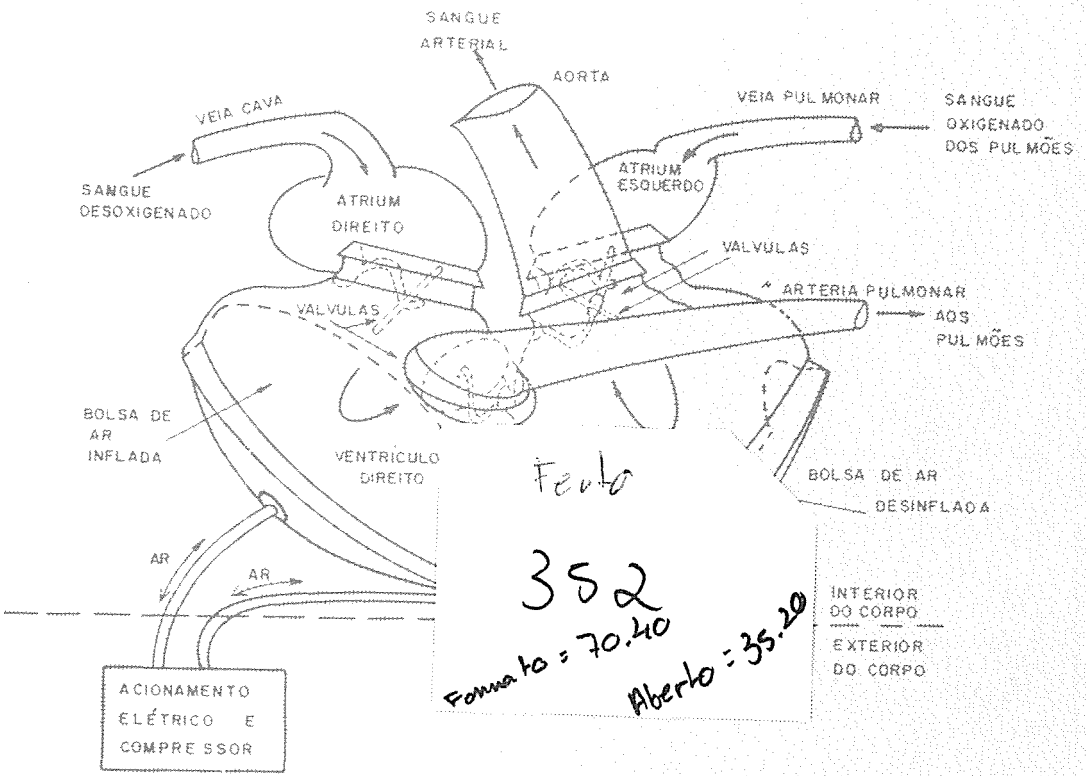
Anais do 8º Congresso Brasileiro de ENGENHARIA BIOMÉDICA



Ferro

352

Formato = 70.40

Aberto = 35.20

EDITORA
DA UFSC

Capa:

Coração artificial implantado em 2 de dezembro de 1982.
Universidade de Utah.
Médico e Engenheiro
Responsável: DR. ROBERT K. JARVIK.

PROGRAMA DE ENGENHARIA BIOMÉDICA
Secretaria

ENGENHARIA BIOMÉDICA
COPPE/UFRJ

ANAIS DO 8º CONGRESSO BRASILEIRO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA

UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA

Ernani Bayer — Reitor
Nilson Paulo — Vice-Reitor

Conselho Editorial

Sílvio Coelho dos Santos — Presidente
Alcides Abreu
Carlos Humberto P. Corrêa
José Edú Rosa
Rosa Weingold Konder
Walter Celso de Lima

Salim Miguel — Diretor Executivo da
Editora da UFSC

ANAIS DO 8º CONGRESSO BRASILEIRO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA

Florianópolis, 7 a 10 de novembro de 1983

TRABALHOS CIENTÍFICOS — TEMAS LONGOS

FLORIANÓPOLIS
EDITORA DA UFSC
1983

EDITORA DA UFSC
Campus Universitário — C.P. 476
Trindade
88.000 Florianópolis — SC.

FICHA CATALOGRÁFICA
(Catalogação na fonte pelo Departamento de
Biblioteconomia e Documentação da UFSC)

C749 Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica, 8º, Florianópolis, 1983.
Anais . . . — Florianópolis: Ed. da UFSC, 1983.

p. 356

Trabalhos científicos, temas longos, apresentados no 8º Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica, realizado na UFSC, de 7 a 10 de novembro de 1983.

1. Engenharia Biomédica: Congressos. I. Título.

CDU 61:62:061(81)
CDD 610.2806081

Índice para catálogo sistemático (CDU)

1 — Engenharia Biomédica 61:62:061(81)

Reservados todos os direitos de publicação total ou parcial, pela EDITORA DA UFSC

Impresso no Brasil / Printed in Brazil

8º CONGRESSO BRASILEIRO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA

COMISSÃO ORGANIZADORA (UFSC)

PROF. CARLOS INÁCIO ZANCHIN
PROF. DANILO FREIRE DUARTE
PROF. JOSÉ JOÃO ESPÍNDOLA
PROFA. MARIA DE LOURDES DE SOUZA
PROF. WALTER CELSO DE LIMA

REALIZAÇÃO

- SBEB - SOCIEDADE BRASILEIRA DE ENGENHARIA BIOMÉDICA

PATROCÍNIO

- CNPq - CONSELHO NACIONAL DE DESENVOLVIMENTO CIENTÍFICO E TECNOLÓGICO
- CAPES - COORDENAÇÃO DE APERFEICOAMENTO DE PESSOAL DE NÍVEL SUPERIOR
- DIGIBRAS - EMPRESA DIGITAL BRASILEIRA S.A.
- IBM DO BRASIL - INDÚSTRIAS, MÁQUINAS E SERVIÇOS LTDA.
- INAMPS - INSTITUTO NACIONAL DE ASSISTÊNCIA MÉDICA E PREVIDENCIÁRIA SOCIAL
- THE BRITISH COUNCIL
- UFSC - UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA

FINEP - Financiadora de Estudos e Projetos

DIRETORIA DA SOCIEDADE BRASILEIRA DE ENGENHARIA BIOMÉDICA

PRESIDENTE:

NEWTON GUILHERME WIDERHECKER

VICE PRESIDENTE:

JOSÉ BAPTISTA PORTUGAL PAULIN

1° SECRETÁRIO:

FLÁVIO FONSECA NOBRE

2° SECRETÁRIO:

LINCOLN DE ASSIS MOURA JUNIOR

1° TESOUREIRO:

MARCO ANTONIO VON KRÜGER

2° TESOUREIRO:

MARIA ADÉLIA COLIER FARIAS

CONGRESSOS REALIZADOS

1° Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica
Rio de Janeiro - RJ, 23-25 agosto 1972

2° Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica
Rio de Janeiro - RJ, 20-31 agosto 1973

3° Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica
Rio de Janeiro - RJ, 16-18 agosto 1975

4° Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica
São Paulo - SP, 3-5 outubro 1977

5° Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica
São Paulo - SP, 18-21 outubro 1978

6° Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica
São Carlos - SP, 24-27 outubro 1979

7° Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica
Petrópolis - RJ, 3-6 novembro 1981

8° Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica
Florianópolis - SC, 7-10 novembro 1983

CORPO DE REVISORES
DOS ANAIS DO
8º CONGRESSO BRASILEIRO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA

CÂNDIDO PINTO DE MELO, M.Sc. - (INCOR - SP)

CARLOS INÁCIO ZANCHIN, M.Sc. - (UFSC - SC)

DANILO FREIRE DUARTE, DR. - (UFSC - SC)

FLÁVIO GRYNSZPAN, PH.D. - (COPPETEC - RJ)

GUILHERME VILAR, M.Sc. - (UFPB - PB)

ISAIAS RAW, DR. - (FUNBEC - SP)

JORGE MUNIZ BARRETO, PH.D. - (U. LOUVAIN - BÉLGICA)

JOSÉ BAPTISTA PORTUGAL PAULIN, DR. - (FMRP - USP - SP)

JOSÉ JOAO DE ESPINDOLA, PH.D. - (UFSC - SC)

LUIZ PEREIRA CALÔBA, DR.ING. - (COPPE - RJ)

MARIA DE LOURDES DE SOUZA, DRA. - (UFSC - SC)

NEWTON GUILHERME WIDERHECKER, M.Sc. - (COPPE - RJ)

RENATO GIUSEPPE G. TERZI, DR. - (UNICAMP - SP)

RENATO MARCOS E. SABBATINI, DR. - (FMRP - USP - SP)

RONNEY BERNARDES PANERAI, PH.D. - (COPPE - RJ)

RICARDO JOSÉ MACHADO, M.Sc. - (IBM - RJ)

SEIGO TSUZUKI, DR. - (INCOR - SP)

SÉRGIO SALLES CUNHA, PH.D. - (S.J. MED. CTR. - CALIF. - EUA)

WALTER CELSO DE LIMA, Sc.D. - (UFSC - SC)

WANG BINSENG, PH.D. - (UNICAMP - SP)

APRESENTAÇÃO

Mais uma vez aparecem publicados os Anais de um congresso brasileiro de engenharia biomédica: o oitavo. Realizado bi-anualmente congrega a comunidade científica brasileira nesta área. Estes anais representam, pois, o que de melhor se produz no Brasil em termos de engenharia biomédica nestes últimos dois anos. Nestes anais são apresentados 55 trabalhos científicos (temas longos) selecionados entre 82 trabalhos submetidos a comissão de revisores.

Destes 55 trabalhos, ressalte-se, 23 (isto é 41,8%) são provenientes do exterior, o que atesta o nível e o conceito deste congresso brasileiro nos meios científicos internacionais. São trabalhos provenientes de diversos países (em ordem de quantidade de trabalhos): Chile, Inglaterra, Argentina, URSS, Estados Unidos, Itália, Alemanha, Espanha e Colômbia.

Dos 32 trabalhos brasileiros (58,2% do total) assinala-se a participação dos seguintes estados (em ordem de quantidade de trabalhos): São Paulo, Rio de Janeiro, Rio Grande do Norte, Paraná, Santa Catarina e Rio Grande do Sul.

Todos os 55 trabalhos são apresentados nestes anais em ordem alfabética do primeiro autor, abrangendo as 3 grandes áreas em que se divide a engenharia biomédica: a bioengenharia, a engenharia médica e a engenharia clínica.

Finalmente, a comissão organizadora agradece, em seu nome e em nome da comunidade científica da área, o patrocínio e o auxílio de todas as entidades que tornaram possível a realização do 8º Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica, entidades estas listadas nas folhas iniciais destes anais.

A comissão organizadora

Novembro de 1983

S U M Á R I O

- 8º CONGRESSO BRASILEIRO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA VII
- DIRETORIA DA SOCIEDADE BRASILEIRA DE ENGENHARIA BIOMÉDICA VIII
  CONGRESSOS REALIZADOS - SBEB VIII
- CORPO DE REVISORES DOS ANAIS DO 8º CBEB IX
- APRESENTAÇÃO X
- ÍNDICE XI

1 - Estimulador elétrico de pulsos para uso em laboratórios de ensino e/ou pesquisa em ciências biológicas. P.J. ABATTI & M.A.C. FARIAS 1

2 - Microcomputadora dedicada a la medicion y evaluacion automatica de parametros de señales de presion isovolumetricas y presion de perfusion en corazones "in vitro". J. ALBERTO & L. CONSENTINO & C. KREIMER & J. ESCOLA & F. MANCARDI 7

3 - Estructura neuronal simple como modelo de reconocimiento. O.A.I. ALIAGA 12

4 - Impedance parameters of acupuncture points in estimation of therapeutic effect of lowenergy laser radiation. E.C. ALEKSEJENKO & A. BUNDONIS & I. RAJSTENSKY 18

5 - Instrumento baseado em microcomputador para estudar a ação de drogas e toxinas na junção neuromuscular. D.A. AMARAL & M.A.C. FARIAS 23

6 - Noninvasive diagnosis of renal artery stenosis by Echo-Doppler velocimetry. P.S. AVASTHI & W.F. VOYLES & E.R. GREENE 29

7 - A comparison of Echo-Doppler and electromagnetic renal blood flow measurements. P.S. AVASTHI & W.F. VOYLES & E.R. GREENE & M.W. ELDRIDGE 38

8 - Diseño de un sistema estereometrico para estudios biomecanicos de la articulacion temporomandibular. L.B. AYALA & H.O. RODRIGUES & C.B. LÓPEZ 45

9 - Impedância elétrica torácica em pacientes com doença coronariana. R.B. BARBOSA & R. GUEDES & R.B. PANERAI 50

10 - Simulation of the dynamics of two coupled neuronal models. R. BIANCONI & A.F. KOHN 58

11 - Alterações da coagulação sanguínea produzidas por lasers sem efeitos foto-térmicos. 1ª PARTE: Efeito do laser ultravioleta de N_2. E. BULACIO & C.A. MASSONE & A.A. TAGLIAFERRI & E. MONTEIRO & A. PEREIRA & M. BARRETO NETO 64

12 - Alterações da coagulação sanguínea produzidas por lasers sem efeitos foto-térmicos. 2ª PARTE: Ação do laser de He-Ne sobre o fibrinogênio no plasma. E. BULACIO & A. TAGLIAFERRI & C. MASSONE & W. OLIVEIRA & M. BARRETO NETO 67

/ - 57

13 - Efeitos retrácteis e perfurantes do laser de Ar sobre a parede das artérias cerebrais. E. BULACIO & C. MASSONE & A. TAGLIAFERRI & A. TORTELLY & M. BARRETO NETO 72

14 - Ultrasonic osteometry in rheumatic joint diseases. A.J. BUNDONIS & G.S. PETRULYTÉ & V.J. ALEKNA 76

15 - The use of ultrasonic pulsed Doppler velocimetry in the assessment of minor degrees of arterial stenosis. S.J. CALIL & V.C. ROBERTS ... 81

16 - Aplicação de discriminante para o estudo do comportamento da freqüência cardíaca. M.E. CAMARGO & R. RADHARAMANAN & J.E. RIGUERA & G.B. SORTICA 87

17 - A special digital processor for on-line ECG-EEG analysis. V. CAPPELLINI & P.L. EMILIANI & P.F. PELLEGRINI 94

18 - Two-dimensional digital filters with application to biomedical image processing. V. CAPPELLINI & A.N. VENETSANOPOULOS 97

19 - Computer-aided simulation of three dimensional tumor growth and treatment. W. DÜCHTING & Th. VOGELSAENGER 101

20 - Aplicação do filtro de Wiener em magnetocardiogragia. I.R. EGRARI & C. NISKIER & R.B. PANERAI 106

21 - A comparison of three methods of analysis of ultrasonic Doppler waveforms recorded form the common femoral artery of patients with vascular disease. D.H. EVANS & D.S. MACPHERSON & P.R.F. BELL 112

22 - The frequency characteristics of modern external transducer blood pressure recording systems. D.H. EVANS & C.W. YEOMANSON 118

23 - Sistema de gravação e reprodução do eletrocardiograma para monitoração Holter. M.T.P. FREITAS & C.P. MELO & M.A.C. FARIAS 125

24 - Sistema para telemetria sem fios de ECG utilizando indução magnética. M.G. FREITAS JR. 131

25 - Vetorcardiograma de esforço. S.S. FURUIE & J.J. LEITE & M. GODOY & P. MOFFA 136

26 - Sistema automático de medição de campo acústico ultrassônico. V. GERASEEV & F.T. DEGASPERI 141

27 - Prevenção de riscos elétricos no ambiente médico-hospitalar. I. Instalações Elétricas. P.M. GEWEHR & WANG B. 149

28 - Prevenção de riscos elétricos no ambiente médico-hospitalar. II. Equipamentos Eletromédicos. P.M. GEWEHR & WANG B. 155

29 - Evaluation during surgery of different techniques of electroencephalographic monitoring. A. GLARIA B. & A. MURRAY 161

30 - Estudio de los efectos del ultrasonido en el esbozo de miembros de ave. J. GRASS & L. GAETE & L. HERNÁNDEZ & M. FUENZALIDA & J. ILLANES & D. LEMUS 171

31 - Minimum prediction residual principle applied to the monitoring of laryngeal dysfunction. C. HERNÁNDEZ & J.E. ARIAS & S. FEIJOÓ & J. MIRA 177

32 - Método operativo de apoyo al diagnostico medico con conjuntos difusos. C. HOLZMANN P. & C. PÉREZ F. 183

33 - A mathematical model for bursting pacemaker neurons. A.F. KOHN & R. BIANCONI 189

34 - A mathematical model to predict synchronization between a pair of mutually coupled pacemaker neurons. A.F. KOHN 194

35 - Algoritmo para detecção de QRS em microcomputador. C.E.G. LIMA & S.T. GANDRA & A. CAPRIHAN & F. NOBRE & F. SCHLINDWEIN ..... 199 /- 204

36 - Projeto do sistema de informação de assistência ao paciente no IASERJ. R.J. MACHADO & L.L. OLIVEIRA & L.H. SILVA & J.E.S. IGLESIAS 205

37 - Padrão magnetocardiográfico em normais - Resultados Preliminares. C.P. MELO & J.J. LEITE & D.M.M. RABELLO & P.F. MOFFA & F. PILEGGI ... 215

38 - Um estimulador acústico para provocar potenciais neuro-elétricos. L.G.P. MELONI & WANG B. 221

39 - Um estimulador elétrico para provocar potenciais neuro-elétricos. L.G.P. MELONI & WANG B. 226

40 - Desenvolvimento de um filtro de Wiener para epidemias de sarampo. J. NADAL & R.B. PANERAI ..... 232 /- 239

41 - Análise de circuitos integrados T.T.L. com microcomputador 8085-A. R.F. NISSI & A.F. FRÈRE 240

42 - Simulação do escoamento sangüíneo em vasos de paredes rígidas, parcialmente obstruídos com obstáculos em forma de anel. A.C.R. NOGUEIRA & R.T.S. FERREIRA 245

43 - Reconstrução conjunta das imagens de emissão e absorção em tomografia computadorizada. P.R.R.L. NUNES 251

44 - Simulador cardíaco para teste de prótese valvares. W.C. OLIVEIRA & CHANG Y.L. & A.B.P. FORTUNA & R.W. VIEIRA & R.G.G. TERZI 256

45 - Propuesta de um modelo curricular para la creacion de la carrera de Ingenieria Biomédica en Colombia. G. OLIVEROS V. 261

46 - Análise do sinal Doppler ultrassônico de fluxo sangüíneo através da técnica de componentes principais. W.C.A. PEREIRA & A. CAPRIHAN & R.B. PANERAI ..... 266 /-

47 - Uma proposta para detecção precoce de epidemias com ênfase no caso do sarampo. C.A.C. PIRES & M. LIBEL & R.B. PANERAI ..... 276 /

48 - Generacion automatica de cuestionarios para anamnesis medica asistida por ordenador. J.J. PLUSS & F.A. NAMIAS & A.O. PROVENZAL 282

49 - Sistema de telemetria do ECG utilizando radiofreqüência. L.R. REVOREDO & G.S. DEEP 288

50 - Construção de um magnetocardiógrafo hospitalar. P.C. RIBEIRO & I.R. EGHRARI & A.C. BRUNO & C.A. BASTOS & J.P. von der WEID & A.P. PICON & A. PICOLLI & E. JOAQUIM 294

51 - Efeito do ultra-som sobre o desenvolvimento do calo ósseo, otimização do parâmetro freqüência de repetição dos pulsos. T. RIOLO & R.P. GONÇALVES & J.B. VOLPON & L.R. DUARTE & J.B.P. PAULIN & C.A.M. XAVIER. 300

52 - Sistema microcomputadorizado de adquisicion y procesamiento de señales biologicas. A. SCHNAKE S. & F. MAYO I. & L. YACHER S. 307

53 - Algoritmos computacionales para deteccion de la onda R del ECG en la derivacion II. G. TÉLLEZ F. & E. MORALES S. & F. TORRES E. 314

54 - Incubadoras de neonatos controladas por microcomputadores. H. VILLA-NUEVA & R. SALAZAR & B. BARRAZA 321

55 - A hydraulic simulator for cardiovascular studies. M.M. WERNECK & N.B. JONES 327

- ÍNDICE DE AUTORES 335

8°. CONGRESSO BRASILEIRO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA
UFSC, Florianópolis, Brasil — 7-10 - Novembro - 1983

ESTIMULADOR ELÉTRICO DE PULSOS PARA USO EM LABORATÓRIOS DE ENSINO E/OU PESQUISA EM CIÊNCIAS BIOLÓGICAS

Paulo José ABATTI* e Maria Adélia Collier FARIAS
Centro de Engenharia Biomédica - UNICAMP
(*Centro Federal de Educação Tecnológica do Paraná)

RESUMO

O estimulador elétrico de pulsos é um instrumento indispensável nos laboratórios onde se estuda o sistema cardiovascular, ou o sistema nervoso, ou o sistema motor. Para auxiliar o ensino e as pesquisas que visam aperfeiçoar a compreensão destes sistemas foi desenvolvido e testado um estimulador elétrico de pulsos, bem como uma unidade de isolação de estímulo.

O estimulador é capaz de fornecer trens de pulsos de tensão ou corrente. Os pulsos podem ser de sete tipos, a saber: retangular; triangular; trapezoidal; rampa com inclinação positiva ou negativa, com ou sem platô. Os seguintes parâmetros são ajustáveis: amplitude, duração e período do pulso; número de pulsos e período do trem; e atraso entre o início do trem e o sinal para sincronismo de osciloscópio. A estimulação pode ser controlada de três maneiras: por comando manual (trem unitário), por sinal externo, ou internamente (trens repetitivos com freqüência fixa).

O estimulador foi construído em cinco módulos, podendo o usuário, introduzir ou retirar qualquer módulo, com exceção dos dois módulos básicos (o gerador de pulsos e a saída). Quando se torna necessário proteger a preparação de possíveis choques elétricos, a unidade de isolação de estímulo deve ser ligada em série com o estimulador.

A PULSE STIMULATOR FOR BIOMEDICAL RESEARCH AND TEACHING

ABSTRACT

A constant-voltage and constant-current pulse stimulator for biomedical research and teaching is described. Electric stimulation can be accomplished through retangular, triangular or trapezoidal pulses; and ramps with positive or negative slope, with and without plateau. The unit has six independently variable parameters, which are: amplitude, duration and period of the pulse; number of pulses and period of the train; and delay between a signal for oscilloscope synchronism and the beginning of the train. A stimulus pattern can be repeated in three different ways: by a built-in trigger generator, manually, or by an external signal.

The stimulator is made up of two basic and three optional modules; and a stimulus isolation unit, which provides an extra margin of safety against electric shocks.

1. INTRODUÇÃO

O estimulador de pulsos é um instrumento básico tanto para um laboratório de pesquisa, quanto para um laboratório de ensino sobre os sistemas cardiovascular, nervoso, somato-sensoriais e motor (1, 2). Apesar de alguns estimuladores de pulso já terem sido projetados e construídos por equipes nacionais, a grande maioria dos laboratórios de pesquisa e/ou ensino em neurofisiologia, biofísica, cardiologia e farmacologia utilizam estimuladores importados. Isto possivelmente se deve a vários fatores, tais como: a) instrumentos com características voltadas para uma finalidade específica (3), b) tecnologia obsoleta com baixo grau de integração e portanto pouca flexibilidade e confiabilidade (4), e c) falta de preocupação com o desenvolvimento de um protótipo comercializável. Assim sendo, o presente trabalho teve por objetivo o desenvolvimento de um estimulador de pulsos, que pode ser comercializado, e que apresenta nível razoável de integração com custo acessível e modularidade para servir tanto à pesquisa quanto ao ensino.

Dentre os estimuladores mais comumente encontrados nos laboratórios de ensino e/ou pesquisa do País, destacam-se os da marca Grass, Nihon Kohden e Hugo Sachs Elektronik. Na verdade, estas companhias fabricam séries de estimuladores de complexidade variável. Os mais simples, para estudantes dos cursos de graduação em Ciências Biológicas, fornecem somente pulsos (ou trens de pulsos) retangulares de tensão. Já os de complexidade média, destinados para laboratórios de pesquisa, fornecem pulsos de tensão e de corrente, além de uma tensão de saída constante. Alguns só possibilitam estimulação via pulsos retangulares, enquanto outros, além dos pulsos retangulares, permitem estimulação através de pulsos triangulares, trapezoidais e rampas com inclinação positiva ou negativa, com ou sem platô. Vários parâmetros são ajustáveis, tais como: amplitude, duração e período do pulso, bem como período do trem de pulsos. A estimulação pode ser simples, geralmente controlada por comando manual ou sinal externo, ou repetitiva, controlada por sinal interno. Vários modelos podem ser acoplados a uma unidade de isolação de estímulo para garantir proteção contra choques elétricos. Finalmente, os modelos mais sofisticados são fabricados sob encomenda e se destinam à aplicações específicas.

2. O ESTIMULADOR ELÉTRICO DE PULSOS

O estimulador elétrico de pulsos para laboratórios de pesquisa e/ou ensino foi projetado para fornecer, em seus terminais de saída, pulsos para se estimular segura e efetivamente preparações biológicas em geral. Para maior versatilidade de uso, o estimulador foi projetado em módulos, sendo o conjunto mínimo um estimulador elétrico de pulsos para uso em laboratórios de ensino. O acoplamento dos demais módulos amplia as características dos pulsos fornecidos pelo estimulador, ampliando conseqüentemente o seu uso. Uma unidade de isolação de estímulo pode ser anexada à saída do estimulador para proteger a preparação biológica de possíveis choques elétricos.

O conjunto que forma o estimulador elétrico de pulsos para uso em laboratórios de ensino fornece, em sua saída, pulsos retangulares de amplitude e duração ajustáveis, que podem aparecer de forma repetitiva com freqüência também ajustável, disparados por sinal externo ou de forma simples (unitário) sob comando manual. Ao se acoplar os demais módulos, consegue-se ter na saída do estimulador, além dos pulsos já descritos, pulsos em forma de rampa de inclinação positiva ou negativa, com ou sem platô; triangulares e trapezoidais. A duração das rampas de subida e de descida e a duração do platô também são ajustáveis. O estimulador passa a fornecer, na sua saída, trens de pulsos. O número de pulsos do trem pode variar de 1 a 999. O sinal de saída pode ser disparado internamente e aparecer de forma repetitiva com período do trem ajustável. A saída também pode ser disparada por sinal externo ou sob comando manual, pressionando-se uma chave de toque. Um pulso para sincronismo de osciloscópio encontra-se disponível com intervalo ajustável em relação ao início do trem de pulsos.

As características do estimulador estão listadas abaixo:

a) Construção do equipamento em módulos, para maior versatilidade do mesmo.

b) Fácil operação do equipamento, já que o mesmo deverá ser utilizado por médicos, biólogos e estudantes da área biológica.

c) Parâmetros dos pulsos (vide figura 1).

i) Amplitude

i.1) Em tensão, variável de 0 a 45 V, de maneira contínua.

i.2) Em corrente, variável de 1 a 8 mA, com passos de 0,8 mA.

ii) Frequência dos pulsos variável de 0,01 Hz a 9,9 kHz com a seguinte distribuição:

- De 0,01 a 0,99 Hz, com passo de 0,01 Hz
- De 0,1 a 9,9 Hz, com passo de 0,1 Hz
- De 1 a 99 Hz, com passo de 1 Hz
- De 10 a 990 Hz, com passo de 10 Hz
- De 100 Hz a 99 kHz, com passo de 100 Hz

iii) Frequência dos trens de pulsos variável de 0,01 Hz a 99 kHz com distribuição semelhante ao sub-item (ii).

iv) Duração dos pulsos retangulares variável de 0,01 mS a 9,9 S com a seguinte distribuição:

- De 0,01 a 0,99 mS, com passo de 0,01 mS
- De 0,1 a 9,0 mS, com passo de 0,1 mS
- De 1 a 99 mS, com passo de 1 mS
- De 10 a 990 mS, com passo de 10 mS
- De 100 mS a 9,9 S, com passo de 100 mS

v) Atraso dos trens de pulsos, variável de 0,01 mS a 9,9 S com distribuição semelhante so sub-item (iv)

vi) Duração dos platôs variável de 0,01 mS a 9,9 S com distribuição também semelhante

ao item (iv).
vii) Duração das rampas variável de 0,1 mS a 9,9 S com a seguinte distribuição:
- De 0,1 a 9,9 mS, com passo de 0,1 mS
- De 1 a 99 mS, com passo de 1 mS
- De 10 a 990 mS, com passo de 10 mS
- De 100 mS a 9,9 S, com passo de 100 mS

d) Os pulsos de sincronismo têm nível de tensão TTL.

e) Os disparos por sinal externo também se dão por tensão de nível TTL.

Além de pulsos de tensão e corrente, o estimulador pode fornecer uma tensão DC ajustável de maneira contínua no intervalo de zero a 48 V.

A figura 2 ilustra o diagrama de blocos do estimulador, onde cada bloco representa um módulo. Como mostra a figura, o estimulador compõe-se de 5 módulos que são: o módulo gerador de pulsos retangulares, o módulo gerador de trens de pulsos, o módulo gerador das outras formas de onda, o módulo de saída e o módulo para detecção de incompatibilidade. As fontes de alimentação se localizam no módulo de saída. Na figura, está também representada a unidade de isolação de estímulo com seu respectivo conversor DC-DC.

O estimulador de pulsos para uso em laboratórios de ensino é formado pelos módulos gerador de pulsos e saída. Através de chaves pode-se acoplar ao circuito os módulos gerador de trens de pulsos e gerador de formas de onda, enquanto que o módulo detetor de incompatibilidade passa a fazer parte do circuito pelo seu simples acoplamento ao seu respectivo conector (sistema "PLUG-IN"). Quando for necessário, a unidade de isolação de estímulo pode ser acoplada ao estimulador através de conexão específica existente no módulo de saída.

Ao se projetar os circuitos que compõem o estimulador procurou-se, visando a possível industrialização do protótipo:
- simplificar e padronizar os circuitos (5, 6).
- utilizar componentes de fácil aquisição no mercado nacional (7, 8, 9).
- e minimizar o custo.

3. RESULTADOS

Todos os circuitos que compõem o estimulador e a unidade de isolação de estímulo foram testados isoladamente e em conjunto no Laboratório de Instrumentação do Centro de Engenharia Biomédica da UNICAMP, tendo apresentado bom desempenho. Nestes testes de bancada, a preparação biológica foi simulada por um potenciômetro linear multivoltas de 1 MΩ. Assim, determinou-se que o amplificador de tensão do módulo de saída apresenta as seguintes características:
- máxima tensão de saída: 45 V (para pulsos), 48 V (tensão DC)
- máxima corrente de saída: 500 mA
- impedância de saída: 38 Ω
- ruído máximo: 10 mV
- taxa de subida dos pulsos retangulares: 7,5 V/μs
- taxa de descida dos pulsos retangulares: 2,25 V/μs

As características do amplificador de corrente do módulo de saída são:
- máxima corrente de saída: 8 mA, variável em passos de 0,8 mA
- máxima tensão de saída: cerca de 18 V
- ruído máximo: 8 mV
- taxa de subida dos pulsos retangulares: 3,6 V/μs
- taxa de descida dos pulsos retangulares: 0,3 V/μs

Ao acoplar-se a unidade de isolação, o equipamento passa a fornecer pulsos de tensão com as seguintes características:
- máxima tensão de saída: 42 V (para pulsos), 45 V (tensão DC)
- máxima corrente de saída: cerca de 100 mA
- impedância de saída: 38 Ω
- ruído máximo: 100 mV
- taxa de subida dos pulsos retangulares: 8 V/μs
- taxa de descida dos pulsos retangulares: 5 V/μs

Em seguida, o estimulador foi testado com sucesso em duas preparações biológicas. O primeiro experimento, realizado no Departamento de Biofísica e Neurofisiologia do Instituto de Ciências Biológicas da UNICAMP, consistiu em estimular-se, por pulsos de tensão, o músculo gastrocnêmio isolado de sapo e registrar suas contrações. Aumentou-se gradualmente a amplitude dos pulsos até obter-se contrações simples de amplitude máxima, e em seguida aumentou-se a frequência de estimulação para levar o músculo à condição de tétano perfeito. O segundo experimento, realizado no Departamento de Farmacologia da Universidade de São Paulo, consistiu em estimular-se, através de eletrodos de campo, o átrio esquerdo isolado de rato, para determinar-se a força de contração por cada 100 miligramas de tecido do músculo cardíaco, o limiar de despolarização e a impedância da preparação.

