componente táctico.

En dos años de trabajo se ha tenido resultados excelentes en la actividad de Vigilancia Epidemiológica. Se ha logrado prevenir epidemias de diferentes enfermedades, en tiempos de desastres

naturales se ha mantenido bajo control toda la información de interés médico o epidemio-lógico y, lo más importante, disponible a cualquier nivel de jerarquía para la toma de decisiones.

Conclusiones

La Red Nacional de Vigilancia, basada en la conjugación de métodos de investigación epidemiológica y la aplicación de la computación, ha marcado una etapa sin precedentes en el desarrollo de nuestro Sistema Nacional de Salud Pública.

Mediante esta Red se mantiene actualizado todo el personal que trabaja en las diferentes esferas de la Salud sobre las situaciones que se presentan en los territorios de interés para ellos. Asimismo se les brinda toda la información necesaria para emprender acciones de Salud.

La implantación de este tipo de Red, basada en las Unidades de Análisis, no tiene precedente en los países de América Latina.

Sistema de Encuestas Epidemiológicas Automatizadas.

Dr. Juan Luis Guerra Tamayo.

Ing. Daniel Salgado Candebat.

Lic. Jacinto Duverger Goyanes.

Resumen - El Sistema Automatizado de Encuestas Epidemiológicas (EpiENCU) consiste en un conjunto de encuestas que recogen de manera automatizada y organizada la información que incluye la Historia Epidemiológica de las distintas enfermedades objeto de estudio en nuestro Sistema Nacional de Salud. Brinda la posibilidad de incrementar la capacidad y calidad de análisis del epidemiólogo al permitir a este una mejor visión de los problemas de salud a que se enfrenta.

Abstract - EpiENCU is an application program based on epidemiologic questionnaires which include all kind of useful information about diseases controled by the National Public Health System in Cuba.

The software gives user the ability of improve analysis quality in the study of disease's behavior.

Introduccion

A finales de 1994 se distribuyó a todas las provincias del país, a través de la Red Nacional de Vigilancia, un conjunto de encuestas epidemiológicas automatizadas, diseñadas según el formato establecido de recolección de datos asociados a diferentes enfermedades.

Partiendo de los criterios y experiencias de cada una de las provincias se modificaron muchas de las encuestas originales, contando siempre con los especialistas en epidemiología que atienden los programas nacionales. Y era de esperar que aparecieran encuestas no previstas y que se incorporarían al conjunto original. Todo esto señaló la necesidad de un Software o herramienta que permitiera la introducción de los datos de las encuestas de la manera más organizada posible y que propiciara una forma adecuada de procesamiento de la información y su posterior transmisión a través de la Red Nacional de vigilancia Epidemiológica a cada una de las provincias y a las dependencias nacionales

del Ministerio de Salud Pública, o sea, a todos los nodos de la Red.

Objetivos

Lograr mejor organización en la información, aumentar la eficiencia de los análisis epidemiológicos, estimular el potencial investigativo y científico, obtener en tiempos cortos respuestas y toma de decisiones acertadas sobre fenómenos epidemiológicos que influyen en el estado de salud de la población.

Generalidades

El software EpiENCU se concibe con el fin de brindar una interface que hiciera más amistosa la relación usuario-computadora, permitiendo a los usuarios finales (epidemiólogos) realizar su trabajo de análisis con mayor facilidad, al mismo tiempo que se introdujeran en el mundo de la informática por un camino más adecuado a su condición de personal no especializado en la materia.

El Software diseñado se realizó, al igual que todas las encuestas, utilizando las facilidades brindadas por el paquete de programas EpiInfo versión 6.0, el cual incluye herramientas como EpiGlue, Eped, Enter, Check, Analysis, Merge, etc., para el diseño de Sistemas de Información Epidemiológica.

Incluye opciones para la preparación y captación de los datos, con validaciones implícitas en cada una de las encuestas. Además existen opciones para la preparación de ficheros de datos para ser transmitidos por correo electrónico a otras partes del país.

Brinda también facilidades de configuración del Sistema para que el usuario adapte el programa al entorno de trabajo de su computadora, así como una Calculadora y la posibilidad de salir al DOS sin abandonar el trabajo actual.

El funcionamiento básico de todas las operaciones del Sistema se basa en los programas brindados por EpiInfo, los que son invocados desde el Menú Principal sin necesidad de abandonar el trabajo actual.

Para la explotación del sistema el usuario no requiere conocimientos avanzados de computación, más bien se exige un conocimiento epidemiológico del problema de salud que se esté estudiando. Luego de la instalación, de fácil dominio y comprensión, el usuario puede concentrar todos sus esfuerzos en la introducción de la información y su posterior análisis, debido a que EpiENCU toma el control de todos los recursos disponibles en la computadora y libera al epidemiólogo de la responsabilidad que presupone la falta de conocimientos avanzados de computación.

El Sistema EpiEncu se utiliza en todas las provincias de nuestro país, con resultados muy alentadores, acercandonos cada vez más a las exigencias de la epidemiología moderna.

Conclusiones

EpiENCU logra agilizar en gran medida el trabajo de análisis de los epidemiólogos, permitiéndoles hacer mayor énfasis en la interpretación de los resultados obtenidos del proceso de análisis de los datos recogidos en las encuestas.

Su facilidad de explotación y la flexibilidad para incorporar nuevas encuestas para cualquier fenómeno epidemio-lógico que se desee estudiar, lo hace portable a cualquier institución u organización que desee comenzar a utilizarlo.

33.

SESSÃO ESPECIAL

Perspectives on Digital Image Analysis in Medical Image Potential Usefulness of Computer-Aided Diagnosis

Kunio Doi

Kurt Rossman Laboratories for Radiologic Image Research
Department of Radiology
The University of Chicago
Chicago, IL, U.S.A.

During the last 100 years since the discovery of x-rays by W. C. Roentgen, medical imaging has contributed significantly to progress in medicine, particularly in diagnostic radiology. The contributions include many different imaging modalities, such as ultrasound, computed tomography, magnetic resonance imaging, radionuclide imaging, and conventional radiography. It is very clear that medical imaging has now established an important role in radiologic diagnosis and in interventional radiology for treatment of many illnesses.

From the standpoint of imaging science, the major achievements in medical imaging technology might seem to lie in the actual production of medical images. Many different kinds of images have been produced with devices and systems that were developed on the basis of a broad variety of physical and chemical principles, most of which were discovered in the present century. However, modern medical imaging technology includes not only image production, but also image processing, image display, image recording and storage, and image transmission. Thus, image production is only one area of many in modern imaging science and technology.

After medical images have been produced by various modalities, they are presented to a physician (usually a radiologist) for interpretation and a subsequent diagnosis as to the medical condition of a patient. This diagnosis is the result of a decision-making process by the radiologist, who has specialized medical knowledge and experience. Thus, from a physician's standpoint, image interpretation and decision-making has been considered the most important process in diagnostic radiology. However, during the last 100 years, imaging science and technology were not able to contribute much to this important process.

One may expect that imaging science and technology will make further progress in the next 100 years, and that it will contribute significantly to the process of image interpretation and diagnostic decision-making. It is likely that this contribution will be realized through what is called computer-aided diagnosis (CAD). Computer-aided diagnosis is a relatively new concept which has been developed largely during the last 10 years and is growing rapidly in diagnostic radiology and medical physics.

CAD may be defined as a diagnosis made by a radiologist who takes into account the results of quantitative computer analysis of medical diagnostic images. The aim of CAD is to improve the diagnostic accuracy and the consistency of image interpretation by a radiologist, who uses computer output as a "second opinion". With computer output that points to a subtle lesion, the radiologist may be reminded to detect such a lesion, which could otherwise be missed. With quantitative data concerning the clinical basis for certain patterns, the radiologist would be better informed regarding the significance of normal or abnormal patterns.

In the development of various CAD schemes, which may also be called computer vision approaches, it is necessary to employ image-processing and information-processing techniques for quantitative analysis of images. In addition, it is necessary to understand the medically relevant content of medical images on the basis of technical features. For example, for detecting lesions by computer, it may be useful to devise approaches that are similar to those which radiologists employ in their clinical task. Hence, to distinguish between normal and abnormal patterns, it may be useful to learn from radiologists and to quantify the kinds of image features they recognize and use to make their clinical judgements.

However, one should not underestimate the very difficult task of understanding the contents of medical images in physical and technical terms. There are many imaging modalities, many different body parts to be examined, many different types of abnormalities and their variations, as well as variations in normal patterns. Theoretically, when the contents of medical images as well as the highly sophisticated information-processing steps in radiologists' brains are understood from technical standpoint, it is possible to develop algorithms that can perform detection and recognition tasks at a level comparable to that which radiologists can achieve.

In practice, it is likely to take a very long time to understand most of the complex processes involved in radiologists' image interpretation tasks because, even for a given single image, it is common for a radiologist to perform multiple, parallel operations in the detection, recognition, and classification of many different kinds of abnormalities. Therefore, the current effort in CAD research is concentrated on relatively simple and limited tasks such as the detection of breast cancer in mammograms and the detection of lung cancer in chest radiographs.

The goal in current CAD research is generally to develop algorithms, devices, and systems that will achieve these simplified and limited tasks. For industrial research and development, a short-range target is to develop a practical CAD system and to test its clinical usefulness in a hospital. However, as a long-range target, it is probably more important to establish a new field of imaging science that is based on technical understanding of the contents of medical images. In essence, the major task for this new field of medical imaging science is to translate the knowledge of image interpretation accumulated in the radiologists' brains into the concepts and terminologies understandable by physicists, computer scientists, and engineers. Therefore, it is absolutely necessary to have close collaboration between radiologists and physicists.

In the development of efficient methods for various CAD schemes, it will be useful to employ new techniques and new technologies for information processing and image processing such as artificial neural networks, wavelet transform techniques, and fractal analysis. In the future, it will be important to incorporate new -- perhaps presently unknown -- mathematical and computational tools into CAD schemes. High-speed computers are essential for implementation of these schemes.

Over the last ten years or so, we have been working on the development of CAD schemes for detection of breast lesions in mammograms and for many other computerized analyses of radiologic images. Our recent results are highly promising. For example, the current sensitivity in detection of subtle microcalcifications in digitized mammograms is about 85%, with a false-positive rate of less than 1.0 per mammogram. The CPU time is about 10-20 seconds when a high-speed workstation is used. These results indicate that a large-scale clinical evaluation of an intelligent workstation with such a capability is now justified to determine its potential utility in the clinical aspects of mammographic examination.

On November 8, 1994, we implemented the first prototype intelligent mammography workstation in the mammography section of our radiology department at the University of Chicago. Since then, we have analyzed more than 20,000 mammograms from more than 5,000 screening cases. The initial results are very encouraging. Among the first 1,000 screening cases, seven breast cancers were confirmed. Our computer vision approach detected six of these cancers. In addition, two cases with subtle clustered microcalcifications were detected by the computer, though missed by a radiologist. These two patients are currently being followed by our radiologists.

Full Field Digital Mammography

Andrew D.A. Maidment, Ph.D.

Thomas Jefferson University, Dept. of Radiology
Philadelphia, PA, USA

I. Introduction

It has been estimated that in the United States (1), a woman's lifetime risk of developing breast cancer is 1 in 8, while in Brazil the risk is approximately 1 in 20. Worldwide, breast cancer is the greatest cancer-related cause of death of woman. There is evidence that both the mortality and the morbidity resulting from breast cancer can be reduced with early detection (2-4). While many imaging modalities have been investigated for the diagnosis of breast cancer, screen-film mammography is currently the most sensitive modality available for the early detection of this disease (5-6). Unfortunately, screen-film mammography suffers from the technical factors which can limit the detection of cancers.

II. Screen-film mammography

In Figure 1, a conventional screen-film mammography imaging system is illustrated. A molybdenum target x-ray tube and molybdenum filter are used to produce an x-ray spectrum which is almost monoenergetic due to the characteristic molybdenum radiation. The image is recorded on a screen-film cassette in conjunction with a reciprocating grid. The phosphor screen is used to convert the x-rays to light which then exposes the film.

In this configuration, the film acts as the detector, the display device and the storage medium, and its performance necessarily represents a trade-off between these functions. The detection of subtle lesions using a screen-film mammography system is limited by insufficient film latitude, film granularity noise, and dose-inefficient scatter rejection by the grid (7). Even with firm compression of the breast, the range of exposures that is present at the exit surface of the breast exceeds the range over which the gradient of the screen-film combination is near maximum (the film latitude). Hence, highly attenuating and highly transmissive regions of the breast are often imaged with sub-optimal contrast. In addition, film granularity noise is nearly equal to x-ray quantum-noise at zero spatial-frequency, reducing the detection of low contrast objects. Thus, there is sub-optimal visualization of cancers in approximately 50% of woman, that is, those whose breasts are predominantly composed of dense, glandular tissues. Screen-film mammography also suffers from technical factors which limit the visualization of microcalcifications, a mammographic feature which results in the detection of approximately half of all cancers. At high spatial-frequencies, the magnitude of film granularity noise exceeds that of x-ray quantum noise, reducing the detectability of small objects. Finally, the use of a radiographic grid to reduce scattered radiation necessitates a 90-150% increase in dose to the breast. The limitations of screen-film mammography imaging systems can be overcome with a digital mammography imaging system in which image acquisition, display, and storage are performed independently. Since these tasks are independent, separate optimization of each task is possible.

III. Detector requirements for digital mammography

A digital mammography imaging system must be capable of producing high contrast images of soft tissue lesions, while maintaining high spatial-resolution to detect fibrils and microcalcifications. These requirements must be met while producing images in a short period of time to avoid motion artifacts. Furthermore, the radiation dose to the breast must be comparable to screen-film mammography.

The spatial resolution of a digital detector will depend in part on the size of the pixels, and their center-to-center spacing. The number of pixel elements is determined both by the pixel spacing, and the size of the image receptor that is necessary to image the entire compressed breast. Since current screen-film mammography systems have a format of either 18 x 24 cm or 24 x 30 cm, it is appropriate to consider similarly sized digital detectors. Current screen-film systems have a limiting resolution of approximately 20 line pairs per millimeter, requiring pixels on the order of 25 μm . However, the full limiting resolution of a mammographic screen-film system is not

utilized because the low-contrast objects found in the breast are limited not by spatial resolution but by contrast or signal to noise ratio (S/N). Currently, there is no consensus as to what limiting resolution is necessary for digital mammography. It is commonly believed that 10 line pairs per millimeter is sufficient, however this remains a topic for research. In Figure 2, the results of a contrast-detail experiment are shown. In this experiment, a state-of-the-art screen-film image and a digital image were acquired with equivalent mean glandular dose. The digital system allows detection of both smaller objects, and lower contrast objects than the screen-film system. It is only for very small high contrast objects that the screen-film system will have better detection than the digital system. In fact, most digital imaging systems are able to identify high contrast objects that span a fraction of a pixel. However, such a system will be unable to distinguish two such objects which are separated by distances on the order of a fraction of a pixel.

In a digital imaging system, the detectability of objects is limited by the S/N of the recorded image. Thus the imaging system should be optimized to transfer the maximum S/N. As described above, screen-film systems are not x-ray quantum-noise limited above 1 to 2 mm⁻¹. Thus the detection of small, low-contrast objects is limited by the characteristics of the screen and film, rather than the radiation dose used. A well designed digital imaging system is x-ray quantum-noise limited to high spatial frequencies, and as a result the detectability of objects is always governed by the radiation dose rather than the resolution or noise properties of the imaging system. The design requirements for achieving x-ray quantum-noise limited performance are described below.

IV. Acquisition geometries for digital detectors

There have been four proposed geometries for digital mammography detectors. These are scanned-point detectors, scanned-slit (line) detectors, scanned-slot (multiple-line) detectors, and scanned or stationary area detectors. A comparison of the performance of these detectors is provided in Figure 3. In this comparison, we considered a realistic target x-ray tube, with restrictions to both the instantaneous heat load and the x-ray tube housing cooling rate. We further assumed that all of the detectors had pixels of size 50 μm. In this instance, a 18 cm x 24 cm image produced by a point-scanned system would require 1.7×10^7 individual x-ray exposures, while only a single exposure is required in the case of an area detector. The result is that point-scanned and slit-scanned detectors are impractical because of their long scanning time. Slot-scanned detectors and area detectors are feasible, but the larger detector area results in increased detection of scattered radiation and a reduction in contrast. In Figure 4, we show the effect of slot width on scatter-to-primary ratio (SPR), and on the scanning time. Choice of a slot geometry requires a trade-off between scan time and scatter rejection.

V. Scanned-slot detectors

Scanned-slot digital mammography systems have been developed at the University of Toronto (8) and Fisher Imaging Corporation (Denver, CO, USA). This approach allows one to acquire a digital mammogram by scanning, in a time which is acceptable for clinical imaging. Scanned-slot systems were originally proposed because they could be constructed from components which were currently available. However, the scanned-slot approach is also desirable due to the dose-efficient reduction of scatter. Such a system is illustrated in Figure 5. The radiation beam is confined to a slot of dimensions 3.2 mm x 24 cm. After transmission through the breast, the x-rays interact in a phosphor screen and the emitted light is conducted through a fiberoptic taper to a CCD array. The fiberoptic taper provides a demagnification between the phosphor and the CCD of approximately 1.6 to 1. The choice of the demagnification is governed by the pixel size of CCD, the desired pixel size at the entrance plane of the detector, and the efficiency with which light is coupled from the phosphor screen to the CCD (9).

Careful consideration is required in optically coupling a phosphor screen (10-11). Every stage must be evaluated from when the x-ray energy is converted to light, to when that light energy is recorded in the CCD as photo-electrons. A minimum of one photo-electron per x-ray interaction must be recorded to ensure that the x-ray quantum-noise is the dominant noise source. However, this is only true at zero spatial frequency. If x-ray quantum-noise limited performance is required at higher spatial frequencies, then a greater coupling efficiency is required. We have shown that at least 10 photo-electrons per x-ray interaction are required for digital mammography (12). The current detector designs meet this requirement.

In a scanned-slot system, an image must be acquired by scanning the detector in a continuous motion. To scan an x-ray image across the breast in this fashion requires a time-delay integration (TDI) CCD image array. Such a CCD operates by translating the electronic representation of the image across the array at the same speed at which the optical image is moved. This concept is illustrated in Figure 6, where it can be seen that as time increases, the charge associated with any particular structure increases (or is integrated).

At the junction between fiberoptic tapers, it is necessary to join the images together. In order to ensure that no signal is lost across this junction, the connection is tapered at a 45° angle. In this way, the signal across the junction is split between multiple CCDs and may be recombined afterwards without a gap in the image. Our detector acquires images by scanning from the chest wall towards the nipple. The detector is approximately 24 cm wide, and can scan at least 18 cm. Using a $42\ \mu\text{m}$ pixel size will result in an image which contains 5700 by 4300 pixels. The current system has a dynamic range of approximately 5,000 to 1, and each pixel is digitized to 12 bits. The large size of these images currently exceeds the capabilities of computer displays. At the present time, whole breast digital images must be displayed at a resolution which is reduced by a factor of 2. Full resolution display can only be achieved through panning the image. Fortunately, film laser printer technology for digital mammography is readily adaptable from existing hardware, and several manufacturers now have prototype units available.

VI. Area detectors

Most recent research efforts had been focused on area detectors. Such detectors have assumed one of two forms. The first is a modification of the phosphor-optics-CCD approach, in which a 2-dimensional CCD camera is coupled via fiber optics to a phosphor screen. In such an approach, the choice of the magnification is very important, for as is shown in Figure 7, the number of electrons per x-ray interaction (C_D) recorded is inversely dependent upon the square of the optical demagnification. Since few large CCD arrays are available, researchers have either taken a single CCD array and translated it through multiple positions to acquire a full-field image, or have used a mosaic of CCD arrays to generate a complete image. The former approach is difficult because accurate movement of the detector is required to allow artifact free image reconstruction. This difficulty is compounded by the time required to translate the detector. During this time, the patient may move, and then tissue is either replicated or missed when the adjacent image area is acquired. The latter approach is being investigated by Bennett X-ray (Long Island, NY, USA), and is more robust since only a single exposure of the breast is required. However, the process of abutting two fiberoptic tapers results in a small dead space. This dead space can span 50 to $200\ \mu\text{m}$. As a result, small linear regions in the breast will not be imaged. Currently, this deficit is overcome by averaging pixel values across these lines. However, additional research is ongoing with regard to improved abutting techniques.

More recently, researchers have begun looking at large area thin film transistor arrays for imaging the breast. Such detectors consist of a 2-D switched array of thin film FET transistors. Superimposed upon this array is an x-ray sensitive material. Groups at the University of Michigan, and General Electric Medical Systems (13) (Milwaukee, WI, USA) are investigating an approach whereby a CsI phosphor screen is optically coupled to light sensitive FET arrays. A second approach, developed at the University of Toronto (14), uses a selenium photoconductor coupled to the transistor array. A 5 kV potential is applied to the selenium, which is then discharged regionally by the x-rays. An image is formed by measuring this discharged voltage on a pixel-by-pixel basis. The use of selenium provides two benefits. First, its high atomic number ($Z = 34$) provides good x-ray attenuation. Secondly, the electrons generated by the x-ray photons travel in accordance with the electric field in the selenium, and therefore dispersion of charge is limited. This is illustrated in Figure 8, where it can be seen that the point spread function for a selenium detector, will be much more peaked than the point spread function for a phosphor based detector. In a selenium detector, the only degradation to resolution should be related to the focal spot size, and the sampling aperture function which is proportional to the size of the pixels.

An obvious trade-off exists for full-field detectors due to the increased detection of scattered radiation. At this time, it is unclear whether scatter rejection methods are required in a digital imaging system, although initial results seem to indicate that scatter removal is necessary. As a result, most of the full-field digital systems are being used with a reciprocating grid, and as such, suffer the same dose penalties as film.

VII. Conclusion

In conclusion, digital mammography systems have demonstrated the potential to overcome the limitations associated with film, in the research laboratory. This is possible because each of the components of acquisition, display, and storage can be separately optimized. Several approaches have been proposed for acquiring full-field digital images including scanned-slot systems, and area detector systems. Such systems are only just becoming available. In the near future, initial results from clinical trials will be available. It appears that the greatest benefit from the digital systems will be improved image quality for woman with dense glandular breasts, providing the potential for improved detection of cancers. In addition, the reduction of system noise at higher spatial-frequencies will allow improved detection of calcifications over film, despite the reduced limiting resolution of the full-field digital mammography imaging systems. It is clear that this topic will continue to generate new research for many years to come.