4. DISCUSSÃO

O estimulador desenvolvido, por ter sido projetado e construído em módulos, pode ser facilmente desdobrado em uma família de estimuladores de complexidade crescente. Assim, o conjunto formado pelos dois módulos básicos, o gerador de pulsos e a saída, é um estimulador destinado para laboratórios de ensino. Com a inclusão do módulo gerador de trens de pulsos, o estimulador passa a apresentar complexidade equivalente ao fabricado pela Grass (modelo S48), e que encontra ampla utilização em laboratórios não só de ensino, bem como de pesquisa. Como o número de parâmetros ajustáveis é relativamente grande, torna-se possível a seleção de um conjunto de valores incompatíveis. Quando se dispõe de um osciloscópio para monitorar a saída, a incongruência dos valores escolhidos se torna óbvia. (Por exem-

plo: duração do pulso maior que o período). Caso contrário, a inclusão do módulo detector de incompatibilidades se torna bastante desejável. Finalmente, pela adição do módulo gerador de formas de onda, tem-se um estimulador de razoável complexidade, capaz de fornecer na sua saída pulsos de sete tipos diferentes.

A transferência deste protótipo para a indústria oferece a perspectiva de se reduzir importações, que além de incômodas, são bastante onerosas (por exemplo, um estimulador da Nihon Kohden custa 2.000 dólares aproximadamente). Gastou-se o equivalente a cerca de 500 dólares para a confecção do protótipo, não incluindo as despesas de mão-de-obra. Por outro lado, o preço dos componentes e peças usados, quando adquiridos em maior quantidade, diminuiria de maneira substancial. Além da intenção de se transferir a tecnologia adquirida para o setor industrial, destaca-se também, que o desenvolvimento deste protótipo visa sua utilização no Laboratório de Biofísica e Neurofisiologia da UNICAMP.

A tabela 1 apresenta as principais características do estimulador desenvolvido, bem como as dos estimuladores S48 da Grass e SEN 1101 da Nihon Kohden. Pela comparação dos valores mostrados conclui-se que os estimuladores apresentam características semelhantes. No entanto, o módulo S48 da Grass é capaz de fornecer pulsos de tensão máxima de 150 V, enquanto nos outros dois a amplitude máxima é de 50 V e 45 V. Por outro lado, o estimulador S48 de Grass só é capaz de fornecer pulsos retangulares de tensão e uma tensão constante. Já o da Nihon Kohden, além destas formas de estimulação, também fornece pulso de tensão tipo rampa com inclinação positiva, com ou sem platô. Portanto, é o estimulador apresentado neste trabalho o que oferece maior variedade de formas de onda de saída, podendo fornecer pulsos de tensão e de corrente.

Cabe salientar que o modelo S48 da Grass pode ser diretamente conectado a uma unidade de isolação de estímulo (modelo SIU 5) que, através de acoplamento magnético, transmite os pulsos à preparação. Quando ligado a uma unidade de corrente constante (modelo CCU1), torna-se possível a estimulação através de pulsos retangulares de corrente com amplitude que varia de 50 μA a 50 mA. Naturalmente, a escolha destas opções representa um custo adicional. Da mesma maneira, o modelo SEN-1101 da Nihon Kohden pode ser ligado a uma unidade de isolação, que também utiliza acoplamento magnético, e que converte os pulsos de tensão (com amplitude máxima de 50 V) em pulsos de tensão (com amplitude máxima de 200 V) ou corrente (com amplitude máxima de 50 mA). A unidade de isolação desenvolvida usa acoplamento óptico e pilhas comuns para transmitir pulsos de tensão ou uma tensão DC (com amplitude máxima de 45 V) à preparação, garantindo assim excelente proteção contra choques elétricos.

No presente momento, está-se desenvolvendo um novo módulo de saída para ser utilizado em preparações biológicas que necessitem de uma maior potência para estimulação. O novo módulo deverá ser capaz de fornecer pulso de tensão com amplitude máxima de 100 V e pulsos de corrente de até 50 mA.

5. BIBLIOGRAFIA

(1) B. KATZ: Nerve, muscle and synapse. Mc Graw-Hill Book Company (1966).

(2) V.B. MOUNTCASTLE: Fisiologia Médica. Editora Guanabara Koogan S.A. (1978).

(3) L.G.P. MELONI: Desenvolvimento de um estimulador elétrico e um estimulador acústico para provocar potenciais neuroelétricos. Tese de Mestrado, Faculdade de Engenharia da UNICAMP (1982).

(4) C.D. STAMOPOULOS: An electronic stimulator for biomedical research. Medical and Biological Engineering: 799-802, Novembro (1973).

(5) J.G. GRAEME: Applications of Operational Amplifiers, cap. 2. McGraw-Hill Kogakusha (1973).

(6) W.G. JUNG: IC OP-AMP Cookbook, cap. 10. Howard W.Sams & Co. (1981).

(7) RCA: Linear Integrated Circuits Manual: 230-241.

(8) RCA: Integrated Circuits Manual: 122-127, 259-263.

(9) FAIRCHILD: Optoelectronics data book, cap. 6:44-45.

Os autores agradecem o apoio financeiro concedido pela CAPES-PICD e CNPq.

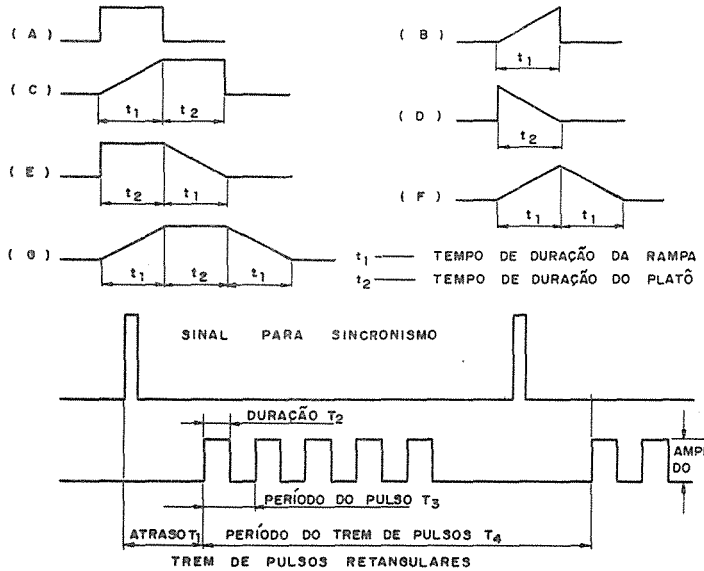


FIG. (1) DEFINIÇÃO DOS PARÂMETROS AJUSTÁVEIS DO PULSO DE SAÍDA E TIPOS DE PULSO DE SAÍDA, (A) RETANGULAR, (B) RAMPA COM INCLINAÇÃO POSITIVA, (C) RAMPA COM INCLINAÇÃO POSITIVA COM PLATÔ, (D) RAMPA COM INCLINAÇÃO NEGATIVA, (E) RAMPA COM INCLINAÇÃO NEGATIVA COM PLATÔ, (F) TRIANGULAR E (G) TRAPEZOIDAL.
ABAIXO TEM-SE UM EXEMPLO DE TRENS DE PULSOS RETANGULARES, COM UM ATRASO T_1 EM RELAÇÃO A UM PULSO DE SINCRONISMO.

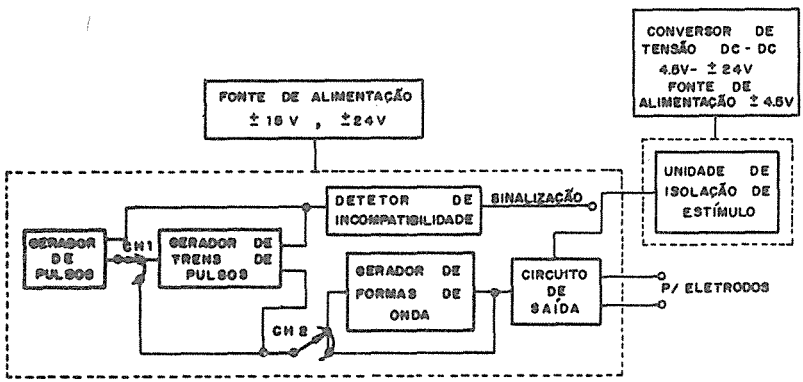


FIG. (2) DIAGRAMA DE BLOCOS DO ESTIMULADOR

CARACTERÍSTICAS	NIHON KOHDEN (SEN 1101)	GRASS (S48)	ESTIMULADOR CONSTRUÍDO
Amplitude do pulso	0 a 50 V	15 mV a 150 V	Tensão 0 a 45 V Corrente 0 a 8 mA
Tipos de pulso	Retangular Rampa de inclinação positiva - Rampa de inclinação positiva com platô - - - DC	Retangular - - - - - - DC	Retangular Rampa de inclinação positiva Rampa de inclinação negativa Rampa de inclinação positiva com platô Rampa de inclinação negativa com platô Triangular Trapezoidal DC
Pulso gêmeo	Disponível	Disponível	Disponível
Trem de pulsos	1 a 99 pulsos	Duração de 1 ms a 10s	1 a 999 pulsos
Modulação em amplitude	Disponível	Não disponível	Não disponível
Pulso arrítmico	Não disponível	Disponível	Não disponível
Atraso do pulsos	10 µS a 1 S	10 µS a 10 S	10 µS a 10 S
Duração dos pulsos	10 µS a 1 S	10 µS a 10 S	10 µS a 10 S
Freqüência dos pulsos	0,1 Hz a 10 kHz	0,01 Hz a 1 kHz	0,01 Hz a 10 kHz
Freqüência dos trens de pulsos	-	0,01 Hz a 1 kHz	0,01 Hz a 10 kHz
Disparo por sinal externo	Disponível	Disponível	Disponível
Disparo unitário	Disponível	Disponível	Disponível
Detecção de incompatibilidade	Disponível	Indisponível	Disponível

Tabela 1 - Principais características de alguns estimuladores elétricos de pulso.

8°. CONGRESSO BRASILEIRO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA

UFSC, Florianópolis, Brasil — 7-10 - Novembro - 1983

MICROCOMPUTADORA DEDICADA A LA MEDICION Y EVALUACION AUTOMATICA DE PARAMETROS DE SEÑALES DE PRESION ISOVOLUMETRICAS Y PRESION DE PERFUSION EN CORAZONES "IN VITRO"

Ing.J. Alberto, Ing.L. Cosentino, Ing.C. Kreimer. Sr. J.Escola, Sr.F. Mancardi

Instituto de Ingeniería Biomédica - Facultad de Ingeniería - Universidad de Buenos Aires-Paseo Colón 850-1063 Buenos Aires - ARGENTINA -

Resumen:

En el presente trabajo se describe el desarrollo de una microcomputadora dedicada al procesamiento de señales biológicas que se extraen de corazones aislados de distintos animales.

Su unidad central de proceso es un microprocesador MC 6809,el que atiende en tiempo real diversos periféricos entre los que se destacan un reloj, un A/D D/A y una impresora, además calcula los distintos índices especificados.

Debido a que va a ser utilizado en investigación biológica, el equipo está totalmente orientado a permitir un fácil manejo y un monitoreo permanente del estado de la experiencia. El programa de manejo está implementado de forma tal que oriente al investigador en el uso del equipo y en algunos casos está autoprotejido contra ciertas malos usos.

El programa fue desarrollado haciendo uso de las técnicas de programación defensiva y programación estructurada, en lenguaje Assembler.

A pedido de los lic. F.C. Lascano*, J.R. Depaoli* y J.A. Negroni* para su trabajo sobre estudios comparativos entre la contractibilidad y la liberación enzimática debida a la isquemia se desarrolló el presente equipo:

Introducción:el poco acuerdo en una definición clara de contractilidad como forma de apreciar el funcionamiento cardíaco,dio origen a gran cantidad de medidas y relaciones entre ellas (índices) que son empleadas en los trabajos en los que se intenta apreciar efectos de factores (drogas, isquemias, etc.)que pueden alterar el desempeño del músculo cardíaco. En condiciones isométricas o isovolumétricas exclusivamente,hemos encontrado en la bibliografía 12 índices y medidas directas de magnitudes que son tomadas en cuenta, ya sea en conjunto o individualmente, para expresar el estado contractil del miocardio.Desde hace un tiempo se esta estudiando,en corazones aislados,el efecto de la isquemia sobre la contractilidad y sobre la liberación enzimática.Se descubrió al usar tres de esas medidas (Po,P'+,P'-), que aun que estas se recuperen totalmente después de la isquemia, solamente la liberación enzimática la detecta. Ya que se acostumbra a decir que debe haber un deterioro irreversible para que la liberación ocurra, parece importante el ensayar otras medidas de contractilidad a fin de ver si tambien se recuperan a valores controles o bien alguna de ellas indica un deterioro. El tiempo y trabajo insumido en el cálculo de todas estas variables obliga a la utilización de métodos automáticos.-

Las medidas e índices serán los siguientes:

Pc=Pmin=Presión de contractura

Po=Pmax-Pc(ant)=Presión máxima desarrollada

P'_+=máxima derivada positiva

P'_-=máxima derivada negativa

Tpp=tiempo entre 5% y 100% de presión desarrollada en la contracción

T50%=tiempo entre 100% y 50% de presión desarrollada en la relajación

T90%=tiempo entre 100% y 10% de presión desarrollada en la relajación

TP'_+=tiempo entre 5% y 100% de P'_+

P'_+/P'_-=cociente entre derivadas máx.

$\frac{dP/dt}{P}$ =maximo coeficiente entre la max derivada y P-Pc

P'_+/Pc=cociente entre derivada max. y presión contractura

P'_+/P=cociente entre derivada max. y la presión en el punto.-

Como se verá en la Figura 1.-

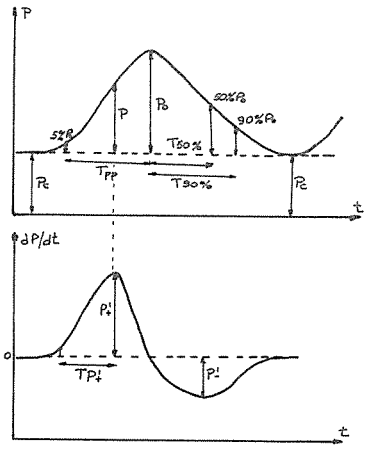


FIGURA 1

De la descripción anterior se desprende la necesidad de utilizar un microprocesador para poder coordinar el armónico funcionamiento de los siguientes periféricos.

Conversor A/D:para adquirir la información analógica.-

Conversor D/A:permitir el monitoreo y su registro en un registrador contínuo.-

Reloj:medir la duración de la experiencia y los lapsos de cálculo y/o grabación.-

Display:para indicar la duración de la experiencia y situación particular.-

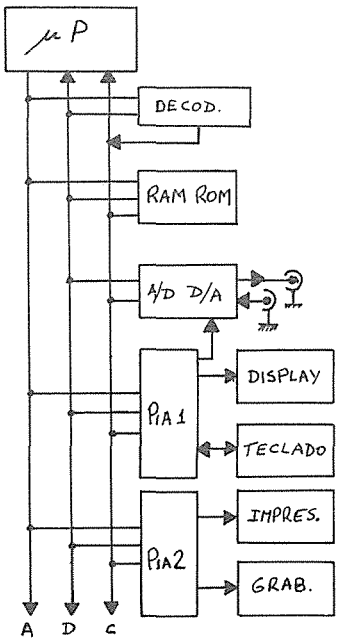
Teclado:para permitir seleccionar y operar los programas.-

Impresora:para imprimir los resultados.-

Grabador:para grabar las señales para futuros reprocesamientos.

Un diagrama general se muestra en la Fig. 2. Se optó por realizar un equipo dedicado (en lugar de uno de propósito general)pues los requerimientos de facilidad de operación así lo indicaban. Aunque se prevee una rápida expansión del mismo, en esta primera etapa, las cantidades de memoria, el teclado y la impresora han sido implementadas tomando como especificación principal el aspecto económico.-

Descripción del Funcionamiento: Desde el punto de vista del investigador la operatividad es la siguiente: En el encendido del equipo, el microprocesador ejecuta automáticamente una rutina de inicialización, la que termina presentando en el



A: Bus de direcciones
D: Bus de datos
C: Bus de control

FIGURA 2

display la palabra "HOLA". En esas condiciones estan activados el A/D y el D/A para que se puedan calibrar los equipos analógicos correspondientes (ajustes de cero,etc.)antes de dar comienzo a la experiencia. Si en cualquier instante se desea volver al equipo a su punto de partida se pulsa la tecla ø .

Existen tres programas similares en cuanto al cálculo, pero que difieren en la forma en que accionan el grabador a cassette. Estos son "1", "2" y "3". Los resultados se obtienen promediando los valores que resultan de medir y calcular los parámetros, durante 2 seg. cada 5 minutos. Es decir se procede a calcular desde 4min. 59seg. hasta 5min. 01 seg., 9min. 59seg. hasta 10min., o1seg. y así sucesivamente hasta los 95 minutos de experiencia.-

Las diferencias entre los 3 programas radican en: "1" arranca el grabador cuando comienza la experiencia y lo detiene en el minuto 95 (hay que "dar vuelta" el cassette rápidamente para no perder mucha información)."2" arranca el grabador 1 minuto antes de cada intervalo de cálculo y lo apaga medio minuto después (30 minutos de grabación) "3" habilita las teclas "5" (encender el grabador) y "6" (apagar el grabador) para manejarlo manualmente.

Dado la similitud de los tres programas se puede pasar de uno a otro durante la experiencia sin modificar ni el reloj ni los instantes de cálculo.-

Existe un "4" programa que es totalmente distinto, que convierte al equipo en una memoria recirculante lo que puede ser usado como memoria de osciloscopio o estimulador programable en tiempo real o no real.El sistema adquiere los datos (que pueden ser los grabados en experiencias anteriores) y los guarda en su memoria al mismo tiempo que los convierte por el conversor D/A. Cuando la memoria se llena procede a destruir el primer dato ingresado y así sucesivamente. Permanece en estas condiciones hasta que se pulse la tecla de parada "5", en ese instante detiene el grabador, la entrada de datos y procede a barrer cíclicamente la memoria, convirtiendo a analógicas las muestras anteriormente adquiridas. Genera además una señal de sincronismo, para indicar el comienzo de un nuevo reciclado, la que puede usarse como sincronismo externo para el osciloscopio.

Permanece en este estado hasta que se vuelva a pulsar la tecla "4" o la tecla "6". Con "4" calcula e imprime los parámetros de la señal almacenada. Con "6" deja de reciclar la memoria,habilita el A/D y enciende el grabador nuevamente.

Descripción del circuito: la señal estudiada tiene un espectro comprendido desde DC hasta 100Hz con un máximo alrededor de los 4Hz (la alta frecuencia se produce durante las patologías).

Entre los diversos métodos de conversión existentes [1] hay tres que se pueden utilizar 1)rampa contínua 2)aproximaciones sucesivas,3)conversor A/Dintegrado en un chip. De los cuales los dos primeros pueden ser facilmente adaptados para trabajar como D/A. Se optó por el de rampa contínua totalmente implementado por Hardware (Fig.3) para liberar el microprocesador de la tarea de conversión y poder disminuir el período de muestreo (el ancho de banda útil del A/D es mayor al necesario 300 Hz).-

Se puede demostrar que el tiempo entre dos muestras debe ser:

$$t = \frac{1}{2\pi\ 2^n\ f_{máx}} \qquad (1)$$

donde: n=número de bits
$f_{máx}$=$f_{máx}$ de la señal

donde si $f_{máx}$=300 Hz, n=8 bits

$t \simeq 2\ \mu$ seg.

En este tipo de conversores se debe cuidar el hecho que,el contador en el caso de estar en su máximo (mínimo) valor, no pueda incrementarse (decrementarse) pues pasa el mínimo (máximo) valor en cuyo caso overflow (underflow).

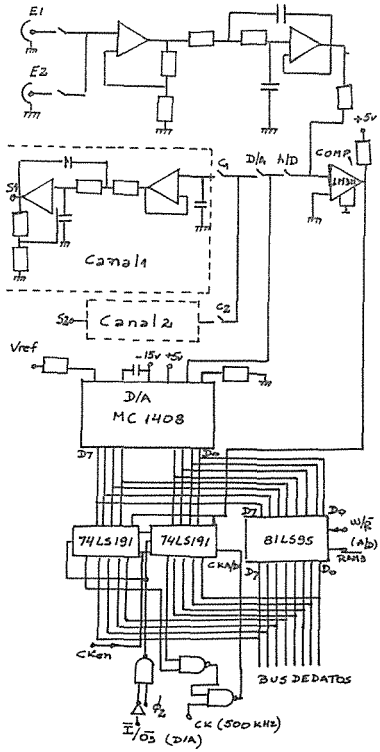
A pesar de que el A/D tiene un reloj de 500KHz, el sistema adquiere un dato cada imseg., de forma de contener aproximadamente 250 muestras por ciclo y obtener así buena precisión en los cálculos temporales. De todas maneras la llave LL1 permite seleccionar la velocidad de adquisición de muestras. El D/A accede conmutando las llaves analógicas, deteniendo el reloj del contador y habilitando su carga. Se implementó un circuito de muestreo y retención (sample and Hold) para evitar flancos abruptos y aumentar la energía de la señal de salida.[2]

Tanto en el A/D como en el D/A hay dos canales independientes. Un canal es para la señal lenta ($f_{máx}$= 1Hz) y otro para la rápida.-

Este teclado es uno del tipo directo a través de un codificador prioritario. El sistema antirebote se implementó por Software y para las teclas 0 a 4 es de 2 seg. (debido a la importancia que estas representan) y 5 y 6 de 20 mseg.

El display es del tipo dinámico y no se utilizan decodificadores de BCD a 7 segmentos para escribir mensajes como FIN, PRO, Err, etc. Como impresora se utilizó una calculadora comercial, por lo tanto se deshabilita un teclado manual sólo en los instantes en que se hace uso del mismo. Debido a que es numérica se implementó un código numérico para la identificación de resultados. Se prevee como primer paso de expansión del equipo la sustitución de la calculadora por una impresora alfanumérica.

Para grabar las señales en un grabador a cassette comercial monocaural hay dos métodos 1) analógico, 2) digital. En éste último, dado la gran cantidad de información se debe codificar la información binaria tal que por ejemplo cada 50 muestras se envía 1 valor completo (8bits) y las 49 restantes como diferencias respecto de la anterior en 2 bits. De esta forma se envían 4x49+1=197 muestras empleando lo misma contidad de bits que se usaría para enviar 50 muestras.



FIGRURA 3

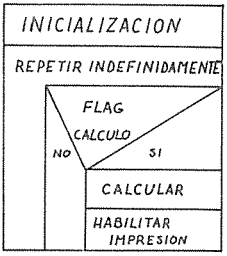
Si bien enviar las diferencias en 2 bits es suficiente para este caso, éste método eleva el nivel de complejidad de la programación y exije un microprocesador veloz. Por otra parte si se llega a perder la referencia, la señal se torna irrecuperable.

Por esto se decidió por el método analógico donde se modula en FM de banda ancha, para evitar problemas del Flutter con dos frecuencias portadoras de 3000Hz y 250Hz.-

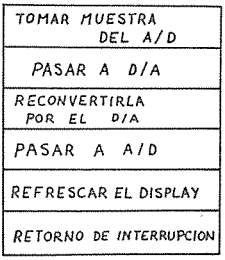
El microprocesador es de una tercera generación (MC6809) que posee 2K RAM y lugar para colocar hasta 6K de EPROM. Tiene dos interfases paralelo (Pias MC6821) y un conversor A/D y D/A que forman parte de su mapa de memoria.

La decodificación es completa es decir, no esta utilizada desde

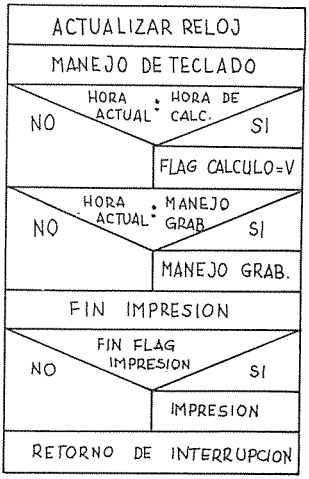
PROGRAMA PRINCIPAL



RUTINA FIRQ



NMI



0000-BFFF, reservado, para futuras aplicaciones.

Software:

El equipo debe atender dos eventos en tiempo real, el reloj y los instantes de muestreo. Para ello se utilizan las interrupciones que el MC6809 posee. Los instantes de muestreo se sincronizan con una señal derivada del clock del sistema, de 1K Hz (la frecuencia es seleccionable externamente), y utilizan la FIRQ. El reloj interrumpe al microprocesador por intermedio de la línea de NMI la que varía con la frecuencia de red.

El programa principal (ver diagramas) consta de un bloque de inicialización y habilitación de interrupciones. Luego recicla hasta que la rutina de NMI le indique que puede calcular los parámetros de la señal almacenada (FLAG CALCULO) cuando completa dicho cálculo habilita el FLAG IMPRESION.

La rutina de NMI es la encargada de actualizar el rejor y manejar el teclado. Cada vez que debe incrementar los segundos verifica si debe habilitar o deshabilitar los períodos de cálculo, y encender o apagar el grabador. Si se oprime alguna tecla, según el valor de la misma ("0" a "4") implementa el programa de antirebote de 2 seg. en caso contrario de 20ms. El programa de impresión es atendido en esta rutina debido a los grandes retardos que se deben respetar para el "timing" de impresión.

La rutina de FIRQ es la encarga de manejar el conversor A/D D/A modificando las llaves analógicas correspondientes y además refresca el display.

El programa "4" se implementa en la rutina de FIRQ. No aparece explícitamente en el diagrama de flujo correspondiente, pueseste ha sido simplificado para mayor claridad.

Bibliografía:

1.-Ing. Alberto, Ing. Cosentino, Ing. Kreimer. "Conversor A/D como periférico de microprocesador" Prog. Nacional de Electrónica, 1980

2.-Ing. Alberto, Ing. Cosentino, Ing Kreimer. "Digitalizador de graficos" P.N.E. 1982

3.-Hnatek. "User's Handbook of A/D D/A Converters". 1976

8°. CONGRESSO BRASILEIRO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA
UFSC, Florianópolis, Brasil — 7-10 - Novembro - 1983

ESTRUCTURA NEURONAL SIMPLE COMO MODELO DE RECONOCIMIENTO *

Oscar A. Inostroza Aliaga
Ingeniero Civil Electricista
SCANNERS DE CHILE
Vitacura 5951
Santiago, Chile.

RESUMEN

En estos últimos años en el campo de las Memorias Asociativas ha habido un gran interés por el análisis y construcción de modelos de reconocimiento de configuraciones, sean éstos mediante una analogía estructural con los sistemas biológicos o con una abstracción matemática de tales sistemas.

En general, un modelo de reconocimiento, basado en redes neuronales, posee una gran adaptabilidad en sus estructuras, memorizando la información de ingreso al sistema mediante una cambio adaptivo de sus componentes como de sus interconexiones.

En el presente trabajo, como primera parte, se propone una estructura adaptiva simple basada en redes neuronales, se enuncian las ecuaciones y leyes de reforzamiento y conjunción sináptica que el sistema sustenta y, se define el tiempo de respuesta del sistema. La adaptabilidad del modelo es presentada desde un punto de vista probabilístico. Además se plantea la incorporación de un predictor como instructor externo en conjunto con la red neuronal que lo realiza. En una segunda parte, se entregará la simulación de dicho sistema, con y sin instructor, y se calcularán los tiempos de respuesta respectivos.

---

* Este trabajo ha sido desarrollado en el Instituto Profesional de Santiago y en la Empresa de Tomografía Computarizada SCANNERS DE CHILE.

INTRODUCCION

La premisa básica de un modelo de reconocimiento de configuraciones, es la extracción y codificación de características provenientes de un medio endógeno o exógeno. El paradigma de tal premisa, resulta ser un modelo de Memoria Asociativa (1) que relaciona la información de entrada con la información de salida, codificada y procesada.

En una estructura de procesamiento de información como modelo de memoria, es posible observar que la extracción de características es un procesamiento periférico de tal sistema de información y, que el modelo que mejor se adapta a tales condiciones es el que basa sus estructuras en redes neuronales (2). La gran adaptabilidad de las células nerviosas confiere una mayor potencialidad al sistema que las posee y, entrega la posibilidad de vislumbrar estructuras anatómicas que sustenten algunas características privativas de los seres vivos, a saber: reconocimiento de configuraciones, procesamiento central, asociación de patrones, formación de conceptos y otras.

La estructura que se presenta es autoorganizativa, es decir, el aprendizaje de un estímulo de entrada y su consecuente estímulo de salida, es autónomo. Sin embargo, se verá la posibilidad de incorporar un instructor externo, que le proporcione información de tal manera que acelere su aprendizaje. Dicho instructor puede ser preestructurado (2) o simplemente autoorganizativo (3).

EL MODELO

El modelo que se propone es una estructura adaptiva constituída por unidades nerviosas o neuronas, y cuya topología de conexiones está basada en la de Capas Neuronales (2,4). La figura-1 nos muestra la arquitectura de capas, tres en total, del presente sistema.

La primera capa, A_1, denominada capa de entrada, representa la proyección somatotópica de los terminales de la visión. En un caso general, esta capa de entrada puede estar compuesta por cualquier terminal nervioso que introduzca información al sistema.

La segunda capa, A_2, denominada capa de asociación, es un arreglo de neuronas excitatorias e inhibitorias cuyas conexiones con la capa precedente son en una parte aleatorias y en otra fija. Las conexiones fijas, serán el producto de la información genética o preestructuración del modelo (5). Por último, la tercera capa o capa de salida, A_3, representa la respuesta que el modelo entrega al medio previamente definido. La capa de salida está compuesta por solo unidades excitatorias y su respuesta está codificada de manera de entregar un patrón de salida perteneciente a una clase de estímulo de entrada.

La capa de asociación es la única capa que introduce el fenómeno de inhibición lateral (6,7) por medio de las neuronas inhibitorias, y que el esquema de la figura-2 presenta. En este diagrama, el número de unidades excitatorias es igual al número de unidades inhibitorias.

En la literatura existente sobre redes neuronales, es posible encontrar varios autores que han analizado el problema de conjunción sináptica y han enunciado leyes que modelan dicho comportamiento (8,9,10). El modelo aquí propuesto se rige por la ecuación de conjunción sináptica de D.O. Hebb (8).

Si consideramos el diagrama de la figura-2, donde se muestra una neurona N_j perteneciente a una capa c, con

conexiones $x_1(c-1), \ldots x_n(c-1)$ con la capa precedente c-1; entonces, el potencial U_j de dicha neurona estará dado por la suma ponderada de las entradas y sus pesos sinápticos, $W_{ij}(c)$ es decir:

$$U_j(c) = \sum_{i=1}^{n} W_{ij}(c)\, x_i(c-1) \quad . \qquad (1)$$

La salida de la neurona N_j se denotará como $x_j(c)$ y su expresión estará dada por la ecuación siguiente:

$$x_j(c) = F(U_j(c) - h_j(c)) \quad , \qquad (2)$$

donde $h_j(c)$ será el umbral de dicha neurona y F una función no-lineal del tipo escalón (2,11,12) como la expresada en la ecuación (3).

$$F(a) = \begin{cases} 1, & a>0 \\ 0, & a\leq 0 \end{cases} \quad . \qquad (3)$$

Las neuronas inhibitorias I_j que la figura-2 nos presenta, también se rigen por las ecuaciones (1-3), siendo sus entradas en este caso las provenientes de las salidas excitatorias de la misma capa. Cada elemento I_j, inhibirá al resto de los elementos excitatorios N_i ($i \neq j$), si y sólo si el elemento N_j está en conducción.
La inhibición lateral será realizada de la forma expresada anteriormente, por razones de tiempo de simulación y por la complejidad de la estructura pero en estricto rigor deberá haber inhibición lateral sobre un cierto entorno de las células excitadas, y si existiesen dos células contínuas excitadas se deberá aplicar algún criterio para que permanezca solo un foco de excitación en el entorno predefinido.