References

1. R. Reynolds, "Cancer statistics", *JNCI*, **84**(19), 1470-1471 (1992).
2. S.A. Feig, "Decreased breast cancer mortality through mammographic screening: Results of clinical trials", *Radiology*, **167**, 659-665 (1988).
3. S. Shapiro, et al., "Current results of the breast cancer screening randomization trial: The health insurance plan of Greater New York study" in *Screening for Breast Cancer* (Toronto, Hogrefe International, 1988).
4. L. Tabar, et al., "Update of the Swedish 2-county program of mammographic screening for breast cancer", *Rad. Clin. North Am.*, **30**(1), 187-210 (1992).
5. E.A. Sickles, "Breast imaging: A view from the present to the future", *Diagn. Imag. Clin. Med.*, **54**, 118-125 (1985).
6. D.B. Kopans, "Non-mammographic breast imaging techniques: Current status and future developments", *Rad. Clin. North Am.*, **25**(5), 961-971 (1987).
7. R.M. Nishikawa, et al., "Scanned projection digital mammography", *Med. Phys.*, **17**(5), 717-727 (1987).
8. A.D.A. Maidment, M.J. Yaffe, *et al.*, "Imaging performance of a prototype scanned-slot digital mammography system". in *Medical Imaging VII: Physics of Medical Imaging*, Proc. SPIE, **1896**, 93-103 (1993).
9. A.D.A. Maidment, R. Fahrig, and M.J. Yaffe. "Dynamic range requirements in digital mammography". *Med. Phys.* **20**, 1621-1633 (1993).
10. A.D.A. Maidment and M.J. Yaffe. "Analysis of the spatial-frequency-dependent DQE of optically-coupled digital mammography detectors". *Med. Phys.* **21**, 721-729 (1994).
11. A.D.A. Maidment and M.J. Yaffe. "Analysis of signal propagation in optically-coupled detectors for digital mammography: I. Phosphor Screens". *Phys. Med. Biol.*, **40**, 877-889 (1995).
12. A.D.A. Maidment and M.J. Yaffe. "Analysis of signal propagation in optically-coupled detectors for digital mammography: II. Lens and fibre optics". *Phys. Med. Biol.*, **41**, 475-493 (1996).
13. H. Rougeot, "Direct x-ray photo-conversion processes" in *Digital Imaging*, 49-96 (Medical Physics Publishing, Madison, WI, 1993).
14. W. Zhao, *et al.*, "Flat panel detector for digital radiology using active matrix readout of amorphous selenium", *Physics of Medical Imaging*, Proc. SPIE, **2708**, 523-533, (1996).

Figure 1: A schematic of a conventional screen-film mammography imaging system.

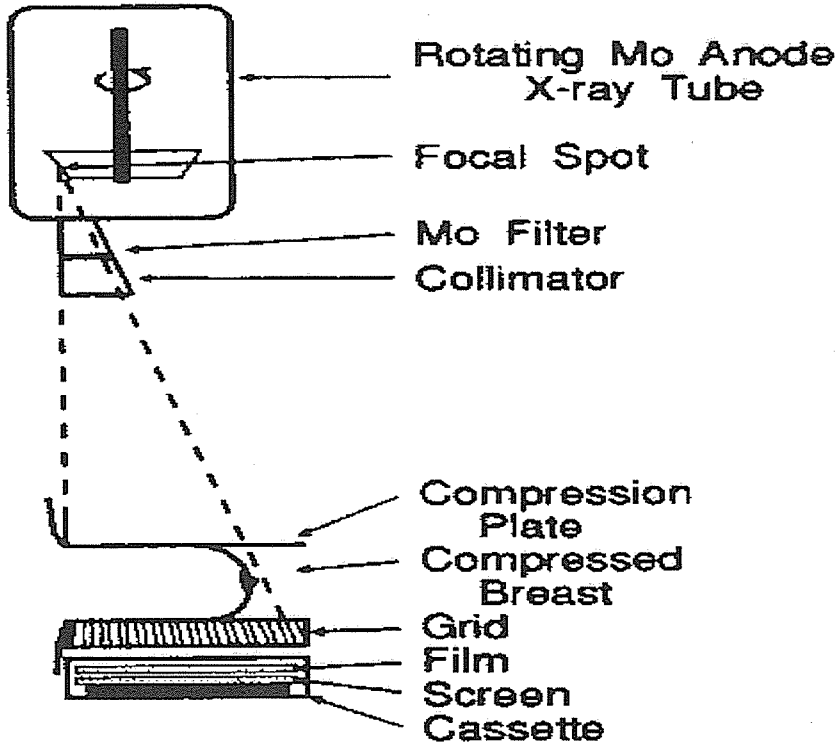


Figure 2: The results of a contrast-detailed experiment comparing the detectability of low-contrast objects for a screen-film and a digital mammography imaging system. The digital system demonstrates improved detection of small low-contrast objects.

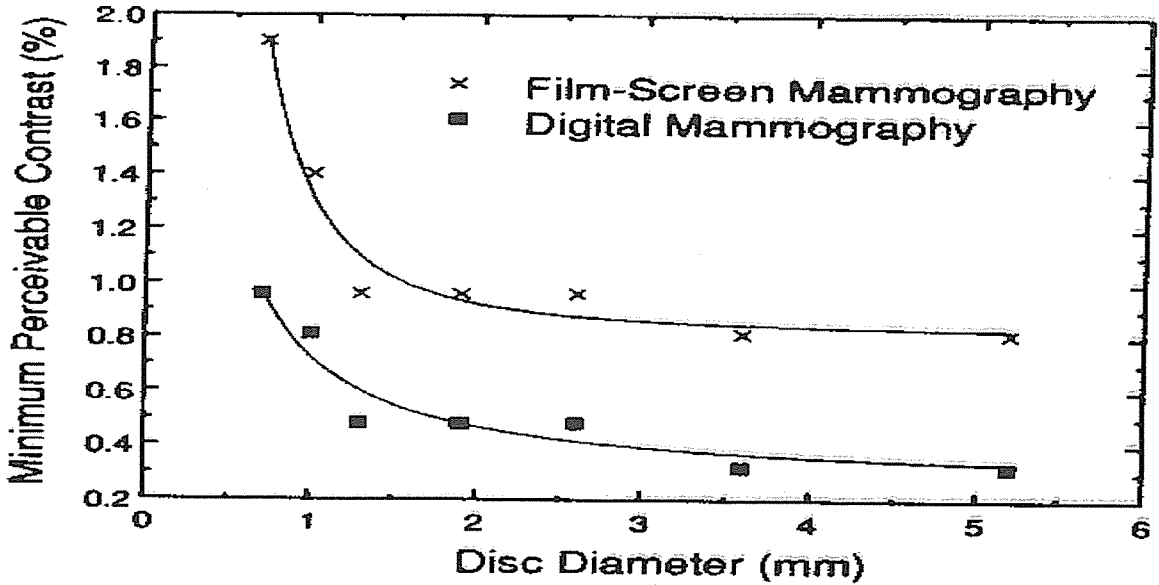


Figure 3: A comparison of the performance of detectors in a scanned-point, scanned-slit, scanned-slot and area format. The calculations of scanning time were based upon the use of a single type of x-ray tube, and a 50 μm pixel size.

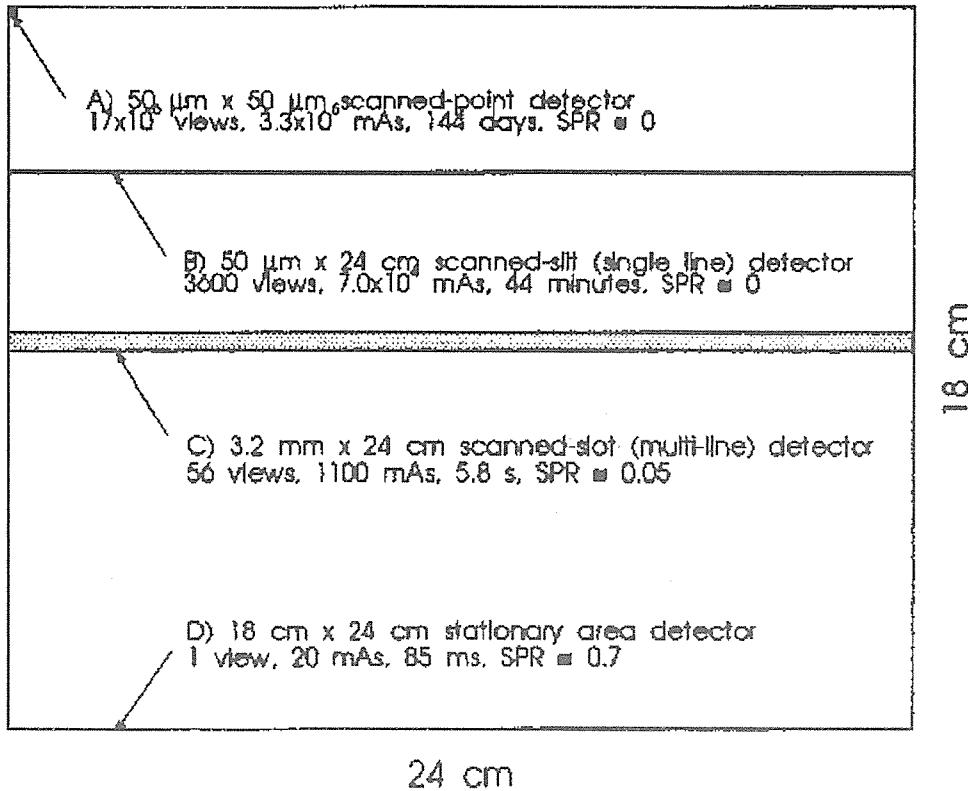


Figure 4: Demonstration of the effect of slotwidth on scatter-to-primary ratio and scanning time. The choice of an appropriate slotwidth requires a trade-off between scan time and scatter rejection.

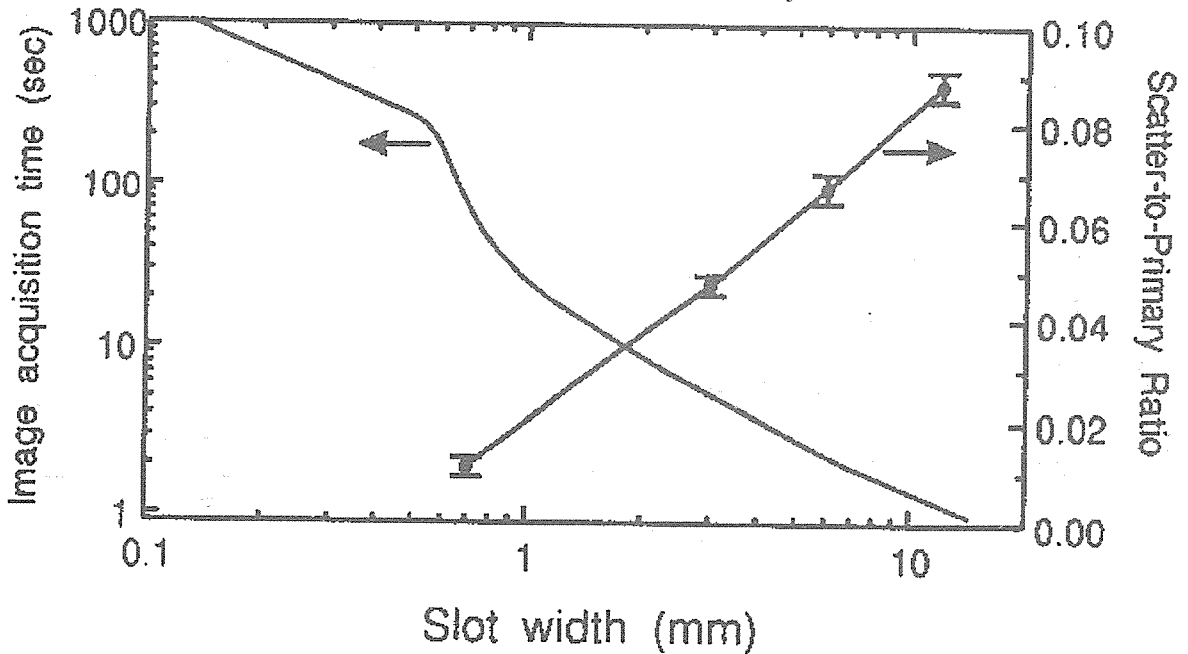


Figure 5: A schematic illustrating the design of a scanned-slot digital mammography imaging system. The system is shown in two views. The collimated x-ray beam is scanned from the chest wall to the nipple.

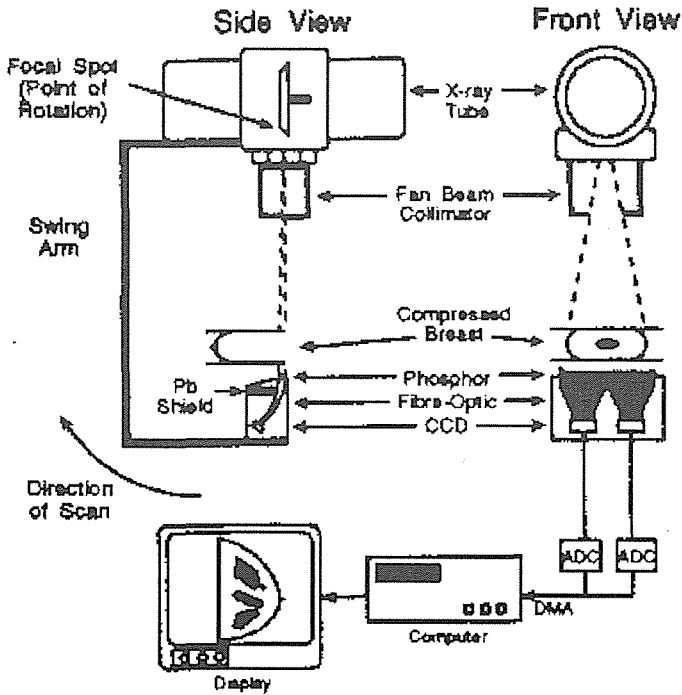


Figure 6: An illustration of time-delay integration CCD image operation. The image is acquired by translating the projected image across the CCD at the same speed as the CCD is moved. In this way, the charge is stationary with respect to the image and is integrated over time.

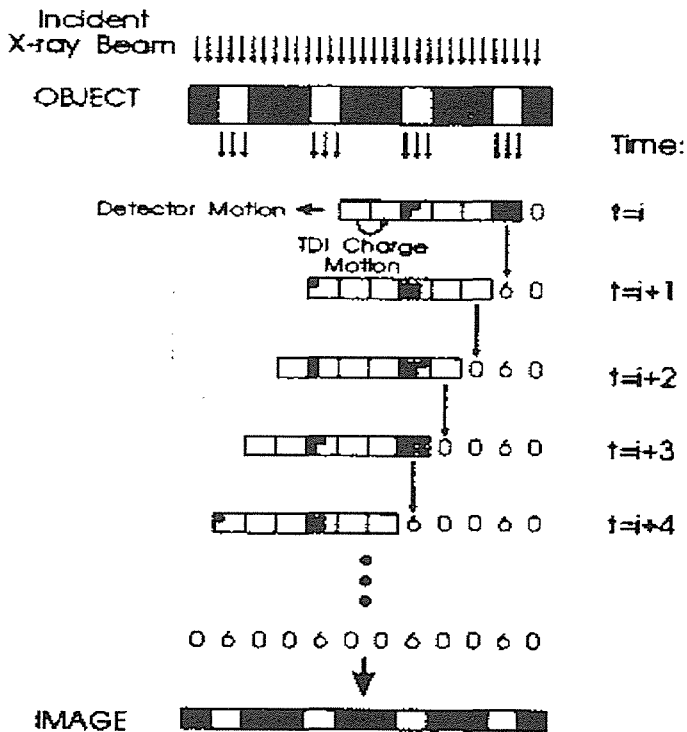


Figure 7: The effect of demagnification upon coupling efficiency (C_D) for lens and fiberoptic coupling.

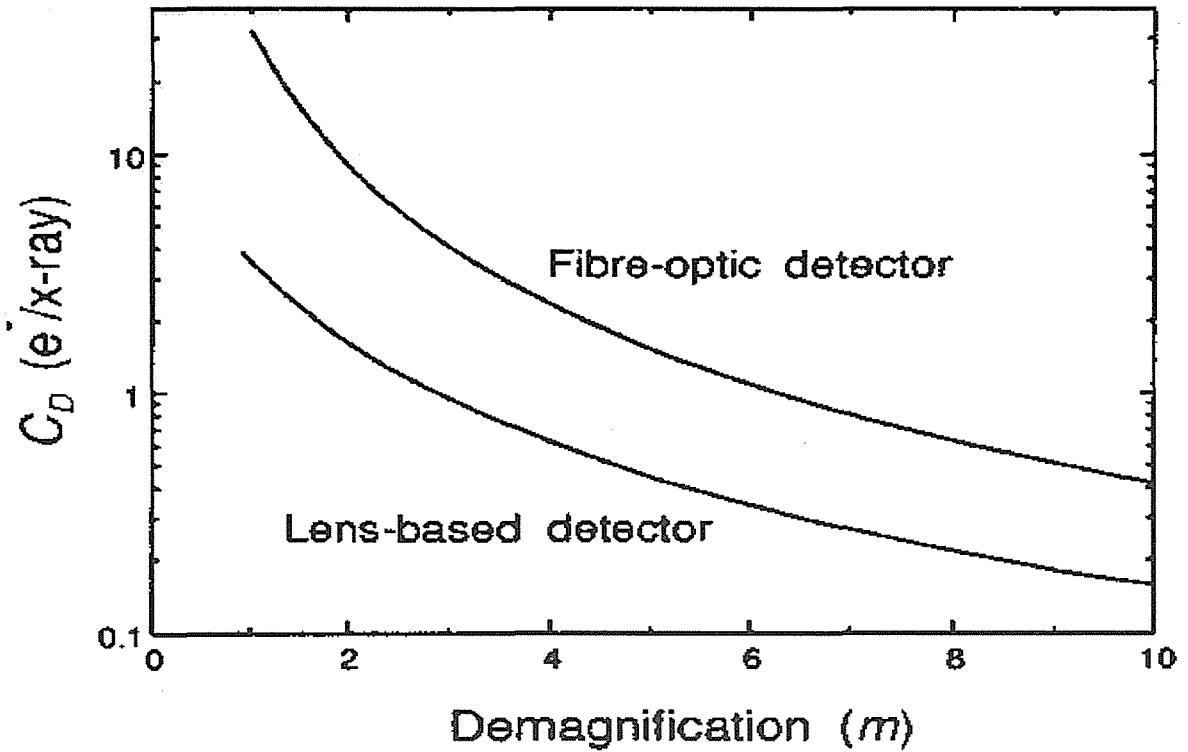
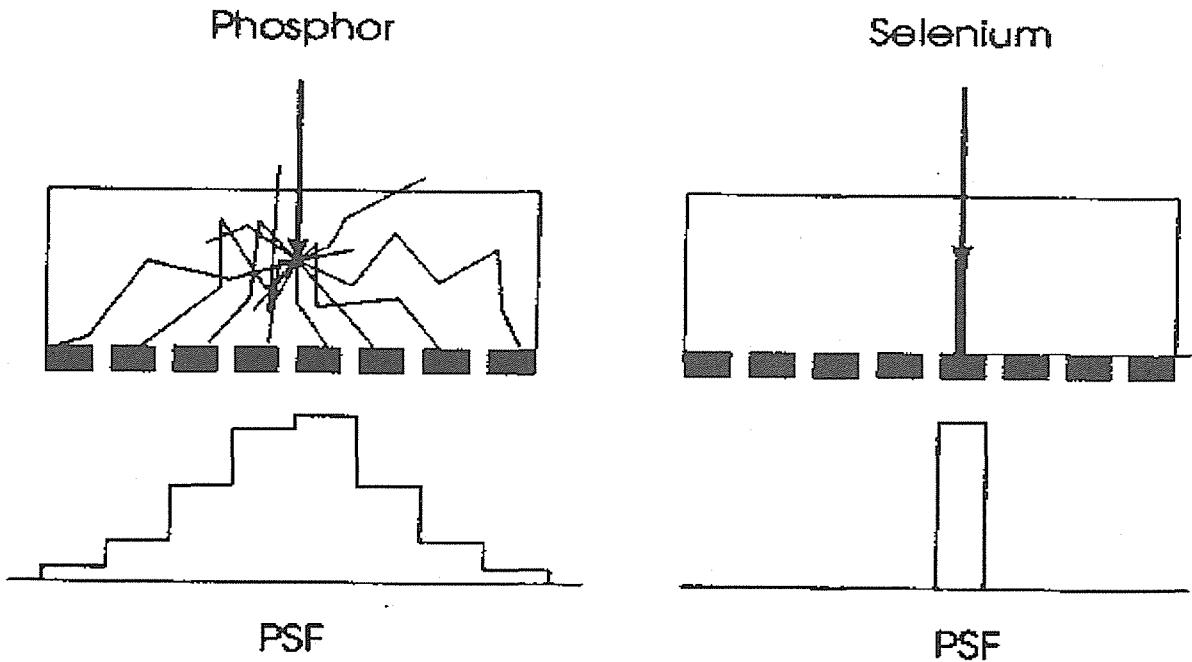


Figure 8: An illustration of the point-spread function for a phosphor screen and a photo-conductor (selenium). The charge generated in the selenium does not disperse and therefore results in an improved point spread function than the phosphor screen, where light is emitted through random scattering.



Doppler Ultrasound: Physics, Instrumentation, and Clinical Applications

David H Evans

Department of Medical Physics, Faculty of Medicine, University of Leicester, Leicester, UK.

E-mail: dhe@leicester.ac.uk

Abstract - Doppler ultrasound has made rapid progress over the last ten years, and is no longer a technique confined to research laboratories and specialist centres. Doppler ultrasound can be used to detect, measure and image flow. A wide variety of instruments and signal processing techniques have been developed and are available in commercial machines, and the Doppler method has influenced practically every branch of medicine. Interesting developments include its use as a monitoring technique, its use to detect and classify arterial emboli, and the introduction of ultrasonic contrast agents which have the potential to widen the scope of Doppler ultrasound yet further. Doppler ultrasound is a particularly interesting technique from the biomedical engineer's point of view because significant advances can be achieved without the financial investment associated with many other modern diagnostic techniques.

Introduction

An increasingly important use of ultrasound in medicine is that of monitoring, measuring or imaging moving structures, and particularly blood flow within the body, using the Doppler technique. The Doppler principle was first described in the nineteenth century and now has many applications in astronomy and physics. Essentially it states that when an observer moves towards a source of waves, the frequency he measures is higher than that transmitted by the source, and when he moves away the frequency he measures is lower.

The Doppler effect is modified slightly in its use in medical ultrasound where the source and the observer of the ultrasound (the Doppler transducers) are at rest with respect to each other, but the waves of ultrasound are reflected from targets that are moving with respect to both. In such a case it can be shown that the difference between the transmitted frequency f_t , and the received frequency f_r is given by:

$$f_d = f_t - f_r = 2Vf_t \cos \theta / c \quad (1)$$

where V is the velocity of the target, θ the angle between the ultrasound beam and the direction of the target's motion, and c the velocity of ultrasound in tissue. The most important point to note about this equation is that f_d is proportional to the velocity of the target and thus provides a means of studying motion. It is very convenient that, for normal velocities encountered in the body, f_d tends to lie in the audio frequency range (0-20kHz) and this allows an operator to monitor the Doppler signal simply by listening to it, although some further processing of the signal is usually desirable.

Continuous wave Doppler devices

The simplest type of Doppler device is the continuous wave (CW) Doppler that

continuously both transmits and receives ultrasound. Because the transmission is continuous rather than pulsed such instruments have no depth resolution except in the sense that signals from targets close to the transmitter experience less attenuation than those from a distance. In practice the lack of depth resolution is not a problem in many applications where there are a limited number of moving targets along any given line from the transducer, and continuous wave methods have significant advantages over pulse wave methods in terms of simplicity, ability to detect high velocities, and a reduction in ultrasonic dose.

CW Doppler transducers differ from pulse-echo transducers used for standard ultrasonic imaging in two respects; they employ separate transmitting and receiving crystals, and the crystals have little or no damping applied to them so they tend to "ring". The Doppler transducer is coupled to the skin with gel as in pulse-echo work, and the ultrasound beam directed at a region of interest within the body. The returning ultrasound signal, which contains both shifted and non-shifted signals, is received by a second crystal and amplified before being mixed with a signal from the master oscillator. The process of mixing produces signals with frequencies of $(f_t + f_r)$, and the required Doppler shift frequency $(f_t - f_r)$. The mixed signal is low-pass filtered to remove the unwanted high frequency components, amplified, and either used to drive a loudspeaker or sent for further processing.

Most modern Doppler instruments have additional circuitry that determines the direction of flow and separates the forward and reverse components of flow, and the reader is referred to Evans et al (1) for further details of this and other instrumentation.