APRENDIZAJE Y REFORZAMIENTO

Para que el modelo pueda realizar una selección entre los estímulos o patrones de entrada, es necesario que el sistema se someta a un aprendizaje, a modo que la estructura neuronal memorice las diferentes situaciones que se le van presentando en su entrada. La memorización, propiamente tal, se lleva a cabo mediante cambios o variaciones en los pesos sinápticos de cada interconexión.
El proceso de aprendizaje es iterativo, es decir, un patrón visual es presentado en la entrada del sistema reiteradas veces, de manera que las conexiones sinápticas de la red varíen y se adapten a la situación que la entrada ofrece. Dichas variaciones, son expresadas en un término denominado reforzamiento, cuya expresión analítica es la siguiente:

$$r_j(c) = \alpha U_j(c)\, x_j(c) + \beta(1 - \exp(-\gamma t_k)) \quad , \qquad (4)$$

donde α, β y γ son constantes positivas y t_k un parámetro discreto que denota el valor del paso de iteración.
El primer término de la ecuación (4) representa la formulación de la ley de conjunción sináptica de D.O. Hebb, donde α se denomina constante de reforzamiento y; el segundo término, se define como el término de olvido, donde β se denomina constante de olvido.

Si se consideran, m_1 unidades en la capa de entrada A_1, m_2 unidades en la capa de asociación A_2 y m_3 unidades en la capa de salida A_3; la probabilidad de excitación de una neurona N_j perteneciente a una capa c será:

$$p(x_j(c)) = p(x_i^{\delta}(c-1)/W_{ij}(c)) = p(x_i^{\delta}(c-1)).\ p(W_{ij}(c)) \quad , \qquad (5)$$

donde la probabilidad condicionada $p(x_i^{\delta}(c-1)/W_{ij}(c))$ representa la pro-

babilidad de excitación de la capa precedente en un entorno δ dada una probabilidad de existencia de interconexiones entre la capa de la neurona N_j y la precedente.

Las expresiones analíticas de las probabilidades de excitación y de interconexión de la ecuación (5) son:

$$p(x_i^{\delta}(c-1)) = \frac{\sum_{i=1}^{n} x_i^{\delta}(c-1)}{\sum_{i=1}^{m_i} x_i(c-1)} \qquad (6)$$

$$p(W_{ij}(c)) = \frac{\sum_{i=1}^{m_i} W_{ij}(c)}{\sum_{i=1}^{m_{i+1}} \sum_{j=1}^{m_i} W_{ij}(c)} \qquad (7)$$

con m_i : número de unidades pertenecientes a las capas A_i (i=1,2,3).

En un entorno δ de S neuronas, y un número K de conexiones entre capas; la probabilidad de excitación de una neurona perteneciente a la capa de salida vendrá dada por:

$$p(x_j(c=3)) = \frac{S_1 K_{1-2} S_2 K_{2-3}}{m_1 m_1 m_2 m_2 m_2 m_3}, \qquad (8)$$

donde K_{i-j} denota las interconexiones entre la i-ésima capa y la j-ésima capa y, S_i denota el número de neuronas en un entorno δ de la capa i-ésima.

Se definirá como tiempo de respuesta, al tiempo que el sistema requiere para entregar una probabilidad de respuesta preestablecida η , es decir:

$$t_r = (t / p(x_j(c=3)) = \eta). \qquad (9)$$

Si el sistema se autoorganiza correctamente, el valor de η estará comprendido entre los valores $0.5 < \eta < 1.0$, donde η=0.5 será el caso aleatorio y η=1.0 la certeza.

INSTRUCTOR

Varios autores han abordado el problema del instructor en redes neuronales, destacándose entre ellos H. Wigström (13), E. Pfaffelhuber (14) y S.I. Amari (15). El autor, en un trabajo anterior (2) ha resumido gran parte de estos estudios y ha establecido las pautas a seguir en este aspecto. Una extensión del análisis que se desarrolla en el texto en referencia último nos dice: la incorporación de un instructor externo debe conferir a un sistema una aceleración en su aprendizaje y, debe mantener la estructura básica de interconexiones así como la arquitectura misma del sistema. Bajo éstas condiciones, el instructor externo que el modelo incorpora es el que el diagrama de la figura-3 nos muestra. Dicho instructor está basado en la teoría de predictores utilizada por A. Barto, R. Sutton & P. Brouwer (3). De la figura-3 es posible observar que el predictor, que en este caso resulta ser el instructor externo (IE), está formado por las salidas que el modelo entrega al medio y por una señal de reforzamiento, positiva o negativa según sea el caso, que proviene de la actividad nerviosa de la capa de asociación por medio de una interneurona I_0. La salida del predictor o instructor externo actúa como señal de reforzamiento sólo en neuronas excitatorias de la capa de asociación.

CONCLUSIONES

Un modelo de reconocimiento de configuraciones es un modelo de Memoria Asociativa, como T. Kohonen lo expresó (1), y en particular el sistema aquí enunciado corresponde a una sección de un modelo de procesamiento de

información como modelo de memoria (2, 16, 17).

Se ha propuesto un modelo de reconocimiento que reúne algunas de las características más relevantes, a juicio del autor, de los modelos que actualmente se encuentran en la literatura. Conjuntamente con lo anterior, se ha incorporado una variación del problema del instructor externo, haciendo que este instructor externo se adapte y pueda tomar decisiones.

En esta primera parte, el autor ha expuesto las estructuras de interconexiones, la ley de reforzamiento sináptico utilizada y la incorporación de un instructor externo.

En un trabajo posterior se entregará la simulación del modelo propuesto, en conjunto con sus resultados, ya que principalmente por problemas de tiempo y espacio no es posible incorporarlos en éste artículo.

REFERENCIAS

(1) T.Kohonen:Associative Memory:A System Theoretical Approach. ed. Springer-Verlag. New York, 1978.
(2) O. Inostroza A.& G.Canessa V.:Memorias Asociativas. Tesis de Ingeniero Civil Electricista. Univ. de Chile Oct. 1982.
(3) A.Barto & R.Sutton & P.Brouwer: Associative Search Network: A Reinforcement Learning Associative Memory. Biol.Cybernetics.40:201-211 (1981).
(4) F.Rosenblatt:Principles of Neurodynamics.ed.Spartan. Washington , 1962.
(5) K.Fukushima:Neocognitron:A Self-Organizing Neural Network Model for a Mechanism of Pattern Recognition Unaffected by Shift in Position.Biol.Cybernetics.36:193-202 (1980).
(6) S.I.Amari:Dynamics of Pattern Formation in Lateral-Inhibition Type Neural Fields. Biol.Cybernetics.27:77-87 (1977).
(7) T.Kohonen & P.Lehtiö & E.Oja: A Model Of Cortical Associative Memory. Private Communication.(1981).
(8) D.O.Hebb: The Organization of Behavior.ed.John Wiley & Sons.New York (1949).
(9) G.S.Brindley:The Classification of Modifiable Synapses and their use in models for conditioning.Proc.Roy. Soc.B168:361-376 (1967).
(10) K.Fukushima: Cognitron: A Self-Organizing Multilayered Neural Network Biol.Cybernetics.20:121-136 (1975).
(11) Y.Uesaka & K.Ozeki:Some Properties of Associative Memory.Systems. Computers.Controls.3:19-26 (1972).
(12) K.Murakami & T.Aibara: A New Model of Distributed Type Associative Memory. The Trans.of the IECE of Japan. E59 (8):35-36 (1976).
(13) H. Wigström: A Neuron Model with Learning Capabilities and its relation to mechanisms of Association. Kybernetik.12:204-215 (1973).
(14) E. Pfaffelhuber:Mathematical Learning Models and Neuronal Networks.J. of Theoret.Biol. 40:63-76 (1973).
(15) S.I.Amari :Neural Theory of Association and Concept-Formation. Biol. Cybernetics. 26:175-185 (1977).
(16) O. Inostroza A. & G.Canessa V.& C.Holzmann P.:Modelos Neurocibernéticos de la memoria. Anales del V Congreso de Control Automático de Chile. ACCA Nov. 1982.
(17) O.Inostroza A.: Memorias Asociativas: Una Alternativa de Diseño.Rev. Trilogía. N'4 (1983).

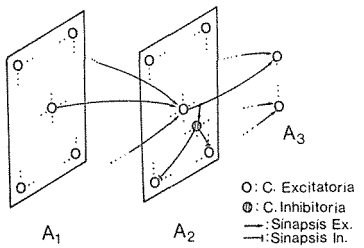


Figura-1: Estructura de Capas Neuronales del modelo.

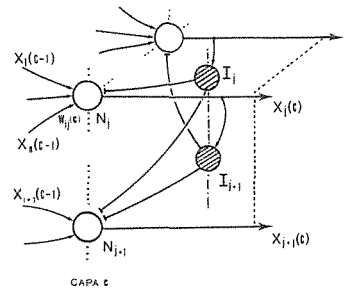


Figura-2: Diagrama de Conexión que muestra el fenómeno de inhibición lateral.

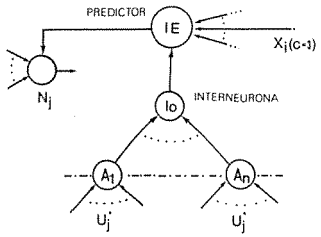


Figura-3: Diagrama del Predictor (IE) utilizado por el sistema, donde U_j^* denota una permutación de U_j.

8°. CONGRESSO BRASILEIRO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA
UFSC, Florianópolis, Brasil — 7-10 - Novembro - 1983

IMPEDANCE PARAMETERS OF ACUPUNCTURE POINTS IN ESTIMATION OF THERAPEUTIC EFFECT OF LOWENERGY LASER RADIATION

E.Čeremnych-Aleksejenko, A.Bundonis, I.Rajstensky
Institute of Experimental and Clinical Medicine, Vilnius, Lithuanian SSR, USSR

ABSTRACT

The effect of radiation with the light of a helium-neon laser (632,8 nm, the average density of the light beam 0.22 mW/cm^2) on the value of the electrical impedance of acupuncture points (AP) located in the region of irradiated joints was investigated. The data on shifts in the parameters (module, argument, ohmic resistance, capacity) of the skin surface impedance of various AP in the patients with inflammatory and dystrophic diseases of knee joint are presented. External laser radiation of joints has an antiswelling and analgesic effect. Lasertherapy normalizes the electrical impedance parameters of near-joint AP in rheumatoid arthritis patients better than in osteoarthrosis patients. The AP impedance is concluded to be an informative and objective criterion for evaluation of lasertherapy effect.

INTRODUCTION

The recent rise of new trends in clinical medicine is closely related to the considerable progress in physics, quantum electronics in particular. The design of optical quantum generators (lasers), the unique properties of laser electromagnetic radiation, such as monochromaticity, coherency, low divergence of radiation flux, precise focusing, have made them widely applicable in various fields of clinical medicine. The lowenergy laser radiation of the visible part of the spectrum is being introduced in therapy. Specifically, continuous radiation of gas helium-neon laser (I, 2) is used for the therapy of rheumatic joint diseases. In the orthopedic and traumatological practice with affection of the supporting and motor apparatus (musculoskeletal system), dystrophic and degenerative joint diseases in particular, the helium-neon laser radiation has been found to have antiswelling effect, to improve the tissue trophics, to normalize the electromiogram (3,4)

A heightened attention of researches is drawn to the laser beam effect on the acupuncture points (AP) by means of laserpuncture (5). The laser provides a number of advantages over the needle while affecting the AP. The influence of definitely focused beam is sterile and evokes no subjective uncomfortable feelings. However, biophysical and cellular mechanisms of laser radiation are not completely disclosed, the possibility of its use in the therapy of patholo-

gical processes remains unclear, the present medical laser devices demand further perfection. All this calls for attention of specialists working in the sphere of experimental and clinical medicine and medical engineering.

At the same time, insufficient insight into the mechanisms of laser impact on the living tissue gives rise to the problem of design of adequate methods and criteria for estimating its effect as well as the condition of irradiated body structures and systems. In this context, the importance of physiologic information recorded from the AP of the body surface and reflecting the organism state is to be stressed.

We have shown that joint diseases, different in their genesis, manifestation and duration, are characterised by certain shifts in impedance parameters of the AP located in the area of the affected joint. What is more, the correlation of separate AP impedance and the impedancegram of the points totality is disturbed and becomes inverted (6, 7). The possible use of bioelectric impedance for noninvasive investigations and continuous monitoring of physiological functions has been convincingly proved by a number of other works (8, 9), but its wide introduction is impeded because of both insufficient theoretic ground and lack of standartized methods.

The present work is an attempt to investigate the possible use of the AP electrical impedance parameters for objective and quantitative control of inflammatory (RA) and degenerative (OA) processes in joints under laser radiation.

MATERIAL AND METHODS

Lasertherapy was performed by means of a helium-neon laser, emitting monochromatic red light of the wave-length of 632.8 nm emissive power of I2 mW and of average density of the light beam of 0.22 m W/cm^2 , by defocused spot in the area of the joints for 5-7 min at every field, up to 20 seances in the treatment series. Laser-puncture was carried out using "Rhythm-5" device, operating in two modes: I - the AP search and II - AP irradiation by LG-78 laser with the wave-length of 632.8 nm and emissive power of 0.45 mW . The time of action was 30 sec, the diameter of a beam I.5 mm, the power - 4 mW /cm^2. The energy of the laser emission was applied through a flexible light conductor (the output power I.8 mW /cm^2). 64 patients with rheumatoid arthritis (RA) and deforming osteoarthrosis (OA) were subjected to the laser treatment. The electrical impedance parameters (module and argument, ohmic resistance and capacity) were recorded by means of an electrodermatometer at 9 AP located in the knee joint region. The measurements were carried out at the frequency of I KHz and current strength not exeeding I0 μA. Two electrodes were used for this purpose: one - an indifferent, silver plated electrode, the other - a searching electrode with a sharpened spring-loaded tip. Before measurements, the skin was rubbed with spirit. The AP, functionally related to the pathological alterations in lower limbs and located in the knee joint area, were investigated.

RESULTS

To evaluate the therapeutic action of helium-neon laser the clinical and laboratory indices, pain expressiveness in joints, surface temperature, duration of morning stiffness, the Ritchie index as well as synovial membrane permeability and thermovision of joints were studied in 30 rheumatoid arthritis (RA) and 34 osteoarthrosis (OA) patients.

Under the laser treatment a beneficial dynamics of the indices determined was revealed. Stable clinical improvement was found in RA and OA(more distinct in patients with secondary synovitis - arthroso-arthritis). These data are published (4, I0, I2) , and the aim of this paper is to examine electrical impedance parameters of AP in the irradiated knee joint region.

The impedance parameters of the some AP examined were found to show a tendency toward normalization under lasertherapy, though its absolute values remained decreased even after the treatment was over, as compared with those of healthy people. The distinct correlation between the normalization extent of impedance parameters in near joint AP and the general state of patients, clinical data on the process dynamics, joint pain, swelling and mobility was revealed.

The impedance module of some AP of the affected joints was found to be significantly increased due to lasertherapy (Fig. I). It should be noted that, with inflammatory joint disease (RA), the impedance module tended to be normalized in four near joint AP : 4, 5, 7, 8 ($P < 0.05$; 0.0I) while with degenerative disease (OA), for all investigated OA patients, this tendency was found only in AP 7 (97 $\pm$ 9 Ohm, I33 $\pm$ I4 Ohm; $P < 0.05$).

However in OA with secondary synovitis (8 patients) module changes were essentially different from OA without any signs of it (I4 patients - see Table I.

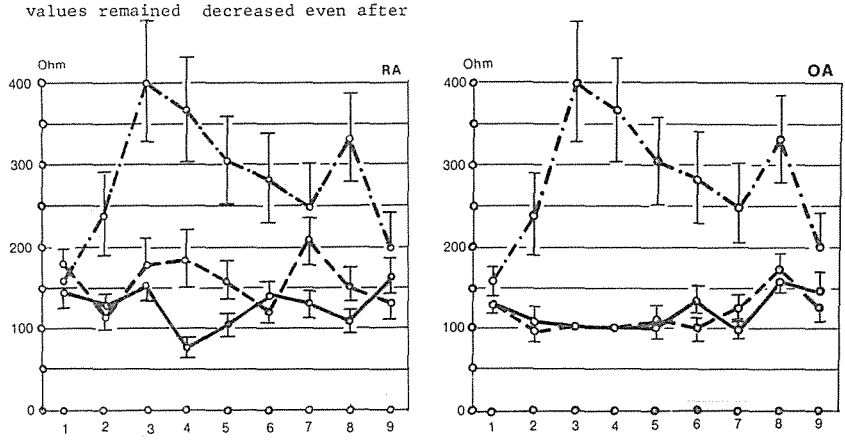


Fig. I. Lasertherapy effect on the impedance module of near-joint AP in OA and RA patients (on the absciss the AP are denoted: I - 33E; 2 - 34E; 3 - 33VB; 4 - H; 5 - 35E; 6 - 34VB; 7 - 9PP; 8 - 36E; 9 - 37E). The same AP are shown on Fig. 2.
——— before lasertherapy, — — — — after lasertherapy
— . — . — the norm (20 healthy persons)

Table I.

Lasertherapy Effect on Impedance Module of Some AP in the Knee Joint Region in Patients with OA

	34 VB		9 PP		36 E	
	before treatment	after treatment	before treatment	after treatment	before treatment	after treatment
OA with secondary synovitis	86±9	I42±23	76±I8	9I±20	I35±I9	87±8
OA without secondary synovitis	78±I0	88±9	7I±8	I2I±20	87±8	I26±I2
Healthy persons	285±67		250±50		335±6I	

One can see from the Table that OA with secondary synovitis demonstrated a significant increase of impedance module at points 34 VB and its decrease at point 36 E. These changes are accounted for as the decrease in the inflammatory component of the pathological process, the degenerative alterations being preserved.

The capacity decrease, as a result of laser irradiation, was more marked in RA (Fig. 2).

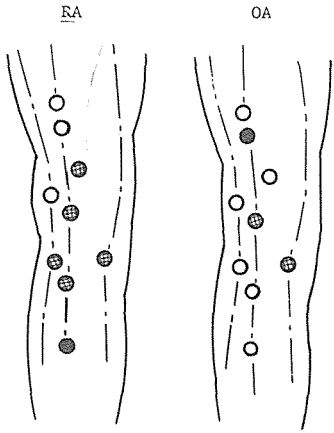


Fig.2. Dynamics of electric capacity for the AP having skin projection in the knee joint region in RA and OA patients with lasertherapy .
● normalization; ● deterioration
○ without changes

The argument value of the skin surface was normalized almost in all AP of the patients with inflammatory joint disease (RA), remaining the same in degenerative joint disease (OA)

Thus, the dynamics of impedance of points remoted from the joints and those situated immediately near the joints reveals the following regularity: a pronounced normalization of impedance parameters in local points, situated on the joint surface, and a slight tendency or its complete absence in the remoted ones.

Besides, the character of shifts in the impedance parameters of separate AP under lasertherapy strongly depended on the type of joint disease, whether an inflammatory or a degenerative one. The lasertherapy effect on normalization of the impedance parameters was higher in AP of RA. In OA it was less marked and revealed itself in different AP. It is clear that the values of the impedance parameters of different AP reflect the disturbance of different elements in the joint functional mechanism with inflammatory and degenerative diseases.

The data obtained on the normalizing effect of lasertherapy are in good agreement with the theory of biostimulating mechanism of lowener-

gy laser radiation on biological processes.

The investigation showed that the irradiation of joints, affected by an inflammatory or degenerative process, with monochromatic red light of the helium-neon laser decreased their swelling and influenced the inflammatory process. The electrical impedance parameters of AP allow to make an objective evaluation and to give a quantitative characteristic of the functional state of the object subjected to lasertherapy. Bearing in mind our data on a close relation of AP impedance to the functional state of the object as well as the evidence for the partial realization of low-energy laser irradiation of the organism through AP (I0 II, I3), we suggest the AP impedance being the adequate criterion for evaluation of the laser radiation effect.

CONCLUSIONS

I. External laser radiation of joints with monochromatic coherent red light of the power of I2 mW, and wave-length of 632.8 nm has an anti-swelling and analgesic effect.

2. The impedance parameters of the some near joint AP showed a tendency toward normalization under lasertherapy, it being much more expressed in RA than OA patients.

3. The impedansometry at the periarticular AP may be recommended for a dynamic evaluation of the functional condition of the affected joint in the course of lasertherapy.

REFERENCES

(I) Г.С.БУРД, В.П.ГУРБАНОВ, Ю.В.ПОРТНОЙ и др. : Опыт применения лазерного луча - монохроматического красного света (МКС) при воспалительных и дистрофических поражениях позвоночника. В кн.: Проблемы метрологического обеспечения измерений характеристик случайных полей и сигналов, генерируемых биологическими объектами. М., 39-40 (I979).
(2) Г.В.ТУПИКИН, В.В.ЦУРКО, П.Я.КУЛЬДИНОВ: Влияние лазерной терапии на морфологию ревматоидного синовита. Тер. архив. 7 : 96-99 (I98I).
(3) Т.В.ШУТОВА, М.Л.ПШЕТАКОВСКИЙ : Влияние лазерного излучения на иммунологические показатели больных артрозами. Врачебное дело. 6 :76-79(I980
(4) А.А.МАТУЛИС, В.В.ВАСИЛЕНКАИТИС, И.Л.РАЙСТЕНСКИЙ, Е.Н.ЧЕРЕМНЫХ-АЛЕКСЕЕНКО, Б.А.ГАЙГАЛЕНЕ : Лазерная терапия и лазеропунктура при ревматоидном артрите, деформирующем остеоартрозе и псориатической артропатии. Терапевтический архив. (I983). В печати.

(5) J-L.BOULNOIS,R.PIERRE : Points d' acupuncture, zones reactogenes et irradiation laser. Cah.biother., 7, 67-69 (I980).
(6) E.N.CEREMNYCH-ALEKSEJENKO, A.J.BUNDONIS : On the possibility of employing impedance parameters of acupuncture points for differential diagnostics of joint pathology. In: Annals YII Congresso Brasileiro de Engenharia Biomedica. Rio de Janeiro, I8I-I86 (I98I).
(7) E.N.CEREMNYCH-ALEKSEJENKO, B.A.GAIGALIENE, A.J.BUNDONIS :Age-related features of some biophysical indices of the knee joint lesion in the osteoarthrosis patients. Abstr.Xth European Congress of Rheumatology, Moscow, June 26-July 2, 264 (I983).
(8) A.UR : The use of impedance changes for monitoring reactions. In : Acquis.mes.impedance bioelec. Lyon, 69-72 (I978).
(9) S.L.ROSENBLATT: The electrodermal characteristics of acupuncture points. Am.J. of Acup.,2, I3I-I37 (I982).
(I0) A.MATULIS, V.VASILIONKAITIS, J. RAISTENSKIS, A.BUNDONIS, B.GAIGALIENE, E.CEREMNYCH-ALEKSEJENKO : Lasertherapy and artificial joint lubrication in arthritic patients. Abstr. World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering. 22.II (I982).
(II) I.KERTESZ, M.FENYC, E.MESTER, G. BATHORY : Hypothetical physical model for laser biostimulation. Optics and laser technology. I, 3I-32 (I982).
(I2) B.A.GAIGALIENE, A.A.MATULIS, V.V. VASILIONKAITIS, J.L.RAISTENSKY, E.N. CEREMNYCH-ALEKSEJENKO : Complex evaluation of the efficacy of laser therapy and laser puncture in patients with rheumatoid arthritis, osteoarthrosis and psoriatic arthropathy.Abstr. Xth European Congress of Rheumatology, Moscow, 2I0 (I983).
(I3) Лазеры в клинической медицине. Под ред. С.Д.Плетнева. Москва (I98I)

8°. CONGRESSO BRASILEIRO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA
UFSC, Florianópolis, Brasil — 7-10 - Novembro - 1983

INSTRUMENTO BASEADO EM MICROCOMPUTADOR PARA ESTUDAR A AÇÃO DE DROGAS E TOXINAS NA JUNÇÃO NEUROMUSCULAR

Dárcio de Almeida AMARAL e Maria Adélia Collier FARIAS
Centro de Engenharia Biomédica - UNICAMP
13100 - Campinas - SP

RESUMO

Este trabalho descreve um instrumento capaz de calcular o conteúdo quantal médio (o número médio de quanta de acetilcolina liberados por um potencial de ação), a partir de seqüências de potenciais de placa terminal e potenciais de placa terminal em miniatura; e assim, caracterizar de maneira quantitativa a ação de drogas e toxinas na junção neuromuscular.

O instrumento, baseado em um microcomputador, é versátil e de custo relativamente baixo. Seu "software" pode ser facilmente expandido pela adição de novos programas que possibilitem uma análise mais sofisticada do problema.

A MICROCOMPUTER-BASED INSTRUMENT TO STUDY THE EFFECTS OF DRUGS AND TOXINS IN THE TRANSMISSION OF IMPULSES FROM NERVE TO MUSCLE

ABSTRACT

A microcomputer-based instrument, to study the effects of drugs and toxins in the transmission of impulses from nerve to muscle, is described. The instrument computes the mean number of packets of acetylcholine liberated by an impulse, from trains of end-plate potentials and miniature end-plate potentials. Being microcomputer-based, it is versatile and relatively inexpensive, and its software can be easily expanded to include other routines which would be necessry for a more sophisticated analysis.

1. INTRODUÇÃO

Para que haja uma contração muscular, sinais de comando são gerados pelo sistema nervoso central e enviados ao músculo através de neurônios motores. A mensagem neural, na forma de um trem de impulsos (ou potenciais de ação), é transmitida do neurônio motor para a fibra muscular através de uma região de contacto especializada chamada junção neuromuscular. Com os conhecimentos adquiridos até a presente data, pode-se dizer de maneira sucinta que o funcionamento da junção neuromuscular compreende as seguintes etapas: a) chegada do potencial de ação às terminações do axônio; b) liberação do mediador - a acetilcolina, por essas terminações; c) difusão das moléculas de acetilcolina através da fenda sináptica; d) fixação da acetilcolina nos receptores colinérgicos; e) alteração da permeabilidade iônica da membrana da fibra muscular na região da placa terminal e conseqüentemente breve redução local do potencial de repouso da fibra (potencial de placa terminal ou EPP); f) deflagração da resposta propagada (potencial de ação muscular) quando a redução do potencial de repouso atinge um nível crítico (limiar), o que pode ser evitado pelo uso de substâncias como o curare; g) ativação do mecanismo contrátil da fibra muscular.

Fatt e Katz descobriram que a liberação do neurotransmissor pelas terminações do axônio ocorre não só na chegada de um potencial de ação mas também espontaneamente, na ausência do mesmo (1,2). Neste caso, o neurotransmissor é liberado em pequenos pacotes (ou quanta), cada quantum contendo um número aproximadamente constante de moléculas do mediador. A chegada de cada quantum na placa terminal provoca uma pequena despolarização localizada da mesma, que foi denominada potencial da placa terminal em miniatura ou MEPP.

A descoberta do MEPP sugeriu a possibilidade de que o neurotransmissor também fosse liberado na forma de quanta mesmo na chegada do potencial de ação. De fato, resultados experimentais mostraram que o EPP é praticamente uma superposição de vários MEPP's (3). Assim sendo, a liberação do neurotransmissor pode ser modelada quantitativamente pelo processo de Poison e um único parâmetro é necessário para caracterizar o mecanismo de liberação do neurotransmissor, a intensidade do processo $\lambda(t)$. Na prática, ao invés de se determinar $\lambda(t)$, determina-se o conteúdo quantal médio, que é o número médio de quanta liberados por um potencial de ação. O conteúdo quantal médio é a relação entre a amplitude média dos EPP'S e a amplitude média dos MEPP'S.

Várias drogas e toxinas intervêm no mecanismo de transmissão neuromuscular através de ações exercidas nas terminações nervosas, na membrana das fibras musculares e na acetilcolinesterase.

O objetivo deste trabalho é o de apresentar um instrumento cuja finalidade é caracterizar quantitativamente a ação de drogas e toxinas na junção neuromuscular, através inicialmente do cálculo do conteúdo quantal médio. Por ser baseado em um microcomputador, além de versátil, seu custo é acessível.

2. O EPP E O MEPP

O sinal elétrico mais imediato da transmissão neuromuscular é o potencial de placa terminal (EPP). No centro da placa terminal o EPP atinge seu valor máximo em 1 a 1,5 mseg e diminui para metade deste valor em aproximadamente 2 mseg. Sua amplitude máxima que pode atingir algumas dezenas de milivolts (20 a 30 mV), varia consideravelmente no centro de uma mesma placa terminal, e sobretudo entre fibras do mesmo músculo. No entanto, sua forma e tempo de duração mantêm-se relativamente constantes. O MEPP apresenta características (forma, duração, atenuação ao longo da fibra) semelhantes ao EPP, porém com amplitude muito menor (até 100 vezes).

A partir de duas curvas analíticas, que simulam de maneira satisfatória o MEPP e o EPP padrões captados intra e extracelularmente, os espectros de densidade de energia destes sinais foram calculados. Baseado nos resultados numéricos obtidos pode-se dizer, de uma maneira simplificada, que: 1) cerca de 99% da energia do EPP ou MEPP (captados intracelularmente) está compreendida no intervalo de freqüência de DC a 500Hz, enquanto que 6,5% da energia está compreendida entre DC e 5Hz; 2) cerca de 90% da energia do sinal (MEPP e EPP captados extracelularmente) está compreendida no intervalo de freqüência de DC a 500Hz, enquanto que 3% da energia está compreendida entre DC e 5Hz.

3. O INSTRUMENTO

O instrumento pode ser dividido em 3 grandes blocos, que são: a unidade de condicionamento de sinal, a interface de conversão analógica-digital e a unidade processadora. A unidade de condicionamento de sinal é composta por um pré-amplificador diferencial e filtro de pré-amostragem. O pré-amplificador foi montado em 3 estágios. O estágio de entrada, o único em configuração diferencial, apresenta ganho igual a 10 e utiliza um único amplificador operacional (AD504). O segundo estágio tem ganho 100 e também usa um único amplificador operacional (RC725). Cabe observar que entre o primeiro e o segundo estágios, localiza-se o potenciômetro de variação de ganho. O terceiro estágio tem ganho 10 e foi construído com o amplificador operacional AD741KH. O pré-amplificador apresenta as seguintes características: a) ganho ajustável entre 10 e 10.000, b) resposta em freqüência plana entre 5Hz e 30KHz (pontos de 3db), c) impedância de entrada igual a 300KΩ (como o pré-amplificador recebe o sinal de um seguidor catódico, não necessita de alta impedância de entrada) e d) razão de rejeição em modo comum igual a 60db em 60Hz e 80db em 500Hz. O filtro Butterworth de pré-amostragem, tipo passa-baixas, utiliza amplificadores operacionais do tipo 741 e é constituído por 8 estágios com configuração bási

ca VCVS (voltage-controlled-voltage-source) (4). Suas principais características são: ganho unitário, freqüência de corte em 640Hz e atenuação de 64db entre 640 e 1.920Hz. O pré-amplificador e filtro foram acondicionados em uma única caixa de alumínio, enquanto que as fontes de tensão de + 15VDC, necessárias para alimentá-los, foram colocadas em uma outra caixa.

A interface de conversão analógica-digital é composta por um circuito amostrador-segurador e por um conversor analógico digital de 8 "bits" (5). O circuito amostrador-segurador é constituído por um amplificador de entrada, que usa um amplificador operacional do tipo TL071; uma fonte de tensão de referência (AD581); dois comparadores (LM311); uma chave eletrônica (CD4066); um detector de pico; dois monoestáveis (CD4047) e um "buffer" de saída (CA3140AT). O funcionamento da interface pode ser descrito sucintamente da seguinte maneira: a) o sinal de entrada, já previamente condicionado, é amplificado 2,2 vezes e entra simultaneamente no comparador de janela com nível inferior ajustável e na chave eletrônica; b) a saída do comparador é um pulso retangular com duração variável que controla a abertura e fechamento da chave para permitir que vá para o detector de pico somente a parte superior do sinal a ser amostrado; c) quando o valor de pico é detectado, o outro comparador dispara os monoestáveis através de um pulso de curtíssima duração; d) os monoestáveis geram o pulso de início de conversão, com duração de 1mseg que é enviado ao AD570; e) o dado é digitilizado em 25µseg, e em seguida o conversor gera o pulso de ativação (DATA READY, $\overline{DR}$) do circuito de interrupção vetorada da unidade processadora, com duração de 975µseg. O circuito amostrador-segurador foi acondicionado em uma caixa de alumínio, enquanto que o conversor encontra-se na placa de unidade processadora.

A unidade processadora, além de controlar a operação do instrumento, processa os dados recebidos e exibe o resultado. É constituída por um microcomputador, uma porta paralela e um circuito de interrupção vetorada (vide figura 1).

O microcomputador é composto por um teclado hexadecimal, um conjunto de 4 mostradores digitais tipo sete segmentos, um controlador de teclado e display (8279), uma unidade central de processamento (CPU) equivalente a 8080A da Intel (AM 9080A da Advanced Micro Devices), uma unidade de controle (8228), um gerador de "clock" (8224) controlado por um cristal de 18,432MHz (8801),dois "drivers" (8212) para o barramento de endereços, 4K de memória de leitura e escrita, de acesso aleatório (2114) e 2K de memória de somente leitura (EPROM, 2708) (6). Além disto, utilizou-se decodificadores (74LS138) e portas NAND (7400), NOR (7402) e inversoras (7404) para decodificação de endereços e seleção de pastilha de memória. A configuração do microcomputador é análoga a do "SIKIT-DK80", porém com capacidade de memória expandida (7).

A porta paralela (8255) é programável e está conectada ao conversor A/D. O conjunto é usado para entrar dados no microcomputador através da técnica de entrada e saída via memória mapeada.

O circuito de interrupção vetorada foi implementado com um codificador de prioridade de 8 "bits" (74143) e dois armazenadores de 3 estados (74125). Sua função é permitir que o operador inicie e finalize o processo de aquisição de dados, e entre o fator de amplificação. Além das funções que acabou-se de mencionar, este circuito recebe o sinal de "dado disponível" ($\overline{DR}$) do conversor e ativa o programa que adquire o dado através da porta paralela. A unidade processadora foi montada em uma única placa, utilizando-se a técnica de "wire-wrap". As fontes de tensão de +12V DC e +5V DC, que a alimentam, foram acondicionadas em uma caixa de alumínio.

O processo de aquisição de dados ocorre da seguinte maneira: a) quando o dado digitalizado encontra-se no "buffer" de saída do conversor, o pulso $\overline{DR}$ é enviado pelo AD570 para a entrada do codificador que corresponde ao vetor RST5, gerando um pedido de interrupção ($\overline{INT}$); b) ao receber este sinal a CPU através de sua unidade de controle envia o sinal de reconhecimento de interrupção($\overline{INTA}$) ao circuito de interrupção vetorada, que ao recebê-lo libera na saída de seus armazenadores de três estados o código EF para o barramento de dados, fazendo com que a CPU execute a instrução de pulo para o endereço 23H, onde encontra-se outra instrução de pulo,desta vez para o endereço da rotina de aquisição de dados, que lê o dado disponível na porta paralela; e finalmente c) a CPU volta ao estado de aguardar nova interrupção(halt)

O "software" implementado ocupa 1,5 "kbytes" de EPROM, dos quais 1 "kbyte" é usado pelo programa monitor e 500 "bytes" pelos programas de aplicação do instrumento (8).Do ponto de vista funcional, o "software" está organizado em três grupos distintos, que são: monitoração de teclado, controle de entrada e saída, e realização de cálculos. O grupo funcional monitoração de teclado engloba as rotinas necessárias para que o operador controle o microcomputador através do teclado com a finalidade de desenvolver programas: Estas rotinas implementam funções do tipo examinar e modificar o conteúdo de registros da CPU, bem como de posições de memória; carregar e executar programas; e mover blocos de dados na memória. Como não se dispunha de um sistema para desenvolvimento de "software", estas rotinas foram imprescindíveis para o desenvolvimento dos programas específicos de aplicação do instrumento, e continuam a ser muito importantes para sua expansão. As rotinas que compõem o segundo grupo podem ser classificadas em dois grandes blocos, a saber: as rotinas de tratamento dos comandos de interrupção vetorada que são ativados pelo acionamento das teclas de operação do instrumento (rotina de entrada do fator de escala, rotina de aquisição de dados, rotina de inicialização e rotina de término de aquisição de dados); e as rotinas

de saída de resultados, que tratam da forma de apresentação do resultado e de sua saída para o "display" (rotina de compensação do ganho de interface, rotina de conversão BIN/BCD e rotina de saída da média). As rotinas do terceiro grupo funcional têm duas funções que são: calcular a média e escalonar o resultado. A primeira função é executada por um conjunto de rotinas que a partir dos dados adquiridos (no máximo 255 dados) calcula a média com precisão de 4 dígitos. A segunda função é executada por uma rotina de divisão que transforma o valor médio calculado em seu valor real em milivolts, utilizando o fator de amplificação do pré-amplificador.

A figura 2 é o esquema de funcionamento do instrumento. Como mostra a figura o usuário controla as operações através dos 3 comandos acionados pelas teclas E, A e F. O primeiro comando permite que o operador entre o fator de amplificação do sinal, através do teclado. O acionamento da tecla A dá início ao processo de aquisição de dados, enquanto que a tecla F controla o término do processo e permite que a unidade processadora calcule a média dos valores adquiridos e mostre o resultado em milivolts, 4 dígitos e duas casas decimais, no "display".

4. TESTES E CONCLUSÕES

Para testar o instrumento foram realizados experimentos para captação de MEPP's e EPP's. Utilizou-se a preparação biológica nervo frênico - diafragma de rato, que foi colocada em uma cuba de perspex contendo uma solução de Tyrode, mantida a 37°C. Durante os experimentos carbogênio foi borbulhado na solução. A captação foi feita através de uma micropipeta de vidro, conectada a um seguidor catódico e à unidade de condicionamento do instrumento descrito anteriormente neste trabalho. Ajustou-se o ganho para que a amplitude máxima dos sinais permanecesse em torno de 1,5V. Os sinais foram armazenados em fita por um gravador de instrumentação HP, modelo 3960, (gravação FM). Para obter-se EPP's, um estimulador Grass, modelo S48, foi usado. Após cada sessão de gravação, um sinal de calibração (onda quadrada com amplitude de 0,5 mV) foi também armazenado, para determinação do ganho do pré-amplificador.

Posteriormente cinco trechos da fita foram analisados. Os sinais gravados em cada trecho foram digitalizados pela interface e processados pela unidade processadora, e simultaneamente registrados em uma fotografia, com auxílio de um osciloscópio com memória Tektronix, modelo 5111. A partir das fotografias determinou-se, por processo manual, a amplitude média dos sinais de cada trecho para comparação. As tabelas 1 e 2 mostram os resultados obtidos e evidenciam o desempenho satisfatório do instrumento.

Para concluir cumpre salientar que o instrumento, por ser baseado em um microcomputador, é versátil e de custo relativamente baixo. Vários outros programas, que permitam uma análise mais sofisticada da ação de drogas e toxinas na junção neuromuscular, podem ser facilmente acrescentados. No entanto, o desenvolvimento e teste destes programas seria, no presente momento, uma tarefa demorada, pois não se dispõe de um sistema para desenvolvimento de "software". O instrumento foi construído para ser utilizado no Departamento de Farmacologia da Faculdade de Ciências Médicas da Unicamp, onde o conteúdo quantal médio é calculado por processo manual.

5. BIBLIOGRAFIA

(1) P. FATT & B.KATZ: Some observation on biological noise - Nature 166: 597-598 (1950).

(2) P. FATT & B.KATZ: Spontaneous subthreshold activity at motor nerve endings. J. Physiol. 117: 109-128 (1952).

(3) J. DEL CASTILLO & B. KATZ: Quantal components of the end-plate potential. J. Physiol. 124: 560-573 (1954).

(4) D.E. JOHNSON & J.L. HILBURN: Rapid practical design of active filters. Wiley Interscience (1975).

(5) ANALOG DEVICES: Data acquisition products catalog supplement.(1979).

(6) INTEL CORP: MCS-80 user's manual (1979).

(7) SIEMENS: Sikit-DK80 manual de instruções e operação.

(8) INTEL CORP.: 8080/8085 assembly language programming (1979).

Os autores agradecem o apoio do Prof. Dr. Vital Brasil, Departamento de Farmacologia da UNICAMP, bem como o apoio financeiro concedido pelo CNPq.

	PROCESSO MANUAL		INSTRUMENTO		
AMOSTRA	Nº DE MEPP's	MEDIA AMPL. (mV)	Nº DE MEPP's	MEDIA AMPL. (mV)	DIFERENÇA %
1	64	0,347	67	0,323	7,4
2	70	0,318	70	0,293	8,5
3	80	0,268	75	0,250	7,2
4	134	0,245	125	0,230	6,5
AMOSTRA	Nº DE EPP's	MEDIA AMPL. (mV)	Nº DE EPP's	MEDIA AMPL. (mV)	DIFERENÇA %
UNICA	105	0,416	107	0,430	3,2

Tabela 1 - Resultados: Cálculo da Média.

	PROCESSO MANUAL	INSTRUMENTO	
AMOSTRA	CONTEUDO QUANTAL MEDIO	CONTEUDO QUANTAL MEDIO	DIFERENÇA %
1	1,198	1,331	9,9
2	1,308	1,467	10,8
3	1,550	1,720	9,88
4	1,697	1,869	9,2

Tabela 2 - Resultados: Cálculo do Conteúdo Quantal Médio.

C.I.V. : CIRCUITO DE INTERRUPÇÃO VETORADA
C.T.D. : CONTROLADOR DE TECLADO E DISPLAY

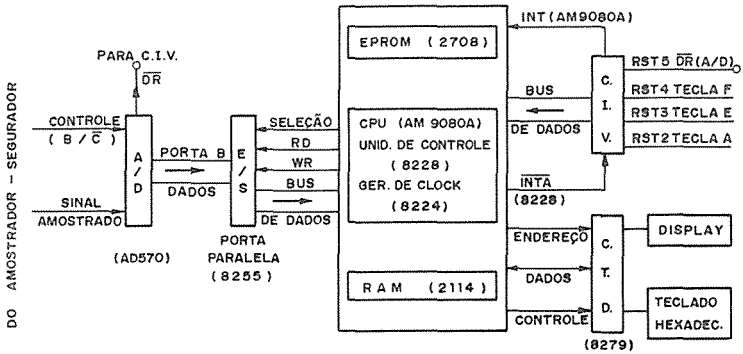


FIG.(1) A UNIDADE PROCESSADORA

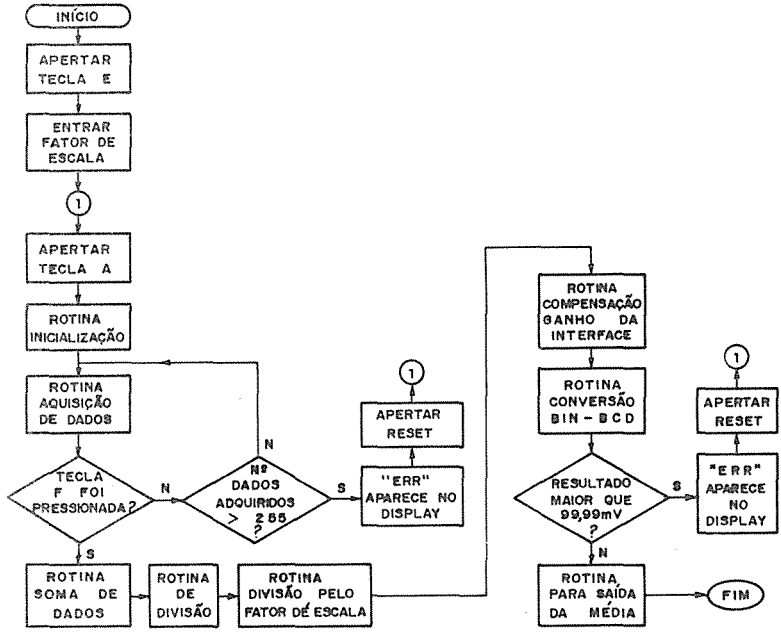


FIG.(2) ESQUEMA DO SOFTWARE

8°. CONGRESSO BRASILEIRO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA
UFSC, Florianópolis, Brasil — 7-10 - Novembro - 1983

NONINVASIVE DIAGNOSIS OF RENAL ARTERY STENOSIS BY ECHO-DOPPLER VELOCIMETRY

Pratap S. Avasthi, M.D., Wyatt F. Voyles, M.D.
and Ernest R. Greene, Ph.D.

V.A. Medical Center
Vascular Laboratory, Lovelace Medical Foundation
and University of New Mexico
Albuquerque, New Mexico, USA

We evaluated the diagnostic accuracy of ultrasonic echo-Doppler velocimetry for the noninvasive diagnosis of renal artery stenosis. Renal artery stenosis was diagnosed if one or more of the following four abnormal hemodynamic parameters were found by Doppler velocimetry: (1) peak blood velocity greater than 100 $cm \cdot sec^{-1}$ in a focal area along the length of a renal artery, (2) absence of blood velocity during diastole, (3) absence of any detectable blood velocity denoting occlusion or (4) broad-band Doppler frequency spectra due to focal blood velocity disturbances. With these criteria, the presence or absence of renal artery stenosis was blindly evaluated in 26 patients (52 arteries) who underwent standard or digital subtraction angiography. Compared to arteriography (reduction in diameter $\geq$50%), the sensitivity of Doppler method was 89%, while its specificity was 73%. This noninvasive method may be useful in selecting patients for radiographic evaluation of renal artery stenosis and in the long term follow-up of these patients. Furthermore, echo-Doppler velocimetry may have the unique capability of assessing the hemodynamic consequences of renal artery stenosis. Echo-Doppler Velocimetry Renal Artery Stenosis

Introduction:

The major clinical consequences of hemodynamically significant renal artery stenosis include a reduction in glomerular filtration, ischemic renal damage, and hypertension (1). At present, renal artery stenosis is diagnosed mainly by intravenous pyelography, isotope renography, or renal arteriography (2). Each of these methods has advantages and disadvantages. Although intravenous pyelography is relatively noninvasive and innocuous, it has 11% false positive and 22% false negative results (3). Similarly, isotope renography also has 25% false positive and 24% false negative results (3). Thus, their value as a screening procedure to detect renal artery stenosis is limited. Presently, the only definitive methods to diagnose renal artery stenosis are either standard or digital subtraction angiography (4). The negative aspects of these invasive or minimally invasive procedures include the undesirable effects of the radiopaque dye, the inherent projection limitations of angiography, the relatively high expense, and the exposure to ionizing radiation (5). In recent years, the therapeutic goals of correcting renal artery stenosis have been expanded to include preservation of renal function in addition to the amelioration of hypertension (6). Since these lesions are potentially correctable, the development of safe and accurate methods of identifying patients with a high probability of having significant renal artery stenosis continues to be important.

In general, the hemodynamic consequences of arterial obstructions can include the development of a pressure gradient, decreased flow, jet stream effect, or turbulence (7). The jet stream effect and non-laminar flow disturbances including turbulence reflect changes in the velocity profile within and distal to a stenotic region. The increased velocity in a stenotic region, (jet stream effect), and the non-laminar disturbed flow regime (including turbulence) in post-stenotic segments can be determined by Doppler ultrasonic methods (8) and are used extensively to noninvasively detect vascular lesions in the peripheral and cerebral vascular systems (9,10). For abdominal vessels, such as the renal arteries, echo-Doppler velocimetry may also be useful to define regional blood flow characteristics. We have previously reported the hemodynamic characteristics of blood flow in normal human renal arteries

(11). Utilizing similar methodology, we evaluated the accuracy of echo-Doppler velocimetry in diagnosing renal artery stenosis based on the abnormal hemodynamic characteristics of renal artery blood flow. Patients were studied noninvasively without knowledge of the results of angiography to determine the specificity and sensitivity of echo-Doppler velocimetry to detect hemodynamically significant ($\geq$50 diameter reduction) renal artery stenosis.

Materials and Methods:

Instrumentation. We used a real-time echo-Doppler duplex scanner model Mark V (Advanced Technology Laboratories, Bellevue, Washington). The theoretical and technical aspects of the instrumentation have been reported previously (12,13). Briefly, a commercially available real-time two-dimensional 90° ultrasonic sector imager allows imaging of abdominal vessels (Figure 1). A range-gated pulsed Doppler velocimeter is combined with the sector imager and allows detection of Doppler audio frequency spectra generated by blood velocities within the imaged vessel. An on-line fast Fourier transform (FFT) audio spectrum analyzer is used to calculate and display the Doppler frequency spectra (14). Both the imaging and Doppler systems are operated at 3.0 or 5.0 MHz and are connected to a single scanhead. The Doppler beam axis is displayed and can be moved to any location within the 90° imaged sector. The volume at which the velocities are to be measured (sample volume) can be electronically placed at any given point 3-17 cm along the Doppler beam. The sample volume, Doppler beam axis and the real-time image are all displayed on one video monitor. Importantly, the axial dimensions of the sample volume can be varied to match the lumen diameter (3-5 mm) of the imaged vessel (15). The lateral dimensions of the sample volume are determined by the beam width (3-5 mm) which allows uniform insonification of the renal artery (12). Both the imager and velocimeter have internal calibration signals in units of centimeters and cycles/sec (Hz), respectively. Real-time or freeze-frame sector images, directional Doppler frequency spectra, electrocardiogram, and an identifying voice track are simultaneoulsy recorded on a video-tape recorder. A footswitch control allows any of the real time or recorded signals to be displayed in a hard copy form by a fiberoptic recorder.

In Vitro Validation of the Instrument. The in vitro validation of this instrumentation has been detailed elsewhere (11). Briefly, a suspension of cellulose particles (1g per liter) in distilled water were circulated through a latex tube (4.0 mm ID, 4.5 mm OD) in a constant pressure flow tank. Flow velocities were calculated by timed collections using a stop watch and graduated cylinder (velocity = flow - area). Velocities were controlled in order to approximate the range of velocities (0-115 $cm \cdot sec^{-1}$) in normal human renal arteries. Doppler angles (θ) used in vitro were similar to those utilized for in vivo studies (40-70°). Results have shown an excellent correlation between actual velocities and velocities determined by echo-Doppler velocimetry ($r = +0.98$). The slope of the regression equation was +0.98 with a small y-intercept (1.0 $cm \cdot sec^{-1}$) and standard error of the estimate (1.7 $cm \cdot sec^{-1}$).

Subjects. Sixty-eight patients who were being treated for hypertension were studied by the noninvasive echo-Doppler method when one or more of the following clinical features was encountered: (1) audible abdominal bruit; (2) rapidly worsening hypertension which could not be medically managed; and (3) increasing serum creatinine (greater than 2 mg percent increase in serum creatinine in two months) for which no other etiology was apparent. The echo-Doppler studies were performed without the knowledge of the clinical or radiographic features of the patients. A renal artery was considered to be stenosed if the arterial diameter was focally reduced by 50% or more by angiography.

In Vivo Measurement Procedure. All subjects were studied in the supine position and in an 8-hour fasting state. Fasting minimized the interference to ultrasonic signals due to the stomach and bowel gas. The optimal acoustic window was generally obtained 2-3 cm caudal to the end of the xyphoid process along the centerline of the abdomen (11). Initially, the abdominal aorta was imaged along its long axis, and a parallel segment of anteriorly located superior mesentric artery was visualized. Using these anatomical features as landmarks, the scanhead was rotated 90°. By moving the scanhead superiorly and inferiorly in the frontal plane, a cross-section of abdominal aorta and vena cava were imaged. Importantly, with the addition of the Doppler capabilities of the instrument, the distinction between arterial and venous vessels is easily made, since the flow velocity signals differ markedly (16). After the visualization of abdominal aorta in a cross section, the scan-

head was relocated until the long axis views of one or both renal arteries were obtained (17). Subsequently, the sample volume was electronically placed within the lumen of the imaged renal artery near the origin as shown schematically in Figure 1. Identification of a renal artery was confirmed by the anatomic relationship with the abdominal aorta and other abdominal vessels. The presence of the characteristic pulsatile flow pattern of the renal artery with its normally present high diastolic blood velocity assisted in vessel identification (11). The variable sample volume was adjusted to allow uniform insonification of blood from anterior to the posterior wall of the vessel (11,14). All imaged portions of each renal artery were examined systematically to record Doppler shift frequency spectra.

Measured Variables. From the carefully controlled sample volume, a minimum of five spectral waveforms (Δf) were recorded. Doppler angles (θ) were measured from hard-copy fiberoptic images by calipers ($\pm 1°$). The flow direction was assumed to be streamlined and parallel to the imaged vessel walls. The interoperator variability of the measurement of θ was shown to be within $\pm 3°$ which, at an angle of 60°, can introduce an error of less than 10% in the calculation of velocity. The average value of two determinations of θ was used in the subsequent calculations of blood velocity.

Calculated Variables. Using the average value of θ and five digitized cycles of Δf, an off-line microprocessor system calculated, averaged ($\pm$SD) and printed the following variables: (1) the blood velocity spectra (V) using the Doppler equation,

$$V = \frac{\Delta f \cdot C}{2 \cdot f \cdot \cos \theta} \quad (cm \cdot sec^{-1})$$

where Δf is the FFT generated spectrum waveform (Hz) representing the blood velocities in the sample volume, C is the velocity of sound in blood (1.54×10^5 $cm \cdot sec^{-1}$), f is the frequency of sound transmitted (3 or 5 MHz), and θ is the Doppler angle (degrees); (2) the maximum blood velocity in the cardiac cycle (Vm).

Hemodynamic Criteria Utilized to Indicate Renal Artery Stenosis. Alterations in the hemodynamic parameters were arbitrarily selected based on the previously determined hemodynamic variables in normal renal arteries (11). Thus, the presence of one or more of the following abnormal blood velocity characteristics was taken to indicate renal arterial stenosis:

1) $Vm > 100$ $cm \cdot sec^{-1}$ due to the convective increase in V within an area of focal stenosis;
2) absence of V during diastole due to an increase in vascular impedance created by a suspected hemodynamically significant stenosis;
3) absence of any detectable V due to a suspected occlusion;
4) broad-band V due to blood velocity disturbances (turbulence) created by a focal stenosis.

Results:

Of the 68 consecutive patients included in this investigation (Figure 2), the noninvasive study was considered to be technically inadequate in 11 patients (16%) even after repeated studies. The noninvasive study was considered to be inadequate when images of vessels with the appropriate anatomic location to the aorta and other abdominal vessels could not be obtained and/or when the sample volume could not be positioned adequately within the lumen of an imaged vessel to allow a minimum Doppler audio signal-to-noise ratio of approximately 20/1. Reasons for inadequate echo-Doppler studies include the presence of bowel gas, extreme obesity, significant vessel calcification, and ascites.

Seventeen (30%) of the remaining 57 patients required two separate studies to obtain a technically adequate echo-Doppler study. At the discretion of the referring physician, angiographic evaluation of renal artery was performed in 26 patients (52 vessels). In 31 patients, angiography was not ordered by their referring physicians for a number of reasons such as age, refusal by patients to undergo angiography, or advanced diabetes. In the group of patients who underwent angiography (eight females), ages ranged from 26 to 83 (mean age = 52 $\pm$ 15). The noninvasive procedure was performed without knowledge of the angiographic results. Results of the echo-Doppler procedure in patients who did not undergo angiography were similar (13 positive, 18 negative) to those who underwent angiography.

Figure 3 demonstrates angiographic and echo-Doppler results in a patient with angiographically normal renal arteries. The frequency spectra and velocity data in this example demonstrate typical blood velocities in normal renal arteries. The normal renal blood velocities include a maximum systolic velocity of less than 100 $cm \cdot sec^{-1}$, presence of diastolic velocity and a relatively

narrow-band Doppler frequency spectrum. Figure 4 is an example of the hemodynamic consequences of renal artery stenosis which can be detected using echo-Doppler noninvasive techniques. The Doppler shift frequency spectra shows peak systolic velocities greater than 100 $cm \cdot sec^{-1}$ and a broad-band, high energy Doppler frequency spectrum. Due to an occluded contralateral renal artery, disturbed velocities persisted throughout the cardiac cycle suggesting compensating flow through the remaining, stenotic renal artery.

The frequency with which the four abnormal hemodynamic criteria occurred in the 52 vessels which were studied angiographically is detailed in Table 1. Diagnostic results on the basis of each individual criteria are also shown. It can be seen from Table 1 that the focal increase in velocity (jet lesion), broad band Doppler frequency spectra indicating disturbed, nonlaminar flow or turbulence, and absence of flow in an artery imaged in the appropriate anatomic location, were highly specific, but not very sensitive. The remaining criterion, absence of diastolic flow, was relatively sensitive, but less specific. The lower specificity of this criterion might be expected because reduced diastolic flow in the renal artery reflects an overall increase in vascular impedance. Whether the increased vascular impedance results from an obstructive lesion of the main renal artery or from disease involving the distal vasculature (7), cannot be determined at this time.

It should be noted that structural alterations in the artery were not utilized in the assessment of renal artery patency in this study. Only the hemodynamic characteristics of renal artery blood velocity in imaged vessels were used to evaluate renal artery status. Furthermore, attempts to calculate renal blood flow (11) were not undertaken due to uncertainties in the measurement of vessel diameter and average flow velocity in or near stenotic vessels (13,18).

The sensitivity, specificity, positive and negative predictive indices for the noninvasive Doppler method (19) are shown in Table 2. The results from other studies using intravenous pyelograms and isotope renography to diagnose renal artery stenosis (3) are also included in this Table. Comparison of these noninvasive tests shows Doppler velocimetry to be more sensitive (89%) and less specific (73%) than intravenous pyelography. The noninvasive Doppler velocimetry is more sensitive and equal in specificity to isotope renography.

Discussion:

Recent advances in medical ultrasound may allow the noninvasive description of systemic and regional blood velocity and flow (20). The combination of ultrasonic imaging and pulsed Doppler techniques can be used for the noninvasive determination of Doppler frequency spectra and Doppler angles to calculate velocity, according to the Doppler equation. These ultrasonic techniques allow qualitative and quantitative analysis of blood velocity in normal and diseased vessels and are clinically used for the diagnosis of peripheral vascular and cerebrovascular disease (9,10). These same noninvasive techniques may also be clinically useful in the determination of renal artery stenosis if the hemodynamic disturbances in deep-seated, abdominal vessels can be assessed.

We employed four hemodynamic variables to indicate renal artery stenosis. These hemodynamic variables were defined as abnormal on the basis of previously reported observations on the characteristics of renal blood flow in normal renal arteries (11). Presence of any one or more of these abnormal hemodynamic variables was taken to indicate a hemodynamically significant renal artery stenosis. A focal increase in the velocity (greater than one standard deviation above the mean mean velocity in normals (i.e. > 100 cm/sec) along the length of the renal artery was found in 25% of patients (Table 1). As can be seen from Table 1, this finding is highly specific, but was not very sensitive. Since stenosis frequently occurs at the renal artery orifice or within the proximal one third of the length of renal arteries in renal arteriosclerosis (21), we anticipated to find the focally increased velocity (jet lesion) more often. The relative infrequency of this finding may have resulted from our inability to locate and measure flow velocity spectra in the proximal part of the renal arteries. An alternate explanation may be failure to include the jet lesion within the sample volume.

Non-laminar or even turbulent flow may occur in the post-stenotic segment of an artery, and is a cause of high energy, broad-band Doppler frequency spectra (15,20). Table 1 shows that the presence of broad-band Doppler frequency spectra was also specific, but not very sensitive. The application of fast Fourier transform spectral analysis has been a major development in signal processing designed to present

audible broad-band Doppler frequency spectra in a gray scale format. Clinical investigators have used gray scale characteristics, such as determining spectral windows (13), in attempts to quantitate broadband Doppler frequency spectra resulting from obstructive vascular lesions. Because of the difficulty in determining abnormal spectral characteristics with precision in subjects with normal renal artery flow, the audible Doppler frequencies at the time of each examination was interpreted by one observer (ERG) to subjectively determine the presence or absence of broad-band Doppler frequency spectra. Observer caution in interpreting the audible signals may have resulted in the low sensitivity of this criterion in our study. Improved standardization of gray scale formats (i.e. gain settings) or use of power spectra may improve the diagnostic capabilities of this criterion by evaluating a quantitative interpretation of audio signals.

Normally, renal vascular impedance is low, thus high diastolic flow exists in the renal vascular system which is similar to the flow dynamics in the cerebrovascular system (10). A significant increase in impedance anywhere in the renal vascular bed will result in reduced diastolic flow in renal arteries (7). Therefore, absence of flow in the renal arteries during diastole can result not only from a stenotic arterial lesion, but also is expected to occur when renal vascular impedance increases from the diseases affecting the smaller branches of renal arterial system. Consequently, this criterion was found to be more sensitive, but less specific for the diagnosis of renal artery stenosis as compared to the other three criteria.

The last criterion, absence of velocity in an imaged vessel, is the most difficult to evaluate objectively. This criterion is extremely operator dependent and requires not only expertise in recognizing abdominal vessels and their flow patterns, but also a systematic and thorough examination routine. This criterion was very specific but not sensitive for the diagnosis of renal artery stenosis. The high specificity probably results from the operator's decision regarding the technical adequacy of a study. If a vessel in the appropriate anatomical location was poorly visualized and there were no audible velocity signals, defining this as a technically inadequate study would minimize false positive studies and improve specificity.

Using the presence of any one or more of these four abnormal hemodynamic parameters as the criteria for renal artery stenosis, the overall sensitivity of echo-Doppler velocimetry was 89% and the specificity was 73%. The positive predictive and negative predictive indices were 77% and 86%, respectively. A comparison of this noninvasive technique with the results of other studies (3) examining the accuracy of intravenous pyelography and isotopic renography (Table 2) shows echo-Doppler velocimetry to be more sensitive but less specific than these other noninvasive tests. Although intravenous pyelography and isotope renography have been found to be much less sensitive and specific in other studies (22,23,24), we have chosen to compare our results only to a report in the literature where the intravenous pyelography and renography were found to be most favorable (3). Further comparison shows that ultrasonic testing resulted in a higher positive predictive index (77%) and a comparable negative predictive index (86%). A high sensitivity and negative predictive index (i.e. low number of false negative results) are important characteristics in a test used in screening for disease. The results of our study suggest that noninvasive echo-Doppler velocimetry may be more useful than intravenous pyelography or isotopic renography in selecting patients suspected of having renal artery stenosis for invasive diagnostic confirmation.

Recent observations suggest that the correction of renal artery stenosis may be important in preserving residual renal function as well as in the treatment of hypertension (6). Since renal artery stenosis is potentially correctable with surgery or balloon dilatation (25), detection and definition of the hemodynamic consequences of renal artery stenosis are important. An accurate noninvasive technique could be useful to aid the clinician in selecting patients for angiographic studies. It should be pointed out that this application of Doppler ultrasonic methods requires careful and systematic examination techniques. Therefore, the accuracy and reproducibility of results obtained using presently available instrumentation are operator dependent. However, the advantages of this noninvasive technique may include the ability to determine the functional or hemodynamic significance of renal artery stenosis. Also, since the method is noninvasive and nonionizing and can be repeatedly performed by portable, relatively inexpensive instruments, it may be useful in fol-

lowing the natural progression of lesions in patients known to have renal artery stenosis (26). Although encouraging results of the application of Doppler ultrasonic techniques in an animal model of renal artery stenosis have been recently reported (27), more experience with the Doppler method by other investigators will be needed before the clinical value of this procedure is established. With further experience and improvements in instrumentation, this procedure may become clinically useful in detecting renal artery stenosis in a manner similar to the successful application of Doppler ultrasonic techniques in detecting hemodynamically significant peripheral vascular and cerebrovascular disease.

Acknowledgements:

We are indebted to Drs. Richard Goldman, Dale Erickson, Phil Jacob, Neil Friedman, and Steve Kanig for their clinical collaboration. Jerry Davis, Arvind Caprihan, Isidora Miranda, Arthur Alexander Witt, and Treva Miller provided excellent technical assistance.