Pulsed wave Doppler devices

In many instances it is useful to be able to control the depth within the tissue from which a Doppler signal is gathered. This is achieved by pulsing the ultrasound and only accepting echoes whose times of flight correspond to the range of depths of interest.

The basic design of a pulsed wave (PW) Doppler instrument is slightly more complex than a CW system. The signal from a master oscillator is gated under the control of a pulse repetition frequency (PRF) generator. Fairly high PRFs are used in Doppler work because of the Nyquist limitation which requires that a signal (in this case the Doppler signal) be sampled at at least twice its maximum frequency for its correct interpretation. The length of time that the transmitting gate remains open depends on the range of depths from which signals are required and is usually sufficient for a number of complete cycles to be transmitted. The amplified pulse is used to drive a transducer, which is similar in construction to those used for pulse-echo imaging work, and which unlike CW transducers contains only one crystal. Signals returning from the tissue are amplified and then fed to a receiving gate which is opened after an operator-determined delay to admit signals to the mixer. It is this delay between transmission and the opening of the gate which determines the depth from which the signals are gathered, whilst the time for which the gate is left open, taken together with the length of the transmitted pulse, determines the sample volume length. The output from the mixer is sampled during the time the receive gate is open and then filtered, amplified and sent for further processing.

PW units are used in two distinct fashions. Either the sample volume is made sufficiently large to encompass the entire blood vessel (or other region containing movement), or it is made much smaller than the vessel size to enable flow in just one part of the lumen to be probed. In the former case the range discrimination is used to reject signals from other nearby structures, whilst in the latter the high spatial resolution is used to extract information about flow in a specific part of the vessel. It is also possible to use a number of narrow gates across a vessel lumen to build up images of the instantaneous velocity profiles it contains.

Duplex scanners

Duplex scanners are devices that combine a pulse-echo scanner with Doppler equipment. When used in the duplex mode the

B-scan image is used primarily to guide the Doppler beam and to place the Doppler sample volume at a known anatomical site. A cursor is superimposed on the B-scan image which shows the direction that the Doppler beam is pointing or will point and, if the Doppler is pulsed wave, the position of the sampling gate. Once the operator is satisfied with the position of the sample volume, the image is frozen and the Doppler turned on. Depending on the type of scanner in use the operator may then be able to make adjustments to the position of the sample volume using either the frozen image, a regularly updated image, or even an apparently real-time image.

Duplex scanners were a major step forward for Doppler ultrasound, both because they allow the choice of the exact site from which a signal is recorded, and because they allow the measurement of the angle θ which the ultrasound beam makes with the flow (or rather vessel) axis. In the case of larger vessels the imaging facility may also be used to measure vessel diameter. The ability to choose the sampling site under visual control allows the operator to gather signals from sites which previously could not be reproducibly selected. The ability to measure the Doppler angle allows the Doppler frequencies to be converted to velocities (using equation 1), and if the vessel diameter can be measured and its cross-sectional area calculated, the measurement of volumetric flow is possible.

Duplex probes are manufactured in a variety of configurations. The imaging transducer may be a mechanical sector scanner, a phased array or linear array system. The Doppler transducer may be separate from the imaging transducer or may use the same crystal. Modern transducers tend to use the same crystals, but whilst this has advantages in terms of compactness, flexibility and reliability, it also has two disadvantages. In general the optimal angle for imaging blood vessels (i.e. 90° to the vessel) is not the same as that for measuring the Doppler shift (i.e. $30^\circ - 60^\circ$), and transducer which do not have separate Doppler crystals are quite restricted in the degree of angular off-set they can produce. Also probes which use the same elements for imaging and Doppler measurements must compromise performance in one or other area and often have excessively high output powers in the Doppler mode due to the heavy damping necessary to produce short pulses.

Doppler colour flow mapping

The introduction of Doppler colour flow mapping has completely revolutionised Doppler ultrasound so that it is no longer a technique mainly confined to specialist centres. The technique combines pulse-echo B-scanning with real-time Doppler mode B-scanning. The pulse-echo information is used to produce an ordinary grey-scale image, whilst the Doppler shift information from all or part of the scan area is superimposed as a colour image. Different shades of blue and red represent different velocities away from and towards the probe respectively. The scanning may be mechanical or electronic, and the same transducer is used to collect both the imaging and Doppler information. The method has had a particularly large impact in cardiac studies where it has speeded up conventional Doppler examinations, and has been particularly valuable in defining the severity of regurgitant lesions, and shunt sizes in patients with intracardiac communications. Colour flow mapping also has many applications elsewhere in the body, and is now regarded as an almost essential adjunct to standard B-scanning.

It is important to realise that colour flow mapping is subject to the same physical limitations as conventional Doppler studies. The detected Doppler shift is of course proportional to the cosine of the angle between the ultrasound beam and the direction of the motion (equation 1) and therefore the same colour in different parts of a Doppler image does not necessarily correspond to the same velocity. Also aliasing, resulting from insufficiently high pulse repetition frequencies, will result in complete misrepresentation of both the direction and speed of flow.

The Doppler signal

The simple equation relating the Doppler shift frequency to velocity (equation 1) is usually written in terms of a single target velocity, but in practical Doppler applications there are always a multitude of reflectors or scatterers in the Doppler sample volume and therefore the Doppler shift signal consists not of a single frequency as suggested by equation 1, but a spectrum of frequencies. In the case of blood flow, the frequency spectrum would ideally correspond in shape to a velocity histogram of the blood cells within the sample volume, but there are number of mechanisms which may reshape this "ideal" spectrum. Amongst these are non-uniform vessel insonation, attenuation, intrinsic spectral broadening, filtering and aliasing.

Non-uniform insonation

The degree to which a vessel is uniformly insonated will significantly influence the relationship between the Doppler power spectrum and the velocity distribution within the vessel. If the vessel is uniformly insonated, then the two would be of similar shape; if the interrogating ultrasound beam is narrower than the vessel then the slow moving blood cells at the periphery of the vessel will tend to be under-represented in the sample and the higher Doppler frequencies accentuated; if a short pulse length is used with a PW unit then the power spectrum will represent the velocity distribution in a small "region of interest". It is important that the user is aware of these sampling effects because they can lead to incorrect measurement of blood flow velocity and to the misinterpretation of spectral shapes.

Attenuation

Attenuation may distort the Doppler spectrum in a number of ways. The most important of these are related to the effects of attenuation on vessel insonation. If a structure with a particularly high or low attenuation overlies a part of a vessel, then signals from that part are either under- or over-represented in the Doppler spectrum (this is the Doppler analogue of shadowing in pulse-echo work). Further, even under ideal circumstance, an ultrasound wave must traverse more tissue (and less blood) to reach the lateral edges of a blood vessel. Since tissue has a higher attenuation coefficient than blood, signals from the edge of the vessel are more highly attenuated than those from the centre.

Intrinsic spectral broadening

Intrinsic spectral broadening (ISB) is an increase in the spectral width of a Doppler signal unconnected with an increase in the width of the velocity distribution such as that which occurs as a result of flow disturbances. A number of mechanisms may give rise to ISB, but with modern scanners it is the large size of the transducer aperture (designed to produce good focusing and sensitivity) which is the most important. Because the aperture is large even a single target will subtend a range of angles at the different active elements of the transducer and give rise to a range of Doppler shift values. With a range of velocities in the sample volume ISB leads to a "blurring" or spreading of the Doppler spectrum which is exacerbated by large values of the Doppler angle θ . ISB can be particularly troublesome when accurate

measurements of maximum velocity are needed.

Filters

In addition to wanted components, the Doppler spectrum inevitably contains unwanted components, particularly low frequency high amplitude signals which arise from bulk tissue movements, and in particular from vessel wall movement. These signals may be much larger than those arising from blood flow and therefore must be rejected by a high-pass filter. Such filters, often called wall thump filters, usually roll off at about 50-200 Hz. There is no way to distinguish between wanted and unwanted low frequency signals and therefore signals from slowly moving blood are also rejected. This type of distortion of the signal is particularly troublesome in areas where normal velocities are low, such as in the fetus and neonate.

Aliasing

Aliasing has already been mentioned in an earlier section on PW Doppler. It is the misinterpretation of the frequency of a Doppler shift signal due to the use of an insufficiently high pulse repetition frequency (PRF). Aliasing can only be overcome by increasing the PRF, but this may lead to range ambiguity if there is more than one pulse with a significant size propagating in the tissue at the same time. Aliasing is particularly troublesome in cardiology where there is a conflict of requiring a high PRF to measure the Doppler shift resulting from high velocity jets, and requiring a low PRF because of the relatively large distance from which measurements must be made.

Signal processing techniques

The Doppler signal consists of a continuously changing spectrum of frequencies from which information must be extracted. The easiest method of doing so is simply to listen to the signal which conveniently falls within the audio range. Whilst this is attractive in some qualitative applications it is highly subjective, and it is usually better to apply further processing to the signal, either so that it can be visually displayed, or numerical parameters derived from it.

Spectral analysis and the sonogram

The best method of analysing a Doppler signal is to perform a full spectral analysis on it. As explained in the previous section, the Doppler spectrum is related to the velocity histogram of the blood cells within the

ultrasound beam. By calculating the spectrum of the Doppler signal at regular intervals (usually every 5-20ms) and suitably displaying the results it is possible to produce a pseudo three-dimensional display of the signal usually called a sonogram. In this type of display time is plotted along the horizontal axis, Doppler shift frequency (or target velocity) along the vertical axis; the intensity (or colour) of each element of the display (i.e. each pixel) is related to the number of targets moving with the corresponding velocity at the corresponding time. Usually the spectra are calculated using FFT techniques but more sophisticated techniques such as autoregressive modelling and the Wigner distribution have also been used for special applications.

Frequency followers

It is often necessary to reduce the large amount of information contained in the Doppler spectrum to an envelope signal which is a single valued function of time. Envelope signals are of particular value for waveform analysis and for calculating mean velocity or volumetric flow.

The simplest type of envelope detector is the zero-crossing detector. These were at one time to be found in virtually all small Doppler units, but are now generally regarded as being unsatisfactory for all but the most qualitative applications.

True (intensity weighted) mean frequency processors are now much preferred, and have the important property that their outputs are proportional to mean velocity, provided conditions of uniform insonation are achieved. The mean frequency of the Doppler signal may be derived in a number of ways, either by digital calculation from the spectrum or using analogue methods such as the well known Arts and Roevros circuit. The output from a mean frequency follower is influenced by any mechanism which influences the Doppler spectrum itself, the most important of these being non-uniform vessel insonation, high-pass wall thump filters, and finite signal-to-noise ratios.

Maximum frequency followers are also popular, and may be implemented in a number of ways using both analogue and digital techniques. The major advantage of maximum frequency followers is that they are particularly immune to noise, and are not generally influenced by wall thump filters or the shape of the ultrasound beam, they are however particularly sensitive to ISB. Maximum frequency followers are particularly suited to waveform analysis applications, but may also

be the follower of choice for some velocity and flow measurements.

Applications of Doppler ultrasound

Doppler ultrasound is now used in the investigation of blood flow and blood flow disorders in virtually every part of the human body. It has proved to be useful in the investigation of the fetus, the neonate, children and adults alike.

Flow detection

Flow detection is the simplest application of the Doppler method. A simple Doppler unit, usually with just an audible output, is used to establish whether the flow in a particularly artery or vein is present or absent. The most common use of this method is to determine blood pressure, particularly systolic blood pressure in the neonate, and local blood pressure in the lower limb of patients with suspected peripheral vascular disease. In these cases a pneumatic cuff is placed around a limb proximal to the Doppler insonation site and inflated until the Doppler signal disappears. The cuff is then slowly deflated until flow resumes, and the pressure in the cuff noted and taken to be equal to systolic pressure.

Blood velocity and flow measurement

One of the most exciting applications of Doppler ultrasound is the non-invasive measurement of blood flow velocity and volumetric blood flow. There are a number of approaches to these measurements, but at present the vast majority of measurements are made using duplex scanners and so it is these methods that will be considered here.

Velocity and flow may be calculated either from the mean frequency or maximum frequency envelope of the sonogram, but whichever is used the basic scanning method is the same. The vessel is first imaged using the pulse-echo facility of the duplex scanner, and the Doppler sample volume placed in an appropriate part of the vessel. If the mean frequency envelope is to be used to derive the velocity information, it is most important that the sample volume should encompass the whole vessel. The Doppler signals from a number of cardiac cycles are acquired and stored in a digital memory. The operator then measures the angle θ , between the axis of the ultrasound beam and the axis of the blood vessel, and the diameter of the blood vessel at the point from which the Doppler measurements were taken.

The most usual method of calculating the flow from these data is the "uniform insonation

method". This relies on the fact that if the vessel is uniformly insonated then equation (1) may be re-written in terms of the mean Doppler shift frequency \bar{f}_d , and the mean velocity \bar{v} , i.e.

$$\bar{f}_d = 2\bar{v}f_i \cos \theta / c \quad (2)$$

Rearranging this equation gives:

$$\bar{v} = \bar{f}_d c / 2f_i \cos \theta. \quad (3)$$

The mean Doppler shift frequency may be found by averaging the intensity weighted mean frequency envelope over an integral number of cardiac cycles, and the velocity of sound in tissue and the transmitted ultrasound frequency are known, and the angle θ has been measured. Mean blood velocity may be converted to volumetric flow by multiplying it by the cross-sectional area of the vessel. Most usually this is calculated from the measured vessel diameter by assuming it to be circular in cross-section.

Although extremely simple one of the most valuable Doppler methods for quantifying stenoses is the so called velocity ratio method, where the maximum velocity of flow is measured from the stenosis and from an undiseased portion of the same vessel. If the vessel is unbranched then the flow through the two regions must be identical and therefore the velocity ratio is inversely proportional to the area ratio.

Waveform analysis

Although the measurement of volumetric flow is often regarded as the "Holy Grail" of Doppler studies, there is often as much or more to be gleaned from changes in the shape of the Doppler sonogram. This is so for a number of reasons. Firstly accurate flow measurements can be quite difficult to make. Secondly disease processes often disturb the waveform shape before they have any effect on volumetric flow. Thirdly a reduction in flow alone does not give any information as to whether the circulatory changes causing the reduction are proximal to or distal from the site of the Doppler measurement, whereas the waveform shape may give clues to their location.

The sonogram from even a single cardiac cycle contains a vast amount of information, and therefore attempts to recognise and quantify abnormalities are usually restricted either to envelope signals, or to power spectra chosen from specific parts of the cardiac cycle. In each case a multitude of approaches may be attempted and only a few simple methods will be explained here by way of illustration. Once again the interested reader is referred to

Evans et al (1) for a comprehensive survey of available methods.

The most widespread methods of quantifying changes in Doppler waveform shapes are the "pulsatility index" and the so-called "resistance index". Both are very easy to calculate and have proved to be useful in many applications. The pulsatility index was introduced to quantify the damping in the outline of a sonogram that occurs distal to arterial stenoses in the peripheral circulation. It was at first defined in terms of the Fourier components of the envelope waveform, but was later replaced by a simpler but similar pulsatility index (PI) defined as the peak to peak excursion of the waveform divided by its mean height. In normal subjects the PI of Doppler waveforms progressively increase down the leg; in patients with peripheral vascular disease this is not so, and a significant arterial narrowing will cause a decrease in the PI of all waveforms recorded distal to it.

An even simpler index is the resistance index, originally used on waveforms from the common carotid as a method of detecting internal carotid stenosis. This index is defined as $(S-D)/S$, where S and D are the maximum and minimum values of the envelope waveform recorded during the cardiac cycle.

Imaging

Doppler methods can be used to image vessels in a number of ways. The simplest is to perform a raster scan over the skin surface with a CW Doppler probe attached to a position-sensing gantry. Using the Doppler shift information and the co-ordinates of the Doppler probe it is then possible to build up a type of C-scan of underlying blood vessels either as a bistable image or one which is colour coded in accordance with the size and direction of the Doppler shift. Scans in other planes may also be produced by the use of PW Doppler units, but in general these simple Doppler images have been superseded by other techniques. Duplex scanners combine high quality pulse-echo images with Doppler information, whilst Doppler colour flow mapping systems produce real-time Doppler images superimposed on conventional B-scan images. Both these devices were described earlier.

Monitoring Applications

Two major advantages of the Doppler technique are that it can be carried out with relatively simple equipment, and that it is non-invasive and can therefore be used to observe changes over a period of time. This makes it

ideal as a monitoring technique, and we have used it extensively for monitoring blood flow in arterial grafts post-operatively, for monitoring changes in cerebral blood flow in premature babies, in adults with severe head injuries and in patients who have undergone carotid artery surgery. This aspect of Doppler ultrasound has been slow to catch on but has tremendous potential.

Embolus detection

Doppler ultrasound can be used to detect emboli circulating in the blood stream, and this has proved to be of value in a number of areas, perhaps most notably in detecting and classifying emboli occurring during carotid artery surgery which can lead to stroke or even death if appropriate steps are not taken to prevent them.

Contrast agents

Ultrasonic contrast agents, which essentially consist of stabilised micro-bubbles promise to have a large impact on ultrasound imaging, but also on Doppler techniques, where they will provide a method of imaging flow in regions where current techniques are insufficiently sensitive, and also as an alternative method of calculating blood flow.

Conclusions

Doppler ultrasound is now an extremely widespread clinical tool, and there is no sign that its phase of rapid development is nearing an end. Indeed there are many exciting areas which are ripe for exploration, and which do not require the vast commercial resources needed for significant advances in many other modern diagnostic techniques.

Further Reading

1 Evans DH, McDicken WN, Skidmore R, Woodcock JP. Doppler Ultrasound: Physics, Instrumentation and Clinical Applications. John Wiley & Sons, Chichester, 1989.

**Telehealth:
Its role in the longitudinal patient record
and continuity of patient care.**

Paul D. Fisher

School of Health Information Science
The University of Victoria
P.O. Box 3050, Victoria, B.C., Canada, V8W 3P5
Voice: (604)721-8575; Fax: (604) 721-1457; Email: PFISHER@HSD.UVIC.CA

Abstract.

The concept of telemedicine, the communication of diagnostic and therapeutic data between physically isolated health care providers using computers and telecommunications, has been superseded by telehealth. Telehealth subsumes not only the traditional ideas of telemedicine but provides a framework for the development of a virtual, longitudinal patient record and for the distribution of health care decision support. Telehealth systems can 1) provide a mechanism for the communication of client data and information to ensure continuity of care across the variety of venues at which health care is provided, 2) promote the development of evidence-based care practices according to comprehensive client outcomes, and 3) ensure uniformity of treatment for various conditions and pathologies through the appropriate application of decision support. Clinical providers, managers and administrators are beginning to realize that the data and information they need to deliver more effective health care, more efficiently can be obtained through appropriately designed and implemented telehealth systems. As health care information systems become more automated the distinction between telehealth care and health care will fade, the “tele” in telehealth will become redundant.

Introduction: Telehealth and Telemedicine.

Telemedicine, in the traditional sense of the word, can be defined as the use of computer and/or telecommunications systems to obtain a diagnostic and therapeutic consultation from a medical expert at a remote location. Telemedicine involves sending observations and raw clinical data (images, electrodiagnostic data, etc.) from a location in which a particular type of medical expertise is either absent or limited, to a location at which the required human expertise is available. The expert would then review the clinical findings and the data and send back his/her diagnosis and/or treatment recommendations.

Teleradiology was one of the first implementations of telemedicine and was widely accepted because of the difficulty non-radiologists have in describing the clinical features of medical images that are important in the diagnostic process. It was found to be more efficient and effective to communicate the original image for interpretation than to base the interpretation on the observations of a non-expert. Teleradiology was used during the recent war between Kuwait and its allies, and Iraq. Radiologists on ships reviewed images sent from the field and returned their observations to medics in the field. The American military was thereby able to keep their experts out of harms way and provide the scarce image interpretation resource over a wide theatre of operations without having to place radiologists at every acute care centre.

While the traditional idea of telemedicine is still a valid one it must be subsumed in the emerging and much more comprehensive concept of telehealth. This will allow the terms to remain consistent with emerging professional and social values concerning health care. Much of the current paradigm for health care delivery and promotion relies on efficient and effective communication of client data across a variety of venues and functions. Telehealth will be a critical feature in the implementation of a health care delivery system in which the concept of health care spans the range from surgical inpatient care to community-based counselling by social workers. The distinction between health and telehealth is beginning to fade as telecommunications and computers become the mechanisms of choice for the communication and management of health care data and information. The “tele” in telehealth is very quickly becoming an anachronism.

Telehealth: Its role in Continuity of Care

Historically, health care has been provided as a series of discrete and, at best, loosely connected encounters. Effectively, the individual was a different client to each of his/her providers and often to the same provider at different times. “Continuity of care” is a concept in which all providers work as a team in the provision of health care to the whole client “from cradle to grave” (Figure 1). While there remain some issues of professional behaviour

that remain to be resolved, realizing this concept will require an effective longitudinal patient record and a robust telehealth system.

There are two ways to implement the longitudinal patient record in a telehealth system. The first is an extension of the repository concept that has gained some popularity in acute care settings. A repository is essentially a large database or set of integrated databases situated at a single location.¹ In an acute care setting the repository is intended to hold all of the client data from all of the departments. The resulting longitudinal client record while limited to acute care is nevertheless available to all of the providers in the facility who have network connections. There are some technical limitations in extending the repository concept to a community-based or regional continuity of care network, most notably bandwidth limitations. While many acute care facilities usually enjoy a local bandwidth of sufficient width to support the communication of this large volume of data

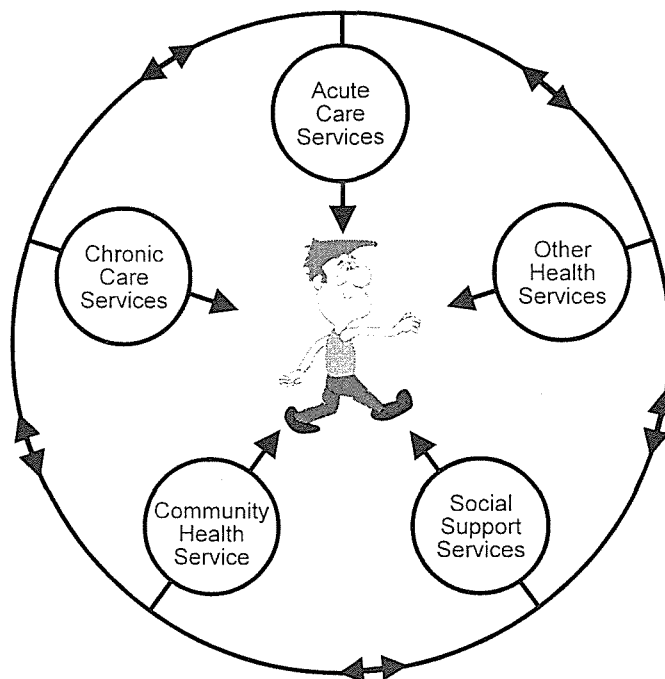


Figure 1 - Data sharing in a continuity of care telehealth

the wide area networks required to support a continuity of care telehealth network, at the present time, do not. The alternative is to reduce the volume of data that is communicated, i.e. determine what constitutes the essential data set (a subset of the longitudinal client record) that will support continuity of care across health care delivery venues (Figure 2). In this concept the longitudinal patient record remains virtual (spread over a number of locations) rather than physical (resident at a single location) as it is in the repository concept.

The task that remains to be done to establish a continuity of care telehealth system is to determine what the essential data set is. What data must reside centrally and be available across delivery venues and what data can remain local and, for practical purposes, inaccessible to other care providers? The author and a graduate student are involved in such a project.