Kererences:

1. J.C. HUNT. Renovascular hypertension, in Diseases of the Kidney (2nd ed.), edited by L.E. Earley and C.W. Gottschalk, Boston, Little Brown & Co., 1979, p. 1357-1384
2. M. SCHAMBELAN, P. PERLOFF. Renovascular and renal parenchymal hypertension, in The Kidney, edited by B.M. Brenner and F.C. Rector, Philadelphia, W.B. Saunders & Co., 1981, p. 1719-1741
3. M.H. MAXWELL. Cooperative study of renovascular hypertension: Current status. Kidney Int 8 : S153-S160 (1975).
4. A.J. PALUBINSKAS. Stretching of the arteries in renal arteriography. Radiology 82 : 40-43 (1964).
5. J.A. D'ELIA, R.E. GLEASON, M. ALDAY, C. MALARICK, K. GODLEY, J. WARRAM, A. KALDANY and L.A. WEINRAUCH. Nephrotoxicity from angiographic contrast material, a prospective study. Am. J. Med. 72 : 719-725 (1982).
6. A.C. NOVICK, R.A. STRAFFON, B.H. STEWART, R.W. GIFFORD AND D. VIDT. Diminished operative morbidity and mortality in renal revascularization. JAMA 246 : 749-753 (1981).
7. D.F. YOUNG. Fluid mechanics of arterial stenosis. J. Biomech. Engin. 101 : 157-173 (1979).
8. D.W. BAKER. Applications of pulsed Doppler techniques. Radiol. Clin. North America 18 : 79-103 (1980).
9. D.J. PHILLIPS, J.E. POWERS, M.K. EYERS, M.W. BLACKSHEAR, K.C. BODILY, D.W. STRANDNESS AND D.W. BAKER. Detection of peripheral vascular disease using the duplex scanner III. Ultrasound Med. Biol. 205 : 218 (1980).
10. W.M. BLACKSHEAR, D.E. PHILLIPS, P.M. CHIKOS, J.D. HARTLEY, B.L. THIELE AND D.E. STRANDNESS. Carotid artery velocity patterns in normal and stenotic vessels. Stroke 11 : 67-71 (1979).
11. E.R. GREENE, M.D. VENTERS, P.S. AVASTHI, R.L. CONN AND R.W. JAHNKE. Noninvasive characterization of renal artery blood flow. Kidney Int. 20 : 523-529 (1981).
12. D.W. BAKER AND R.E. DAIGLE. Noninvasive ultrasonic flowmetry, in Cardiovascular Flow Dynamics and Measurement, edited by N. Hwang, Houston, University Press, 1977, p. 151-189.
13. E.R. GREENE, M.W. ELDRIDGE, W.F. VOYLES, et al. Quantitative evaluation of atherosclerosis using Doppler ultrasound. IEEE Transactions on Medical Imaging 1 : 68-78 (1982).
14. E.R., GREENE, D.E. HOEKENGA, K.L. RICHARDS AND J.G. DAVIS. Pulsed Doppler echocardiographic audio spectrum analysis: Time interval histogram vs. multifilter spectrogram and fast Fourier transform. Biomed. Sci. Instrum. 16 : 134-144 (1980).
15. E.R. GREENE, K.L. RICHARDS, C. NELSON AND J.G. DAVIS. Variable sample volume dimensions in pulsed Doppler echocardiography. Biomed. Sci. Instrum. 15 : 91-100 (1979)
16. P.S. AVASTHI, E.R. GREENE, C. SCHOLER AND C.R. FOWLER. Noninvasive diagnosis of renal vein thrombosis by ultrasonic echo-Doppler flowmetry. Kidney Int. in press (1983).
17. M.D. ISIKOFF AND M.C. HILL. Sonography of the renal arteries: left lateral decubitus position. Am. J. Rad. 134 : 1177-1179 (1980).
18. M.H. LUNT. Accuracy and limitations of the ultrasonic Doppler blood velocimeter and zero crossing detector. Ultrasound Med. Biol. 2 : 1-10 (1975).
19. B.J. McNIEL. Validation of noninvasive tests, in Noninvasive Approaches to Cardiovascular Diagnosis, edited by A.F. Parisi and D.E. Tow, New York, Appleton-Crofts, 1979, p. 211-229.
20. E.R. GREENE. Noninvasive measurement of blood flow using pulsed Doppler ultrasound, in

27. J.S. PFEIFER, S.E. RITTGERS AND R.W. BARNES. Doppler spectral disturbances in renal artery stenosis. Circulation II 66 : 288 (1982).

Oxygen Transport to Human Tissues, edited by J.A. Loeppky and M.L. Riedesel, New York, Elsevier, North Holland, 1981, p. 130-150.

21. K.E. HOLLEY, J.C. HUNT, A.L. BROWN, D.W. KINCAID AND S.G. SHEPS. Renal artery stenosis: A clinicopathological study in normotensive and hypertensive patients. Am. J. Med. 37 : 14-22 (1964).
22. S.M. BAILEY, D.W. EVANS AND H.A. FLEMING. Intravenous urography in investigation of hypertension. Lancet 2 : 57-58 (1975).
23. A.B. ATKINSON AND R.J. KELLET. Value of intravenous pyelography in investigation of hypertension. J. R. College Physicians, London 8 : 175-181 (1974).
24. C.E. GRIM, F.C. LUFT, M.H. WEINBERGER, et al. Sensitivity and specificity of screening tests for renal vascular hypertension. Ann. Int. Med. 91 : 617-622 (1979).
25. C.E. GRIM, F.C. LUFT, H.Y. YUNE, et al. Percutaneous transluminal dilatation in the treatment of renal vascular hypertension. Ann. Int. Med. 45 : 439-442 (1981).
26. J. WOLLENWEBER, S.G. SHEPS AND G.D. DAVIS. Clinical course of atherosclerotic renovascular disease. Am. J. Cardiol. 21 : 60-71 (1968).

TABLE 1

Criteria	Frequency (%)	TP	FP	FN	TN	Sensitivity (%)	Specificity (%)
Vm 100 $cm \cdot sec^{-1}$ (jet effect)	25	11	2	15	24	42	92
No diastolic V (high impedance)	54	20	6	7	20	77	77
No V in cycle (complete occlusion)	21	8	3	18	23	31	88
Broad-band V (disturbed velocities)	35	14	4	12	22	54	85

The frequency, true and false positivity, true and false negative results, sensitivity and specificity for each of the four abnormal hemodynamic criteria are given. The frequency column indicates the occurrence of the criteria in percent, true positive (TP), false positive (FP), false negative (FN), and true negative (TN) are given as numbers. More than one criterion was present in many patients which accounts for the total of frequency exceeding 100%.

TABLE 2

A Comparison of Sensitivity and Specificity of Three Screening Procedures for the Diagnosis of Renal Artery Stenosis

	Intravenous Pyelography	Isotopic Renography	Doppler Velocimeter
Sensitivity	78%	76%	89%
Specificity	89%	75%	73%
Positive Predictive Index	68%	49%	77%
Negative Predictive Index	92%	91%	86%

The specificity and sensitivity of three procedures (as compared to angiography) which are utilized in the diagnosis of renal artery stenosis are compared. Data for intravenous pyelography and isotopic renography were taken from reference 3. Sensitivity, specificity, and predictive indices were calculated as per reference 19.

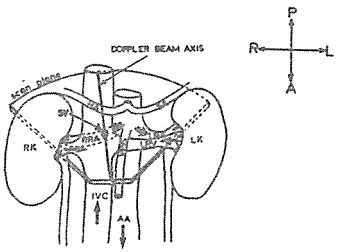


Figure 1. Figure 1 schematically depicts the plane of ultrasonic imaging which was utilized to image the renal arteries in their long axis. It should be noted that usually only one artery could be imaged at one time. The sample volume (SV) was positioned in the lumen of the imaged artery, along the Doppler beam depicted by a line in the plane. The angle between the Doppler beam and the long axis of the artery was the Doppler angle (θ).

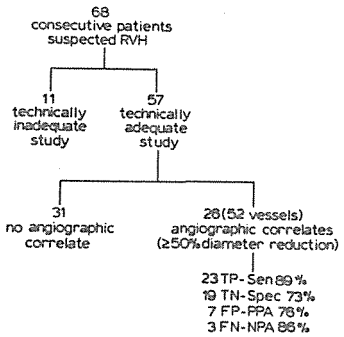


Figure 2. Figure 2 is a flow diagram of patients included in this study. The ultrasonic study was technically inadequate in 11 (16%) patients. The results of Doppler studies in 26 patients who had both studies are presented in right lower corner, indicating true positive (TP), true negative (TN), false positive (FP), and false negative (FN). Specificity (spec), sensitivity (sen), positive predictive index (PPA), and negative predictive index (NPA) are compared to arteriography.

Figure 3. Composite showing (top) normal renal arteriogram; (middle) freeze-frame, two-dimensional ultrasonic transverse section image; and (bottom) blood velocity less than 100 $cm \cdot sec^{-1}$ with ample diastolic velocity consistent with the low impedance of the renovascular bed. It should be noted that the image is used to determine anatomical landmarks and as a guide for velocity measurements. Abdominal aorta (AA), superior mesenteric artery (SMA), left renal artery (LRA), and inferior vena cava (IVC).

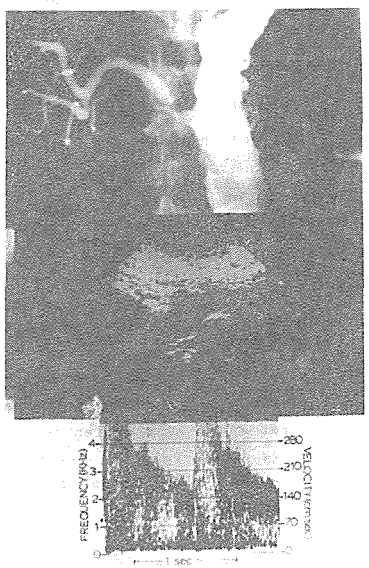


Figure 4. Composite showing (top) stenotic right renal artery and a completely occluded left renal artery (LRA) in an arteriogram; (middle) freeze-frame, two-dimensional ultrasonic transverse section image; and (bottom) blood velocity spectra obtained from the same patient. Note the peak velocity is in excess of 100 $cm \cdot sec^{-1}$ with high energy, broadband Doppler spectra, indicating a focal flow disturbance due to the arterial narrowing. No velocity signals were obtained contralaterally, indicating occlusion. Abdominal aorta (AA), superior mesenteric artery (SMA), and inferior vena cava (IVC.

8°. CONGRESSO BRASILEIRO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA
UFSC, Florianópolis, Brasil — 7-10 - Novembro - 1983

A COMPARISON OF ECHO-DOPPLER AND ELECTROMAGNETIC RENAL BLOOD FLOW MEASUREMENTS

Pratap S. Avasthi, M.D., Wyatt F. Voyles, M.D.
Ernest R. Greene, Ph.D., Marlowe W. Eldridge, M.S.

V.A. Medical Center;
Vascular Laboratory, Lovelace Medical Foundation; and
University of New Mexico School of Medicine
Albuquerque, New Mexico, USA

Abstract:

The linearity and accuracy of a noninvasive ultrasonic method of measuring beat-to-beat renal blood flow was evaluated by correlation with standard electromagnetic flowmetry. Using a combined real-time ultrasonic imager and pulsed Doppler velocimeter known as a duplex scanner (DS), lumen diameter (D) and average blood velocity (V) within the imaged renal artery were recorded. Renal blood flow ($\dot{Q}_{DS}$) was calculated offline using a microprocessor from the equation $\dot{Q}_{DS} = (\pi \cdot D^2 \cdot V)/4$. This noninvasive method was previously validated *in vitro* using a controlled hydraulic system which modeled steady-state flow ($\dot{Q}_T$) where $\dot{Q}_{DS} = 0.98\ \dot{Q}_T + 7.75$, SEE = ±13.2, $r = +0.98$, $p < .001$. In three anesthetized dogs, simultaneous $\dot{Q}_{DS}$ and electromagnetic flow ($\dot{Q}_{EMF}$) measurements were made in the proximal left renal artery. Linear regression analysis gave $\dot{Q}_{DS} = 0.43\ \dot{Q}_{EMF} + 40.5$, $r = 0.78$, SEE = 33.8, $p < 0.01$; $\dot{Q}_{DS} = 1.2\ \dot{Q}_{EMF} + 2.9$, $r = 0.86$, SEE = 20.8, $p < 0.01$; $Q_{DS} = 0.86\ \dot{Q}_{EMF} + 0.2$, $r = 0.93$, SEE = 53.4, $p < 0.01$. These results suggest that noninvasive Q_{DS} measurements of renal blood flow are linear and reasonably accurate compared with invasive Q_{EMF} in dogs. The method may have utility in the noninvasive measurement of beat-to-beat blood flow in human renal arteries.

Introduction:

Several methods have been utilized to measure renal blood flow (2, 13,14,15,21,23). Except for the method based on clearance of p-aminohippuric acid (PAH), all other methods are invasive which limits their clinical and research applications. The PAH clearance method has its own limitations which include a variable extraction ratio that results in underestimation of blood flow (6). Furthermore, the method requires that the renal tubular function must be relatively normal (6). A precise, noninvasive, nonionizing method to measure beat-to-beat renal blood flow is needed.

Recent technological developments in ultrasonic pulsed Doppler flowmetry have allowed the noninvasive measurement of flow velocity in various major blood vessels (5,18). When combined with real-time ultrasonography, the diameter of artery and the temporal average of the spatial mean velocity of flow can be measured noninvasively by this method. Thus, beat-to-beat or time averaged renal blood flow may be calculated from the following equation: flow = area x velocity. In this study, we assessed the linearity and accuracy of a method utilizing these techniques by comparing the noninvasively obtained values of renal artery blood flow to those obtained simultaneously by invasive electromagnetic flowmetry in dogs.

Materials, Methods and Instrumentation:

We utilized two independent methods to measure renal blood flow. The first method depended upon real-time ultrasonography and the pulsed Doppler technique for which we used a unique, dual-frequency (3 and 5 MHz) duplex scanner (DS) (Mark V Model, Advanced Technology Laboratories, Bellevue, Washington). The theoretical and technical characteristics of this device have been previously described in detail (3,4). Basically, the unit incorporates a real-time, two-dimensional 90° sector image duplexed with a range-gated pulsed Doppler velocimeter. The duplex method is based upon the ability of the system to define the walls along the longitudinal axis of an imaged vessel. Simultaneously, the detected pulsed Doppler ultrasound audio spectra are used to measure the blood velocities within the imaged artery. The imaging and Doppler systems are operated at either 3.0 or 5.0 MHz and are connected to a single scanhead. 5.0 MHz frequency generally provides adequate penetration in dogs with maximum spatial resolution for imaging. The Doppler beam axis can be electronically positioned at any location in the sector scan. The sample volume (4) can be placed at any given point 3 to 17 cm along the Doppler beam. The real-time gray scale image, which includes the Doppler beam axis and the location of the range-gated sample volume, was displayed on a video monitor. The combined M-mode and Doppler signals (3) were also displayed on a second video monitor. All images, Doppler audio fast Fourier transform (FFT) spectra (9,16) and mode frequency signals, EKG lead II, and a control voice track were recorded on a video tape recorder with forward and reverse audio channels. A foot-switch control allowed any of the displayed signals to be recorded on a fiberoptic recording system. The calibrated FFT mode signal was subsequently used in calculation of blood flow variables with the FFT spectral display providing a real-time estimation of the spectrum width and hence the accuracy of the analog mode frequency waveform (16).

The second method for measuring total blood flow was invasive in which standard electromagnetic flowmetry was utilized (15).

In Vitro Calibration of DS and EMF:

In vitro calibration of the noninvasive DS system has been described earlier (11). Electromagnetic flowmeter (EMF) was calibrated in vitro by placing the transluminal cuff (4.5 mm) around dialysis tubing (4.0 mm) in a flow tank. A submersible pump was used to provide a steady state flow regimen. Actual flow was determined from a timed collection using a graduated cylinder and stopwatch. The actual flow rate was determined prior to and immediately after each EMF measurement.

Measured Variables:

In the noninvasive ultrasonic DS studies, the vessel diameter, the Doppler angle, and Doppler frequency shifts were measured in the following manner. From the carefully controlled sample volume (11,22), a fast Fourier transform computed a minimum of five mode frequency audio spectrum waveforms (Δf) representing the spatially averaged blood velocity within the imaged lumen. The FFT generated mode frequency shift is the frequency at which the highest energy level of the audiospectrum is

present. In our laboratory, this frequency shift has been shown, in vitro, to be both accurate and linear (22). Using the unique EKG-triggered freeze-frame capability of the DS, longitudinal two-dimensional images of the vessel were obtained at desired points in the cardiac cycle. We used calipers to measure (±0.2 mm) the peak systolic vessel diameter (D_s) from the gray scale, hard-copy images. With a protractor, Doppler incident angles to the flow direction (θ) were also measured (±1°). The flow direction is assumed to be streamlined and parallel to the imaged vessel walls. Due to the critical nature of the measurements of D_s and θ (4), two investigators made independent determinations from the hard-copy images, and the average values of D_s and θ were used in subsequent calculation of blood velocity variables. The interobserver variability for the values of D_s and θ was less than 10%. It should be noted that there exists a well-recognized deterioration of the image quality and resolution when the video image is transformed into hard-copy printouts and published photographs. Full appreciation of the image quality and hence measured dimensions and angles can only be made during the real-time demonstration on the video monitors.

Calculated Variables:

Using the average values of D, θ, and five digitized cycles of Δf, a microcomputer system calculated, averaged (± SD), and printed the spatial average velocity (V) using the Doppler equation:

$$V = \frac{\Delta f \cdot C}{2 \cdot f \cdot \cos \theta} \quad \text{(cm/sec)}$$

where C is the sound velocity and f is the transmitted frequency. Volumetric flow rate (Q_{DS}) was subsequently calculated from the following equation:

$$Q_{DS} = \frac{\pi \cdot V \cdot 60}{4} \quad \text{(ml/min)}$$

In Vivo Measurement Procedures:

Three dogs weighing between 20-30 kg were fasted overnight to reduce the interference from stomach and bowel gas. A 20 gauge butterfly was placed in the forelimb vein and sodium pentathol was injected to anesthetize the dog. The EMF cuff was positioned over the left renal artery which was exposed through a flank incision. After the placement of EMF, the artery was occluded by a snare ligature to zero the EMF. Between observations, the stability of the zero line was checked by periodically occluding the renal artery. The instrumentation set-up for EMF and DS noninvasive method is diagrammatically shown in Figure 1. Supine position was secured for the dog, and scan-head of DS was placed 2-3 cm caudal to the xyphoid process along the midline of the shaved abdomen. Long axis of the aorta and a segment of superior mesenteric artery were visualized by the real-time scanner. The scanhead was rotated 90° and moved cranially or caudally in the frontal plan to obtain cross-sectional view of aorta and a long axis view of one or both of the renal arteries. Often the renal arteries originated in different transverse planes. It should be emphasized that even with considerable operator skill, it required a great deal of patience and sometimes up to an hour to adequately visualize the left renal artery on which the EMF cuff was distally placed. To accentuate the near and far walls of the renal arteries, gain and reject settings of imager were appropriately adjusted. This maneuver defined the walls and allowed a more accurate and reproducible estimation of renal arterial diameters. The sample volume was electronically positioned in the lumen of the vessel to allow the optimal uniform insonification of the velocity profile from the anterior and posterior imaged vessel walls (4,10). Since the sample volume size (4 x 2 mm, tear drop shaped) was similar to the dimensions of renal arterial lumen, the central core of the reasonably blunt and symmetric developing velocity profile could be sampled (17). Optimal positioning of the sample volume in the vascular lumen was indicated by peak audio power signal levels displayed on the front panel of the scanner (7,8). The Doppler audio signals, systolic diameter, and Doppler angle with the flow (assumed to be parallel to the vessel walls) were recorded. The low impedance of renal vasculature allows a high diastolic blood flow. This characteristic is absent in the aorta and thus allows clear differentiation of these adjoining vessels and the overlying renal vein.

In each of these studies, several baseline observations were made simultaneously with both methods. Subsequently, the renal blood flow was increased by infusion of 50 g of mannitol intravenously given in 5 minutes and followed by infusion of 0.9% saline at a rate of 10 ml/minute. Observations were made simultaneously by both methods after 5, 10, and 15 minutes. In two dogs,

renal blood flow was reduced by hemorrhage (250 ml in 10 min) and measurements were repeated by both methods. A total of 35 paired measurements were made on 3 dogs.

Statistical Analysis:

Standard linear regression analysis and product moment correlations were used in the following comparisons: 1) calculated EMF flow (Q_{EMF}) to the actual flow Q_T *in vitro* and 2) comparisons of Q_{EMF} and Q_{DS} (19).

Results:

In vitro calibration. The results of *in vitro* calibration of the noninvasive DS system were similar to those reported earlier (11). The results of *in vitro* calibration of EMF are shown in Figure 2.

Correlation between blood flow values obtained from DS to those obtained by EMF. Figure 3 illustrates a representative DS image of the left renal artery in a dog along with blood flow waveforms obtained simultaneously by the DS and the EMF. The capability of noninvasive DS method to measure beat-to-beat flow rate is to be noted. Each pair of 35 observations from the three dogs and the regression curve resulting from these measurements are shown in Figure 4. All the measurements made in this study were included in the analysis. The range of blood flow over which these observations were made was 44 to 484 ml $\cdot$ min^{-1}.

Discussion:

Techniques using ultrasonic Doppler velocimeter have been successfully used in the noninvasive evaluation of cardiac (3,4,12), peripheral (5,18) and renal vessels (11). Since the temporal mean of the spatial average velocity of flow in the renal arterial lumen and its diameter can be measured by a combined ultrasonic imaging and Doppler techniques, it appeared possible to develop a noninvasive method for measuring total renal blood flow (11). To measure flow, four steps are required (7) that include 1) visualization of renal artery, 2) determination of the angle between the Doppler beam axis and the longitudinal axis of the renal artery, 3) measurement of diameter of the vessel, and 4) the measurement of spatial average velocity in the vessel. These required steps appear to be accomplished by the DS. Accurate vessel diameter measurement is critical since it is squared in the blood flow calculation (4). This can be achieved optimally by the use of 5 MHz image with a theoretical axial resolution of 0.15 mm, which was used in this study. Using lower frequency transducers which are required for imaging human abdominal vessels, not encountered in this study, will reduce image resolution and may compromise the accuracy of diameter measurement. It is also important to recognize that velocity of flow progressively increases from the walls of a vessel towards the centerline (17). To obtain an accurate average, the volume where the velocity is being measured, the sample volume, has to include the entire vessel lumen. Moreover, the blood velocity varies during different phases of cardiac cycle (8). Hence, it is important to obtain temporal mean of the spatial average velocity. With careful sample volume control and FFT audio spectrum analysis, an accurate measurement of average spatial velocity can be achieved. Nevertheless, considerable operator skill and patience are required to accurately measure these variables.

To evaluate the linearity and accuracy of the noninvasive DS method, we compared it with the EMF method. Figure 4 shows the correlation of the EMF and DS results, where the r values were 0.78, 0.86, and 0.93 and p is less than .01. This data suggests that the noninvasive method utilized here is capable of measuring renal blood flow with an acceptable degree of linearity.

In an attempt to minimize trauma to the renal, the EMF was not zeroed by the use of a snare occluder in the first dog, thus providing a possible explanation for the poorer value of the slope (0.43) of the linear regression equation compared to results in the other dogs.

Although significant difference can exist between individual value of Q_{DS} and Q_{EMF}, previous noninvasive attempts to measure renal blood flow using Doppler ultrasound were hampered by technical problems such as inability to measure probe angle to the vessel, probe distance from the vessel, and contamination of signals due to adjacent renal vein (20). With directional Doppler flowmetry, some of these problems were resolved but a quantitative assessment of flow was not possible with only indirect timing indices used (13). These limitations appear to be overcome by the image guided,

pulsed Doppler technique utilized in this study.

The advantages of the DS method are obvious. It is completely noninvasive and nonionizing and thus can be performed repeatedly by a portable unit. In contrast to other methods, such as PAH clearance, this method has the capability of measuring beat-to-beat flow. In addition, the PAH clearance method depends upon the intact tubular function and is not applicable when tubular dysfunction exists. The DS method does not have such limitations since blood flow is calculated from the hemodynamic variables which are measured directly. However, the disadvantages of the method must also be recognized. Considerable operator skill and patience are required to obtain technically satisfactory images and velocity waveforms. These factors are of further importance in obese subjects and in patients with large volumes of bowel gas. Furthermore, either offline or online computer methods are presently required to process the significant volume of data generated and required for calculation of renal blood flow.

Although there exists some variability of the regression slopes which does not allow a precise estimation of Q_{DS} in the renal arteries, the data from this correlative study suggest that the noninvasive DS method of measuring renal blood flow is linear and reasonably accurate when compared to an EMF standard. If similar accuracy is obtained in selected renal arteries in humans, this method may become the method of choice in clinical and research studies for the noninvasive quantitation of beat-to-beat and time-averaged renal blood flow in selected human subjects.

Acknowledgements

We are indebted to Dr. Antonios Tzamaloukas for his help in procuring animals. Jerry Davis, Arvind Caprihan, John Adams, Treva Miller, and Isidora Miranda, provided excellent technical support.

References:

1. M. ARIMA, M. ISHIBASHI, M. VSAMI, S. SAGAWA, S. MIZUTANI, T. SONODA, S. ICHIKAWA, H. IHARA, and S. HAGANO. Analysis of the arterial blood flow patterns of normal and allografted kidneys by the directional ultrasonic Doppler technique. J. Urol. 122 : 587-591 (1979).
2. J.A.L. ARRUDA S. BOONJARERN, C. WESTENFELDER, and N.A. KURTZMAN. Measurement of renal blood flow with radioactive microspheres. Proc. Soc. Exp. Biol. Med. 146 : 263-264 (1974).
3. D.W. BAKER. Applications of pulse Doppler techniques. Radiol. Clin. North Ameri. 18 : 79-103, (1980).
4. D.W. BAKER and R.E. DAIGLE. Noninvasive ultrasonic flowmetry, in Cardiovascular Flow Dynamics and Measurement, edited by N. Hwang; Houston; University Press; 1977, p. 151.
5. W.M. BLACKSHEAR, D.J. PHILLIPS, P.M. CHIKOS, J.D. HARLEY, B.L. THIELE, and D.W. STRANDNESS. Carotid artery velocity patterns in normal and stenotic vessels. Stroke 11 : 67-71 (1979).
6. L.E. EARLEY and R.M. FRIEDLER. Changes in renal blood flow and possibly the intrarenal distribution of blood during the natriuresis accompanying saline loading in the dog. J. Clin. Inv. 44 : 929-941 (1965).
7. R.W. GILL. Pulsed Doppler with B-mode imaging for quantitative blood flow measurement. Ultrasound Med. Biol. 5 : 223-235 (1979).
8. E.R. GREENE. Noninvasive measurement of blood flow using pulsed Doppler ultrasound, in Oxygen Transport to Human Tissues, edited by J.A. Loeppky and M.L. Riedesel; New York; Elsevier Biomedical; 1982, p. 135.
9. E.R. GREENE, D.E. HOEKENGA, K.L. RICHARDS, and J.G. DAVIS. Pulsed Doppler echocardiographic audio spectrum analysis: Time interval histogram versus multifilter spectrogram and fast Fourier transform. Biomed. Sci. Instrum. 16 : 134-144 (1980).
10. E.R. GREENE, K.L. RICHARDS, C. NELSON, and J.G. DAVIS. Variable sample volume dimension in pulsed Doppler echocardiography. Biomed. Sci. Instrum. 15 : 91-100 (1979).
11. E.R. GREENE, M.D. VENTERS, P.S. AVASTHI, R.L. CONN, and R.W JAHNKE. Noninvasive characterization of renal artery blood flow. Kid. Int. 20 : 523-529 (1981).
12. D. KALMANSON, C. VERYROT, and G. ABITBOL. Two-dimensional echo-Doppler velocimetry in mitral and tricuspid valve disease, in Recent Advances in Ultrasound Diagnosis, edited by A. Kurjak; Amsterdam; Excerpta Medica; 1979, p. 335.

13. S.S. KETY. Theory of blood-tissue exchange and its application to measurement of blood flow. Meth. Medical Res. 8 : 223-227 (1960).
14. A. KOLIN. Blood Flow Determination by Electromagnetic Method, in Medical Physics, edited by O. Glaser; Chicago; Yearbook Medical Publisher; 1960, p. 141.
15. A. KOLIN, R. MacALPIN, and R. STECKEL. Electromagnetic rheoangiometry: An extension of selective angiography. Am. J. Roentgenol. 130 : 13-23 (1978).
16. M.H. LUNT. Accuracy and limitations of the Doppler blood velocimeter and zero-crossing detector ultrasound. Ultrasound Med. Biol. 2 : 1-10 (1975).
17. D.A. McDONALD. Blood Flow in Arteries, Baltimore; The Williams & Wilkins Company; 1974.
18. D.J. PHILLIPS, J.E. POWERS, M.K. EYER, W.M. BLACKSHEAR, K.C. BODILY, D.W. STRANDNESS, and D.W BAKER. Detection of peripheral vascular disease using the duplex scanner III. Ultrasound Med. Biol. 6 : 205-218 (1980).
19. R.S. RENEMAN, H.F. CLARKE, N. SIMMONS, and M.P. SPENCER. In vivo comparison of electromagnetic and Doppler flowmeter: With special attention to the processing of the analogue Doppler flow signal. Cardiovas. Res. 7 : 557-563 (1973).
20. D. SAMPSON. Ultrasonic method for detecting rejection of human allotransplants. Lancet 2 : 976-978 (1969).
21. S. SHALDON, B. HIGGS, L. CHIANDUSSI, G. WALKER, M. GARSENSTEIN, and J. RYDER. Measurement of renal blood flow in man with the use of indocyanine green infused into the renal artery. J. Lab. Clin. Med. 60 : 954-966 (1962).
22. W.F. VOYLES, E.R. GREENE, and M. ELDRIDGE. In vitro comparison of fast Fourier transform and zero-crossing Doppler signal processing methods for volumetric flow determinations. Proceedings: San Diego Symposium on Noninvasive Diagnostic Techniques in Vascular Disease, October, 1982, p. 23.
23. J.V. WARREN, E. BRANNON, and A. MERRILL. A method of obtaining renal venous blood in unanesthetized persons, with observations on the extraction of O_2 and sodium p-aminohippurate. Science 100 : 108-110, (1944).

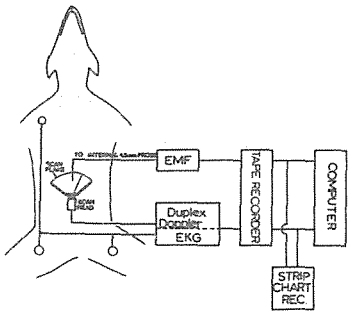


Figure 1. Diagrammatic representation of experimental setting. For electromagnetic flowmetry, the EMF cuff was placed around the left renal artery through a flank incision. The scanhead combining the real-time imager and Doppler flowmeter was placed on the abdominal midline. Plane of scan is depicted with the Doppler beam axis shown.

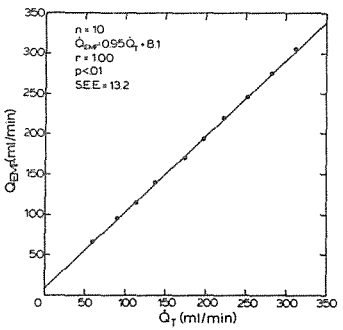


Figure 2. In vitro calibration results of electromagnetic flowmeter. The correlation between the actual flow ($\dot{Q}_T$) and the flow measured by EMF (Q_{EMF}) is shown.

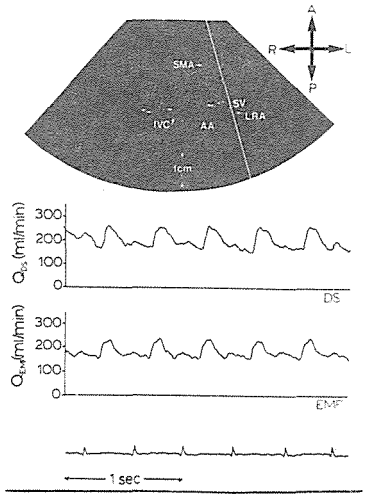


Figure 3. A freeze-frame image of a transverse section of the abdominal aorta (AA), inferior vena cava (IVC), superior mesenteric artery (SMA). The long axis of the proximal left renal artery (LRA) is also imaged. The sample volume (SV) is positioned in the LRA. The EMF cuff is distal and outside the sector image. Simultaneous DS flow (Q_{DS}) derived from the FFT mode frequency and EMF flow (Q_{EMF}) waveform are illustrated in the lower half of the figure. Note the similar morphology of the two independent analog outputs with their distinct high level mean and diastolic flow signifying a relatively low vascular impedance.

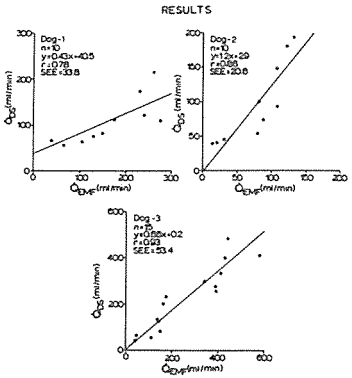


Figure 4. Correlation between the blood flow values obtained by Doppler scanning method (Q_{DS}) and the EMF method (Q_{EMF}). Values from individual dogs have been plotted. The number of observations (n), the Y intercept value (Y), correlation coefficient (r), the standard error of the estimate (SEE) and p values are given for each animal.

8°. CONGRESSO BRASILEIRO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA
UFSC, Florianópolis, Brasil — 7-10 - Novembro - 1983

DISEÑO DE UN SISTEMA ESTEREOMETRICO PARA ESTUDIOS BIOMECANICOS DE LA ARTICULACION TEMPOROMANDIBULAR

Luis Briceño Ayala, Hugo Orellana Rodríguez, Carlos Putrón López

Física Médica, Facultad de Odontología, Universidad de Chile
Miraflores 579 - Santiago-Chile

RESUMEN

Tres planos ortogonales: Sagital-Medio, Frontal y Horizontal, fórman el Sistema Estereométrico, dentro del cual se ubica un cráneo humano.

El sistema permite la medición de las coordenadas de los puntos considerados como origen e inserción de músculos masticadores, obteniéndose la línea de acción en cada plano.

Es posible determinar la magnitud de la fuerza individual de cada músculo, calculando la correlación entre la fuerza de mordida intraoral y su actividad electromiográfica, además de los respectivos torques musculares.

ABSTRACT

Three perpendicular spacial planes: Median Sagittal, Frontal and Horizontal, form the Stereometric System in which a human skull is situated.

This system permit measuring the geometric coordinates of the points that are considered as origen and insertion of the chewing muscles, thus obtaining their line of action in each level.

It can be determined the intensity of the force in each muscle, calculating the torque and the correlation between the static loading of the mandible and the electromyographic activity of the muscles.

INTRODUCCION:

La magnitud de la fuerza que cada músculo masticatorio ejerce sobre la articulación es imposible de medir directamente. Esto se logra indirectamente a través del momento o torque en torno a la articulación (1).

Por otra parte mediante cálculo y análisis de funciones de correlación entre la actividad electromiográfica de cada uno de estos músculos y la fuerza de mordida, captada con transductores electromecánicos, es posible obtener aproximadamente el porcentaje de fuerza que cada uno de estos músculos es capaz de desarrollar en contracción isométrica (2), (3), (4).

Para calcular el torque que cada fascículo muscular ejerce en torno a la articulación temporo mandibular (ATM), se necesita conocer su dirección y sentido, que estará representado por un vector cuyo módulo se determinará electromiográficamente.

Mediante un sistema de tres planos ortogonales (sistema estereométrico) se obtendrán las coordenadas de los puntos de origen e inserción de los fascículos en estudio y sus proyecciones en cada uno de estos planos, los cuales constituyen un sistema de referencia único para la ATM.

El diseño presentado tiene por finalidad solamente definir las direcciones y sentido de los fascículos musculares.

MATERIAL Y METODO:

a) Sistema estereométrico:

A partir de tres cuadrados de acrílicos de 25 cm. por lado y de 3 mm. de espesor se proyectó y recortó en cada uno de ellos el contorno de un cráneo humano (plano sagital, plano frontal y plano horizontal).

Se utilizaron 12 pernos montados en soportes de acrílico adheridos a los diferentes planos. Estos pernos permiten ajustar y mantener rígidamente la posición del cráneo de acuerdo a las referencias establecidas.

b) Puntos, ejes y planos de referencia.

Centro del sistema de coordenadas:

Este centro se ubicó en el punto medio del eje intercondilar (X,X') el cual esta contenido en el plano horizontal que es paralelo al plano de Frankfort. El plano sagital intercepta al plano horizontal pasando por el centro del sistema (Y,Y'). El plano frontal intercepta al plano horizontal coincidiendo con el eje intercondilar, y al plano sagital formando el eje (Z,Z'), (Fig. Nº1).

c) Modelado de los principales músculos de la masticación:

Utilizando plasticina se modelaron los músculos masetero, temporal y pterigoideos (Figura Nº1).

d) Selección de los principales fascículos musculares:

Según P. Barón (5) existen en los cuatro músculos masticadores 24 fascículos (12 en cada lado, derecho e izquierdo) eligiéndose aquellos más accesibles al registro electromiográfico: masetero superficial, temporal anterior, temporal medio y temporal posterior. En el análisis anatómico-direccional se incluyeron los músculos pterigoideos.

e) Puntos de origen e inserción:

Se eligieron puntos representativos de las áreas de origen (A_i) e inserción (B_i) de los músculos masticadores.(7)

En el músculo masetero (f_M) fueron determinados: el punto de unión entre el hueso malar y el arco cigomático en su borde inferior (A_1) y en el borde basilar de la mandíbula (B_1), proyectando el punto que define el tercer cuarto de la distancia comprendida desde el agujero mentoniano hasta el gonión.

En el músculo pterigoideo interno (f_{pi}) se difinieron: en el vértice ántero superior de la fosa pterigoídea (A_2) y en el mismo punto de inserción del masetero (B_1).

En el músculo pterigoideo externo (f_{pe}) se eligió uno de sus fascículos en el punto medio del borde posterior del ala mayor de la apófisis pterigoides (A_3) y en el fondo de la fosita de inserción del cuello del cóndilo (B_3).

El músculo temporal se consideró ocupando un área comprendida entre los lados de un ángulo, con su vértice en la apófisis coronoides y la línea de inserción superior del músculo temporal que los interceptan. Los lados de este ángulo se determinaron uniendo el vértice de la apófisis coronoides con dos puntos: el asterión (C) y el punto de unión del ángulo superior del malar con la apófisis orbitaria externa del frontal y el ala mayor del esfenoides (D).

Para determinar las direcciones de los haces anterior (f_{Ta}) medio (f_{Tm}) y posterior (f_{Tp}) del músculo temporal, el ángulo descrito anteriormente se subdividió en 6 ángulos iguales.

Los puntos de origen de f_{Ta}, f_{Tm} y f_{Tp} se definieron en la intersección de los lados de los ángulos primero (A_4), tercero (A_5) y quinto (A_6) con la línea de inserción superior del músculo temporal. A estos tres haces se les asignó un mismo punto de inserción : el vértice de la apófisis coronoides (B_4).

f) Medidas y Proyecciones:

Cada punto $p_i(x,y,z)$ corresponde a puntos de origen ($A_1, A_2, \ldots, A_6$) e inserción ($B_1, B_2, \ldots, B_6$) y x,y,z son las distancias a los planos Sagital (S), Frontal (F) y Horizontal(H) respectivamente. Además se consideró $B_1 = B_2$ y $B_4 = B_5 = B_6$.

Se midió 3 veces cada coordenada, en 10 cráneos humanos adultos tomados al azar.La ubicación de sus mandíbulas se determinó de acuerdo a estudios realizados por Down (6).

Las figuras Nºs 2,3,4 representan las proyecciones de los haces musculares en los tres planos. Las flechas indican el sentido de lafuerza de cada fascículo.

La longitud de cada segmento,no representa el módulo de la fuerza , sino la distancia entre puntos $\overline{A_i B_i}$.

RESULTADOS

La tabla (1) contiene los promedios de 30 mediciones por cada coordenada ($\bar{X}$ - $\bar{Y}$ - $\bar{Z}$), de los puntos de lados derechos e izquierdos, junto a sus respectivas desviaciones standard (D.S.). La desviación media obtenida fue:

$$\overline{D.S.} = 0.47$$

Al mismo tiempo se calcularon , los coeficientes de correlación entre coordenadas de puntos simétricos al plano (S),siendo su valor medio :

$$\bar{R}_{Id} = 0.88$$

DISCUSION

De los resultados (tabla 1) se deduce la existencia de una simetría entre puntos de origen e inserción , de los músculos masticadores (derechos e izq.) considerados en este estudio, a pesar, de la evidente asimetría respecto al plano (S), de 3 de los 10 cráneos medidos, lo cual se observa en algunos coef. de correlación. Sin embargo, el valor de $\bar{R}_{id}$es aceptable. Por otra parte, las D.S. son inferiores a las obtenidas por P. Baron(5), quien trabajó con un Nº inferior de cráneos, estableciendo de antemano una simetría respecto a (S). Aunque las metodologías empleadas son diferentes, los resultados de la línea de acción muscular es similar.

CONCLUSIONES

Los resultados permiten confiar en el sistema diseñado; siendo útil además, en estudios de variaciones y disfunciones de la ATM,(tales como aumentos graduales de la dimensión vertical de cráneos humanos, incorporación artificial de cápsulas y ligamentos articulares, etc.).

La simetría resultante, permite una simplificación de las componentes vectoriales musculares,y por lo tanto, el cálculo de los módulos de las fuerzas (proyectadas en el plano (S)), mediante correlaciones cruzadas entre fuerza mandibular total y las actividades electromiográficas de cada músculo, empleando el sistema sugerido por el autor (4).

BIBLIOGRAFIA

(1) A.L.HOF et al: Linearity between the wheited sum of the EMGs of the human triceps and the total torque.
J. Biomechanics,10:529-539(1977)

(2) O.C. LIPPOLD:The relation between integrated action potential in a human muscle and its isometric tension.
J. Physiol,117: 492-499 (1952)

(3)G.J. PRUIM et al: Jaw muscle EMG-activity and stating loading of the mandible.
J.Biomechanics 11: 389-395 (1978)

(4)L.BRICEÑO: Desarrollo de instrumentación para el registro de señales en el estudio de la correlación entre fuerza mandibular y actividad EMG del músculo masetero, mediante procesamiento análogo y digital.
Anales VII Congreso Brasileiro de Ing. Biomédica: 195-199 (1981)

(5)P.BARON et al: A Biomechanical Functional Analysis of the masticatory muscles in man.
Archs.Oral Biol, 24:547-553(1979)

(6)C.T. RAYMOND: Atlas de Principios Ortodóncicos.
Intermédica,Ed. B. Aires 2a Edic. (1979)

(7)H. APRILE et al: Anatomía Odontológica Orocervico Facial.
Ateneo, Ed.B. Aires 5a Edic (1975)

AGRADECIMIENTOS

Los autores agradecen el apoyo financiero del Servicio de Desarrollo de la Investigación y Fac. de Odontología . Universidad de Chile.

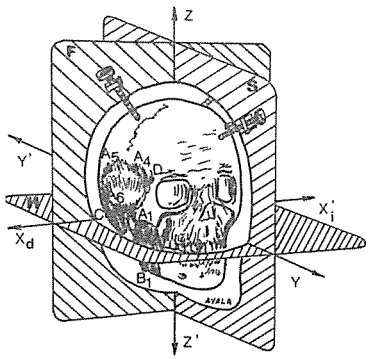


Fig.1 - Sistema Estereométrico

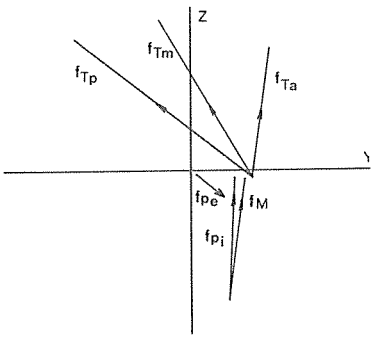


Fig.2 - Plano Sagital

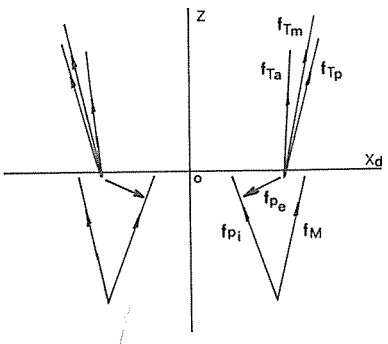


Fig.3 - Plano Frontal

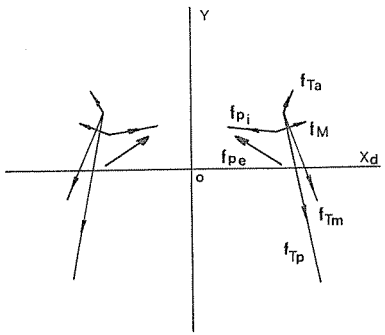


Fig.4 - Plano Horizontal

Musc	Ptos	Coordenadas Izquierdas						Coordenadas Derechas						Coef. Correlación		
		$\bar{X}_i$ cm	DS	$\bar{Y}_i$ cm	DS	$\bar{Z}_i$ cm	DS	$\bar{X}_d$ cm	DS	$\bar{Y}_d$ cm	DS	$\bar{Z}_d$ cm	DS	$R_{x_i x_d}$	$R_{y_i y_d}$	$R_{z_i z_d}$
f_M	A_1	-5.75	1.26	2.45	0.27	-.67	0.23	5.75	1.37	2.52	0.38	-.59	0.23	0.84	0.87	0.79
	B_1	-4.06	0.26	1.81	.47	-6.43	.50	4.04	0.44	1.87	.51	-6.45	.76	.90	.96	.64
f_{pi}	A_2	-1.84	.21	2.16	.24	.68	.36	1.82	.18	2.16	.23	.67	.38	.78	.86	.93
	B_2	-4.06	.26	1.81	.47	-6.43	.50	4.04	.44	1.87	.51	-6.45	.76	.90	.96	.64
f_{pe}	A_3	-2.35	.28	1.65	.25	-1.36	.35	2.25	.24	1.65	.23	-1.33	.43	.76	.91	.96
	B_3	-4.51	.33	.32	.20	-.75	.31	4.46	.40	.34	.20	-.71	.34	.89	.96	.81
f_{Ta}	A_4	-4.88	.36	3.95	.50	6.09	.60	5.04	.36	3.99	.43	6.10	.61	.75	.95	.98
	B_4	-4.48	.22	2.90	.27	-.79	.67	4.46	.22	2.90	.20	-.77	.72	.98	.91	.96
f_{Tm}	A_5	-6.14	.38	-1.58	.45	7.43	.62	6.29	.38	-1.48	.45	7.54	.63	.85	.87	.93
	B_5	-4.48	.22	2.90	.27	-.79	.67	4.46	.22	2.90	.20	-.77	.72	.98	.91	.96
f_{Tp}	A_6	-6.10	.38	-5.93	1.04	3.45	.60	6.05	.42	6.02	1.34	3.37	.64	.88	.86	.73
	B_6	-4.48	.22	2.90	.27	-.79	.67	4.46	.22	2.90	.20	-.77	.72	.98	.91	.96

Tabla 1

8°. CONGRESSO BRASILEIRO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA
UFSC, Florianópolis, Brasil — 7-10 - Novembro - 1983

IMPEDÂNCIA ELÉTRICA TORÁCICA EM PACIENTES COM DOENÇA CORONARIANA

Ricardo Brandão Barbosa*, Roberto Guedes**, Ronney Bernardes Panerai*
*Programa de Engenharia Biomédica - COPPE/UFRJ - C.P. 68.510
**Serviço de Cardiologia, Hospital Universitário - UFRJ

A técnica de impedância torácica foi investigada quanto a sua potencialidade diagnóstica na doença coronariana em pacientes submetidos a prova de esforço. 28 pacientes foram estudados e classificados de acordo com os resultados na cineangiocoronariografia e do eletrocardiograma de esforço. O sinal dZ/dt, obtido por diferenciação numérica da média coerente dos sinais ΔZ em um computador PDP 11/34, foi analisado pela extração de parâmetros e por seu padrão temporal durante a sístole. Em pacientes com doença coronariana observa-se uma distorção na fase inicial da sístole sugestiva de alterações no padrão tridimensional de contração isovolumétrica desses pacientes. Dos parâmetros analisados o tempo de ejeção ventricular mostrou diferencas significativas entre normais e coronariopatias ($p < 0.005$) na fase de recuperação imediata do exercício. O índice Heather embora reflita alterações de contratilidade com o exercício, não traduziu a presença de doença coronariana na população estudada.

ELECTRICAL THORACIC IMPEDANCE IN CORONARY ARTERY DISEASE

ABSTRACT

The diagnostic potential of impedance cardiography in coronary artery disease (CAD) was investigated in patients undergoing exercise stress testing. 28 subjects have been studied and classified according to the results of coronaryangiography and the exercise electrocardiogram. The dZ/dt waveform was computed by numerical methods from the coherent average of ΔZ signals on a PDP 11/34 computer. Pattern analysis of the systolic phase of the dZ/dt signal has shown that patients with CAD present an early systolic distortion at rest which disappears with submaximal effort. This result suggests an abnormal pattern of isovolumetric contraction in patients with CAD that can be detected by impedance cardiography. Several parameters have been extracted from the dZ/dt waveform. The most sensitive was the left ventricular ejection time during immediate exercise recovery ($p < 0.005$). The Heather index was investigated but did not show any significant differences between normal / CAD patients, although it can reflect contractility changes elicited by exercise.

INTRODUÇÃO

No Brasil as doenças cardiovasculares são as que apresentam maior taxa de mortalidade, destacando-se as cardiopatias isquêmicas (1). Sendo assim, todo estudo no sentido de detectar precocemente a doença coronariana tem importância fundamental na sobrevida de indivíduos acometidos pela doença.

Atualmente a cardiopatia isquêmica (DCI) é diagnosticada com maior precisão através da técnica de cineangiocoronariografia (2), mas infelizmente por ser um método invasivo e demandar mão de obra altamente especializada elevando seu custo operacional, sua aplicação se restringe a casos mais graves. Adotando a filosofia de se utilizar métodos não-invasivos que possibilitam uma monitoração constante ao longo do processo evolutivo da doença, a técnica mais amplamente utilizada para o diagnóstico precoce de DCI é a eletrocardiografia (ECG) durante prova de esforço (3). Esta, no entanto, ainda está sujeita a pesquisas em relação a seu valor prognóstico, não se obtendo atualmente resultados satisfatórios em pacientes assintomáticos (4), além de apresentar uma sensibilidade em torno de 80% (3).

Outras técnicas tem sido propostas como a ecocardiografia (5), intervalos sistólicos (6), apexcardiografia (7) e cinetocardiografia (8), sendo porém de difícil aplicação durante o exercício físico que é desejável para propiciar o aparecimento de anormalidades que em repouso não se manifestam. Bons resultados tem sido obtidos na área de cardiologia nuclear (9), porém a necessidade de injeção de traçador radioativo e o elevado custo do equipamento ainda limitam sua aplicação em grande escala.

A técnica de impedância elétrica torácica (IET) que se caracteriza por uma natureza não-invasiva, fornece traçados de boa qualidade inclusive durante o exercício físico, que refletem o fluxo sanguíneo na aorta e grandes vasos intratorácicos (10), intervalos de tempo sistólicos (6) e variações de volume ventricular (11). O presente trabalho tem por objetivo investigar as potencialidades da técnica IET na detecção da doença coronariana, através da análise de parâmetros extraídos do sinal de primeira derivada das variações de impedância elétrica do tórax (dZ/dt), bem como da morfologia destes sinais, na fase sistólica.

MÉTODOS

a) Seleção de pacientes

Os 28 pacientes analisados (49,3 ± 12,7 anos), foram distribuídos em 4 grupos distintos: Grupo A - 5 indivíduos (30,8 ± 5,4 anos) considerados normais por serem assintomáticos, normotensos e não possuirem história relacionada com doenças cardiovasculares; Grupo B - 6 pacientes sintomáticos (49,7 ± 10,3 anos) escolhidos aleatoriamente, com laudo eletrocardiográfico (ℓECG) NEGATIVO para DCI durante Prova de Esforço; Grupo C - 7 pacientes sintomáticos (51,3 ± 10,7 anos) também escolhidos aleatoriamente com ℓECG POSITIVO ou ALTERADO para DCI durante Prova de Esforço; Grupo D - 10 pacientes (56,9 ± 8,9 anos) com obstrução coronariana aterosclerótica comprovada por cineangiocoronariografia.

Todos os pacientes realizaram Prova de Esforço, sendo que os sintomáticos (Grupos B e C) foram indicados pelo cardiologista a realizar o exame ergométrico e os componentes dos Grupos A e D, foram convidados. Os ℓECG foram dados sem o prévio conhecimento da história clínica e do laudo da cineangiocoronariografia.

b) Aquisição de dados

Os sinais de IET foram colhidos no Departamento de Cardiologia da Seção de Métodos Especiais do Hospital Universitário da UFRJ (SME-HU-UFRJ), simultaneamente a realização da Prova de Esforço (derivação eletrocardiográfica MC5 e MF) em bicicleta ergométrica com controle eletrônico externo da carga. O protocolo adotado constou da realização do exercício contra cargas crescentes, em 3 fases com duração de 3 minutos cada, intercaladas de 1 minuto de repouso, levando o paciente a atingir o esforço submáximo geralmente na terceira etapa do exercício.

As medidas de IET foram efetuadas utilizando-se o sistema tetrapolar de detecção de impedância, desenvolvido na COPPE/UFRJ (12) que fornece uma corrente elétrica senoidal de amplitude constante (40 KHz - 200 μA) a qual é injetada na região torácica por meio de dois eletrodos adesivos de alumínio (eletrodos de corrente) fixados ao redor do pescoço e ao nível da região epigástrica. Por meio de dois outros eletrodos semelhantes (eletrodos de tensão), localizados paralelamente entre os eletrodos de corrente e distanciados de 5 cm, são captados o sinal que traduz as variações de impedância elétrica (ΔZ), a impedância basal ($Z\emptyset$) e o ECG, da região intereletródica. Estes 3 sinais foram gravados ininterruptamente durante toda a Prova de Esforço, em fita magnética (HP 3960), para posterior processamento. Os sinais ΔZ e ECG foram monitorados durante o exame através do registro gráfico (Gold-Brush 220), conforme mostrado na figura 1. Após o término da experiência, os sinais foram calibrados em valores de impedância elétrica (Ω/s), através de um dispositivo calibrador resistivo.

c) Processamento digital

A impedância basal ($Z\emptyset$) foi analisada separadamente, sem necessidade de processamento digital e os sinais ECG e ΔZ foram digitalizados (frequência de amostragem igual a 200 Hz por canal) e processados num computador digital PDP 11/34. Devido ao grande volume de dados disponíveis, inicialmente somente quatro fases do protocolo foram analisadas, escolhidas de maneira a refletir as informações referentes a realização do esforço: Fase I - posição supina, repouso; Fase II - posição sentado na bicicleta ergométrica, repouso; Fase III - fase de recuperação, imediatamente após a realização do exercício (0 - 1 min); Fase IV - fase de recuperação tardia do exercício (10 min ou mais).

Para cada fase, foi feito inicialmente um histograma de frequência cardíaca, a par-

tir dos sinais ECG, selecionando-se somente batimentos com duração compreendida em um intervalo de 3% em torno da frequência cardíaca modal. Este procedimento visa diminuir a variabilidade dos sinais, devido as variações de frequência cardíaca.

Com o objetivo de se melhorar a relação sinal/ruído, foi realizada a média coerente dos sinais ΔZ previamente selecionados de acordo com a duração do batimento. A referência temporal para a realização da média foi a onda R do ECG, que em todos os registros corresponde a 32ª amostra de uma sequência de 256 amostras, contendo em geral o sinal completo de um ciclo cardíaco.

A primeira derivada do sinal de impedância (dZ/dt) foi calculada por métodos numéricos (13) e filtrada digitalmente por um filtro passa-baixa (Butterworth com fc = 14 Hz, 4ª ordem e atenuação de 0,2 dB). A partir dos sinais dZ/dt foram extraídos os seguintes parâmetros como mostrado na figura 2:

1 - amplitude (Ω/s) e ocorrência (nº da amostra) da onda "A", coincidente com o início da 4ª bulha (14).

2 - amplitude (Ω/s) e ocorrência (nº da amostra) da onda "O", coincidente com a abertua da válvula mitral (14).

3 - Índice Heather (Ω/s^2) dado por:

$$\text{Índice Heather} = \frac{\text{Valor de pico } dZ/dt(\Omega/s)}{\text{intervalo RZ (seg)}}$$

que reflete o estado contrátil do miocárdio (15).

4 - Tempo de ejeção ventricular esquerdo (LVET) em mseg, definido como sendo o intervalo de tempo entre o instante em que dZ/dt assume valor zero antes da ocorrência do pico sistólico e a ocorrência do ponto "X"(14) coincidente com o fechamento da válvula aórtica (16).

Foram analisados em seguida, a fase sistólica do sinal dZ/dt (figura 2), obtendo-se um sinal sistólico médio para cada grupo e fase. O sinal sistólico foi armazenado num arranjo de 128 amostras de maneira que o pico de dZ/dt ficasse na amostra 64, preenchendo-se o restante do arranjo com as 64 amostras anteriores e posteriores ao pico sistólico. A média coerente interpacientes foi obtida simplesmente somando-se os arquivos com os sinais sistólicos.

Em seguida, foi calculado o erro relativo médio (ERM) entre o sinal sistólico normalizado de um paciente e o sinal sistólico médio total, também normalizado, a partir do sinal diferença (SD) compreendido num intervalo delimitado pelas amostras de ocorrências do primeiro mínimo do sinal médio total e do pico sistólico como mostrado na figura 3:

$$ERM = \frac{\sum_{n=A}^{B} SD_n}{\text{intervalo AB (mseg)}}$$

RESULTADOS

A tabela 1 mostra os valores médios dos parâmetros extraídos do sinal dZ/dt em cada fase, relativos aos grupos (A+B) e (C+D). Os resultados referentes ao ponto de ocorrência são apresentados em termos do número da amostras em que se observou o evento no arranjo completo de 256 amostras. Para se obter os valores equivalentes em milisegundos (mseg), basta multiplicar-se o valor da amostra por 5 (devido a frequência de amostragem ser igual a 200 Hz).

Apesar de não se verificarem diferenças significativas, tanto na amplitude média quanto na amostra média de ocorrência da onda A entre os dois grupos, observa-se uma tendência deste parâmetro em assumir valores mais negativos, no grupo C + D, durante a fase de recuperação. Em relação a onda "O" verificou-se diferenças significativas apenas na amostra média de ocorrência durante as fases III ($p < 0,025$) e IV ($p < 0,05$) relativas a recuperação do esforço. No entanto observa-se que durante o repouso (fases I e II) e na fase IV (recuperação tardia), a amplitude média do ponto "O" no grupo (A + B) tende a assumir maiores valores do que no grupo (C + D), verificando o comportamento inverso na fase de recuperação imediatamente após o exercício (fase III).

Os valores médios do índice Heather não apresentaram diferenças entre os grupos e dos parâmetros extraídos do sinal dZ/dt, o tempos de ejeção ventricular esquerdo (LVET) foi o que apresentou valores médios significantemente diferentes entre os grupos (A+B) e (C+D) em todas as fases:fase II ($p < 0,01$), III ($p < 0,005$) e IV ($p < 0,01$).

A figura 4 apresenta o sinal sistólico médio dos 4 grupos estudados nas várias fases, podendo-se observar que as médias dos pacientes dos grupos C e D apresentam uma distorção na fase ascendente na onda sistólica, não observada nos grupos A e B. Esta deformação está presente nas fases I, II e IV, não sendo porém visível na fase III correspondente à recuperação imediata do esforço submáximo. Na fase IV a média do grupo B também apresenta a distorção característica dos grupos C e D e as razões deste comportamento serão discutidas adiante.

Uma vez identificada a maneira como a doença coronariana se manifesta em registros da impedância elétrica do tórax, um re-exame nos sinais sistólicos individuais, não apresentados neste trabalho, permite verificar a variabilidade com que esta componente anormal aparece nos mesmos: a distorção protosistólica apresenta-se com diferentes amplitudes, durações e latências em relação ao complexo QRS e ao pico principal do sinal dZ/dt, podendo no entanto ser identificada na maioria dos sinais individuais. Uma vez que as médias da figura 4 foram calculadas tomando-se como ponto de referência o valor de pico do sinal dZ/dt (invertido), explica-se que esta onda anormal tenha sua amplitude amortecida com a realização da média.

Para evidenciar as diferenças individu-

ais nos sinais dZ/dt em cada fase, foram calculados os erros relativos médios (ERM) como descrito no ítem C do tópico relativo a método dos. Observa-se da tabela 1 que os valores médios do ERM dos pacientes do grupo (A + B) apresentam-se significantemente diferentes ($0,005 < p < 0,05$) em relação aos do grupo (C + D). Resultados semelhantes foram obtidos, mas não apresentados aqui, quando utilizou-se sinais sistólicos somente calibrados (Ω/s) e quando se tomou como referência o sinal sistólico médio (normalizado e calibrado) do grupo A.

DISCUSSÃO

O ponto "A" é reconhecido nos traçados dZ/dt como sendo a amplitude máxima da onda negativa (onda A) que precede a fase de ejeção (14), ocorrendo em média 40 a 100 mseg após a onda P do ECG (17). É considerada como sendo a componente atrial dos sinais dZ/dt e provavelmente é originária do fluxo sanguíneo na veia cava (retorno venoso) e de eventual fluxo retrógrado da artéria pulmonar, relacionando-se com variações volumétricas atriais provocadas pela contração do átrio (18). A reduzida amplitude do ponto "A" observada no grupo (A + B) na fase de recuperação, indica provavelmente que o fluxo sanguíneo do átrio para o ventrículo é satisfatório, proporcionado pelo gradiente de pressão entre estes 2 compartimentos cardíacos. Nos grupos (C + D) estes valores são maiores possivelmente devido ao aumento da pré-carga de enchimento atrial, causado pela elevação de pressão diastólica final ou por desarranjos funcionais do ventrículo esquerdo (18).

A onda "O" dos sinais dZ/dt ocorre na fase de enchimento rápido, sendo portanto um evento diastólico (19). Não se sabe ao certo sua etiologia mas pode ser associada ao rápido influxo passivo de sangue (sem contração) para os ventrículos devido ao gradiente de pressão. O fato da onda "O" ocorrer em média mais antecipadamente nos pacientes do grupo (A + B) pode ser associado à rápida taxa de enchimento ventricular inclusive mais rápido que a fase de ejeção, observadas em pacientes normais como sugerido por Rushmer, citado em (19). Acredita-se que a tendência dos pacientes do grupo (C + D) em possuir a amplitude média do ponto "O" menor que os pacientes do grupo (A + B) sejam atribuidas a dificuldade em não se conseguir precisar a ocorrência deste ponto, devido a forma de onda tipo "platô", observada na maioria dos sinais dZ/dt individualmente. Esta forma de onda inclusive com amplitudes reduzidas é associada a prolongada ejeção ventricular direita e ao aumento do fluxo sanguíneo pulmonar observada também em pacientes com doença do septo atrial (20). A compliância ventricular reduzida e o aumento da pressão diastólica final do VE, associados a movimentos assimétricos da parede ventricular esquerda observadas em pacientes com cardiopatia isquêmica (19), sugerem uma maior dificuldade em vencer a carga presente durante o enchimento rápido, em relação a indivíduos normais. Na fase III verifica-se que a amplitude média da onda "O" assume maiores valores nos pacientes do grupo (C + D) que nos do grupo (A + B), associadas a uma rápida taxa de variação volumétrica provocada por mecanismos compensatórios.

Os valores médios do índice Heather estão de acordo com os encontrados na literatura (15), sendo que não se observaram diferenças significativas entre os grupos. Na fase III relativa a recuperação imediatamente após o esforço verifica-se um aumento médio em torno de 254% em relação a fase II (repouso) indicando um maior estado contrátil do miocárdio. O índice Heather é medido em termos de volume e velocidade do sangue, sendo portanto um índice dinâmico não refletindo de maneira precisa o potencial de força contrátil do miocárdio (15).

Os valores médios do tempo de ejeção ventricular esquerdo (LVET) apresentados na tabela 1, durante o repouso (fases I e II) para indivíduos normais estão de acordo com os encontrados na literatura (21). No entanto, em relação ao grupo (C + D) e no período de recuperação, os valores apresentam-se diferentes, atribuídos a maneira pela qual foram calculados este parâmetro. Ocorre que em muitos sinais dZ/dt fica difícil o reconhecimento do ponto "X", e o instante em que dZ/dt assume valor zero pode ter sido alterada decorrente do cálculo da derivada, além de que, existem outras maneiras de se calcular o LVET como por exemplo, considerando o início da ejeção a partir do ponto em que dZ/dt assume o valor 15% do pico sistólico (22).

Em relação a morfologia dos sinais sistólicos, os resultados obtidos nesta investigação sugerem que, na presença de doença coronariana, o padrão temporal de dZ/dt, encontra-se alterado pela ocorrência de uma distorção ou mesmo um pico adicional na fase inicial da sístole. De acordo com estudos de Lababidi e col. (14) e pela relação temporal com o ECG, pode-se estabelecer que esta onda anormal esteja ocorrendo na fase isovolumétrica da contração ventricular, extendendo-se no máximo até o início da fase de ejeção rápida. Embora o exercício aumente a demanda de oxigênio do VE e exitam limitações de aporte em pacientes com estenoses coronarianas, a componente anormal do sinal dZ/dt desaparece com a realização do esforço. Uma hipótese para explicar o aparecimento da distorção protosistólica seriam as eventuais alterações no padrão de contração isovolumétrica (23) em pacientes com isquemia miocárdica. Limitações regionais de suprimento de O_2 traduzem-se em áreas de reduzida contratilidade ou hipocinéticas, com a realização do exercício, a ação do sistema nervoso autônomo, aumentando a contratilidade fará com que este padrão contrátil anormal fosse corrigido.