The emergency department at St. Paul's hospital in Vancouver, Canada, routinely sees AIDS patients but has little or no information about what care those clients have received in the community. At the other end of the care spectrum, the East Side Clinic in Vancouver sees AIDS patients without knowledge of the reason or results of encounters with St. Paul's emergency department. Both facilities have recognized that the efficiency with which they deliver care and the effectiveness of the care they deliver to these patients could improve if they had access to the other's data. To this end, the goal of the project is to determine what data elements generated by each institution should be included in a essential continuity of care database for AIDS and to implement the telehealth system that will provide access to that database by providers at both sites. The system analysis has been completed and the project is in the conceptual design phase.

Telehealth: Its role in Evidence-Based Health Care

"Evidence-based health care" is the concept in which the consequences of health care activity are determined using outcomes which are no longer based only on medical criteria. In the current parlance, outcomes includes, in addition to clinical outcomes, client satisfaction, social quality of life, employability, acceptability, etc. Given that the range of criteria used to assess outcomes is now beyond the scope of those collected by any single health care discipline, the profession will need a mechanism to access all of the relevant data from the other disciplines. The nature of the data being communicated places such mechanisms in the telehealth arena.

¹ There may be partial duplication of data within the departmental information systems and it not necessary from a logical perspective may be desirable form a performance perspective.

In fact, the need to practice more evidence based care is consistent with the continuity of care concept and the telehealth network required to support it. Since the client data and information on which outcomes are based is distributed among the health care venues interacting with that client, those data and information must be included as part of the essential continuity of care data set.

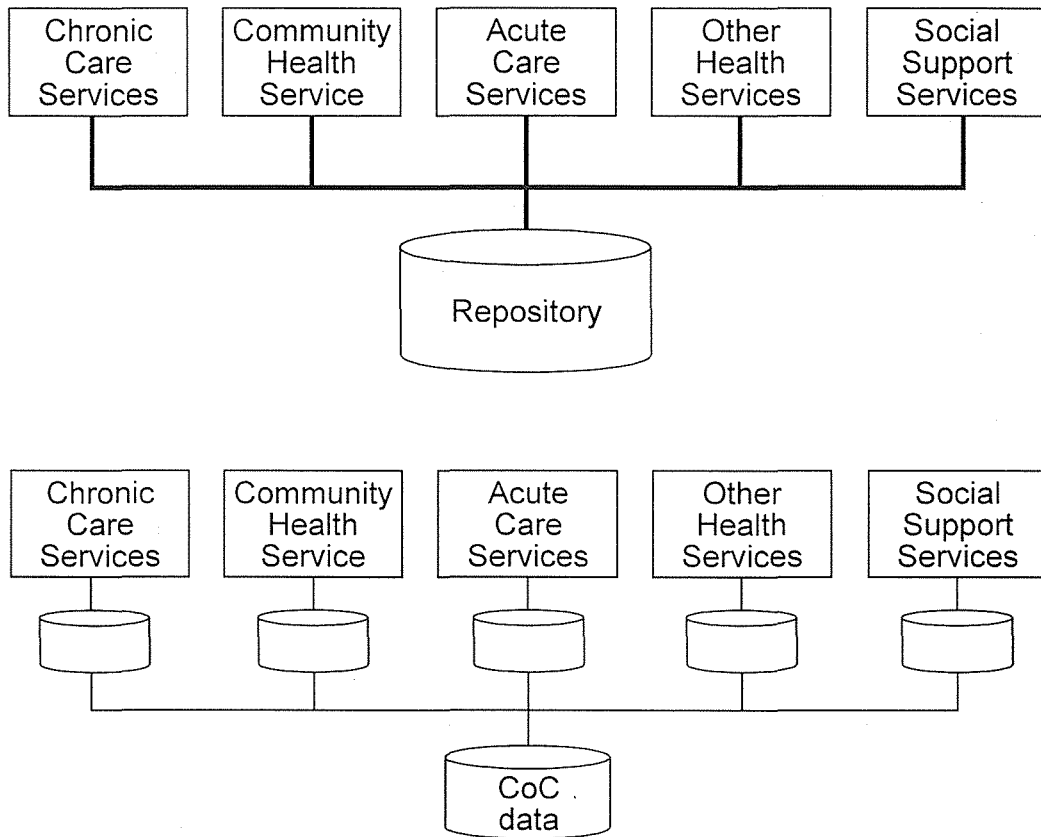


Figure 2 - A comparison of the repository and the continuity of care (CoC) concepts for health information management using telehealth systems

Beyond outcomes for an individual client, outcomes for the population served by a health care system must be assessed in light of the predominant social values of that population. This applies equally to a socialized system for which the population boundaries are political and to private systems in which the population is defined by financial affluence (or lack thereof!). In both cases, outcomes-based evidence will be used to set policy that balances efficiency and effectiveness of health care activity². The measurement of effectiveness and the determination of efficiency in health care systems requires data. The nature of the decisions being supported qualify any vehicle used to communicate that data as telehealth.

The author and a student are participating in a project to develop a telehealth system that will support not only clinical activity but the management of a home care program in Victoria, Canada. The Capital Regional District Health Department's home care program recognized that, given the mobility of their providers, it had become difficult to track the patient data required for effective care delivery. Further, recent fiscal restraint initiatives have forced the program to become more accountable for the resources it was consuming relative to the services it was providing. No systematic method existed for doing so. The goal of the project is to design a system that will satisfy the requirement for better client data tracking and availability, and to link the outcomes from the services they provide to resource utilization. The system analysis and conceptual design phases are ongoing.

² In a socialized health care setting expensive procedures whose effectiveness has proved to be limited (liver transplantation) may be sacrificed in favour of programs that have been shown to have a broad, positive and cost effective impact on the population being served (immunization for hepatitis; child nutrition programs for depressed areas).

Telehealth: Its role in Health Care Decision Support

Another aspect of telehealth is in the area of decision support for clinical, management and administrative health care activities. Today's health care decisions require bodies of data and information whose volume and precision is beyond the capacity of health care providers to retain in human memory. Further those data are changing so rapidly in today's health care environment that, even if he/she could remember it all, an individual provider would spend all of their time keeping abreast rather than applying current thinking to their own decision making. Telehealth systems, beyond providing the means of communication information about particular clients and the populations they are part of, can be used as a means of distributing health care intelligence required to support decision making for effective, continuous and evidence-based care. Computer based health care intelligence can currently be found in three, inter-related formats: observational databases, care maps or practice guidelines, and decision support algorithms (Figure 3).

- Observational data bases are collections of cross disciplinary patient records centred on a condition of interest. The data therein are limited to data related to that condition and include: demographics, aetiology, diagnoses, treatments and outcomes. The nature of the queries on this data base are determined by the details of the case for which decision support is required. Queries return the records of other clients whose clinical profiles most closely match that of the current client. Decisions can consequently be based on the clinical experiences with other, similar patients. Each new experience contributes a record to the database. Therefore the more the tool is used the more effective it becomes for decision support.
- Common patient profiles within observational databases can be consolidated into care maps or practice guidelines thereby precluding the need to process the raw data of the observational data base into information suitable for decision support. The drawback is that, until natural language processing advances considerably, any care map is a generalization and reflects only the thinking that was prevalent at the time it was generated. Care maps tend to go out of date quickly for clinical conditions for which research is progressing rapidly.
- Decision support algorithms, such as expert systems, are instruments in which the principles of artificial intelligence are applied to the processing of health care data and knowledge for decision making support. They have the potential of providing a solution to both the processing overhead associated with querying an observational database and the lack of client centred precision associated with care maps. Decision support algorithms guide the decision maker through the process by iteratively combining client data with health care knowledge to arrive at a decision that is focused on the individual client but makes the best use of historical data and current knowledge (Figure 3).³

³ This can also be applied to administrative decision making by combining data about a situation with health care planning knowledge.

In collaboration with Dr. Thomas Mackenzie of Queen's University in Kingston, Canada, and the Saskatoon District Health Board in Saskatoon, Canada, the author is undertaking a project to develop a telehealth system that will satisfy the requirements for the communication of patient data between health care venues, provide program management information, and allow providers to make better and more consistent clinical decisions using computer-based decision support tools (Figure 4). The project focuses on two conditions: Asthma, a condition with an unusually high local incidence, and Diabetes, a condition prevalent in the large aboriginal population and the cause of significant obstetric, renal and cardiovascular complications. These conditions were chosen because they are both chronic, treated across a variety of health care venues ranging from acute care facilities to aboriginal community health units, and are the cause of significant spending by the Saskatchewan health care system. The task in this case is to gain some real knowledge of the local aetiology of these conditions and the systemic consequences on health care delivery and costs.

The project will also provide the clinical decision support tools, principally in the form of observational databases, that will allow providers to deal with these conditions in a more systematic and consistent fashion. This will be one of the first opportunities to evaluate telehealth in action. The principal objective of the project is to determine if such a system, truly a telehealth system, can contribute to positive health care outcomes both for the individual client and for the population and the health care system that serves it.

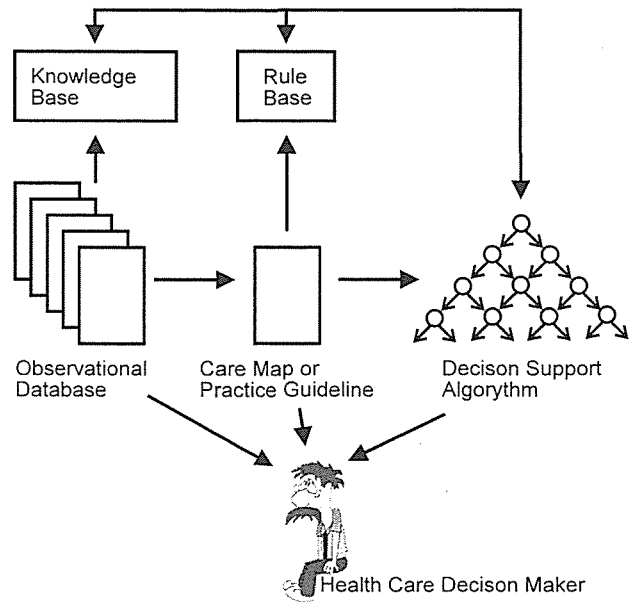


Figure 3 - Different types of decision support delivered using telehealth systems.

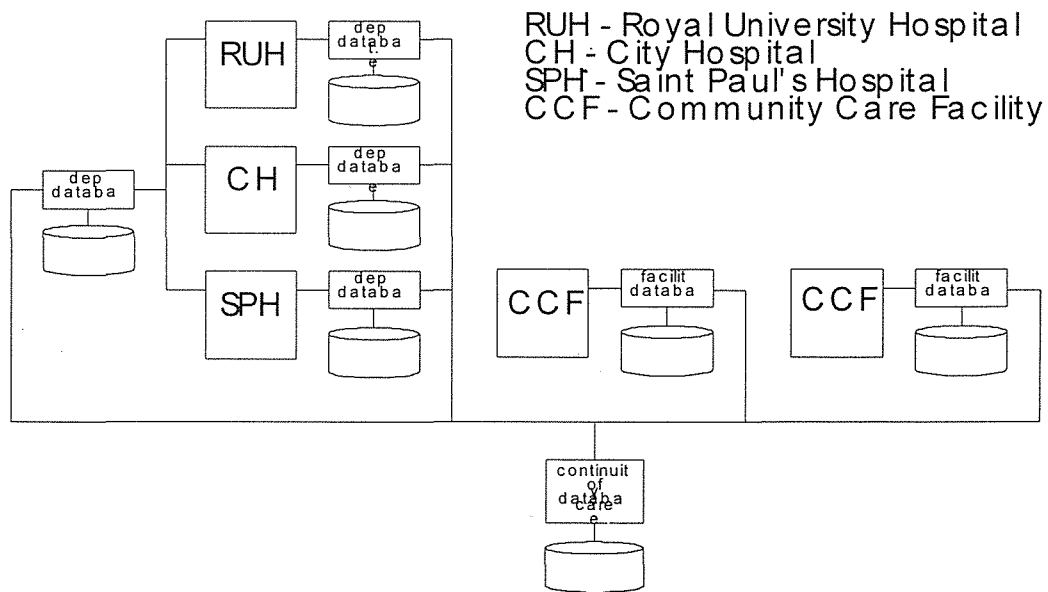


Figure 4 - A topology for the telehealth system proposed for the Saskatoon District Health Board

Conclusions: Challenges in the Development of Telehealth Systems

The challenges to the development of telehealth systems are mainly in the areas of provider behaviour and design logic and not in the development of technology with which to implement those systems. If telehealth systems are to have the desired effect the following behavioural issues have to be addressed.

- Providers must embrace the idea that the quality of health care provided to individual clients can be improved by sharing patient data between health care disciplines.
- Providers must recognize that many health care decisions have become ritualistic and that the practice of health care is best served by making those decisions more systematically, more consistently and based on comprehensive outcomes (evidence).
- Managers and policy makers must be prepared to accept the fact that the principal input for their decisions is information based on clinical data and client outcomes, that these data are the indicators of the “productivity” of their “business”.
- Informatics and information science must be included in the education and training of new health care professionals. Professional development courses must be made available to existing providers and they must participate in such training.
- Designers must become familiar with the practice and management of health care, and with the culture of health care professionals.

Design issues that have to be addressed include:

- More systematic methodologies for the systems analysis on which conceptual design is based must be developed and applied to the modelling of the health care realities to be supported by telehealth systems.
- Designers must acknowledge that information management in health care systems is unique, that the design techniques applied to systems such as banking and manufacturing cannot be applied to health care.

**PROCESAMIENTO PARALELO EN ESTIMACION
ESPECTRAL DE SEÑALES DOPPLER ULTRASONICAS
EN INSTRUMENTACION MEDICA**

DR. D.F. GARCIA NOCETTI¹ DR. E.R. MORENO HERNANDEZ²
ING. M. FUENTES CRUZ¹ ING. A.A. JIMENEZ CAÑAS²

¹DEA, IIMAS, Universidad Nacional Autónoma de México
A.Postal 20-726, Del. A. Obregón, México D.F., 01000, MEXICO.
²DA, ICIMAF, Ministerio de Ciencia Tecnología y Medio Ambiente
Calle 15, No. 551 Vedado, La Habana, 10400, CUBA.

RESUMEN. Técnicas de ultrasonido Doppler son utilizadas para detección de padecimientos cardiovasculares. Instrumentos típicos hacen uso de FFT para calcular el espectro de la señal Doppler generada por un detector de flujo sanguíneo. Moderados y severos padecimientos pueden ser detectados de esta manera; sin embargo, es difícil distinguir problemas en estado inicial, debido a limitantes de las técnicas basadas únicamente en la FFT. Este trabajo presenta la implantación de un método alternativo de estimación espectral basado en un modelo paramétrico. Debido a que este método es computacionalmente intensivo y se requiere que opere en tiempo real, técnicas de procesamiento paralelo han sido utilizadas y evaluadas para su implantación en una arquitectura basada en transputers.

1. INTRODUCCION

Este trabajo es parte de un proyecto tendiente a incrementar la sensibilidad en la detección de problemas cardiovasculares, mediante el uso de técnicas de estimación espectral tanto para la medición de la velocidad del flujo sanguíneo como para el monitoreo de turbulencias en el mismo. Un instrumento útil para el diagnóstico y monitoreo de padecimientos cardiovasculares es el detector pulsátil de flujo sanguíneo Doppler. Este instrumento determina la velocidad del torrente sanguíneo y detecta además turbulencias en su flujo. Un incremento en el rango de frecuencias Doppler, como resultado de algún tipo de turbulencia, es usado para detectar lesiones escleróticas. Debido a que la velocidad de la sangre dentro de las arterias es periódica, la señal Doppler tratada es ciclo-estacionaria. Por tal razón, el espectro Doppler varía en la frecuencia media y en la forma a través del ciclo cardiaco. Esto hace necesario el tener que realizar el análisis espectral de la señal en intervalos de tiempo pequeños (5-10 ms) [1], en los que puede

considerarse que la señal Doppler es estacionaria. Los instrumentos hasta ahora disponibles hacen uso del algoritmo FFT para calcular el espectro de la señal Doppler generada por un detector de flujo sanguíneo, extrayendo de este modo la información diagnóstica cuantitativa. Moderados y severos padecimientos pueden ser detectados de esta manera; sin embargo, con esta técnica es difícil distinguir problemas de estenosis en estado inicial, debido a las limitantes de la FFT asociadas a resolución y segmentación.

Trabajo de investigación reciente ha conducido a la realización de que los métodos paramétricos de estimación espectral ofrecen una importante mejora en la resolución de frecuencia [2][3][4]. Estudios previos realizados para investigar el desempeño de un número de estimadores espectrales, han identificado al método paramétrico AutoRegresivo denominado Método de Covarianza Modificada como costo-efectivo. El costo está asociado a su complejidad computacional: procesos que incluyen cálculos matriciales y solución de ecuaciones lineales previos a la FFT que finalmente es realizada para

obtener las componentes espectrales de la señal. La efectividad del algoritmo está asociada a que es susceptible de paralelización [5].

El objetivo del trabajo presentado aquí es la implantación con transputers de la versión paralelizada del algoritmo del Método de Covariacia Modificada, para poder ejecutarlo en tiempo real. Dos técnicas para la paralelización del algoritmo son presentadas: la primera considera la paralelización y distribución de los procesos componentes del algoritmo, procesando en paralelo un segmento de la señal Doppler; la segunda, considera el procesamiento de un número de segmentos consecutivos de la señal en forma paralela, mediante el uso de varios procesadores, uno por cada segmento, ejecutando cada uno de éstos el algoritmo en su totalidad. Ambas técnicas son evaluadas con respecto a su tiempo de ejecución, velocidad y eficiencia, en un tipo de señal Doppler ultrasónica generada por un detector de flujo sanguíneo, con segmentos que van de N=64 a N=512, los cuales están determinados en función del producto de la frecuencia de muestreo por la duración de la secuencia de los datos.

Usando estas técnicas, un analizador de espectros en tiempo real fué implementado, usando una plataforma de procesamiento paralelo integrada por procesadores de tipo **transputer**. Este sistema es usado para calcular y desplegar, en tiempo real, el contenido de frecuencias de la señal Doppler generada por un instrumento detector de flujo pulsado, el cual ha sido implantado en base a la experiencia previa en detección de latidos fetales [6].

2. ALGORITMO DE COVARIANCIA MODIFICADA

La estimación de la densidad de potencia espectral (PSD) de una señal modelada como un sistema AutoRegresivo (AR), envuelve el cálculo de los coeficientes **p** (orden del modelo) que minimizan los errores entre la información estimada y la información verdadera, así como la substitución de estos parámetros estimados en la expresión teórica de PSD. El Método de

Covariancia Modificada incluye un número de procesos secuenciales tales como cálculos matriciales, solución de ecuaciones lineales y PSD.

2.1 Descripción del Algoritmo

El Método de Covariancia Modificada [2] calcula los parámetros requeridos mediante un proceso de minimización del promedio (ρ) de las potencias de error de predicción adelante y atrás, utilizando la información disponible de datos de entrada ($x[0], \dots, x[N]$).

$$\rho = \frac{1}{2} \cdot (\rho^f + \rho^b) \tag{A}$$

donde (f) y (b) están dadas por

$$\rho^f = \frac{1}{N-p} \cdot \sum_{n=p}^{N-1} |x[n] + \sum_{k=1}^p a[k] \cdot x[n-k]|^2 \tag{B}$$

$$\rho^b = \frac{1}{N-p} \cdot \sum_{n=0}^{N-1-p} |x[n] + \sum_{k=1}^p a[k] \cdot x[n+k]|^2 \tag{C}$$

Los valores óptimos estimados \min son obtenidos mediante la solución de:

$$\begin{bmatrix} c_{xx}[1,1] & c_{xx}[1,2] & \dots & c_{xx}[1,p] \\ c_{xx}[2,1] & c_{xx}[2,2] & \dots & c_{xx}[2,p] \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ c_{xx}[p,1] & c_{xx}[p,2] & \dots & c_{xx}[p,p] \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} a[1] \\ a[2] \\ \vdots \\ a[p] \end{bmatrix} = - \begin{bmatrix} c_{xx}[1,0] \\ c_{xx}[2,0] \\ \vdots \\ c_{xx}[p,0] \end{bmatrix} \tag{4}$$

Los elementos de la matriz de covariancia son calculados en la forma siguiente:

$$c_{xx}[i,j] = \frac{1}{2 \cdot (N-p)} \cdot \left(\sum_{n=p}^{N-1} x^*[n-i] \cdot x[n-j] + \sum_{n=0}^{N-1-p} x[n+i] \cdot x^*[n+j] \right) \tag{5}$$

Los parámetros buscados son obtenidos mediante la solución del sistema lineal. El estimado

correspondiente a la variancia de ruido blanco es obtenido como:

$$\hat{\sigma}^2 = \hat{\rho}_{\min} = c_{xx}[0,0] + \sum_{k=1}^P a[k] \cdot c_{xx}[0,k] \quad (6)$$

La estimación de PSD ($P_{AR}(f_n)$) dela señal es obtenida como:

$$P_{AR}(f_n) = \frac{\sigma^2}{|A(f_n)|^2} = \frac{\sigma^2}{|1 + \sum_{k=1}^P a[k] \cdot z^{-k}|_{z=e^{j2\pi f_n T}}|^2} \quad (7)$$

2.2 Algoritmo Simplificado

La primera simplificación en el cómputo de los elementos de la matriz de covariancia resulta de sus propiedades simétricas, en virtud de las cuales solamente un cuarto del total de los coeficientes necesita ser calculado. Además sólo los elementos correspondientes a las diagonales principales necesitan ser calculados de acuerdo a la ecuación (5) el resto de los elementos es calculado tomando como base el cálculo previo de los elementos de las diagonales. La Figura 1 muestra la secuencia en la que los elementos de la matriz de covariancia son calculados.

$$C_{5,5} \text{ -- } C_{4,4} \text{ -- } C_{3,3} \text{ -- } C_{2,2} \text{ -- } C_{1,1} \text{ -- } C_{10,10}$$

$$C_{6,4} \text{ -- } C_{5,3} \text{ -- } C_{4,2} \text{ -- } C_{3,1} \text{ -- } C_{10,8}$$

$$C_{7,3} \text{ -- } C_{6,2} \text{ -- } C_{5,1} \text{ -- } C_{10,6}$$

$$C_{8,2} \text{ -- } C_{7,1} \text{ -- } C_{10,4}$$

$$C_{9,1} \text{ -- } C_{10,2}$$

$$C_{0,10}$$

(a)

$$C_{5,4} \text{ -- } C_{4,3} \text{ -- } C_{3,2} \text{ -- } C_{2,1} \text{ -- } C_{10,9}$$

$$C_{6,3} \text{ -- } C_{5,2} \text{ -- } C_{4,1} \text{ -- } C_{10,7}$$

$$C_{7,2} \text{ -- } C_{6,1} \text{ -- } C_{10,5}$$

$$C_{8,1} \text{ -- } C_{10,3}$$

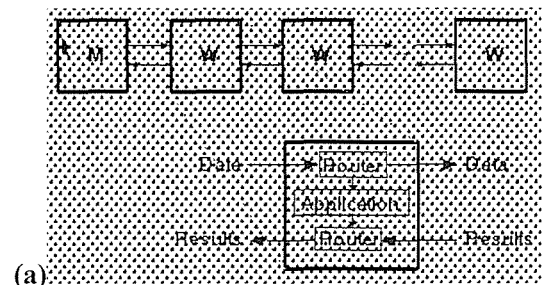
$$(b) \quad C_{10,1}$$

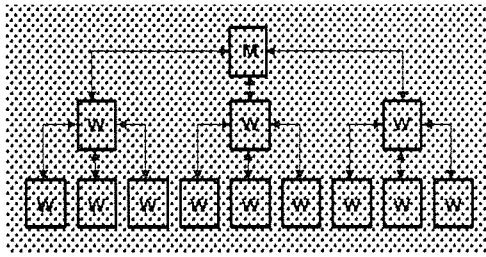
Figura 1. Cómputo de la matriz de covariancia: (a) diagonal, (b) no diagonal.