Outros estudos semelhantes, utilizando pacientes com doença coronariana, não foram encontrados na literatura. No entanto, Sakai e col. (24) estudaram o padrão temporal de dZ/dt de pacientes com infarto agudo do miocárdio (IAM), em repouso, obtendo resultados bastante semelhantes aos aqui apresentados.

O aparecimento da onda protosistólica anormal, na fase IV do grupo B (figura 4) pode ser atribuída a influência do sinal de um paciente pertencente a este grupo, que apesar de apresentar o laudo do ECG de esforço negativo para cardiopatia isquêmica,tem insuficiência aórtica confirmada pela história clínica, a qual sugere a possibilidade de haver isquemia subendocárdica (25).

CONCLUSÃO

Pelos resultados aqui apresentados conclui-se que a medida da impedância elétrica do tórax pode refletir a presença de doença coronariana, provavelmente como decorrência de alterações no padrão contractil tridimensional do VE durante a fase isovolumétrica. Uma vez que o padrão anormal pode ser detectado em repouso, a técnica IET poderá apresentar vantagem considerável em relação ao ECG de esforço, caso estudos futuros venham a demonstrar que a mesma apresenta precisão diagnóstica superior ou pelo menos equivalente. Além disso, a análise de parâmetros extraídos do sinal dZ/dt poderá fornecer informações mais confiáveis se aliadas com outras técnicas não invasivas como o apexcardiograma e fonocardiograma, o que facilitaria a correlação temporal da morfologia do sinal dZ/dt com os eventos do ciclo cardíaco.

BIBLIOGRAFIA

(1) BRASIL, MINISTÉRIO DA SAÚDE, "Estatísticas de Mortalidade Brasileira", (1982).

(2) R. MACRUZ, S. ARIE, V.B. CARVALHO, J.R. M. MARTINS, F. PILEGGI, L.V. DECOURT, "Evolução da Aterosclerose coronária avaliada pela cineangiocoronariografia", Anais do IV Simpósio Internacional sobre Aterosclerose Coronária, São Paulo, SP, 150-163, (1980).

(3) J.T. PHILBRICK, R.I. HORWITZ, A.R. FEINSTEIN, "Methodologic problems of exercise testing for coronary artery disease: Groups, Analysis and Bias.", Amer. J. Cardiol. 46: 807-812 (1980)

(4) K.M. KENT, "ECG response to exercise: a critical review", Anais do IV Simpósio Internacional sobre Aterosclerose Coronária, São Paulo, SP, 12-14 (1980)

(5) B. MASSIE, J.J. KLEID, N. SCHILLER, "Echocardiography in ischemic heart disease. Present status and future prospectives". Amer. Heart J. 96: 543-549 (1978)

(6) R. MENG, P.R. LIEBSON, C. HOLLANDER, J. C. TERAN, V. BARRESI, M LURIE, "The use of non-invasive methods in the evaluation of ventricular performance in coronary artery disease", Chapter 26 in: Non invasive Cardiovascular Diagnosis. ed. E. Dietrich, University Parks Press, Baltimore: 249-265 (1978).

(7) E. M. TAVEL, "Clinical Phonocardiography & External Pulse Recording" 3ª edição Year Book Medical Publishers, Inc. Chicago (1978).

(8) R.A. SILVERBERG, G.A. DIAMOND, R. VAS, D. TZIVONI, H.J.C. SWAN, J.S. FORRESTER, "Non invasive diagnosis of coronary Artery Disease: The cardiokymographic Stress Test". Circ. 61: 579-589 (1980)

(9) K.L. GOULD, "Quantitative imaging in nuclear cardiology", Circ. 66: 1141-1146 (1982)

(10) R.P. PATTERSON, W.G. KUBICEK, D.A. WITSOE, A.H.L. FROM, "Studies on the effect of controlled volume change on the thoracic electrical impedance", Med. & Biol. Eng.& Comput. 16: 147-154 (1978)

(11) R.B. PANERAI, A. GIANNELLA NETO, "Surface mapping of thoracic impedance cardiograms", Med. & Biol. Eng. & Comput. 20: 274-280 (1982)

(12) R.B. PANERAI, "Sistema tetrapolar para medida da impedância torácica", Anais do VI Cong. Bras. de Eng. Biomédica, São Carlos, SP, 13-20 (1979).

(13) R.W. SOUTHWORTH, S.L. DELEEUW, "Digital computation and numerical methods", McGraw-Hill, New York, pp 365 (1965)

(14) Z. LABABIDI, D.A. EHMKE, R.E. DURNIN, P.E. LEAVERTON, R.M. LAVER, "The first derivative thoracic impedance cardiogram", Circ. 41: 651-658 (1970)

(15) F.D. THOMPSON, A.M. JOEKES, M. GIRLING, "Thoracic impedance cardiodynamic assessment: Validation and clinical use" Monografia, Institute of Urology and St. Peter's Group of Hospitals, London, U.K. (1981).

(16) D.W. HILL, A.J. MERMFIELD, "Left ventricular ejection and the heather index measurement by noninvasive methods during postural changes in man". Act Anaesth. Scan. 20: 231-220 (1976).

(17) T. FUJINAMI, S. NAKANO, K. NAKAYAMA, K. TAKADA, "Impedance cardiography for the assessment of cardiac function during exercise", Japanese Circ. J. 43: 215-223 (1979)

(18) K.TAKADA, T FUJINAMI, K.SENDA, K. NAKAYAMA, S. NAKANO, "Clinical study of a waves(atrial waves) in impedance cardiogram", Am. Heart J., 94:710-717 (1977)

(19) M.V. RAMOS, "An abnormal early diagnostic impedance waveform: A predictor of poor prognosis in the cardiac patient" Clinical communications, Am. Heart J. 94: 274-281 (1977)

(20) S. HOSHIMOTO, T. FUJINAMI, K. TAKADA, N. OKUDA, N. OUHASHI, K. NAKAYAMA, M. OKAMOTO, H. OKUTANI, "Clinical studies on "O" waves in impedance cardiograms as an indicator of pulmonary flow in patients with ASD", Proc. Vth Conf. Int. Elect. Bio-Imp., 143-146, Tokyo, Japan (1981).

(21) D.S. SHEPS, M.L. PETROVICK, P.N. KIZAKEVICH, P.E. WOLF, E. CRAIG, C.HILL "Continuous noninvasive monitoring of left ventricular function during exercise by thoracic impedance cardiography - automated derivation of systolic time intervals". Am. Heart J. 103: 519-524 (1982).

(22) M.AIDA, Y. YONEZAWA, H. SURUDA, M. MATSUMOTO, H. KOTOURA, R. WATANABE, "Clinical study for the difference of values in left ventricular ejection time between impedance cardiogram and carotid pulse tracing", Proc. Vth Int. Conf. Elect. Bio-Impe., 133-136, Tokyo, Japan (1981)
(23) E.W. HAWTHORNE, "Instantaneous dimensional changes in the left ventricule in dogs", Circ. Research, 9: 110.117 (1961)
(24) A. SAKAI, J. ICHIBANGASE, T. IWASAKA, H. ONOYAMA, H. YOSHIOKA, I. YOSHIYAMA, Y. TANAKA, T. SHIOTA, "Early - systolic distortion of first derivative impedance waveform in actue myocardial infraction", Proc. Vth Int. Conf. Elect. Bio-Imp., 147-148, Tokyo, Japan (1981)
(25) J.I.E. HOFFMAN, G.D. BUCKBERG, "Pathophysiology of subendocardial ischaemia, British Med. J. 1: 76-81 (1975)

PARÂMETRO		GRUPO	FASE I	FASE II	FASE III	FASE IV
Onda A	amplitude média (Ω/s)	A+B	-0,84(0,4)	-0,43(0,4)	-0,48(0,3)	-0,42(0,3)
		C+D	-0,84(0,5)	-0,44(0,3)	-0,61(0,8)	-0,47(0,2)
	amostra média de ocorrência	A+B	16(9)	16(5)	19(8)	21(7)
		C+D	14(5)	16(7)	18(6)	19(5)
Onda O	amplitude média (Ω/s)	A+B	0,51(0,5)	0,02(0,2)	-0,13(0,6)	0,06(0,6)
		C+D	0,27(0,3)	-0,04(0,3)	0,12(0,6)	-0,19(0,2)
	amostra média de ocorrência	A+B	139(15)	129(19)	91(11)$^{+}$	117(20)^{x}
		C+D	136(13)	144(22)	105(18)	130(16)
Indice Heather (Ω/s)		A+B	34(19)	25(15)	63(36)	22(14)
		C+D	31(12)	23(8)	59(22)	22(8)
Tempo de ejeção ventricular esquerdo (LVET) em mseg		A+B	345(51)	319(63)$^{-}$	206(39) *	279(55)$^{-}$
		C+D	363(52)	385(57)	259(50)	333(45)
Erro relativo médio 1% do valor de pico dZ/dt		A+B	0,018(0,034)^{x}	0,035(0,042)*	0,019(0,039)^{x}	0,045(0,032)*
		C+D	-0,011(0,039)	-0,021(0,042)	-0,011(0,045)	-0,028(0,054)

Tabela 1 - Valores médios e desvio padrão ( ), dos parâmetros analisados, por fase, nos grupos (A+B) e (C+D). Teste t-student entre os grupos: *(p<0,005), +(p<0,025), -(p<0,010), x(p<0,05).

MONTAGEM EXPERIMENTAL

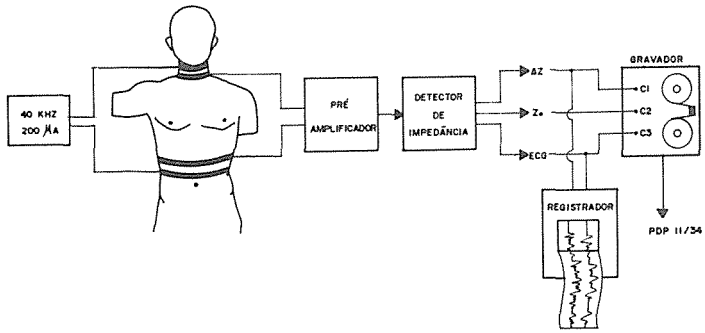


Figura 1 - Desenho esquemático da montagem experimental, referente a coleta de dados de impedância elétrica torácica

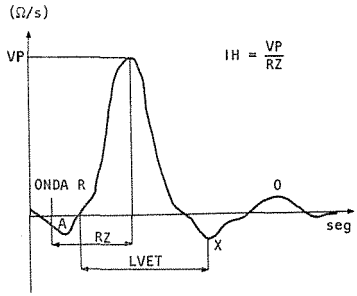


Figura 2 - Sinal esquemático dZ/dt indicando os parâmetros extraídos, podendo-se observar as ondas A e O e o ponto X.
IH - Índice Heather
LVET - tempo de ejeção ventricular esquerdo

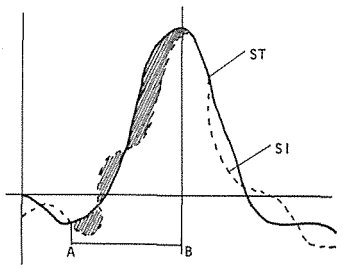


Figura 3 - Superposição do sinal sistólico médio total (ST) e sinal sistólico individual (SI), indicando a região (hachurada) de onde se calculou o erro relativo médio (ERM).

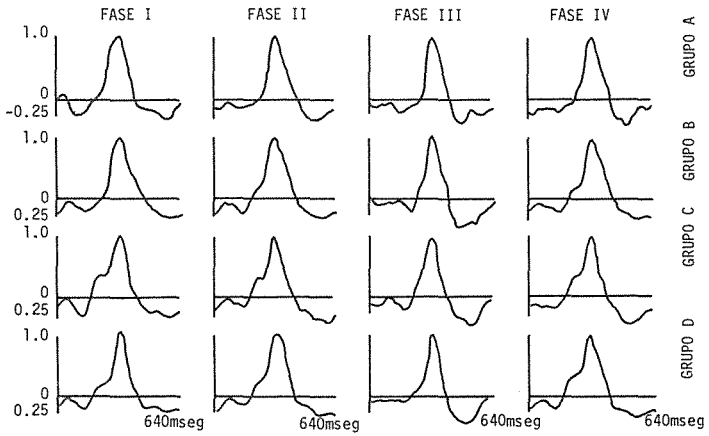


Figura 4 - Sinais sistólicos médios (128 amostras) de cada grupo, em todas as fases estudadas

8°. CONGRESSO BRASILEIRO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA
UFSC, Florianópolis, Brasil — 7-10 - Novembro - 1983

SIMULATION OF THE DYNAMICS OF TWO COUPLED NEURONAL MODELS

Ricardo Bianconi* and André Fabio Kohn, Lab. Eng. Biomédica, LEB, DEE, Escola Politécnica, U.S.P. (*FAPESP, 81/293-5)

ABSTRACT. Two resistively coupled BVP mathematical models are used to simulate the dynamics of two electrically coupled excitable cells (or aggregates of). The qualitative behavior of the computer simulated model reproduces experimental findings and it is emphasized that simple models can provide good insight into the behavior of physiological systems.

Perhaps the first attempt at modelling biological oscillators was the work of van der Pol and van der Mark on the heartbeat (5). The original van der Pol equation was modified by FitzHugh (1) resulting in a fairly good empirical model for excitable cells (the model was dubbed BVP in the literature).

In this paper we simulate the dynamics of 2 pacemaker cells coupled by a linear resistor, assuming negligible leakage current at both cells (Fig. 1). The system of 2 equal BVP models coupled by the conductance G is

$$(1)\quad \begin{cases} \dot{v}_1(t)=v_1-v_1^3/3-w_1+i_1+G(v_2-v_1) \\ \dot{w}_1(t)=\phi(v_1-bw_1+a) \end{cases} BVP_1$$

$$\begin{cases} \dot{v}_2(t)=v_2-v_2^3/3-w_2+i_2+G(v_1-v_2) \\ \dot{w}_2(t)=\phi(v_2-bw_2+a) \end{cases} BVP_2$$

where v_1 and v_2 are functions of time representing the respective membrane voltages, w_1 and w_2 are recovery variables, i_1 and i_2 are external currents applied to each cell model, G is the constant conductance linking the 2 cells, a=0.7, b=0.8, ϕ=0.08. As the 2 model cells have equal parameters the symmetry tells us that with equal externally applied DC currentes $i_1(t)=I_1=i_2(t)=I_2=I$ (constant): i no current will flow between the 2 cells if they are in the same initial conditions; ii the equilibrium state of cell 1 is the same as that of cell 2; iii if one cell oscillates so will the other; iv the oscillations of the 2 cells can only achieve stable phase differences $\Delta\theta$ that are symmetric, i.e., if there is only one $\Delta\theta$ then it must be 0 or π, if there are 2 solutions they may be 0 and π or $+\Delta\theta$ and $-\Delta\theta$ where $\Delta\theta \in [0,2\pi)$. Equations (1) can be linearized about the equilibrium state (V_1,W_1,V_2,W_2) and the conditions for its asymptotic stability can be determined as a function of I and G with the help of Routh's method. But as the equilibrium value for V_1 (and V_2) and I are related by a third order polynomial, the analytical determination of the region(s) in the I,G plane where there is asymptotic stability is practically unfeasible. As we are also interested in the more difficult case when $I_1 \neq I_2$, and as we would also like to detect the existence of a limit cycle, the easiest way out is by running computer simulations. It is important to remember from nonlinear system theory that even if the equilibrium state is asymptotically stable there may be a coexistent limit cycle. Fig. 2 condenses the results of several analog computer (EAI Miniac) simulation runs. Each curve in the I_1, I_2 plane corresponds to a different coupling strength G. The region below any curve gives I_1, I_2 values for which the equilibrium state is asymptotically stable. The region above represents unstable equilibrium states with the system going into oscillations. Simulations for I_1, I_2 in a narrow region immediately below any curve shows that in spite of the asymptotic stability of the equilibrium state any larger perturbation or external pulse stimulus causes both cells to oscillate (Fig.3). When $I_1=I_2$ = 0.4 (a value that caused each cell to oscillate even when uncoupled), if the coupling conductance G was made larger, locking was achieved faster (slower) with smaller (larger) steady state phase difference (Fig.4). When the latter was a value different from zero one could obtain its symmetric value by applying different initial conditions or external pulses to one of the oscillators. When one of the BVP

models had a fixed spontaneous discharge rate (by keeping its input current at value 0.4) and the other had its spontaneous firing rate varied from zero to high rates, the two coupled models showed synchronous discharges in a 1:1 ratio (Fig.5). Note the change in phase lead as one increases the firing rate of BVP_2. Finally, if 2 BVP's with slightly different spontaneous rates (by having I_1=0.4 and I_2=0.43) were coupled by a high conductance, e.g.0.05, there was 1:1 phase-locking, but if the coupling conductance was decreased, e.g., to 0.003 there was no strict phase-locking (Fig.6, note that the plot is v_2 minus v_1 versus time) but rather an alternation between an almost-locked situation (region A in Fig. 6) and short intervals of rapid phase changes (region B in Fig. 6).

Discussion

The mathematical theory of nonlinear oscillations can help in clarifying many biological phenomena as well as pointing to different possible theories behind a set of data showing new directions for research. The study of the dynamics of two cross-coupled van der Pol type models can be useful in different biological settings, e.g., in the mutual synchronization of heart cells, the temporal patterning of dischages between two neurons or populations of coupled cells, the behavior of circadian clocks, the interaction between biochemical reactions, the genesis of slow waves in smooth muscle. Here we will restrict ourselves to the interactions between excitable cells, more particullarly, heart cells.

All heart cells are at least potentially pacemaking, i.e., they will show automaticity if certain conditions are met (6). Normally, atrial and ventricular myocardial cells are silent (but may develop pacemaker activity for example in local ischemia). The interaction between a pacemaking cell (or group of cells) and a spontaneously silent cell can be simulated by having one BVP model with and the other without a stable limit cycle when uncoupled.

When coupled "resistively" a new limit cycle appears in 4 dimensions (V_1,V_2,W_1, W_2) with Fig. 5a representing a projection on the V_1, V_2 plane. Interactions between two pacemaking cells, e.g., in the S-A node can be simulated by the 2 BVP's, each having limit cycle oscillations when uncoupled. Upon coupling, 1:1 phase-locking ensues if the coupling resistance is not too high (Figs. 4 and 5b,c), with a phase-difference that depends on the spontaneous rates of the 2 cells (Fig. 5b,c), e.g., a spontaneously faster cell will lead a spontaneously slower cell (Fig. 5c), on the degree of coupling (Fig. 4) and on asymmetries between the parameters of each cell. The decrease of phase difference between two locked cells when the coupling resistance is decreased (Fig.4) was found in experiments of paired aggregates of embryonic chick heart cells (8). In the other extreme high coupling resistances have been found to yield 1:1 alternation but with a non-constant phase-difference (8). This is in part simulated in Fig. 6 but one thing that is missing is biological noise which would disrupt the periodic trend of locking, mimicking better the real phenomenon (3).

It is known (2) that an isolated strip of sinoatrial node tissue of kitten can have its pacemaker activity

abolished by a properly phased short stimulus. This annihilation of activity means there is a stable limit cycle coexistent with a stable equilibrium state and that the stimulus is able to take the state of the cell population inside the attractor basin of the equilibrium state.). Normal rhythmicity is recovered by means of a current pulse. Using our simple 2-cell model with resistive coupling, the latter phenomenon was simulated in Fig. 3. Although a topological analysis like that of Winfree (7) gives a conceptual tool for the prediction of experimental findings like in (2), we feel that simulations like those made here are a useful complement, allowing a simpler grasp of the possible phenomena that may arise in normal or pathological states.

Needles to say, a "more isomorphic" model, e.g. (4), would be able to give better predictions and explanations of cardiac phenomena than the empirical BVP model. Unfortunately, as far as we know, there is no mathematical model of the dynamics of SA node cells, neither of AV cells and neither of the complicated aspects of the propagation of excitation in and between the different heart tissues. So, we believe that, using simplified models that retain various aspects of excitable cell function, one can gain a better feeling of many physiological phenomena and create new hypothesis to be tested experimentally.

REFERENCES

(1) FITZHUGH,R., Impulses and physiological states in theoretical models of nerve membrane. Biophys. J., 1, 445-466 (1961).

(2) JALIFE,J. and ANTZELEVITCH,C. Phase resetting and annihilation of pacemaker activity in cardiac tissue. Science, 206, 695-697 (1979).

(3) KOHN, A.F., ROCHA,A.F. and SEGUNDO, J.P., Presynaptic irregularity and pacemaker inhibition. Biol. Cybern, 41, 5-18 (1981).

(4) McALLISTER,R.E., NOBLE,D., and TSIEN, R.W., Reconstruction of the electrical activity of cardiac Purkinhe fibres. J. Physiol. 251, 1-59 (1975).

(5) van der POL,B., and van der MARK,J., The heart considered as a relaxation oscillation, and an electrical model of the heart. Phil. Mag. Suppl.6, 763-765 (1928).

(6) SPERELAKIS,N. and VOGEL,S., Development of electrical activity in cardiac pacemaker cells. In: Cellular Pacemakers, vol. 1 (Ed. D.O. Carpenter), 9-66. N.Y.: Wiley (1982).

(7) WINFREE, A.T., The Geometry of Biological Time. N.Y.: Springer-Verlag (1980).

(8) YPEY,D.L., CLAPHAM,D.E. and DeHAAN, R.L., Development of electrical coupling and action potential synchrony between paired aggregates of embryonic heart cells. J.Membr. Biol., 51, 75-96 (1979).

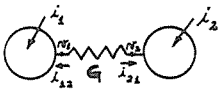


Fig. 1 - Electrical coupling between two excitable cells

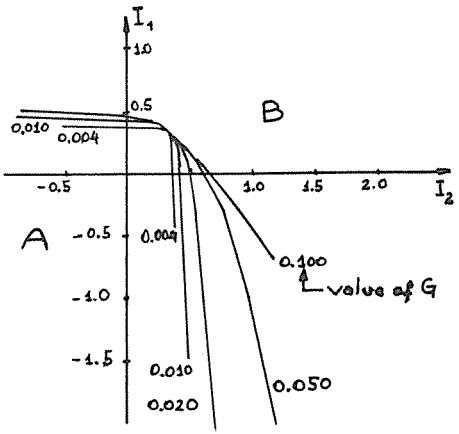


Fig. 2 - I_1, I_2 plane for different G values. Region A represents asymptotic stability of the equilibrium state, while region B instability

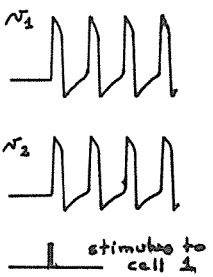


Fig. 3 - The two cells are in a stable equilibrium and start oscillating after an external pulse is applied to one of the cells. G=0.1, $I_1 = I_2 = 0.3$.

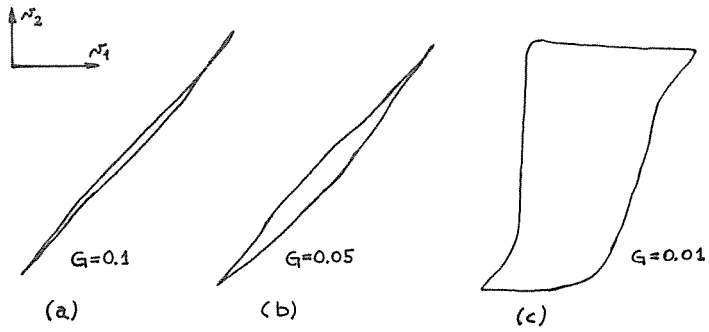


Fig. 4 - v_1, v_2 plane for $I_1 = I_2 = 0.4$ showing behavior after coupling

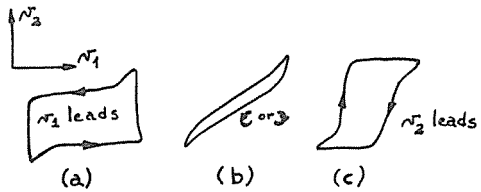


Fig. 5 - v_1, v_2 plane for $I_1 = 0.4$, G=0.05. (a) BVP_2 endogenoulsy silent (b) BVP_2 at same endogenous firing rate as BVP_1, (c) BVP_2 at higher endogenous rate than BVP_1.

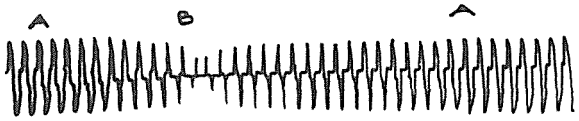


Fig. 6 - Plot of v_2-v_1 as a function of time showing a region of almost-phase-locking (A) and a region of fast phase change (B).

8°. CONGRESSO BRASILEIRO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA
UFSC, Florianópolis, Brasil — 7-10 - Novembro - 1983

ALTERAÇÕES DA COAGULAÇÃO SANGUINEA PRODUZIDAS POR LASERS SEM EFEITOS FOTO-TÉRMICOS

1ª PARTE: EFEITO DO LASER ULTRAVIOLETA DE N_2

Eduardo Bulacio, Carlos A. Massone, Angel A. Tagliaferri, Elio Monteiro, Antonio Pereira e Manoel Barreto Netto
Instituto de Física e Faculdade de Medicina da Universidade Federal Fluminense, HUAP
Rua Marquês de Paraná s/nº, 24030, Niterói, RJ
Trabalho subvencionado pelo CNPq, FINEP e UFF

Visando estudar os efeitos dos lasers sobre a coagulação sanguínea - tempos e fatores - se começou irradiando sangue fresco e sangue citratado mais Ca com laser pulsado ultravioleta de N_2 com potências que variavam de 5 KW até 3 MW, com repetividade de 1-10 pps. O tempo de Coagulação (TC) foi medido e confrontado com o controle. Os resultados foram variáveis, embora se conseguindo certa coerência estatística, a saber: abaixo de 100 KW o TC não foi influido; nos 150 KW aparece uma substancial tendência a diminuir o TC estatisticamente significativo. Na proximidade dos 500 KW o efeito passa a ser aleatório e, acima dos 600 KW apareceu tendência a incrementar o TC, também estatisticamente significativo.

MODIFICATIONS OF BLOOD COAGULATION PRODUZED BY LASERS WITHOUT PHOTOTHERMIC EFFECTS; I PART: EFFECTS OF U.V. N_2 LASERS

Searching the effects of lasers upon blood coagulation, fresh blood and citrated blood plus Ca were irradiated with UV pulsed laser of N_2 (3371 Å) with outputs of 5 KW to 3 MW and 1-10 pps repetion rate. The clotting time (CT) was measured and confronted with control. The results shown some statistic coherence as follow: below 100 KW, CT was not altered; at 150 KW appears a substantial tendency to diminish the CT statistically significant Near 500 KW, the effect become to be at random and, above 600 KW, the tendency is to increase the CT, effect that was statistically significant too.

Introdução

Com a finalidade de conseguir aplicar radiações estimuladas na solução de problemas em determinados campos da neuropatologia e da neurocirurgia, temos iniciado diversas linhas de pesquisa, visando observar os efeitos de diversos lasers sobre certos aspectos específicos do material biológico, a saber:

1. Ação dos lasers sobre a coagulação sanguínea.
2. Efeitos sobre a parede vascular.
3. Ação sobre os aneurismas, visando a retração da parede e coagulação do conteúdo.
4. Efeitos sobre os acúmulos subendoteliais ateromatosos.
5. Efeito sobre a multiplicação celular utilizando radiações de alta energia (ultravioletas).

Os três primeiros objetivos visam, prioritariamente, conseguir uma nova solução para as doenças aneurismáticas. No entanto, os dois primeiros, atuando no campo da pesquisa fundamental, também darão subsídios aos outros objetivos formulados.

Nesta primeira parte, que corresponde à linha que procura observar os efeitos sobre a coagulação sanguínea - tempos e fatores - apresentaremos as experiências com laser ultravioleta de N_2. Começamos estudando sua influência sobre o tempo de coagulação sanguínea.

Material e Técnica

Utilizou-se sangue humano fresco e citratado, recalcificado com Cl_2Ca imediatamente antes de ser irradiado. 0,5 ml de dito material é colocado em tubos de quartzo e irradiados com emissão UV de lasers de N_2. As fontes foram lasers de N_2, emitindo no comprimento de onda de 3.371 Å, pulsados, com repetitividade de 1 até 10 pps, com duração de pulso de 15 ns. Estudaram-se três séries, com três tipos de potências, a saber: Série A, tratada com potência entre 5 e 50 KW; Série B, entre 150 e 400 KW e Série C, acima de 600 KW até 3 MW. Em todos os testes se trabalhou em pares, com um tubo não irradiado de testemunha e o outro tratado até coagulação do conteúdo. Os TC de ambos foram confrontados. Para fins comparativos se optou pela seguinte conduta: ao TC da testemunha se substraiu o da amostra; quando o resultado foi positivo se expressou o teste com o sinal "+" e quando negativo com um sinal "-". Rotulou-se com "0" quando a diferença - negativa ou positiva - foi igual ou menos a 1 minuto, assumindo-se que a sensibilidade do método, estava acima desta magnitude Em síntese, com o sinal + se expressaram as provas onde se obteve diminuição do TC e com o sinal "-" o contrário.

Resultados

Estatisticamente se comparou a diferença entre pares de observações, sendo a hipótese nula, a igualdade entre eventos positivos e negativos que se afastam de 0. Aplicou se o Teste do Sinal, observando-se o seguinte: na série A (14 amostras tratadas com potências de até 50 KW) só se obteve efeito positivo em dois eventos, catalogados os restantes de 0, não dando, pelo tanto, diferença apreciável. Na série B (16 amostras tratadas com potências de 150 até 400 KW), conseguiu-se diminuir o TC em 13 casos, sendo as

amostras estatisticamente diferentes com $2\alpha = 0,01$. A avaliação estatística da série C (31 amostras tratadas com potências de 400 KW até 3 MW), não conseguiu garantir uma diferença apreciável. Entretanto, quando dividida em dois sub grupos (um de 400-600 KW, outro por acima dos 600 KW), mostrou que, no sub grupo tratado com potências superiores a 600 KW, há uma tendência a incrementar o TC ($N_0 = 14$, $N_+ = 2$, $N_- = 10$), tendência esta que, quando analisada com o teste do Sinal, mostrou ser significativa com $2\alpha = 0,05$. Ainda falta saber se estas diferenças são sensatas.

Discussão

Alguns autores estão estudando certos efeitos hemáticos de lasers visíveis (4), assim como algumas propriedades do sangue com respeito à radiação estimulada (1). Por outro lado, a ação de lasers UV sobre a sobrevivência de micro-organismos, também tem sido estudada (3). Devemos lembrar também, o uso do laser UV (e de comprimentos próximos a esta região) combinado com a administração de Psoralen (um reagente fotossensível de DNA), para obtenção de alterações dos padrões de crescimento e citomorfológicos (2-5). Na literatura atual, não temos conseguido encontrar experiências no uso dos lasers de alta energia (UV), vindo a alterar aspectos da coagulação sanguínea. Os resultados obtidos no começo de nossas experiências, levam a observar efeitos diferentes, segundo a potência da emissão utilizada, conseguindo-se uma coerência estatística, a saber: Abaixo de 100 KW o TC não é influido. Na faixa de 150-400 KW aparece um substancial efeito sobre o TC fazendo-o diminuir. Na proximidade de 500 KW a tendência passa a ser aleatória. Acima de 600 KW, o efeito se modifica, passando a incrementar moderadamente o TC.

Provavelmente, na procimidade de 150 KW, o efeito do laser seja produzir proteolise (pela possível ação fotoquímica) a nível intermediário da "cascata" do processo de coagulação, liberando fatores ativados, conseguindo-se, desta forma, a ampliação do sinal ou até, depolimerizando o fibrinogênio, facilitar, assim, a repolimerização para fibrina. Pelo contrário, quando a potências próximas a 1 MW, possivelmente a radiação ative o sistema fibrinolítico, estimulando, por exemplo, a transformação de plasminogênio em plasmina ou atue diretamente sobre o polímero fibrinogênio.