3. IMPLANTACION PARALELA

Dos técnicas para la paralelización del algoritmo son presentadas. La primera considera la paralelización y distribución de los procesos componentes del algoritmo, procesando en paralelo un segmento de la señal Doppler. La segunda, considera el procesamiento de un número de segmentos consecutivos de la señal, en forma paralela mediante el uso de varios procesadores, uno por cada segmento, ejecutando cada uno de éstos el algoritmo en su totalidad.

El modelo computacional utilizado fué un "farm de procesadores". Primeramente se utilizó un arreglo lineal de este modelo, Figura 2(a). Este arreglo cuenta con un procesador maestro que asigna actividades a un grupo de procesadores trabajadores en una formación lineal. Del mismo modo, colecta resultados cuando éstos han terminado con su trabajo asignado. Este arreglo es generalmente adecuado para un número pequeño de trabajadores (3-4), debido a al exceso de comunicaciones que se manejan cuando se trabaja con un mayor número de procesadores [7]. Un modelo más eficiente fué implantado de acuerdo a la Figura 2(b), el cual emplea una topología de árbol. En este caso es posible utilizar un mayor número de trabajadores en ramas paralelas del arbol y reducir la longitud del ruteo de información entre el maestro y los trabajadores. Esta topología ha sido adoptada e implantada en nuestro caso de estudio.





(b)

Figura 2. (a) Topología Lineal
(b) Topología de Arbol.

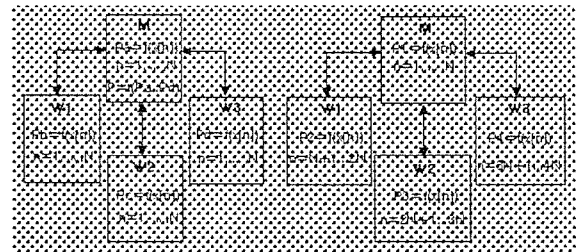
3.1 Técnica de Ventana Unitaria

En esta primera estrategia se realiza la estimación espectral de una ventana sencilla de la señal Doppler, ver Figura 3(a). Paralelismo es logrado mediante la partición y distribución de los procesos componentes del algoritmo Modificado de Covarianza en un número de procesadores. Para cada proceso se realizó un estudio de los posibles esquemas de implementación así como de su desempeño para seleccionar el más adecuado. La programación de este algoritmo paralelo fue desarrollada en el lenguaje Occam. El programa implementó el algoritmo de estimación espectral como una colección de procesos concurrentes y comunicantes. Este fue mapeado en un farm de procesadores con topología de árbol, realizado con transputers, en el que el maestro distribuye a los trabajadores los datos de la ventana de la señal Doppler a procesar; del mismo modo, colecta y combina las componentes espectrales de los trabajadores para formar el espectro final correspondiente a la ventana de datos. El maestro también realiza la interface de comunicación de entrada/salida con el sistema "host".

3.2 Técnica de Ventanas Múltiples

Esta técnica implementa la estimación espectral en paralelo de múltiples ventanas de la señal Doppler analizada, ver Figura 3(b). En contraste con la primera técnica discutida, aquí varios segmentos o ventanas son procesados simultáneamente. Cada procesador en el arreglo,

cuenta con una copia del algoritmo de estimación espectral, por lo que cada uno se encarga de procesar una ventana integralmente. El número de ventanas procesadas simultáneamente dependerá del número de procesadores activos en el arreglo. Una ventaja de esta estrategia es que no requiere de gran comunicación entre el maestro y los trabajadores durante la ejecución del algoritmo. Las comunicaciones se llevan a cabo solamente en la distribución de los segmentos de la señal a cada una de los procesadores en el arreglo, al principio del ciclo del programa, y al final del mismo cuando cada procesador manda su espectro calculado al maestro.



(a)

(b)

Figura 3. Implantación Paralela:
(a) Ventana Unitaria ($P_{a,b,c,d}$).
(b) Múltiples Ventanas ($P_{1,2,3,4}$).

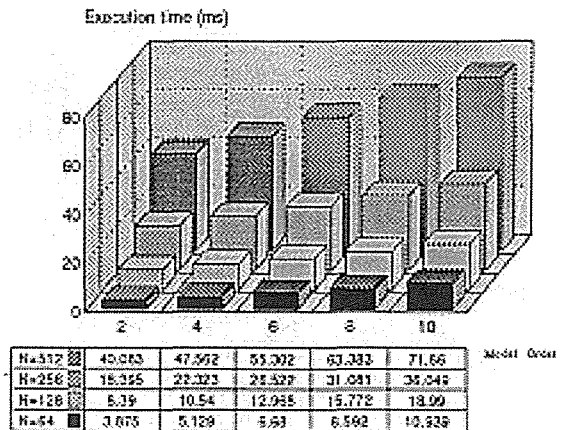
4. ANALISIS DE DESEMPEÑO

Ambas estrategias fueron implementadas en un plataforma de transputers (T800-20 MHz). Las mediciones correspondientes a tiempos de ejecución "execution time" han sido llevadas a cabo mediante el uso del "timer" interno del transputer, considerando diferentes tamaños de ventanas, ordenes de modelo y número de procesadores. Valores correspondientes al incremento de velocidad "speedup" y eficiencia "efficiency" de ambos tipos de implementación son presentados también.

Los resultados de la técnica de ventana unitaria utilizada para implantar este método de estimación espectral son presentados en la Figuras 4 y 5. A medida que el número de datos (longitud de ventana) se incrementó, el incremento en la velocidad también creció. La magnitud en la que se incrementó depende del orden del modelo considerado, siendo mayor para modelos de alto orden.

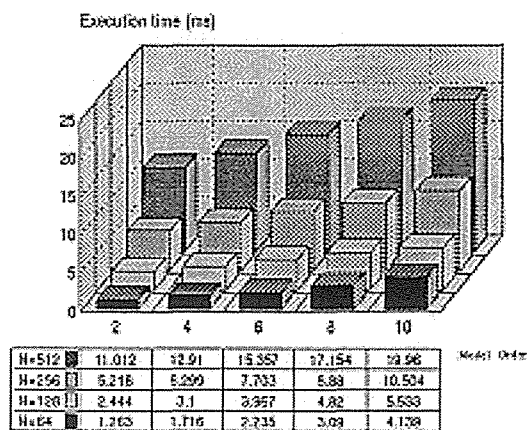
Esta técnica logró buenos niveles de velocidad para valores grandes de N. La misma dependencia se observa en cuanto a su eficiencia. La menor eficiencia fué obtenida para el caso en el que se tiene el mayor orden del modelo y la menor ventana de datos, ya que el desempeño del algoritmo está determinado por el desempeño del proceso correspondiente al cálculo de la matriz de covariancia.

El análisis de los tiempos de ejecución es también relevante. En la Figura 4(b) se observa que solamente para ventanas de hasta 128 puntos (considerando un modelo de 4° orden) la técnica de Ventana Unitaria se ejecuta dentro del tiempo objetivo (10 ms). Sin embargo en la práctica tanto el tiempo de muestreo como la longitud de la ventana pueden variar.



Transparens T800-20

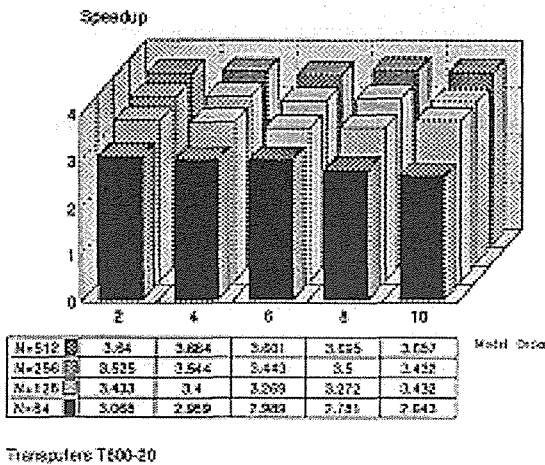
(a)



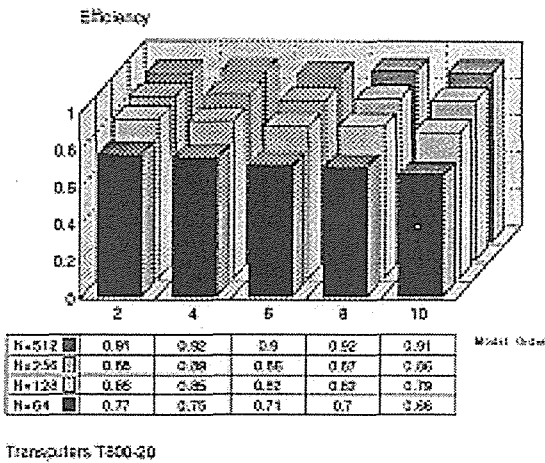
Transparens T800-20

(b)

Figura 4. Ejecución de Ventana Unitaria: (a) secuencial y (b) paralelo (tres procesadores y un maestro).



(a)

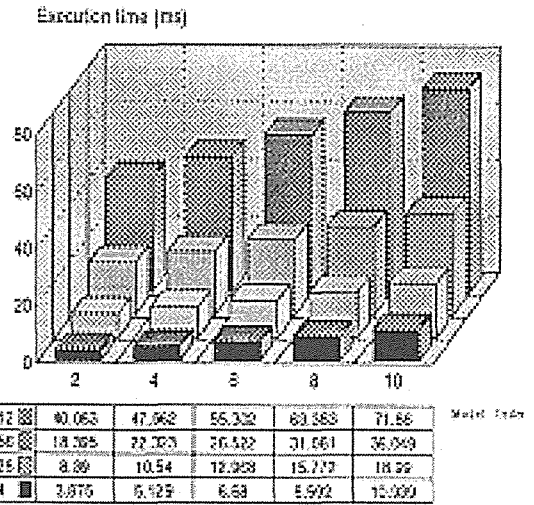


(b)

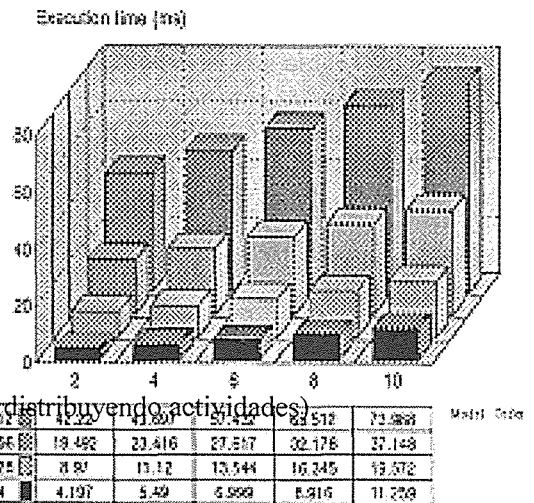
Figura 5. Ventana Unitaria:
(a) velocidad y (b) eficiencia
(tres procesadores activos y un

Los resultados de Múltiples Ventanas son presentados en las Figuras 6 y 7. En la Figura 6 se presentan los resultados correspondientes a la implementación secuencial de una sola ventana y se compara con el correspondiente tiempo de ejecución de hasta cuatro ventanas, notándose que los resultados son muy similares, de tal modo que esto nos conduce a tener un desempeño casi lineal. Del mismo modo, esto se refleja en los valores correspondientes al incremento de la velocidad y a la eficiencia, que de acuerdo a los

datos obtenidos nos reporta también un alto nivel de velocidad y eficiencia.

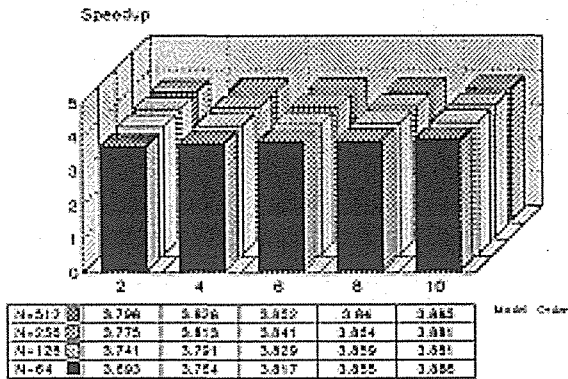


(a)



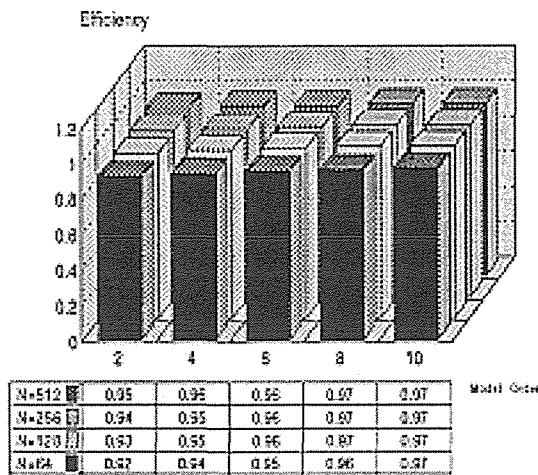
(b)

Figura 6. Múltiples Ventanas tiempos de ejecución: (a) Una ventana en un solo procesador; (b) cuatro ventanas en cuatro procesadores.



Transputers T600-20

(a)



Transputers T600-20

(b)

Figure 7. Múltiples Ventanas: (a) incremento de velocidad y (b) eficiencia (cuatro ventanas en cuatro procesadores).

5. CONCLUSIONES

Ambas estrategias han logrado buen desempeño, sin embargo la de Múltiples Ventanas ofrece una mejor alternativa, ya que brinda mayores niveles de velocidad y eficiencia que la de Ventana Unitaria. Además en cuanto a tiempo de

ejecución, el procesar múltiples ventanas en paralelo nos ofrece el prospecto de realizar el análisis espectral del tipo de señal Doppler en tiempo real. Por ejemplo, segmentos de 10 ms con 128 datos pueden ser procesados en 3 ms, usando un arreglo de 4 transputers.

La técnica de múltiples ventanas ha sido utilizada para la implantación del analizador de espectros en tiempo real presentado esquemáticamente en la Figura 8. Este analizador ha sido realizado con una plataforma de transputers integrada a una IBM-PC como "host". Este sistema integral es capaz de procesar y desplegar, en tiempo real, el espectrograma de la señal generada por un detector Doppler de flujo sanguíneo.

El sistema determina el contenido de frecuencias de la señal y despliega la amplitud de la potencia espectral mediante un código de colores en el monitor de la PC. El eje vertical indica frecuencia y el eje horizontal, tiempo. El sistema adquiere datos mediante un A/D interfazado a un transputer. El análisis espectral es llevado a cabo en cuatro transputers que ejecutan cuatro ventanas de la señal simultáneamente.

Dos métodos de análisis espectral han sido implementados: el método convencional basado en FFT, como referencia; y el método Modificado de Covariancia. La actividad del despliegue del espectrograma es realizada por medio de un transputer interfazado a la PC.

AGRADECIMIENTOS

Los autores agradecen el apoyo de DGAPA-UNAM, CONACYT (México) y MCTMA (Cuba).

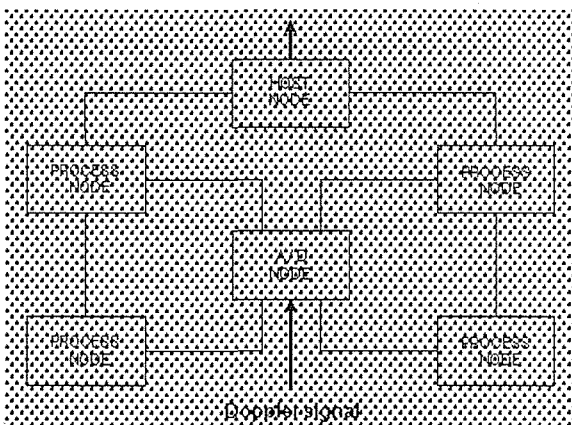
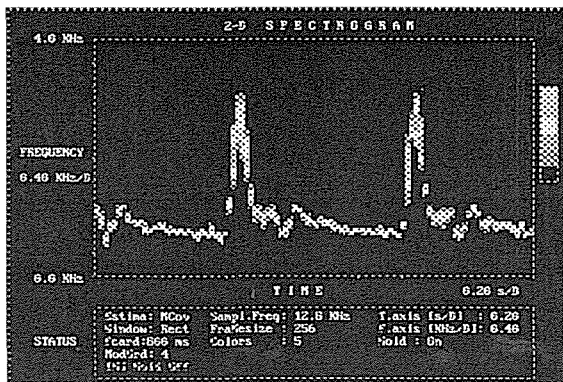


Figure 8. Analizador de espectros en tiempo real basado en transputers.

REFERENCIAS

1. FISH P.J. - Non-Stationary Broadening in Pulsed Doppler Spectrum Measurements, *Ultrasound in Medicine & Biology*, **17**, 147-155 (1991).
2. MARPLE S.L. - "*Digital Spectral Analysis*". Prentice Hall, Englewood Cliffs, N.J. 1987.
3. VAITKUS P., COBBOLD R. - A Comparative Study and Assessment of Doppler Ultrasound Spectral Estimation Techniques Part I: Estimation Methods, *Ultrasound in Medicine & Biology*, **14**, 661-672 (1988).
4. DAVID J.Y., JONES S.A., GIDDENS D.P. - Modern Spectral Analysis Techniques for Blood Flow Velocity and Spectral Measurements with Pulsed Doppler Ultrasound, *IEEE Trans. on Biomedical Engineering*, **38**, 589-596 (1991).
5. RUANO M.G., FISH P.J. - Cost/Benefit Selection of Spectral Estimators for Use with Ultrasonic Doppler Blood Flow Instruments, PROC. ICASSP-92, 1992.
6. Moreno Hernández, E.R. - Detección Precoz del Latido Cardíaco del Feto con Ultrasonido, Evento de la Unión de Empresas de Equipo Médico, La Habana, Cuba. 1989.
7. RUANO, M.G., GARCIA NOCETTI, D.F., FISH, P., FLEMING, P. - A Spectral Estimator Using a Parallel Processing for Use in a Doppler Blood Flow Instrument. Proc. European Workshop on Parallel Computing: From Theory to Sound Practice, Barcelona, Spain, 1992.

The Role of HL7 in Hospital Information Systems Integration

Robert V. Sideli, M.D.

Columbia University, New York, NY USA

Columbia-Presbyterian Medical Center (CPMC) has undertaken a multiyear project to build a large scale clinical information system (CIS). The primary goal since the inception of the project in 1988 has been to architect a CIS that is modular and that uses industry standards wherever possible. When standards have not existed new standards have been proposed. The functional architecture is logically similar to the HELP system, but its physically distributed implementation is in marked contrast to the monolithic nature of HELP¹. This paper describes the use of data exchange standards in this effort.

Computing Environment at CPMC

The information systems infrastructure at CPMC has evolved over several decades. This infrastructure has led to a marked degree of heterogeneity at many levels, including management structures, application development environments, and networking. During the last 10 years, the institution has embarked on a long-term project to build an integrated enterprisewide information system.

The enterprisewide system was initiated as part of the National Library of Medicine's IAIMS program². This program consists of three phases: initial planning (phase I), prototype building (phase II), and implementation (phase III). At CPMC, phase I began in 1983 and phase III ended in the fall of 1993. Even though the grant funding has ended the IAIMS project continues to thrive at CPMC.

Architecture of the CPMC IAIMS

On the basis of our experiences, we have settled on the following architectural features for our "integrated" academic information management system³.

- The network is the most important architectural component.
- We will have heterogeneity in hosts and workstations.
- Workstations are the primary means of gaining access to applications.
- We are beginning to move to multitasking workstations and operating systems.
- As we write new applications, we try to separate database uses and presentation-layer functions from the application itself, so

that we can change only the library routines if we port the system.

- We believe in buying applications (e.g. surgery scheduling and pharmacy) whenever they can be interfaced (fit within our networked architecture) and meet functional requirements.
- The next step toward integration after connectivity is construction of integrated databases.

We think the benefits of the CPMC system's architecture are modularity, rapid implementation, simultaneous existence of old and new, redundant pathways, and vendor and platform independence⁴.

Architecture of the CPMC CIS

The CIS under development at CPMC is designed primarily for processing structured data. The five components of the CIS are:

- the clinical database, a relational database containing comprehensive clinical information;
- the medical entities dictionary (MED), a knowledgebase that defines the items of structured data that can be stored in the clinical database;
- the decision support system (DSS), which consists of a knowledgebase of medical logic modules (MLMs) and the logic driver that activates them.
- the metadatabase, which contains meta-information necessary to integrate the different components of the CIS system;
- middleware for storing and retrieving data from the clinical database; and

- application programs that perform such tasks a direct data entry by users and display of stored data to authorized users of the CIS.

Sources of data for the CIS

Because only coded data can be processed by the DSS, the primary goal of CIS developers is to capture data in coded format whenever possible. However, developers recognized early on that until the DSS and other critical components of the CIS were completed, the CIS could still server a very important function by storing and displaying full-text documents. This document facility enables authorized users to review clinical text reports created by ancillary departments. In fact, the text report facility has been so successful that the clinical database design had been recently extended to include large text fields and middleware has been developed to perform limited text parsing of reports so that MLMs can use this text data.

Ancillary departments maintain their own information systems, sending clinical data they collect fro storage in the central database, and receiving data they require (e.g. demographic data) from the central system. The CIS does not have control over departmental information system operations. Rather than attempting to coerce ancillary departments into sharing data, the CIS has taken an approach based on mutual benefit. For example, a laboratory may receive a PC, a network interface card, or partial reimbursement of network cabling expenses in exchange for the test result data that it generates. The laboratory also benefits by a decreased number of telephone inquiries from physicians trying to get patient results. Additionally, an unexpected influence has been the desire to have the laboratory or department name displayed on the main CIS results selection menu.

The need for data exchange standards

Following early experiences interfacing the laboratory and radiology systems to the CIS, it was decided that data exchange standards were needed to successfully extend our efforts to other components of the medical record. There are several benefits derived from using a standard. First of all, because much thought, deliberation, and work of numerous individuals goes into the creation of a standard, there is a high likelihood that the standard will be adequate for a wide range of applications. Second, the

presence of a standard facilitates communication among interface developers. Much negotiation occurs when implementing an interface; the adoption of a standard greatly decreases the possibility of contention among involved parties. Moreover, the software developed for particular interface will be suitable for other interfaces.

Standards for exchange of health care data in an electronic format, such as ASTM, HL7, X.12 and MEDIX, have been developed in an attempt to facilitate the development of applications that are capable of electronic data transfer⁵. While each of these standards differ in some respects, all three specify messages, record types, and data elements. CPMC has adopted HL7 as the standard to be used throughout the medical center for the exchange of clinical data between computer systems⁶.

Health Level 7 (HL7)

HL7 is an application protocol for electronic data exchange in health care environments⁷. The primary goal of the standard is to provide for the exchange of data among health care computer applications⁸. This eliminates or substantially reduces the custom interface programming and program maintenance that is required. The HL7 standard defines the messages as they are exchanged among application entities and the protocol used to exchange them. As such, it conceptually operates at the seventh level of the ISO model for Open Systems Interconnection (OSI)⁹. According to this model, the HL7 Standard simply defines the data elements that are exchanged as abstract messages, and does not prescribe the exact bit stream representation of the messages that flows over the network. Lower level network software developed according to the OSI model may be used to encode and decode the actual bit stream. However, the ISO protocols are not universally implemented and therefore, to facilitate the use of HL7, as set of encoding rules for defining the exact representation of a message are also specified. To make use of these encoding rules application programmers have to directly encode and decode HL7 messages that are constructed using the HL7 encoding rules.

The standard specifies the structure of interfaces for:

- admission, discharge, transfer and registration,
- order entry,
- generalized querying,
- patient accounting systems,

ancillary data, such as laboratory results.

There are numerous other areas under development, including:

- master files operations (query and update)
- general financial systems
- insurance billing
- scheduling
- additional detail for specific ancillary departments
- nursing applications

HL7's design is based on a set of general goals¹⁰. The first goal is that it be practical, which to the developers of HL7 means that it should be able to be used in a wide range of environments, from a full seven level OSI environment to less complete environments, such as a simple RS-232 connection. The second goal is that the standard should accommodate site specific variations. This has been accomplished by allowing sites to create their own message types and record definitions. The third goal is to support evolutionary growth. This capability has been built in by requiring that changes to the record definitions be made only by adding fields and never by deleting. The fourth major goal is to be supportive rather than prescriptive. While this goal is less easily identifiable in the specification, it is an important philosophy that is absolutely necessary in the very heterogeneous health care computing environment.

Applications communicate by transferring messages. The message is the atomic unit of data transferred between systems. It consists of a group of segments. Each message has a message type. The real world event that initiates the exchange of messages is called a "trigger event", for example, "A patient is admitted". A segment is a logical grouping of data fields. Each segment is given a name, for example, the ADT (Admission, Discharge, Transfer) message may contain the following segments: message header, event type, patient identification and patient visit. The data fields that compose the segments each have a name, semantic description (meaning), maximum length, data type, optionality, and whether it can repeat

This level of specification is suitable for using the HL7 Standard in environments that implement up to the presentation and other high level services. The system programmer would simply fill in the necessary data elements in the various segments and let the lower level services encode the message into the transfer syntax and transport the message to the

receiving application. However, in an environment that does not have a presentation layer, but do have at least a robust transport layer, the HL7 Standard specifies a set of encoding rules that can be used.

The message formats prescribed in the HL7 encoding rules consist of data fields that are of variable length and separated by a field separator character. The rules describe how the various data types are encoded within a field and when an individual field may be repeated. The data fields are combined into logical groupings called segments. Segments are separated by the segment separator character, the ASCII carriage return character. Each segment begins with a three-character literal value that identifies it within a message. Segments may be defined as required or optional, and may be permitted to repeat. Individual data fields are found in the message by their position with their associated segments. When a data field is empty, a field separator marks its position. All data is represented by displayable ASCII characters. All the special separators and other special characters are also displayable ASCII characters, except that the segment separator is the ASCII Carriage Return character.

Use of HL7 at CPMC

Over the last several years we have been able to expand the CIS to include the following types of documents: cardiology (except holter), gastrointestinal endoscopy, neurophysiology, labor and delivery, prenatal ultrasound, anatomic pathology, cytology, discharge summaries, and operative reports¹¹. Initially, HL7 messages were produced by having the departments alter their applications or by having CIS translate their non-HL7 output. Currently, new systems installed at CPMC must include HL7 interfaces. For example, the vendors supplied the HL7 interfaces for CPMC's new pathology, pharmacy, laboratory and radiology systems; no modifications were necessary on the CPMC side.

The departmental systems maintain their own patient demographic data along with the clinical data that they generate. In order to minimize inconsistencies we have built a subsystem which broadcasts ADT information in HL7 format to departmental systems, such as pathology, pharmacy system, and the CIS Event Monitor system. Since installing the ADT interface the error rate affecting the pathology data transfer have been reduced from 3.7 to 1.4%.

The current CIS results review system is a mainframe-based application that users access via PC workstations running terminal emulation¹². We have also built HL7 query functions that can access the CIS database, which are being used by clinical researchers and a new generation of client-server results review programs¹³. These HL7 queries can be executed directly via an SNA LU 6.2 connection and also via SUN RPC calls through a gateway host (RS/6000 running AIX) that then connects to the mainframe server via an SNA session.

Clinical data routing

The transport mechanisms for clinical data upload used to be through a few PCs which used IBM 3270 terminal emulation for mainframe communication and several file system access techniques (Netware, IBM PC/Support, FTP) for ancillary system communication. The terminal emulation method is inefficient (unnecessary control characters) and slow (limited bandwidth and small packet size), and a PC as a gateway solution is error prone (DOS not being robust), requires brute force fixes to problems (reboot), and lacks remote management. As the number of services that upload data increased, it was necessary to plan for a consolidated facility on an open platform using widely available tools for semi-real-time upload functions. The solution has to easily extend to newer services and transport protocols and it had to have monitoring and accounting capabilities.

A collection of general purpose scripts on IBM AIX (UNIX) platform written in perl (freely available on UNIX) were developed to address the problems: ftpin/ftpout gets or puts a set of files from another host using FTP with error checking, source deletion, and destination distribution facilities; hl7ref runs a "reformat" program to perform preliminary format checks and to convert a set of ancillary files to its HL7 format or to translate department codes to MED codes; hl7mv runs a "move" program to send an HL7 message (in a file) to its final destination (centralized relational patient database on a mainframe). All scripts perform distributed logging (using syslog) of statistics and in general behavior and use electronic mail to notify errors. Which ancillary services participate in this upload are specified in an easily editable, plain-text configuration file which, for each service, indicates a directory structure where its files will reside, its mailing list and debug options, whether it is temporarily stopped, whether to fuse

ftpin or not, and if so, what files to get, whether to reformat the input data or not, and if so, which reformat program to use, which program to use that will generate HL7 replay message files, and finally, whether to use ftpout to send the HL7 replay messages back or not, and if so, which files to send. The scripts are typically run at different frequencies and, at each cycle, they initialize from the configuration file.

The scripts maintain their global statistics in separate files. Additionally, the Unix syslog facility allows the logs of different hosts to be stored on central log server(s), thus making it easier to monitor multiple gateways. Another perl script, custat, executes every night and extracts statistical information about each service, and can compute averages (overall, weekday, weekend, etc.) and can plot graphs (using xgraph) on an X-window system.

There are several advantages to this data routing system. Adding a new ancillary to this system requires a new entry into the configuration file, setting up a master directory tree, and specifying the frequency of the scripts for that service, thus making it highly extensible. It is trivial to monitor the system on a routine basis because of the open Unix platform. Other than the specific "reformat" programs, which are specific to ancillary services data, and the "move" program, which is specific to IBM mainframe transport (APPC), all scripts and associated subsystems are portable across any Unix platform. This is accomplished by using widely and freely available tools from the Internet (perl, xgraph), and standard Unix facilities.

In addition to the CPMC data routing system, we have implemented an "off the shelf" data routing software product that performs in a similar manner. We have had good experiences with the product and in keeping with our architectural mandates, we now implement all new interfaces using the vendor supplied routing system. This is consistent with our decision to buy rather than build applications and subsystems.

Conclusion

After several years of experience using the HL7 protocol at CPMC several conclusions can be made:

- CPMC made the correct choice in 1989 in adopting the HL7 protocol;
- The use of data exchange standards have facilitated the development and growth of the CIS at CPMC;
- It is important to participate actively in the standards development process.

References

1. Pryor T, et al. The HELP system. *Journal of Medical Systems*. 1983; 7:87.
2. Hendrickson G, Anderson RK, Clayton PD, Johnson SB, Fink D, Sengupt S, Shea S, Bourne P, Sideli RV, Cimino JJ, Hripcsak G. Building the Integrated Academic Information Management System at the Columbia-Presbyterian Medical Center. *MD Computing*. 1991.
3. Clayton PD, Sideli RV, Sengupt S. Open Architecture and Integrated Information at Columbia-Presbyterian Medical Center: The Role of the Networks, Workstations and Databases. *M.D. Computing* 1992; 9; 297-303.
4. Johnson SB, Clayton PD, Fink D, Sengupt S, Shea S, Bourne P, Sideli RV, Aguirre A, Cimino JJ, Hripcsak G, McCormack M, Hill C. Achievements in Phase III of an Integrated Academic Information Management System. *MEDINFO 92*. Lun KC, Degoulet P, Piemme TE, Rienhoff O (eds). Amsterdam: North Holland, 1992: 1501-1505.
5. McDonald CJ, Hammond WE. Standard formats for electronic transfer of clinical data. *Annals of Internal Medicine*. 1989; 110: 333-335.
6. Sideli RV. The role of data exchange standards in the paperless environment. *Proceedings of the National Conference on the Paperless Patient Record - Obstacles and Opportunities*. Connors R (ed). Health Reimbursement Systems. New York. 1992:132-156.
7. Health Level Seven: An Application Protocol for Electronic Data Exchange in Healthcare Environments. Version 2.2. Ann Arbor, Michigan: HL7, 1995.
8. Simborg, DW. The case for the HL7 standard. *Healthcare Computing*. 1989: 38-41.
9. Stallings W. Handbook of computer-communications standards. Volume 1: The open systems interconnection (OSI) model and OSI-related standards. 2nd Edition. Howard W. Sams & Company. Indiana, USA. 1990.
10. Rishel W. Pragmatic considerations in the design of the HL7 protocol. In *Proceedings of the 12th Annual Symposium on Computer Applications in Medical Care*, edited by R. Greenes. November 1988.
11. Sideli R, Johnson S, Weschler M, Clark A, Chen J, Simpson R, Chen C. Adopting HL7 as a standard for the exchange of clinical text reports. *Symposium on Computer Applications in Medical Care*, Washington,DC November 1990: 226-229.
12. Sideli RV, Johnson SB, Clayton PD. Full-text document storage and retrieval in a clinical information system. *Topics in Health Information Management* 1993; 13: 36-50.
13. Sideli RV, Johnson SB, Cimino JC, Hripcsak G, Clayton PD, Allen B. Accessing the Electronic Medical Record Using HL7. *AMIA Spring Congress*. 1993; 49 (abstract).

DIGITAL IMAGE PROCESSING TECHNIQUES FOR COMPUTER-AIDED DIAGNOSIS OF BREAST CANCER

Rangaraj M. Rangayyan

Department of Electrical and Computer Engineering, The University of Calgary,
Calgary, Alberta, Canada T2N 1N4; e-mail: ranga@enel.ucalgary.ca

1. INTRODUCTION

Recent statistics show that approximately one in ten Canadian women will develop breast cancer in their lifetime, and that breast cancer is the most common cancer among Canadian women [1]. Similar (or worse) statistics have been reported from the U.S.A. and many European countries. Although curable, especially when detected at early stages, breast cancer is expected to account for 28% of incident cancer cases and 20% of cancer deaths in women [1]. Mammography is the only reliable procedure for detecting nonpalpable cancers and for detecting many minimal breast cancers when they appear to be curable [2]. Mammography has been shown to be more effective in screening of asymptomatic women to detect occult breast cancers, reducing mortality by as much as 30% in women aged between 50 and 89 years [3, 4]. This apparent positive benefit has resulted in a number of leading health care societies recommending that all women aged 50-59 be screened using mammography on a biennial basis. This recommendation, however, is only gradually being implemented. In order for mass screening to be cost effective, means need to be developed to achieve it with high accuracy and speed. Digital image processing techniques are being developed by many researchers to aid in screening and diagnostic mammography. Mammographic images may be digitally processed to improve the quality of mammograms not optimally imaged, to enhance features and make them more readily visible to the radiologist, to identify radiologically significant signs and to quantify them, to analyze large volumes of mammograms and identify those that may contain significant or suspicious features, and to achieve data compression and facilitate efficient archival and communication (teleradiology).

Mammographic images contain fine details, requiring high-resolution digitization at less than 0.1 mm pixel size and at least 10 bits per pixel with a dynamic range of 0 - 3 optical density units. Many research groups around the world are developing databases of digitized mammograms of biopsy-proven cases for computer analysis [5]. With increasing interest and new developments in digital imaging, direct digital acquisition of mammograms is reaching levels of the high quality required [6, 7, 8]. These trends have led to a significant increase in the application of computer techniques for processing and analyzing mammograms.

2. ENHANCEMENT OF MAMMOGRAMS

Accurate diagnosis often depends on the quality of mammograms; the visibility of small, low-contrast objects is extremely important. Structures of radiological concern that are typically visible in mammograms include microcalcifications, dense masses, tumors, and architectural distortion in breast parenchyma [9, 10]. Unfortunately, contrast between malignant tissues and normal tissues is often so low that detecting malignant tissues can be difficult. Ram [11] suggested that images considered unsatisfactory for medical analysis may be rendered usable through various digital enhancement techniques. Rogowska et al. [12] investigated the use of digital unsharp masking and local contrast stretching on chest radiographs, and reported that the quality of images was improved. Chan et al. [13] investigated unsharp-mask filtering for digitized mammograms; using receiver operating characteristics (ROC) analysis, they showed that unsharp masking could improve the detectability of calcifications.

Emphasis has recently been directed towards image enhancement using principles of human visual perception [14], leading to innovative methods based on non-linear filters, scale-space filters, multi-resolution filters, and wavelet transforms. Attention has been paid to designing algorithms to enhance contrast and visibility of diagnostic features while maintaining control on noise enhancement. Laine et al. [15] presented a method for non-linear contrast enhancement based on multi-resolution representation and the use of dyadic wavelets. A software package named MUSICA [16], standing for Multi-Scale Image Contrast Amplification, has been produced by Agfa-Gevaert. Belikova et al. [17] discussed various optimal filters for enhancement of mammograms. &u et al. [18] used wavelet techniques for enhancement and evaluated the results using breast phantom images. Tahoces et al. [19] presented a multi-stage spatial filtering procedure for non-linear contrast enhancement of chest and breast images. Qian et al. [20] reported on tree-structured non-linear filters based on median filters and an edge detector. Chen et al. [21] proposed a regional contrast enhancement technique based

on unsharp masking and adaptive density shifting. Puff et al. [22] proposed a paradigm for evaluation of enhancement algorithms using psychophysical methods and analysis of clinically relevant detection tasks. Simpson and Bowyer [23] compared the effectiveness of eleven noise reducing filters. Aghdasi et al. [24] proposed a restoration scheme to invert the exact modulation transfer function (MTF) of the x-ray source and screen-film system to reduce their blurring effect.

3. ANALYSIS OF MICROCALCIFICATIONS

Microcalcifications play an important role in the detection of early breast cancer. Feig et al. [25] and Sickles [26] indicated a major criterion for distinguishing malignant calcifications from benign calcifications is their shape. Microcalcifications are typically small, especially at early stages of cancer development; as such visual analysis of their size, shape, and density is difficult. One of the first reported procedures to evaluate microcalcifications was by Wee et al. [27], who used a set of features including area, mean gray level, contrast, gray level deviation, horizontal length, vertical length, shape quantity, and hollow area; they also used the standard deviation of distances to the centroid of a region of microcalcification as a shape factor. Spiesberger [28] proposed a similar procedure: the local maximum gray level, the difference of foreground and background brightness, and compactness were applied in a decision tree for microcalcification detection. Spiesberger also made use of a compactness measure to distinguish between the diffuse and compact nature of microcalcifications; verification of suspected microcalcifications was done by correlation of the fitted density signatures from two views.

Chan et al. [29] reported on a detection system based on a difference-image technique: a signal-suppressed image was subtracted from a signal-enhanced image to remove the structured background in mammograms, and thresholding techniques were used to isolate microcalcifications from the difference image. By changing the signal-suppression filter to a box-rim filter and adding new features for signal extraction, the true-positive detection rate was improved [30]. Further improvements to the signal-extraction part of the algorithm included a new criterion of the first moment of the power spectrum [31]. An ROC study of this procedure showed that this method did significantly improve radiologists' accuracy in detecting clustered microcalcifications under the condition of rapid interpretation.

Davies and Dance [32] used a segmentation technique to distinguish microcalcifications from normal breast structures based on a local area thresholding process. Five features were used to discriminate microcalcifications from non-calcifications present in the initially segmented image, including a measure of compactness. A clustering technique was used to locate groups of microcalcifications. Fam et al. [33] investigated a two-step process: their procedure marked pixels comprising microcalcifications using a size criterion, and then filtered the marked microcalcifications by a minimal cluster criterion. Patrick et al. [34] proposed an expert learning system for the diagnosis of breast microcalcifications.

Astley et al. [35] studied the three-dimensional characteristics of microcalcifications in excised breast samples. Barman et al. [36] reported on the use of wavelets, quadrature filters, and pyramid representation of images for the detection and analysis of microcalcifications. Karssemeijer [37] proposed an adaptive noise equalization procedure to aid in the detection of microcalcifications. Chitre et al. [38, 39] derived many image structure and texture features based on second-order histograms and micro-texture measures as well as artificial neural network (ANN) procedures for identification of mammograms with microcalcifications too small for individual analysis. Woods et al. [40] proposed a method for classification of bright spots in mammograms as being calcifications or not, and compared the performance of many pattern recognition techniques for this application. Brzakovic and Neskovic [41] reported on a method for detection of both calcifications and nodules based on multi-resolution segmentation and pyramid representation. Bankman et al. [42] used contour map representation to derive features of departure, prominence, steepness, distinctness, and compactness. Morphological filters with adaptive thresholding methods were used by Zhao [43].

Kegelmeyer and Allmen [44] proposed a method based on the classification of dense feature maps using binary decision trees for the detection of microcalcifications. Nishikawa et al. [45, 46] reported on the detection and analysis of microcalcifications based on segmentation, difference images, thresholding, morphological erosion, texture analysis, and ANNs. Brettel et al. [47] proposed a matched Fourier filtering procedure based on masks obtained from x-ray images of simulated calcifications. A hysteresis technique for detection of local maxima (calcifications) was proposed by Parker et al. [48]. Valatx et al. [49] reported on a multi-scale/multi-resolution procedure using bicubic and B-spline functions and adaptive thresholding for detection of calcifications. A procedure based on 4-octave wavelet decomposition and thresholding was developed by Strickland et al. [50]. Dengler et al. [51] proposed a combination of difference-of-Gaussian (DoG) and morphological filters for segmentation of calcifications. Lefebvre et al. [52] developed a simulation model of clustered microcalcifications superimposed on normal mammographic background.

4. ANALYSIS OF ABNORMAL BREAST PARENCHYMA

Abnormal architecture in breast parenchyma is an important indicator in the diagnosis of breast cancer [9, 25]. Early work by Winsberg et al. [53] using low-resolution imagery showed promise in detecting large solitary lesions. Ackerman and Gose [54] developed computer techniques for categorising suspicious regions, marked by radiologists, based on features in xeromammogram images. Kimme et al. [55] developed a series of algorithms to localize abnormal breast areas using up to ten textural features. Hand et al. [56] and Semmlow et al. [57] reported an approach for detection and classification of suspicious areas: the procedure included breast boundary detection, suspicious area extraction, and abnormal region classification by using global and regional features. Lai et al. [58] presented a method for detecting circumscribed masses in which mammograms were first enhanced by a selective median filter, and then template matching was used to identify candidate regions. Finally, two tests (local neighborhood test and region histogram test) were applied to reduce the number of false positives. Brzakovic et al. [59] described a multi-resolution and fuzzy logic-based detection technique, and a classification scheme based on a series of deterministic and Bayesian tests of area, shape, edge distance variation, and edge intensity variation. Richter and Claridge [60] defined quantitative blur measures for circumscribed lesions in mammograms. Lau and Bischof [61] applied a transformation based on the outline of the breast to identify asymmetries in breast architecture. Using a B-spline model of the breast outline to normalize images, they compared features including brightness, roughness, and directionality to define asymmetry measures for breast tumor detection.

Kegelmeyer [62] proposed a method for detection of stellate lesions using a binary decision tree with features of local oriented edges and Laws texture features. Iok et al. [63] used texture features, fractal measures, and edge strength measures of suspicious regions for lesion detection. Fractal measures and nonlinear filters were also used by Burdett et al. [64] for characterization of lesion diffusion. Giger et al. [65] developed a technique for analysis of masses based on bilateral subtraction and measures of circularity, compactness, and irregularity of margins. Texture and fractal features were used by Priebe et al. [66] for the detection of developing abnormalities. Cerneaz and Brady [67] proposed methods for description of curvilinear structures such as ducts, vessels, and fibrous tissue. Parker et al. [68] reported on detection of ductal carcinoma in situ using measures of entropy, eccentricity, edge strength, and directionality.

Miller and Astley [69] proposed a method for detection of asymmetry between the left and right mammograms by comparing anatomically similar and homogeneous regions; the procedure included segmentation, classification as fat or non-fat region, texture energy, and shape features such as compactness, circularity, and eccentricity. Brzakovic et al. [70] reported on similar procedures but for comparison with previous screenings: their procedures included segmentation, partitioning into statistically homogeneous regions, and region-based statistical analysis. Comparison of different images requires registration and unwarping transformations, which have been reported on by Sallam and Bowyer [71] and Stamatakis et al. [72]. Mazur et al. [73] proposed a differential digital radiographic technique based on an image correlation technique to estimate the distortion between two images.

Petrosian et al. [74] investigated the usefulness of texture features based on spatial gray level dependence matrices for classification of mass and normal tissue. Ilday et al. [75] studied the use of tumor boundary roughness, circularity, and other shape factors for classification of mammographic lesions as fibroadenomas, cysts, and cancers. Ikarasemeijer [76] reported on the use of scale-space operators and line-based pixel orientation maps to detect stellate distortions. Woods and Bowyer [77] used 24 features including local edge orientation, moments, contrast, compactness, and texture measures for detection and classification of stellate lesions. Parr et al. [78] studied Gabor enhancement of radiating spicules and spicule structure parameters for the detection of stellate lesions. Claridge and Richter [79] proposed measures of lesion edge definition, extent, and texture. Other related works include the use of local statistics and texture measures to sort mammograms as fatty or dense by Hajnal et al. [80] and parenchymal region segmentation by Suckling et al. [81]. Shape and texture analysis along with the use of active contours was applied to analysis of nuclear structures in needle aspiration slides by Street et al. [82].

Expert systems, decision aids, and rule-based systems for classification of breast lesions have been proposed by Gale et al. [83], Taylor [84], Cook and Fox [85], Barman and Granlund [86], and Stewart et al. [87]. Considering the complex nature of mammographic image analysis by both humans and computers, many studies have been directed towards specialized topics such as development of an integrated mammographic image analysis, assessment, and training system by Sumsion et al. [88]; providing attention cues and prompts via computer analysis by Hutt et al. [89]; analysis of gaze duration as related to missing of lesions by Ikrupinski and Nodine [90]; computer analysis of lesions missed by radiologists by Schmidt et al. [91]; and evaluation of diagnostic error using cases of interval cancer by Savage et al. [92].

5. REVIEW OF WORK AT THE UNIVERSITY OF CALGARY

5.1 Image Data Acquisition: We have so far digitized 78 mammograms of 21 biopsy-proven "difficult" cases from the Radiology Teaching Library of the Foothills Hospital, and 233 films of 34 biopsied cases of interval cancer from the Alberta Screen Test Program, with high resolution of up to 2560 x 4096 pixels (12 bits per pixel) using an Eikonix 1412 scanner and a Plannar 1417 light box. Our digitization procedure includes corrections for nonuniformities in the scanner and the light box. In addition, we have obtained the MIAS (Mammographic Image Analysis Society, London, UI) database of 322 mammographic images. A Megascan 2111 monitor and a Kodak XL7700 printer are used for display and printing of the images.

5.2 Enhancement of Mammograms: The fundamental enhancement needed in mammography is an increase in contrast, especially for dense breasts. Contrast between malignant tissue and normal dense tissue may be present on a mammogram, but below the threshold of human perception. Calcifications in a dense mass may not be readily visible because of low contrast. In our region-based contrast enhancement procedure [93], contrast C is calculated from groupings of pixels as $C = (f - b)/(f + b)$ where f and b are the foreground and background densities. The groupings of pixels are referred to as neighborhoods, and a neighborhood is determined for each pixel in the image. Thus region-based processing is based on the contextual details in the image around each pixel. The region growing algorithm starts with each pixel, called the seed. The eight neighbors of the seed are checked to see if their grey level values are within a specified deviation from the seed. Pixels that meet the criterion for inclusion in the region are labeled; then, the neighbors of these pixels are checked, and so on. A region thus grown is labeled as the foreground layer. The foreground stops growing when it is surrounded by a layer of pixels that do not meet the criterion for inclusion in the foreground. This layer of pixels is labeled as the background, which may be increased to a specified size by further region growing. The basic objective of region-based contrast enhancement is to increase the contrast of specific regions which may be of radiological interest and need enhancement, without changing the rest of the image significantly. This is realized by selectively assigning a new contrast C' to regions of interest and then determining the new foreground (seed pixel) value as $f' = b(1 + C')/(1 - C')$. We have designed a mapping between C' and C to obtain clinically useful enhancement [93] (see also [94, 95]).

We have so far conducted two ROC evaluations of the enhancement procedure using 78 mammograms from 21 "difficult" biopsied cases from the Foothills Hospital [96] and 233 mammograms of 34 biopsied cases of interval cancer from the Alberta Screen Test Program [97]. The original and enhanced images were read by up to six radiologists. Results indicate that our enhancement procedure leads to an increase in the area under the ROC curve, indicating improved diagnostic accuracy. In particular, the area under the ROC curve for the interval cancer cases was increased from 0.39 for the original films to 0.54 for the enhanced images. Although these numbers are small (due to the difficult nature of the cases), they indicate that a number of the cancer cases could have been detected earlier with higher levels of diagnostic confidence using contrast-enhanced images. The general observations of the radiologists indicate that the enhanced images provide much better anatomic detail and overall detail of internal architecture.

5.3 Detection of Calcifications: We have developed a region-based technique for automatic detection and classification of calcifications using three shape factors and neural networks [98, 99]. In this procedure, the mean pixel value is first computed for the entire mammogram. Every pixel with value greater than the mean is used as a seed in a multi-tolerance region growing algorithm. The fractional tolerance value r for region growing is changed from 0.01 to 0.40 with a step size (SS) determined by the seed pixel (SP) value as $SS = 1/SP$. A feature set including shape compactness, center of gravity ($x - y$ coordinates), and size (number of pixels), is calculated for the region obtained at each tolerance level. The normalized distance of the feature set between successive tolerance levels is computed, and the feature set with the minimum distance is selected. The corresponding region is treated as a potential calcification region only if the size (S) in pixels and contrast (C) at the final level satisfy $5 < S < 2500$ and $C > 0.20$.

5.4 Shape Features of Calcifications: We have developed a set of shape factors to measure the roughness of objects, which consists of three features (m , f , c) from moments, Fourier descriptors, and compactness, respectively, defined as [98, 99]:

$$m = \left[\left[1 / N \sum_{i=1}^N (z_i - m_i)^4 \right]^{1/4} - \left[1 / N \sum_{i=1}^N (z_i - m_i)^2 \right]^{1/2} \right] / m_1$$

where z_i , $i = 1, 2, \dots, N$, are the Euclidean distances between the ordered set of contour pixels and its centroid, and m_i is the mean value of this distance array;

$$f = 1 - \left[\sum_{k=-N/2+1}^{N/2} \|NFD(k)\| / |k| \right] / \left[\sum_{k=-N/2+1}^{N/2} \|NFD(k)\| \right]$$

where

$NFD(k) = 0$ for $k = 0$, $NFD(k) = A(k)IA(1)$ for $k = 1, 2, \dots, N/2$, $NFD(L) = A(k + N)IA(1)$ for $k = -1, -2, \dots, -N/2 + 1$;

$$A(n) = 1/N \sum_{i=0}^{N-1} Z_i \exp[-j2\pi ni/N]$$

$$A(n) = 1/N \sum_{i=0}^{N-1} Z_i \exp[-j2\pi ni/N]$$

for $n = 0, 1, \dots, N - 1$;

Z_i is a complex sequence composed of the x-y coordinates of each point in the contour, represented as $Z_i = z_i + jy_i$, $i = 0, 1, \dots, N - 1$; and $c = 1 - 4\pi a/p^2$ where p is the length of the region's perimeter, and a is the area of the region. The three shape features measure shape roughness from different aspects, and rougher the shape, the larger are their values.

The shape features (m , f , c) were employed as inputs to an ANN, and calcifications were classified as benign or malignant. Feature sets of 143 calcifications (64 benign and 79 malignant) obtained from 18 mammograms of biopsy-proven cases by manual selection of seed pixels and their growth tolerances [98, 99] were used for training. All of the 143 calcifications in the training set were correctly classified in 1268 iterations. Four image sections were utilized for testing the ANN: two of the sections had a total of 54 benign calcifications while the other two contained 241 malignant calcifications. Based upon visual inspection, detection rates of our multi-tolerance region growing algorithm were 87% with 0 false calcifications and 85% with 29 false calcifications for the benign and malignant sections, respectively. The correct classification rate for the benign calcifications was 94%, while it was 87% for the correctly detected malignant calcifications.

5.5 Multi-view Analysis: It is standard practice in mammography to acquire two views per breast, usually a cranio-caudal (CC) view and a medio-lateral-oblique (MLO) view. As the breast is compressed during imaging, and as the image obtained is a two-dimensional (2D) integrated projection of a 3D object, anatomical features of the breast overlap and project in different ways in the two images. This will seriously affect the shapes of features such as calcifications and dense masses, and hence shape analysis using a single view will have limited information and accuracy. Very few techniques reported in the literature employ multiple views in their analysis procedures. We are developing a knowledge-based method to identify corresponding features in the two views of a breast, and to identify their relative positions in the two views. The knowledge used in this procedure could be the geometric characteristics of the images: e.g., the common axis of the CC and MLO views is along the height of the breast; therefore the relative positions along this axis could be used to determine the corresponding tissues or calcifications in the two views. We have conducted preliminary experiments along these lines to identify matching calcifications in the CC and MLO views of a breast, using measures of position and length of a calcification region along the height axis, the average brightness over the region, and a measure of structure of the calcification based on moments [100].

5.6 Measures of Architectural Distortion: Normal mammograms have a uniform and smooth flow of tissue patterns converging towards the nipple. Abnormal tissue development distorts this smoothness, and creates focal points from where diverging, stellate, and complex patterns develop [9]. Our region-based techniques could provide local shape information at every pixel, from which a "shape spectrum" may be derived [101] to indicate the relative concentration of regions over a scale of roughness and facilitate global image shape characterization [102]. A shape spectrum computed for mammogram pairs could indicate the existence of asymmetric patterns by way of increased counts at differing levels of shape complexity. Preliminary results of application of the technique to a few cases of asymmetry have been encouraging [101]. It is also important to perform comparisons with previous mammograms of the same patient in analyzing architectural distortion. We are developing texture measures which could facilitate such comparisons and permit detection of architectural distortion (see also [103, 104, 1051]). In particular, we are investigating the use of oriented texture analysis techniques [100]. Oriented texture analysis permits the detection of patterns of texture flow and identification of nodes, saddle points, star nodes, spirals, and various flow patterns.

5.7 Analysis of Dense Masses: Most benign breast tumors possess well-defined, sharp boundaries that delineate them from surrounding tissues, as opposed to malignant tumors. Computer techniques proposed to date for tumor analysis have concentrated on shape factors of tumor regions and texture measures. While shape measures based on contours of tumor regions can indicate differences in shape complexities between circumscribed and spiculated tumors, they are not designed to characterize the density variations across the boundary of a tumor. We have developed a region-based measure of image edge profile acutance which characterizes the transition in density of an ROI along normals to the ROI at every boundary pixel [107]. We

investigated the potential of acutance in characterizing the radiographic definition of tumors, and its application to discriminate between benign and malignant mammographic tumors [108]. In addition, we studied the complementary use of various shape factors such as compactness, Fourier descriptors, moments, and chord length statistics to distinguish between circumscribed and spiculated tumors [109].

Thirty- nine images from the MIAS database and an additional set of 15 local cases were selected: the cases included 16 circumscribed benign, 7 circumscribed malignant, 12 spiculated benign, and 19 spiculated malignant lesions. All diagnoses were proven by pathologic examinations of resected tissue. The contours of the lesions were first marked by an expert radiologist using X-Paint and X-Windows on a SUN-SPARCstation 2 Workstation. For computation of acutance, the ROI boundaries were iteratively approximated using a split/merge and end-point adjustment technique to obtain the best-fitting polygonal approximation. The jackknife method using the Mahalanobis distance measure in the BMDP (Biomedical Programs) package was used for classification of the lesions using acutance and the shape factors as features in various combinations. Acutance alone resulted in a benign/ malignant classification accuracy of up to 95%. Compactness alone gave a circumscribed/ spiculated classification rate of up to 92.3%. Acutance in combination with the moment-based shape measure m and the Fourier descriptor-based measure f gave four-group classification rate of 95% with the 39 MIAS cases. The results indicate the importance of including lesion edge definition with shape information for classification of tumors, and that acutance fills this need.

5.8 Image Data Compression: As mentioned earlier, mammographic images require very high resolution in digitization and quantization, leading to datasets of 30 - 40 Megabytes per image. Efficient storage and transmission of such images for purposes of archival and teleradiology therefore call for high levels of data compression. However, lossy compression is not suitable for mammography and most medical imaging applications. Traditional lossless compression techniques usually yield compression ratios of not more than 2:1 or 3:1. We have developed multichannel, adaptive, 2D linear prediction models which in combination with Huffman or arithmetic coding techniques provided average bit rates of about 2.5 bits/pixel for mammographic and chest x-ray images (starting from 10 bits/pixel, with 10 - 16 million pixels per image) [110]. The linear prediction models performed better than 2D transform, interpolative, and other coding methods.

We have also extended the region-based processing paradigm to segmentation-based lossless image coding (SLIC) [111]. In this method, a region growing procedure is used along with a discontinuity index map to achieve an adaptive scanning pattern. The method exploits the high correlation present over pixels within relatively homogeneous regions, and leads to a difference image with a very small dynamic range, which may be efficiently encoded. Using the JBIG (Joint Bi-level Image experts Group) method for encoding the discontinuity and difference images, the SLIC method provided lossless compression to about 1.6 bits/pixel from 10 bits/pixel. The SLIC method outperformed other methods such as direct JBIG, JPEG (Joint Photographic image Experts Group), adaptive Lempel-Ziv, and linear prediction by at least 8%.

6. CONCLUDING REMARKS

Recent developments in direct digital imaging hold significant promise and could lead to increased application and acceptance of image processing and analysis methods in screening and diagnostic mammography. While mammography provides the required resolution, it has limitations due its inherent nature of being a 2D projectional image of a 3D volume. X-ray dose considerations and resolution requirements have constrained the development of 3D breast imaging techniques. Application of advanced adaptive image processing methods, including vision-based or perception-based models, has provided very encouraging results and should facilitate computer-aided analysis of mammograms for improved diagnosis of breast cancer.

ACKNOWLEDGEMENTS

This work has been supported by grants from the Alberta Breast Cancer Foundation and the Natural Sciences and Engineering Research Council of Canada. Contributions of William Merrow, Dr. Raman Paranjape, Liang Shen, Yiping Shen, Nema El-Faramawy, and Dr. J.E. Leo Desautels to the work reported in this paper are gratefully acknowledged.

References

- [1] Canadian Cancer Society. Facts on Breast Cancer, April 1989.
- [2] McLelland R. Screening for breast cancer: Opportunities, status and challenges. In Briinner S and Langfeldt B, editors, Recent Results in Cancer Research, volume 119, pages 29-38. Springer-Verlag, Berlin Heidelberg, 1990.

- [3] Tabar L, Gad A, Holmberg L, and Ljungquist U. Significant reduction in advanced breast cancer: Results of the first seven years of mammography screening in Kopparberg, Sweden. *Diagnostic Imaging in Clinical Medicine*, 54:158-164, 1985.
- [4] Fletcher SW, Black W, Harris R, Rimer BK, and Shapiro S. Report of the international workshop on screening for breast cancer. *Journal of the National Cancer Institute*, 85(20):1644-1656, 1993.
- [5] Suckling J, Parker J, Dance DR, Astley S, Hutt J, Doggis CRM, Ricketts I, Stamatakis E, Cerneaz N, I \le ok SL, Taylor P, Betal D, and Savage J. The Mammographic Image Analysis Society digital mammogram database. In *Proceedings of the 2nd International Workshop on Digital Mammography*, pages 375-378, York, England, 10-12 July 1994.
- [6] Maidment ADA, Yaffe MJ, Plewes DB, Mawdsley GE, Soutar IC, and Starkoski BG. Imaging performance of a prototype scanned-slot digital mammography system. *Proc. SPIE on Physics of Medical Imaging*, 1896:93-103, 1993.
- [7] Maidment ADA, Fahrig R, and Yaffe MJ. Dynamic range requirements in digital mammography. *Med. Phys.*, 20(6):1621-1633, 1993.
- [8] Prior FW, Channin DS, King SH, Schaller M, I \le och R an Sperner W, and Kenney R. High resolution digital mammography using DIMATM and CR: preliminary results. In *Proceedings of the 2nd International Workshop on Digital Mammography*, pages 143-152, York, England, 10-12 July 1994.
- [9] Sickles EA. Mammographic features of malignancy found during screening. In Briinner S and Langfeldt B, editors, *Recent Results in Cancer Research*, volume 119, pages 88-93. Springer-Verlag, Berlin Heidelberg, 1990.
- [10] Zhou X and Gordon R. Detection of early breast cancer: An overview and future prospects. *Critical Reviews in Biomedical Engineering*, 17(3):203-255, 1989.
- [11] Ram G. Optimization of ionizing radiation usage in medical imaging by means of image enhancement techniques. *Med. Phys.*, 9(5):733-737, 1982.
- [12] Rogowska J, Preston K, and Sashin D. Evaluation of digital unsharp masking and local contrast stretching as applied to chest radiographs. *IEEE Trans. on Biomedical Engineering*, 35(10):817-827, 1988.
- [13] Chan HP, Vyborny CJ, MacMahon H, Metz CE, Doi It, and Sickles EA. ROC studies of the effects of pixel size and unsharp-mask filtering on the detection of subtle microcalcifications. *Investigative Radiology*, 22:581-589, 1987.
- [14] Ji TL, Sundareshan MK, and Roehrig H. Adaptive image contrast enhancement based on human visual properties. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 13(4):573-586, 1994.
- [15] Laine AF, Schuler S, Fan J, and Huda W. Mammographic feature enhancement by multiscale analysis. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 13(4):725-740, December 1994.
- [16] Vuylsteke P and Schoeters E. Multiscale image contrast amplification (MUSICA). *SPIE Vol. 2167 Medical Imaging: Image Processing*, pages 551-560, 1994.
- [17] Belikova T, Lashin V, and Zaltsman I. Computer assistance in the digitized mammogram processing to improve diagnosis of breast lesions. In *Proceedings of the 2nd International Workshop on Digital Mammography*, pages 69-78, York, England, 10-12 July 1994.
- [18] &u G, Huda W, Laine A, Steinbach B, and Honeyman J. Use of accreditation phantoms and clinical images to evaluate mammography image processing algorithms. In *Proceedings of the 2nd International Workshop on Digital Mammography*, pages 345-354, York, England, 10-12 July 1994.

- [19] Tahoces PG, Correa J, Souto M, Gonzalez C, Gomez L, and Vidal JJ. Enhancement of chest and breast radiographs by automatic spatial filtering. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 10(3):330-335, September 1991.
- [20] &lan W, Clarke LP, Kallergi M, and Clark RA. Tree-structured nonlinear filters in digital mammography. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 13(4):25-36, March 1994.
- [21] Chen J, Flynn MJ, and Rebner M. Regional contrast enhancement and data compression for digital mammographic images. In *Proc. SPIE on Biomedical Image Processing and Biomedical Visualization*, pages 752-758, San Jose, Feb. 1993.
- [22] Puff DT, Pisano ED, Muller KE, Johnston RE, Hemminger BM, Burbeck CA, McLelland R, and Pizer SM. A method of determination of optimal image enhancement for the detection of mammographic abnormalities. *Journal of Digital Imaging*, 7(4):161-171, November 1994.
- [23] Simpson K and Bowyer I<W. A comparison of spatial noise filtering techniques for digital mammography. In *Proceedings of the 2nd International Workshop on Digital Mammography*, pages 325-334, York, England, 10-12 July 1994.
- [24] Aghdasi F, Ward RI<, and Palcic B. Restoration of mammographic images in the presence of signal dependent noise. In Bowyer KW and Astley S, editors, *State of the Art in Digital Mammographic Image Analysis*, pages 42-63. World Scientific, Singapore, 1994.
- [25] Feig SA, Calkin BM, and Muir HD. Evaluation of breast microcalcifications by means of optically magnified tissue specimen radiographs. In Briinner S and Langfeldt B, editors, *Recent Results in Cancer Research*, volume 105, pages 111-123. Springer-Verlag, Berlin Heidelberg, 1987.
- [26] Sickles EA. Breast calcifications: Mammographic evaluation. *Radiology*, 160:289-293, 1986.
- [27] Wee WG, Moskowitz M, Chang NC, Ting YC, and Pemmeraju S. Evaluation of mammographic calcifications using a computer program. *Radiology*, 116:717-720, 1975.
- [28] Spiesberger W. Mammogram inspection by computer. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, BME-26(4):213-219, 1979.
- [29] Chan HP, Doi K, Galhotra S, Vyborny CJ, MacMahon H, and Jokich PM. Image feature analysis and computer-aided diagnosis in digital radiography: I. Automated detection of microcalcifications in mammography. *Med. Phys.*, 14(4):538-548, 1987.
- [30] Chan HP, Doi K, Vyborny CJ, Lam I<L, and Schmidt RA. Computer-aided detection of microcalcifications in mammograms: Methodology and preliminary clinical study. *Investigative Radiology*, 23(9):664-671, 1988.
- [31] Chan HP, Doi K, Vyborny CJ, Schmidt RA, R;letz CE, Lam I(L, Ogura T, Wu YZ, and MacMahon H. Improvement in radiologists' detection of clustered microcalcifications on mammograms: The potential of computer-aided diagnosis. *Investigative Radiology*, 25(10):1102-1110, 1990.
- 1321 Davies DH and Dance DR. Automatic computer detection of clustered calcifications in digital mammograms. *Phys. Med. Biol.*, 35(8):1111-1118, 1990.
- [33] Fam BW, Olson SL, Winter PF, and Scholz FJ. Algorithm for the detection of fine clustered calcifications on film mammograms. *Radiology*, 169:333-337, 1988.
- [34] Patrick EA, Moskowitz M, Mansukhani VT, and Gruenstein EI. Expert learning system network for diagnosis of breast calcifications. *Investigative Radiology*, 26(6):534-539, 1991.
- [35] Astley S, Hutt I, Miller P, Rose P, Taylor C, Boggis C, Adamson S, Valentine T, Davies J, and Armstrong J. Automation in mammography: Computer vision and human perception. In Bowyer KW and Astley S, editors,

- International Journal of Pattern Recognition and Artificial Intelligence, volume 7, pages 1309-1312. World Scientific, December 1993.
- [36] Barman H, Granlund G, and Haglund L. Feature extraction for computer-aided analysis of mammograms. In Bowyer I<W and Astley S, editors, International Journal of Pattern Recognition and Artificial Intelligence, volume 7, pages 1313-1338. World Scientific, December 1993.
- [37] Karssemeijer N. Adaptive noise equalization and recognition of microcalcification clusters in mammograms. In Bowyer KW and Astley S, editors, International Journal of Pattern Recognition and Artificial Intelligence, volume 7, pages 1357-1376. World Scientific, December 1993.
- [38] Chitre Y, Dhawan AP, and Moskowitz M. Artificial neural network based classification of mammographic microcalcifications using image structure features. In Bowyer I<W and Astley S, editors, International Journal of Pattern Recognition and Artificial Intelligence, volume 7, pages 1377-1402. World Scientific, December 1993.
- [39] Chitre Y, Dhawan AP, and Moskowitz M. Classification of mammographic microcalcifications using image structure and cluster features. In Proceedings of the 2nd International Workshop on Digital Mammography, pages 31-40, York, England, 10-12 July 1994.
- [40] Woods I<S, Doss CC, Bowyer I<W, Solka JL, Priebe CE, and I<egelmeyer Jr. WP. Comparative evaluation of pattern recognition techniques for detection of microcalcifications in mammography. In Bowyer I<W and Astley S, editors, International Journal of Pattern Recognition and Artificial Intelligence, volume 7, pages 1417-1436. World Scientific, December 1993.
- [41] Brzakovic D and Neskovic M. Mammogram screening using multiresolution-based image segmentation. In Bowyer I<W and Astley S, editors, International Journal of Pattern Recognition and Artificial Intelligence, volume 7, pages 1437-1460. World Scientific, December 1993.
- [42] Bankman IN, Christens-Barry WA, I<im DW, Weinberg IN, Gatewood OB, and Brody WR. Automated recognition of microcalcification clusters in mammograms. In Proc. SPIE on Biomedical Image Processing and Biomedical Visualization, pages 731-738, San Jose, Feb. 1993.
- [43] Zhao D. Rule-based morphological feature extraction of microcalcifications in mammograms. In Proc. SPIE on Biomedical Image Processing and Biomedical Visualization, pages 702-715, San Jose, Feb. 1993.
- [44] Kegelmeyer WP and Allmen MC. Dense feature maps for detection of calcifications. In Proceedings of the 2nd International Workshop on Digital Mammography, pages 3-12, York, England, 10-12 July 1994.
- [45] Nishikawa RM, Jiang Y, Giger ML, Schmidt RA, Vyborny CJ, Zhang W, Papaioannou J, Bick U, Nagel R, and Doi K. Performance of automated CAD schemes for the detection and classification of clustered microcalcifications. In Proceedings of the 2nd International Workshop on Digital Mammography, pages 13-20, York, England, 10-12 July 1994.
- [46] Nishikawa RM, Giger ML, Doi K, Vyborny CJ, and Schmidt RA. Computer-aided detection and diagnosis of masses and microcalcifications from digital mammograms. In Bowyer KW and Astley S, editors, State of the Art in Digital Mammographic Image Analysis, pages 82-102. World Scientific, Singapore, 1994.
- [47] Brettel DS, McLeod G, Oddy RJ, Parkin GJS, and Cowen AR. Automatic micro-calcification localisation using matched Fourier filtering. In Proceedings of the 2nd International Workshop on Digital Mammography, pages 21-30, York, England, 10-12 July 1994.
- [48] Parker J, Dance DR, and Suckling J. The hysteresis technique for detection of calcifications in digital mammograms. In Proceedings of the 2nd International Workshop on Digital Mammography, pages 41-50, York, England, 10-12 July 1994.
- [49] Valatx L, Magnin IE, and Bremond A. Automatic microcalcifications and opacities detection in digitized mammographies using a multiscale approach. In Proceedings of the 2nd International Workshop on Digital Mammography, pages 51-58, York, England, 10-12 July 1994.

- [50] Strickland RN and Hahn HI. Detection of microcalcifications using wavelets. In Proceedings of the 2nd International Workshop on Digital Mammography, pages 79-88, York, England, 10-12 July 1994.
- [51] Dengler J, Behrens S, and Desaga JF. Segmentation of microcalcifications in mammograms. IEEE Transactions on Medical Imaging, 12(4):634-642, December 1993.
- [52] Lefebvre F, Benali H, Gilles R, and Paola RD. A simulation model of clustered breast microcalcifications. Medical Physics, 21(12):1865-1874, December 1994.
- [53] Winsberg F, Elkin M, Macy JJ, Bordaz V, and Weymouth W. Detection of radiographic abnormalities in mammograms by means of optical scanning and computer analysis. Radiology, 89:211-215, 1967.
- [54] Ackerman LV and Gose E. Breast lesion classification by computer and xeroradiograph. Cancer, 30:1025-1035, 1972.
- [55] Kimme C, O'Loughlin BJ, and Sklansky J. Automatic detection of suspicious abnormalities in breast radiographs. In Klinger A, Fu KS, and Kunii TL, editors, Data Structures, Computer Graphics, and Pattern Recognition, pages 427-447. Academic Press, New York, NY, 1977.
- [56] Hand W, Semmlow JL, Ackerman LV, and Alcorn FS. Computer screening of xeromammograms: A technique for defining suspicious areas of the breast. Computers and Biomedical Research, 12:445-460, 1979.
- [57] Semmlow JL, Shadagopappan A, Ackerman LV, Hand W, and Alcorn FS. A fully automated system for screening xeromammograms. Computers and Biomedical Research, 13:350-362, 1980.
- [58] Lai SM, Li XB, and Bischof WF. On techniques for detecting circumscribed masses in mammograms. IEEE Transactions on Medical Imaging, 8(4):377-386, 1989.
- [59] Brzakovic D, Luo XM, and Brzakovic P. An approach to automated detection of tumors in mammograms. IEEE Transactions on Medical Imaging, 9(3):233-241, 1990.
- [60] Richter JH and Claridge E. Extraction of quantitative blur measures for circumscribed lesions in mammograms. Med. Inform., 16(2):229-240, 1991.
- [61] Lau TK and Bischof WF. Automated detection of breast tumors using the asymmetry approach. Computers and Biomedical Research, 24:273-295, 1991.
- [62] Kegelmeyer Jr. WP. Evaluation of stellate lesion detection in a standard mammogram data set. In Bowyer KW and Astley S, editors, International Journal of pattern Recognition and Artificial Intelligence, volume 7, pages 1477-1493. World Scientific, December 1993.
- [63] Kok SL, Brady JM, and Tarassenko L. The detection of abnormalities in mammograms. In Proceedings of the end International Workshop on Digital Mammography, pages 261-270, York, England, 10-12 July 1994.
- [64] Burdett CJ, Longbotham HG, Desai M, Richardson Jr. WB, and StollJF. Nonlinear indicators of malignancy. In Proc. SPIE Vol. 1905, on Biomedical Image Processing and Biomedical Visualization, pages 853-860, San Jose, Feb. 1993.
- [65] Giger ML, Lu P, Huo Z, Bick U, Vyborny CJ, Schmidt RA, Zhang W, Metz CE, Wolverton D, Nishikawa RM, Zouras W, and Doi K. CAD in digital mammography: computerized detection and classification of masses. In Proceedings of the 2nd International Workshop on Digital Mammography, pages 281-288, York, England, 10-12 July 1994.
- [66] Priebe CE, Lorey RA, Marchette DJ, Solka JL, and Rogers GW. Nonparametric spatio-temporal change point analysis for early detection in mammography. In Proceedings of the 2nd International Workshop on Digital Mammography, pages 111-120, York, England, 10-12 July 1994.

- [67] Cerneaz N and Brady M. Enriching digital mammogram image analysis with a description of the curvilinear structures. In Proceedings of the 2nd International Workshop on Digital Mammography, pages 297-306, York, England, 10-12 July 1994.
- [68] Parker J, Dance DR, Davies DH, Yeoman LJ, Michell MJ, and Humphreys S. Digital mammography: Image analysis and automatic classification of calcifications in ductal carcinoma in situ. In Bowyer I(W and Astley S, editors. State of the Art in Digital Mammographic Image Analysis, pages 232-246. World Scientific, Singapore, 1994.
- [69] Miller P and Astley S. Automated detection of mammographic asymmetry using anatomical features. In Bowyer KW and Astley S, editors, International Journal of Pattern Recognition and Artificial Intelligence, volume 7, pages 1461-1476. World Scientific, December 1993.
- [70] Brzakovic D, Vujovic N, Neskovic M, Brzakovic P, and Fogarty K. Mammogram analysis by comparison with previous screenings. In Proceedings of the 2nd International Workshop on Digital Mammography, pages 131-140, York, England, 10-12 July 1994.
- [71] Sallam M and Bowyer KW. Registering time sequences of mammograms using a two-dimensional image unwarping technique. In Proceedings of the 4th International Workshop on Digital Mammography, pages 121-130. York, England, 10-12 July 1994.
- [72] Stamatakis EA, Cairns AY, Ricketts IW, Walker C, Preece PE, and Thompson AJ. A novel approach to aligning mammograms. In Proceedings of the 2nd International Workshop on Digital Mammography, pages 355-364, York, England, 10-12 July 1994.
- [73] Mazur AK, Mazur EJ, and Gordon R. Digital differential radiography (DDR): A new diagnostic procedure for locating neoplasms, such as breast cancers, in soft, deformable tissues. In Proc. SPIE Vol. 1905 on Biomedical Image Processing and Biomedical Visualization, pages 443-455, San Jose, Feb. 1993.
- [74] Petrosian A, Chan HP, Elvelie MA, Goodsitt MM, and Adler DD. Computer-aided diagnosis in mammography: classification of mass and normal tissue by texture analysis. *Phgs. Med. Biol.*, 39:2273-2288, 1994.
- [75] Kilday J, Palmieri F, and Fox MD. Classifying mammographic lesions using computerized image analysis. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 12(4):664-669, December 1993.
- [76] Karssemeijer N. Detection of stellate distortions in mammograms using scale space operators. In Bizais Y et al., editor, *Information Processing in Medical Imaging*, pages 335-348. Kluwer Academic Publishers, Netherlands, 1995.
- [77] Woods KS and Bowyer KW. Computer detection of stellate lesions. In Proceedings of the 2nd International Workshop on Digital Mammography, pages 221-230, York, England, 10-12 July 1994.
- [78] Parr T, Astley S, and Boggis C. The detection of stellate lesions in digital mammograms. In Proceedings of the 2nd International Workshop on Digital Mammography, pages 231-240, York, England, 10-12 July 1994.
- [79] Claridge E and Richter JH. Characterisation of mammographic lesions. In Proceedings of the 2nd International Workshop on Digital Mammography, pages 241-250, York, England, 10-12 July 1994.
- [80] Hajnal S, Taylor P, Dilhuydy M.-H., and Barreau B. Classifying mammograms by density: Sorting for screening. In Bowyer KW and Astley S, editors, *State of the Art in Digital Mammographic Image Analysis*, pages 64-81. World Scientific, Singapore, 1994.
- [81] Suckling J, Dance DR, Lewis DJ, and Blacker SG. Parenchymal delineation by human and computer observers. In Proceedings of the 2nd International Workshop on Digital Mammography, pages 315-324, York, England, 10-12 July 1994.

- [82] Street WN, Wolberg WH, and Mangasarian OL. Nuclear feature extraction for breast tumor diagnosis. In Proc. SPIE Vol. 1905 on Biomedical Image Processing and Biomedical Visualization, pages 861-870, San Jose, Feb. 1993.
- [83] Gale AG, Roebuck EJ, Riley P, and Worthington BS. Computer aids to mammographic diagnosis. The British Journal of Radiology, 80:887-891, 1987.
- [84] Taylor P. Decision support for image interpretation: A mammography workstation. In Bizais Y et al., editor, Information Processing in Medical Imaging, pages 227-238. Kluwer Academic Publishers, Netherlands, 1995.
- [85] Cook HM and Fox MD. Artificial intelligence applied to mammographic image analysis. In Electronic Imaging'87, Boston, MA, pages 1154-1158, 1987.
- [86] Barman H and Granlund GH. Computer aided diagnosis of mammograms using a hierarchical framework. In Proceedings of the 2nd International Workshop on Digital Mammography, pages 271-280, York, England, 10-12 July 1994.
- [87] Stewart BD, Cairns AY, Ricketts IW, Walker C, Preece PE, and Thompson AJ. The analysis of breast abnormalities by computer. In Proceedings of the 2nd International Workshop on Digital Mammography, pages 251-260, York, England, 10-12 July 1994.
- [88] Sumsion HJ, Parkin GJS, and Cowen AR. A training and assessment package for digital mammography. In Proceedings of the 2nd International Workshop on Digital Mammography, pages 387-374, York, England, 10-12 July 1994.
- [89] Hutt IW, Astley SM, and Boggis CRM. Prompting as an aid to diagnosis in mammography In Proceedings of the 2nd International Workshop on Digital Mammography, pages 389-398, York, England, 10-12 July 1994.
- [90] Krupinski EA and Nodine CF. Gaze duration predicts the locations of missed lesions in mammography. In Proceedings of the 2nd International Workshop on Digital Mammography, pages 399-404, York, England, 10-12 July 1994.
- [91] Schmidt RA, Nishikawa RM, Schreibman K, Giger ML, Doi K, Papaioannou J, Lu P, Stucka J, and Birkhahn G. Computer detection of lesions missed by mammography. In Proceedings of the 2nd International Workshop on Digital Mammography, pages 289-294, York, England, 10-12 July 1994.
- [92] Savage CJ, Gale AG, Pawley EF, and Wilson ARM. To err is human, to compute divine? In Proceedings of the 2nd International Workshop on Digital Mammography, pages 405-414, York, England, 10-12 July 1994.
- [93] Merrow WM, Paranjape RB, Rangayyan RM, and Desautels JEL. Region-based contrast enhancement of mammograms. IEEE Transactions on Medical Imaging, 11(3):392-406, 1992.
- [94] Dhawan AP, Buelloni G, and Gordon R. Enhancement of mammographic features by optimal adaptive neighborhood image processing. IEEE Trans. on Medical Imaging, MI-5(1):8-15, 1986.
- [95] Dhawan AP and Royer EL. Mammographic feature enhancement by computerized image processing. Computer Methods and Programs in Biomedicine, 27:23-35, 1988.
- Rangayyan RM, Shen L, Paranjape RB, Desautels JEL, MacGregor JH, Morrish HF, Burrowes P, Share S, and MacDonald FR. An ROC evaluation of adaptive neighborhood contrast enhancement for digitized mammography. In Proceedings of the 2nd International Workshop on Digital Mammography, pages 307-314, York, England, 10-12 July 1994.
- Shen L, Shen Y, Rangayyan RM, Desautels JEL, Bryant H, Terry TJ, and Horeczko N. Earlier detection of interval breast cancers with adaptive neighborhood contrast enhancement of mammograms. In Proc. SPIE Vol. 2710 Medical Imaging 1996- Image Processing, pages 940-949, 1996.

Shen L, Rangayyan RM, and Desautels JEL. Detection and classification of mammographic calcifications. *International Journal of Pattern Recognition and Artificial Intelligence*, 7(6):1403-1416, 1993.

Shen L, Rangayyan RM, and Desautels JEL. Application of shape analysis to mammographic calcifications. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 13(2):263-274, June 1994.

Shen L, Rangayyan RM, and Desautels JEL. A knowledge-based position matching technique for mammographic calcifications. In *Proceedings of the 14th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, pages 1936-1937, Paris, France, October 1992.

Shen L, Shen YP, Rangayyan RM, and Desautels JEL. Measures of asymmetry in mammograms based upon the shape spectrum. In *Proceedings of 15th Annual International Conference, IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, pages 48-49, San Diego, California, October 1993.

Maragos P. Pattern spectrum and multiscale shape representation. *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, 11(7):701-716, 1989.

Magnin IE, Cluzeau F, Odet CL, and Bremond A. Mammographic texture analysis: An evaluation of risk for developing breast cancer. *Optical Engg.*, 25(6):780-784, 1986.

Miller P and Astley S. Classification of breast tissue by texture analysis. *Image and Vision Computing*, 10(5):277-282, 1992.

[105] Caldwell CB, Stapleton SJ, Holdsworth DW, Jong RA, Weiser WJ, Cooke G, and Yaffe MJ. Characterization of mammographic parenchymal pattern by fractal dimension. *Phys. Med. Biol.*, 35(2):235-247, 1990.

[106] Rao AR and Jain RC. Computerized flow field analysis: Oriented texture fields. *IEEE Trans. Pattern Analysis and Machine Intelligence*, 14(7):693-709, 1992.

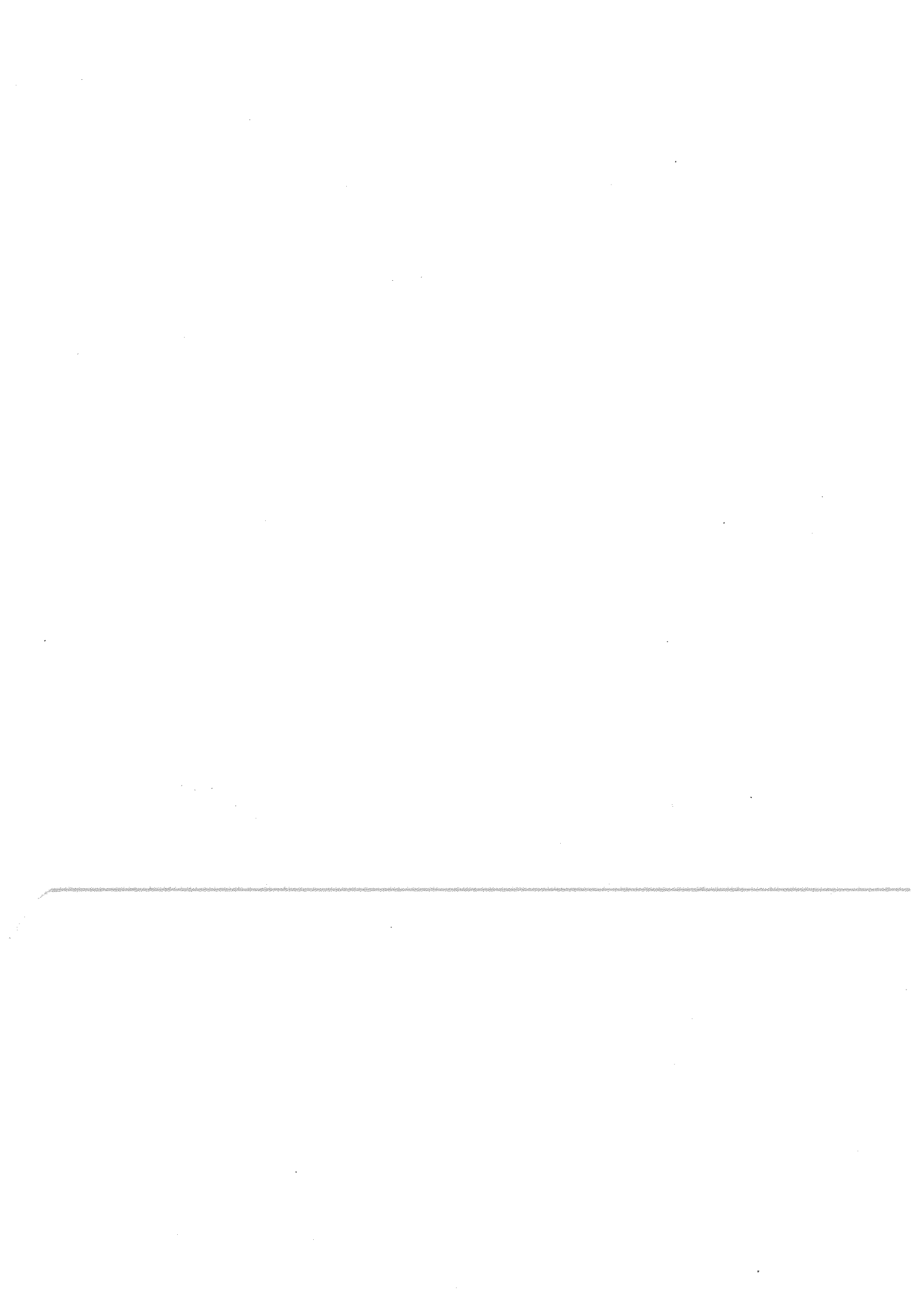
[107] Rangayyan RM and Elkadiki SG. Algorithm for the computation of region-based image edge profile acutance. *Journal of Electronic Imaging*, 4(1):62-70, 1995.

[108] Rangayyan RM, El-Faramawy NM, Desautels JEL, and Alim OA. Discrimination between benign and malignant breast tumors using a region-based measure of edge profile acutance. In *Proceedings of the 3rd International Workshop on Digital Mammography*, page To Be Published, Chicago, IL, June 1996.

[109] El-Faramawy NM, Rangayyan RM, Desautels JEL, and Alim OA. Shape factors for analysis of breast tumors in mammograms. In *Proc. Canadian Conference on Electrical and Computer Engineering*, pages 355-358, Calgary, AB, Canada, May 1996.

[110] G.R Kuduvalli and R.M. Rangayyan. Performance analysis of reversible image compression techniques for high-resolution digital teleradiology. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 11(3):430-445, 1992.

[111] L. Shen and R.M. Rangayyan. Segmentation-based lossless coding of medical images. In *Proc. of SPIE/IEEE Visual Communications and Image Processing'95*, SPIE Vol. 2501, pages 974-982, Taipei, Taiwan, May 1995.



**State-of-the-Art in X-ray Microscopy and 3D Microtomography
Using Synchrotron Sources and Laboratory Sources - Medical Applications**

Roger Howard Johnson, Ph.D.

Department of Biomedical Engineering / Marquette University
Post Office Box 1881
Milwaukee, Wisconsin, USA

Part I - Synchrotron Sources

X-ray microscopy occupies a widely-applicable niche in the resolution spectrum, spanning the gap between the nanometer order resolution of electron microscopy and the 0.2-micron resolution of visible light. In addition, x rays have the advantages that imaging may be performed on wet specimens in ambient conditions; structural damage due to ionization and heating of specimen constituents by the illuminating beam is less, at a given resolution, than is the case with electron imaging; and energetic x rays can penetrate much thicker optically-opaque specimens than electrons can.

As sources of x rays for high-resolution imaging, synchrotron insertion devices can produce fluxes orders of magnitude higher than conventional, electron-impact x-ray tubes. The high brilliance and low divergence of the beam are advantageous in certain applications. The tunable monochromaticity of the beam permits elemental mapping of, or increased contrast sensitivity to, physiologically important species. The coherence of the illumination provides the possibility for phase imaging and volumetric holography.

The presentation will explore the current state-of-the-art in synchrotron x-ray microscopy and microtomography (very high resolution, or micro-CT scanning). Image contrast mechanisms-absorption, scattering, phase and fluorescence will be discussed. An understanding of the tradeoffs to be considered in practical imaging situations will be gained: Tradeoffs involving the source characteristics of flux, energy, bandwidth, filtration and collimation. Tradeoffs in detection schemes, such as whether scanning transmission rather than linear or area detection is appropriate for a particular application. Optical elements, including multilayer Schwarzschild and grazing-incidence Wolter systems, crystals, zone plates and gratings will be considered.

Sample micromanipulator, scanning and environmental cells will be described, as well as various detector candidates, including gas, solid state, and novel new devices. Data preprocessing and planar and 3D reconstruction methods will be covered for both single- and multiple-energy cases.

Biologically-oriented imaging activities being pursued at a number of beamlines around the world will be summarized. Important parameters and characteristics of the early, current, and planned imaging beamlines will be presented. **We will discuss the results of studies in the areas of bone microstructure and calcium distribution in osteoporosis, vascular disease and endothelial cell ultrastructure, neuronal structure, tendon pathology, insect anatomy, sea shell structure, embryology, chromosomal structure and the events during cell division, and imaging of rat and human sperm, fibroblast and liver cancer cells, pancreatic cell zymogen granules, and bacterial spores. Medically-significant discoveries made possible to date by the availability of synchrotron x-ray sources will be enumerated, and a prognosis given for future progress in high-resolution and volumetric imaging.**

A more detailed manuscript, copies of the presented slides, and an annotated bibliography will be available at the meeting.

Part II - Laboratory Sources

Laboratory x-ray microtomography shows great potential for volumetric imaging of optically-opaque specimens between 1 mm and several centimeters in size at spatial resolutions of 1-50 microns. Relative to synchrotron microtomography, imaging with laboratory sources remains a flux-starved proposition, but offers several advantages, nonetheless. These include the far lower cost and, ironically perhaps, the natural divergence of the beam from a point source, allowing geometric magnification and area detection of the transmitted projection images.

The presentation will briefly review the evolution of laboratory x-ray microscopy, starting with Uspenski's pinhole camera in 1914. We will examine the reasons for the intense burst of activity in point-projection x-ray microscopy and the discoveries which flowed from the field in the 1950's and '60's, and why interest in the field waned dramatically in the '70's and early '80's. The advances in image reconstruction algorithms and in computed tomography and digital computing technology of the 1970's, coupled with the emergence of digital imaging x-ray detectors in the '80's and '90's justify the revival of interest seen in the field today.

We will describe the instrumentation required to perform useful laboratory x-ray microtomography. Practical requirements of the source, sample manipulator and detection system will be laid out. A description of the new class of reconstruction algorithms, appropriate for 3D reconstruction from conebeam projections will be given, and issues concerning their discrete implementation considered. The requirements of the source trajectory and detection geometry necessary to assure a complete and robust data set for direct volumetric reconstruction will be reviewed. Novel source orbits which have recently been shown to satisfy the completeness condition and which lend themselves to real-world implementation will be presented.

Although electron-impact sources still predominate in the laboratory, new types of x-ray source have recently been investigated for application to microlithography and imaging. Pertinent developments toward practical realization of laboratory sources, including laser-produced and gas plasmas and table-top x-ray lasers, will be described. Focusing and bandpass optics associated with imaging systems incorporating these sources will be discussed, including multilayer and grazing-incidence mirrors and capillary lenses.

The broad array of digital imaging x-ray detectors, including image intensifier/camera chains, microchannel plates, slow-scan, cooled CCD-based, photodiode, photo stimulable storage phosphors, amorphous silicon and selenium arrays, and arrays of elements of new, high-density solid state materials like mercuric iodide, cadmium telluride, and cadmium zinc telluride, will be surveyed. The technology for production of the x-ray to visible down conversion scintillating screens required for some of these detectors, and the various methods to couple the light produced to the sensitive array will be described.

Finally, biological applications of laboratory x-ray microscopy and 3D microtomography in the areas of bone and tooth structure, microangiography, nephrology, brain, breast, and cervical cancer, sea urchin sperm and human fibroblast microstructure, and chromosomal structure will be presented.

A more detailed manuscript, copies of the presented slides, and an annotated bibliography will be available at the meeting.

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
 BACELAR.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
 BELANGER.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
 BOSCHIA.O.. 2-3; 2-4; 2-5; 2-6
 BÓSIO.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
 BRAGHIROLI.A.M.S.. 17-1
 BRAILE.D.M.. 4-12; 19-15
 BRAMATLIE.. 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.A.. 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
DeGASPARIA.L., 21-3
DEGRANDE.M.F.P., 32-1
DELGADO-RODRÍGUEZ.P., 20-16; 32-2
DERIVI.A., 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
FURNARILL., 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
GITTESS.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
GOVÊA.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
INFANTOSIA.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
KAUATLA.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
KOHNA.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
LEMO.S.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
MAITELLLA.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
MELLO.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.I.F., 9-7
MENEGHETTI.J.C., 12-5
MENEGOLA.F.A., 4-2; 4-3
MENEZES.D.F., 11-13
METZE.K., 10-13
MIKAHII.-NETO.P., 19-12
MILANEZ.J.R., 2-13
MILCZEWSKI.L.F.M., 11-7
MIN.L.S., 27-11
MINITLA., 2-15
MIQUELETI.S.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.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
NOSÉ.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
PANEPUCCI.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.I., 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
RANGAYAN.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
SCHIABEL.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
SIFPERT.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
TROTTO.A.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
ZÁNGARO.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