Bibliografia

1. BOERGEN, K.P. et al. Bedeutung der Hämoglobin-Absortion fur die selektive Gebasskoagulation. Ber Zuzsamenkunft Dtsch Ophthalmol Ges. 75: 416-420, 1978.
2. GREMER, T. et al. Laser microirradiation of chinese hamster cell at wavelength 365 nm; effects of psoralen and caffeine. Rad Res 85: 529-543, 1981.
3. GAVRILOV, A.G. et al. Specific action of laser UV irradiation on the survivability of microorganisms (em russo). Dokl Akad Nauk SSR 239: 1238-1240, 1978.
4. GUSHCHA, A.L. et al. Effect of the He-Ne laser irradiation on the blood (em russo) Khirurgiia (MOSK) 2: 106-107, 1978.
5. PETERSON, S.P. et al. Effect of psoralen and near UV on vertebrate cell culture. Comparison of laser with standard lamp. Photobiol 27: 367-370, 1978.

8°. CONGRESSO BRASILEIRO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA
UFSC, Florianópolis, Brasil — 7-10 - Novembro - 1983

ALTERAÇÕES DA COAGULAÇÃO SANGUINEA PRODUZIDAS POR LASERS SEM EFEITOS FOTO-TÉRMICOS
II PARTE: AÇÃO DO LASER DE He-Ne SOBRE O FIBRINOGÊNIO NO PLASMA

Eduardo Bulacio, Angel Tagliaferri, Carlos Massone, Walmir Oliveira Manoel Barreto Neto.
Instituto de Física e Faculdade de Medicina da Universidade Federal Fluminense
§ HUAP, R. Marquês de Paraná s/nº, 24.030, Niteroi, RJ.
Trabalho subvencionado pelo CNPq, FINEP e UFF

Plasma sanguíneo humano foi irradiado com laser contínuo de He-Ne (6328 Å) de baixa potência (0,5 e 2,5 mW). O material foi estudado por dosagem eletroforético das frações proteicas e o fibrinogênio foi medido pelo método de Cambell.
As alterações electroforéticas foram consideradas aleatórias. Pelo contrário, a dosagem de fibrinogênio mostrou um decréscimo quantitativo proporcional ao tempo de exposição. Estes achados foram estatisticamente significativos. Aparentemente, dito decréscimo pode ser acelerado, aumentando a potência da emissão, dentro da faixa que se trabalhou.

MODIFICATIONS OF BLOOD COAGULATION PRODUCED BY LASERS WITHOUT PHOTOTHERMIC EFFECTS . II PART. EFFECTS OF He-Ne LASER UPON PLASMA FIBRINOGEN

Human plasma was irradiated with continuous He-Ne laser (6328 Å) of low power '0,5 and 2,5 mW). The specimens were studied by electrophoresis of proteic fractions and measurements of fibrinogen by Cambell's method.
The electrophoresis variations were considered occurring at random. On the other side, the fibrinogen shown a quantitative diminution in relation with the radiating time. These finding were statistically significant. Aparently this effect may be accelerated increasing the power of the radiation within the range that was applied.

Introdução

Para conhecer a lógica e orientação deste trabalho, ver a introdução geral dada na "Parte I".

Uma das linhas de trabalho neste projeto procura observar as modificações produzidas sobre a coagulação sanguínea - tempos e fatores - das radiações estimuladas.

Neste trabalho apresentaremos as primeiras experiências irradiando plasma sangüíneo com He-Ne de baixa potência e estudando as alterações quantitativas do fibrinogênio.

Material e Técnica

As fontes foram lasers de He-Ne contínuo emitindo no comprimento de onda de 6320 Å, com potência fixa de 0,5 mW. Foram utilizadas duas alternativas de potência, a saber: irradiando com duas fontes (total: 1mW), ou com cinco fontes (total: 2,5 mW) simultaneamente.

O material irradiado foi plasma obtido por centrifugação de sangue humano fresco, citratado.

O plasma foi colocado em 4 tubos de ensaio de vidro pyrex de 3 mm de diâmetro interno, 0,5 ml por tubo.

Um deles ficou para controle e os outros três foram irradiados durante 1, e e 5 minutos, respectivamente, quando se utilizaram duas fontes.

O material foi estudado por dosagem electroforética das frações protêicas e o fibrinogênio foi medido pelo método de Cambell.

Os resultados foram avaliados estatisticamente utilizando os testes não paramétricos de sinal, e o de Wilcoxon para diferença de pares.

Resultados:

As alterações eletroforéticas obtidas foram consideradas aleatórias e, por tanto, não significativas.

Quanto a dosagem do fibrinogênio, os resultados conseguidos nas sucessivas experiências, são expressadas na Tabela I (material irradiado com duas fontes).

Observa-se que, além da amostra irradiada por 5 minutos, na primeira experiência (Tabela I), conseguiu-se um consistente efeito da radiação no sentido de diminuir-se o fibrinogênio dosável. Este efeito permanece e ainda se acelera quando usadas potências maiores, de até 2,5 mW (Tabela II).

Na análise estatística, avaliou-se por pares, confrontando-os com o controle, e obtendo-se assim, um N = 24 para a primeira série e um N = 12 para a segunda série.

Avaliou-se, dando valor positivo, quando a diferença era maior ou igual a 10 mg. Com este critério H_o (efeito nulo) foi rejeitado com um $2\alpha = 0,01$.

Comentários

É interessante observar o efeito sobre o fibrinogênio dosável com uma irradiação estimulada de baixa potência, em tempos relativamente curtos.

Podemos afastar, a hipótese de efeito térmico nestes níveis de potência, porém aceitando-se um processo fotoquímico que ainda desconhecemos.

Este tipo de laser tem sido aplicado no campo biológico a potências maiores e com finalidades diferentes

Alguns autores têm-se dedicado a observar as propriedades óticas dos tecidos em relação à luz coerente neste comprimento de onda (7) e também ao estudo dos mecanismos dos efeitos biológicos desta radiação (8)

Assim mesmo, é interessante destacar estas experiências, estudando se a capacidade de estimular a regeneração dermoepidérmica - possivelmente estimulando-se a síntese do colágeno - destas emissões (4), propriedade também observada em relação ao tecido muscular esquelético (3,5). Por sua vez, tem-se estudado o efeito sobre a atividade fibrinolítica no sangue (2), também certas aplicações terapêuticas têm sido ensaiadas (1,6). Não temos encontrado publicações mostrando experiências em relação ao fibrinogênio.

Nosso trabalho, neste aspecto, está dedicado a qualificar diversas radiações estimuladas, em relação a sua possibilidade de acelerar ou retardar a coagulação sanguínea.

Os próximos passos serão dedicados a observar em maior detalhe a relação deste acréscimo com o tempo de exposição e potência de emissão num período mais amplo.

Também procurar-se-á conhecer qual seria o fenômeno envolvido neste efeito, e qual o destino da porção de fibrinogênio transformado.

Bibliografia

(1) CAHA, A. et al. Combination of irradiation by He.Ne laser and fast electrons in chronically recurrent basilomas with post-actinic ulceration. Cesk. Radiol. 34, 352-355 (1980)

(2) GUSHCHA, A.L. et al. Effect of He-Ne laser irradiation on the fibrinolitic activity of the blood (em russo). Khirurgiia (mosk) 2, 106-107 (1978)

(3) IL'IASOVA, Sh.G. et al. Effect of He-Ne laser rays on the process of post-radiation recovery in skeletal muscle tissus (em russo). Biull. Eksp. Biol. Med. 89, 222-224 (1980)

(4) KANA, J.S. et al. Effect of low power density laser radiation on healing of open skin wound in rats. Arch. Surg. 116, 293-296 (1981)

(5) POPOVA, M.F. et al. Effect of the He-Ne laser rays on the process of regeneration of irradiated transplanted skeletal muscles (em russo). Biull. Eksp. Biolo. Med. 86, 64-67 (1978)

(6) SHAUSTIN, N.N. et al. Experience in treating stenocardia with a light of He-Ne laser (em russo) Klin. Med. (Mosk) 57, 42-56 (1979)

(7) URAZAEV, A.M. et al. Optical properties of tissues and organs in relation to laser rays with a wavelength of 632,8 A and 488 nm. Biull. Eksp. Biol. Med., 85, 537-539 (1978)

(8) ZUBKOVA, S.M. Mechanisms of biological effect of He-Ne laser irradiation (em russo) Biol. Nauiki, 7, 30-37 (1978)

TABELA I

Plasma irradiado com duas fontes (= 1 mW)

Tempo de irradiação	Prova nº 1	2	3	4	5	6	7	8
Controle	251	263	235	251	260	250	270	245
1 minuto	245	250	268	211	251	245	245	230
2 minutos	203	235	277	203	230	200	235	230
5 minutos	218	215	260	188	210	180	210	205

Na tabela acima, se expressa em miligramas a quantidade obtida na dosagem de fibrinogénio. H_o rejeitada com $2\alpha = 0,01$ (Teste de Wilcoxon para diferenças de pares).

TABELA II

Plasma irradiado com cinco fontes (= 2,5 mW)

Tempo de irradiação	Prova nº 1	2	3	4
Controle	253	270	235	250
30 segundos	240	240	211	240
60 segundos	203	233	200	210
120 segundos	118	218	185	190

Expresa-se em miligramas a quantidade obtida na dosagem de fibrinogênio. H_o rejeitada com $2\alpha = 0,01$ (Teste de Wilcoxon para diferença de pares).

8°. CONGRESSO BRASILEIRO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA
UFSC, Florianópolis, Brasil — 7-10 - Novembro - 1983

EFEITOS RETRÁCTEIS E PERFURANTES DO LASER DE Ar SOBRE A PAREDE DAS ARTÉRIAS CEREBRAIS

Eduardo Bulacio, Carlos Massone, Angel Tagliaferri, Aloisio Tortelly e Manoel Barreto Netto.
Faculdade de Medicina* e Instituto de Física da Universidade Federal Fluminense§ HUAP, R. Marquês de Paraná, s/nº. 24.030, Niterói, RJ
Trabalho subvencionado pelo CNPq , FINEP e UFF

As artérias do Polígono de Willis foram irradiadas com laser contínuo de Ar, emitindo na faixa de 4579-5145 Å, com potências de 50 mW até 1,5 W, em tempos de 0,1 seg. até 15 min., com feixes de 0,1, 0,5 e 1 mm de diâmetro. O material foi estudado macro e microscopicamente. Procurando o limiar de perfuração, se obteve um coeficiente de correlação - entre tempo e potência - de - 0,94. A respeito do fenômeno de retração, não foi possível definir estatisticamente uma relação entre os parâmetros, porém, se consegue nos 250 mW, com diâmetro de 1 mm, um efeito retratil em tempo prolongado, fácil de controlar. As possíveis aplicações desta emissão no tratamento dos aneurismas saculares e mal-formações arterio-venosas, são mencionados.

RETRACTING AND PERFORATING EFFECTS OF THE Ar LASER UPON THE WALL OF THE CEREBRAL ARTERIES

Arteries of Willis' Circle, were irradiated with Ar laser (4579-5145 Å) at 50 mW till 1.5 W, during .1 seg through 15 min., with beams of .1, .5 and 1. mm diameter. The material was studied macro and microscopically. Looking for the perfuration threshold, a correlation coefficient - between time and power - of - 0.94 was gotten. About retraction, it was not possible to define, statistically, a parametrical relation. Nevertheless, may be said that a substantial retracting effect, during a prolongued time of easy control was gotten, at 250 mW with a beam of 1. mm of diameter. The eventual aplications of this radiation, for the treatment of sacular aneurysms an arterio-venous malformations, are mentined.

Introdução

Com a finalidade de conseguir aplicar radiações estimuladas em determinados campos da neuropatologia e neurocirurgia, temos iniciado diversas linhas de pesquisa, visando observar os efeitos de alguns lasers sobre certos aspectos específicos de material biológico.

Uma destas linhas está dedicada a estudar os ditos efeitos sobre a parede das artérias normais e das malformações aneurismáticas arteriais e artério-venosas encefálicas.

Neste trabalho apresentamos as experiências obtidas, ao ser irradiada a parede vascular dos elementos do polígono de Willis com o laser de Ar.

Material e Técnica

Utilizaram-se artérias do Polígono de Willis, e afluentes e efluentes imediatos, obtidos de necrópsias nas faixas de 15-25 anos e 40-60 anos. Até o momento da radiação, os vasos foram conservados por dois métodos: em Ringer-Lactato a -25ºC, ou em Nitrogênio líquido.

As fontes de radiação foram lasers de argônio, emitindo em forma contínua na faixa 4579-5145 Å, com potência máxima em "multiline" de até 4 Watts.

O material foi irradiado com potências crescentes de 50 mW até 1,5 Watts, em tempos também crescentes de 0,1 seg. até 15 minutos. Utilizaram-se feixes de 3 diâmetros diferentes, a saber: 0, 1, 0,5 e 1 mm.

Primeiramente, se procurou definir os efeitos de perfuração e de retração, registrando-se e analisando-se os valores de tempo e potência.

O material foi estudado macro e microscopicamente. Para a observação histológica, utilizou-se a coloração de rotina de hematoxilina-eosina. Para identificaçao da lâmina elástica foi usado o método de coloração de Unna-Tanzer (Resorcina).

Resultados

As figuras 1 e 4 mostram as fotografias, feitas com microscópio cirúrgico, do material irradiado.

Em relação à perfuração e seu limiar, os dados são ordenados na Tabela I, e num sistema de coordenadas (Gráfico I) onde os parâmetros relacionados são Potência (y) e Tempo (x), com diâmetro de feixe fixo de 0,1 mm.

Medido o grau de correlação, obteve-se um coeficiente de - 0,94 (Ver gráfico). Vemos que existe uma correlação que se aproxima à correlação perfeita negativa (: -1).

A Curva de Regressão seria uma função não-linear, provavelmente do tipo $y = a\ x^b$.

Quanto ao fenômeno de retração, foi muito mais difícil de lograr definir um limiar; já que o começo do processo de retração é pouco definido à simples observação visual, e mais ainda no momento da retração máxima. Por isso não foi possível tabelar a relação Tempo-Potência e menos ainda procurar calcular uma função.

Porém, foi observado claramente que os diâmetros maiores de radiação (1 mm) são mais favoráveis à retração, produzindo mais tardiamente perfuração, quando trabalhando no tronco basilar e artéria cerebral posterior.

Nestas condições, tivemos a impressão de que na potência de 250 mW com diâmetros de 1 mm, era obtida uma relação de parâmetros muito adequada, pelo aumento substancial de tempo, levando a uma boa margem de segurança, para produzir uma retração controlada.

O processo de retraçao aparenta começar entre os 20 e 30 segundos , progredindo o fenômeno até os 4 - 5 min. . Neste momento começou a aparecer cavitação gasosa e carbonização, sem perfuração (Ver figuras).

Estudo histológico

Nos cortes em que houve perruração, notou-se que, a este nível, a parede vascular mostrava-se retraída, com aumento da eosinofília, não identificando-se mais os componentes habituais das diferentes camadas.

Nos fragmentos em que a perfuração era parcial, a parede do vaso , neste ponto, mostrou uma retração dos seus constituintes, principalmente da lâmina elástica interna.

Discussão

O laser de argonio foi o primeiro a ter uma aplicação definida e continuada na terapêutica médica humana, mais especificamente na oftalmologia (5).

O amplo uso do laser de Ar na oftalmologia, se deve ao fato de que os meios transparentes oculares oferecem uma "janela óptica" a esta radiação, não sendo por ela lesados quando da sua passagem, nem diminuindo apreciavelmente sua potência.

Mais recentemente, tem-se procurado a aplicação na gastroenterologia, tentando aproveitar o efeito fotocoagulante em afecções hemorrági -

cas do aparelho digestivo alto (2). Isto tem sido possível pela propriedade desta radiação de ser transmitida através de fibras ópticas (tanto de quartzo quando de plástico).

Na dermatologia, também tem-se encontrado uma razoável aplicação clínico-terapêutica para abordar diferentes tipos de tumores vasculares cutâneos (1-3), sendo para isto aproveitada a absorção máxima da hemoglobina (542 nm) perto do comprimento de onda do Ar.

Na neurocirurgia, tem sido utilizado para o tratamento das neoplasas primárias do encéfalo. Para aumentar a sensibilidade destas ao Ar, tem sido administrada a laranja de acridina (4), não havendo ainda resultados fora do campo experimental.

Mais relacionado com a patologia vascular, Macruz (7) em nosso meio, tem realizado experiências com laser de Ar para destruição, "in vitro", de placas de ateroma da aorta.

Nosso trabalho tem sido a observação dos efeitos da aplicação desta radiação nas grandes artérias intracranianas.

O objetivo é conseguir uma radiação estimulada que possa ser controlada com uma grande margem de segurança, com a qual se pretende criar uma ferramenta que permita a coagulação de aneurismas saculares e mal-formações arteriovenosas intracranianas com um mínimo de morbidade e mortalidade, e um máximo de eficiência.

Os primeiros resultados obtidos são extremamente alentadores. Daremos continuação às experiências " in vitro", até que disponhamos de elementos suficientes para sua aplicação "in vivo".

Bibliografia

(1) APFELBERG, D.B. et al. The argon laser for cutaneous lesions. JAMA, 245: 2073-5, 1981

(2) FRUHMORGEN, P. et al. The first endoscopic laser coagulation in human gastrointestinal tract. Endoscopy, 7:156-7, 1975

(3) GOLDMAN, L. et al. Treatment of portwine marks by an argon laser. J. Dermatol. Surg. 2: 3858, 1976

(4) KAMIKAWA, K. et al. Argon laser treatment of brain tumor sensitized with acridine orange. Med. J. Osaka Univ. 26: 61-7, 1975

(5) L'ESPERANCE, F.A. Jr. Argon and ruby laser phothocoagulation of disciform macular disease. Trans. Am Acad. Ophthalmo. Otolaryngol. 75: 609-11, 1971

(6) MACRUZ, R. et al. Possibilidade terapêutica do raio laser em ateromas. Arou. Bras. Cardiol. 34: 9-12, 1980

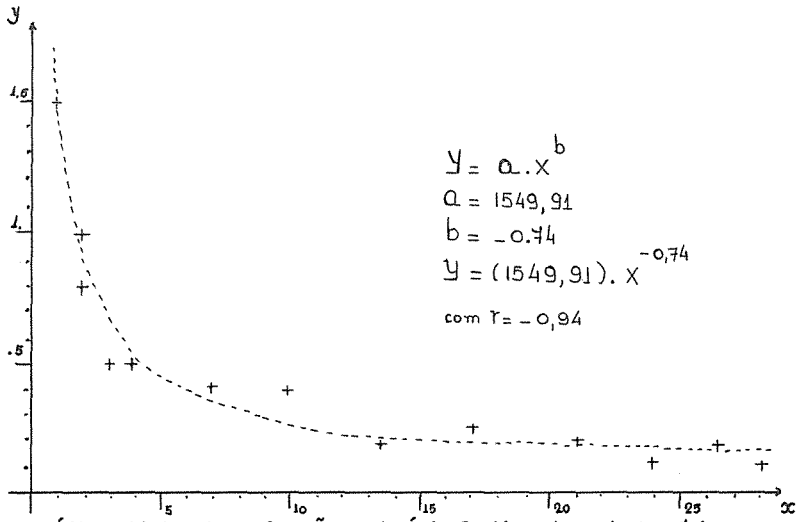


Gráfico: Limiar de perfuração na Artéria Basilar. Laer de Ar; ø 1 mm y= potência em W, x= a tempo em seg. As marcas definem a relação tempo-potência nas experiência em que se obteve perfuração. Linha pontilhada mostra curva de regressão obtida (segundo equação e valores acima citados.

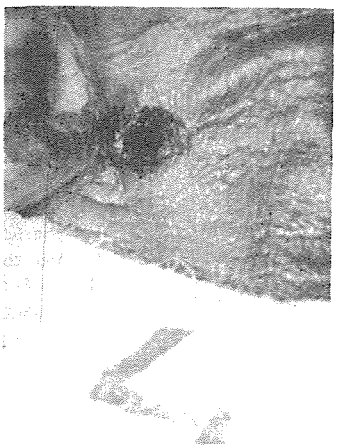


Figura 1. Perfuração com mínima retração (feixe de .1 mm de diâmetro, 250 mW por 45 segundos).

Figura 2. Perfuração e retração (feixe de .5 mm, 250 mW por 2 min 30 seg).

8°. CONGRESSO BRASILEIRO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA
UFSC, Florianópolis, Brasil — 7-10 - Novembro - 1983

ULTRASONIC OSTEOMETRY IN RHEUMATIC JOINT DISEASES

A.J.Bundonis, G.S.Petrulytė, V.J.Alekna
Institute of Experimental and Clinical Medicine,
Vilnius, Lithuanian SSR, USSR

ABSTRACT

The possibility of using ultrasound (US) in the diagnosis of rheumatic joint diseases was investigated. The spread US waves in the osseous tissue was studied in patients with rheumatoid arthritis and osteoarthrosis as well as in practically healthy persons. An echoosteometer operating at a frequency of 120 KHz was employed to evaluate the velocity of US spread in the bones of upper and lower limbs. The design of the device allowed to eliminate, if necessary, the influence of soft tissue covering the bones examined. A significant difference in US spread velocity between healthy and pathologically altered osseous was revealed. The US velocity was also found to depend on functional significance of the osseous elements of the joint, what points out to a high sensitivity of method employed. Ultrasonic osteometry is suggested to have good prospects in the rheumatology clinic.

INTRODUCTION

The rheumatic diseases of joints, rheumatoid arthritis (RA) and osteoarthrosis (OA) in particular, strongly affect biomechanics of the joints. As a rule, pathological changes embrace not only intraarticular elements, i.e., the synovial system, but also spread to the osseous tissue. For instance, the evidence exist that, alongside reorganization of mechanical structure of the osseous tissue, with RA certain shifts in its mineral composition are taking place (McDuffie, 1981). In order to define these pathological processes, X-ray technique is chiefly used in rheumatology. Unfortunately, the possibilities it provides remain limited for a number of reasons. Firstly, all the methods of X- ray examination are subjective to a certain extent, secondly, they lack sensitivity. As Л.Дянков (1979)points out, the mineral changes in the bone are likely to be detected using this technique only at 20-30% loss of the mineral component. Besides, repeated X-ray examinations, as it is known, are not desirable for the patients, though the appearance of new drugs, affecting mineral metabolism in the osseous tissue, has made it necessary to exercise dynamic control of osseous structures.

In this connection, the ultra-

sound has alluring prospects as the velocity of its spread is in strict relation to the medium density. Data have been published that US methods of investigation based on the measurement of the US spread velocity in bone, allowed to reveal a 2-3% demineralization of the osseous substance and a 5% alteration of the bone density (Дубров et al., I972, I980). It was the latter finding which predetermined this US osteometric investigation in RA and OA patients to elucidate the principal possibility of the US use in rheumatology clinic. The problem becomes more important while taking in account of that there are but a few publications reporting on US application in diagnosis of the supporting and motor apparatus diseases (Kramps, I978; Bröll et al., I978, I980; Bundonis et al.,I982, I983; Krampač et al., I98I)

MATERIAL AND METHODS

Three groups of people were examined, among them 20 practically healthy persons,25 RA and 20 OA patients All the patients were diagnosed to have RA according ARA criteria, most of them having second-third radiological stage at grade I or II process activity. In the clinical picture of OA the affection of large joints, mainly that of lower limbs, prevailed. In all the cases the OA diagnosis was confirmed by the data of clinical, laboratory, functional and X-ray examinations.

An EOM-0Ic echoosteometer designed at Vilnius Research Institute of Radiometry Devices was employed*. Its work is based on the principle of measuring the time of the US pulse propagation over the bone section under examination. The device provided two modes of operation. The first one directly measuring the time of US pulse propagation between the emitting and receiving heads, was used in those cases when measurements were performed either in the bone areas covered by thin soft tissues, neglecting influence of the latter on the final results, or in the small bones and epiphysis of long bones, when US wave were applied perpendicular to the longitudinal axis of a bone. The second mode, automatically eliminating the influence of soft tissues,was used in case the bones were covered by thick soft tissues. The data obtained with this method are illustrated by Fig.I. The time spent to cover

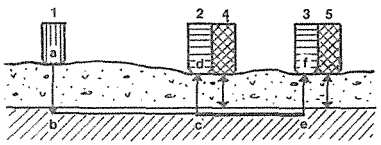


Fig.I. Measurement scheme of US velocity in bones covered by thick soft tissues. I - the emitting head, 2,3 - receiving heads, 4,5 - depth indicators. (For explanation see the text).

the space between the first and the second receiving heads (ce segment) was measured. The process included measurement of the time, during which US impulse covered the space between the emitting and second receiving heads (ab+bc+ce+ef segment), and subtraction from it of the time spent to cover the way from the emitting to first receiving head (ab+bc+cd seg-

* The device was awarded the Grand Gold Medal at International Leipzig Fair in I980.

ment). The measurements and subtraction were performed automatically, taking place only in case the soft tissues thickness under the receiving heads was equal, i.e., cd=ef. Consequently, by subtraction we get:

$$(ab+bc+ce+ef)-(ab+bc+cd)=ce$$

The measurement scheme is set to work by a reflected signal of depth gauges, occuring only in these signals enter the comparison circuit simultaneously.

The receiving heads and depth indicators are housed in a special holder, levelling the thickness of soft tissue under the receiving heads. The holder's construction allows to change, if necessary, the length of the investigated section of a bone.

The measurement scheme of the device operates at a frequency of I20 KHz, while that of depth gauges - at 880 KHz. The output of measurements is realised by digital indicator, the hysteretic error being not over 0.I mksec and miscalculation of time intervals not exceeding $\pm(0.02a+b)$ mksec, where a - the time interval measured, b - hysteretic error of the digital panel.

The US spread velocity was recorded at I6 points of the upper and lower limbs, namely in the metaphyseal sections of proximal phalanges of hands and metacarpal bones, in the basis of patella, in the distal epiphysis of thigh bone as well as in proximal epiphysis and three metaphyseal sections of tibia. The scheme and numeration of the measurement points are presented in Fig.2, which shows that at points I-I3 the US propagation velocity was defined in the direction perpendicular to the longitudinal axis of the bones, while at

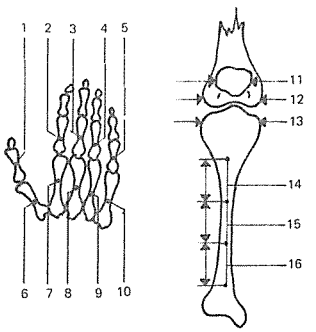


Fig.2. Scheme and numeration of measurement points.

points I4-I6 (metaphysis of tibia) the measurements were performed in section of 70 mm in length, parallel to the longitudinal axis of the bone.

RESULTS

While analyzing the data obtained, our attention was, in the first instance, directed to the sensitivity of the method to reorganization of the osseous tissue in RA and OA, as well as to the extent of correlation of the US osteometry results with other clinical evidence for joint lesions especially with the X-ray examination results. The analysis carried out revealed a number of specific features of the US wave spread in both healthy and patologically affected osseous tissue. One of them was the dependence of US conductivity on the functional significance of bones. As it turned out, the velocity of the US propagation was higher in those bones or their sections, that are subjected to greater functional load in everyday life. This is clearly seen from Figs. 3 and 4 presenting the data on the

lower limb bones.

As the figures suggest, the highest US conductivity, making 3420±34 m/sec in healthy persons, was characteristic of the medium sections of the tibia metaphysis. While approaching

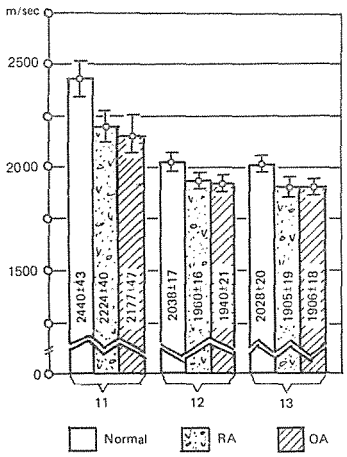


Fig.3. US spread velocity in patella (II) and epiphysis of thigh (I2) and tibian bones.

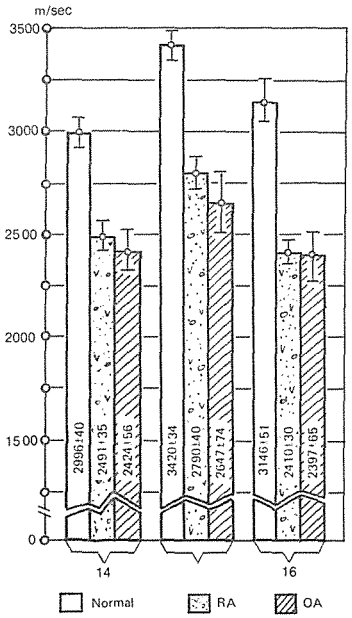


Fig.4. US spread velocity in metaphysis of tibia.

the epiphysis, it becomes decreased, being by 4I% lower in the epiphysis itself (2028±34 m/sec). Undoubtedly, this is related to the different structure and density of the osseous tissue, is finally determined by the functional significance of the bone element. The correlation between the US conductivity and functional load on the bones was corroborated by examinations of the upper limb bones. Here, I-and 2-metacarpal bones demonstrated the highest conductivity. The US velocity in them was by I3 - I9% higher as compared with other bones of hands.

Peculiar shifts in the velocity of the US spread over bones also take place with the development of pathological processes. Our data show that the US conductivity of bones was decreased in both RA and OA, but with different intensity. As one can see from the abovepresented figures, the highest intensity of the US wave deceleration, up to 22% , was al so found in the metaphysis of tibia, i.e., in a rather distant section from affected joint, while in the epi physis the US velocity was decreased only by 5-7%. We consider the latter finding to be of great importance for practical rheumatology, as it shows that both inflammatory (RA) and degenerative (OA) processes affect the whole bone rather significantly.

The extent of correlation between the US osteometry data and other

clinical evidence for the pathological process activity and stage of joint lesions was analyzed by the individual comparison of the whole contingent of patients. In the majority of cases the disease severity completely coincided with the osteometry results, i.e., the deeper the joints were affected the lower was the US velocity in their bones.

CONCLUSIONS

Thus, the data obtained bring about the conclusion that the ultrasonic osteometry represents a highly sensitive method for evaluation of the functional state of a bone, offering good prospects as a diagnostic means in the rheumatology clinic. This technique seems to be especially valuable in those cases where continuous control of the osseous tissue condition is needed, specifically, with hormonal drugs being administrated. At the same time, it should be taken into account that the informativeness of US examinations may be considerably increased if other characteristics, such as coefficients of dispersion and absorbtion, will be determined parallelly to US spread velocity. The peculiarities of US velocity dispersion and the phenomena of the US difraction in the osseous tissue are to be analysed, too.

REFERENCES

(I) H.BRÖLL; I.STENZEL : Ultraschall tomographische Untersuchungen von Kniegelenksergüssen. In:Ultraschalldiagnostik. Herausgegeber: A.Kratochwil und E.Reinold. Thieme, Stuttgart, (I978).

(2) H.BRÖLL; I.STENZEL; I.TAUSCH: Ultraschalltomographie bei reumatischen erkrankungen. Verh.Dtsch.Reumatol. 6: 275-277 (I980)

(3) A.J.BUNDONIS; G.S.PETRULYTE; V.J ALEKNA: Ultrasonic osteometry in the rheumatology clinic. Ultrasound in Biol. a. Med. 8, suppl.I: (I982).

(4) A.J.BUNDONIS; G.S.PETRULYTE; V.J ALEKNA: Ultrasonic investigation of osseous tissue status in rheumatoid arthritis patients of different sex. Abstr. Xth European Congress of Rheumatology, Moscow, June 26-July 2, (I983). (In press).

(5) I.KRAMPAČ; I.JAPELJ; I.KRAJNC: Ultrazvučna dijagnostika ekstraartikularong reumatizma. Reumatizam 28, Nr.5: I49-I53 (I98I).

(6) H.A.KRAMPS: Ultraschalldiagnostik am Bewegungsapparat. In: Ultraschalldiagnostik. Herausgegeber A. Kratochwil und E.Reinold, Thieme, Stuttgart (I978).

(7) F.C.McDUFFIE: Arthritis und Ernährung. Eular. Bull. I0, Nr.I: 3-5 (I98I).

(8) Э.Я.ДУБРОВ; О.В.ТАРУШКИН; Л.Г.ЗИМА: Ультразвуковая диагностика при повреждениях и заболеваниях костей. Хирургия 4: 6I-66 (I972).

(9) Э.Я.ДУБРОВ; Л.Г.ЗИМА: Итоги и перспективы ультразвуковой остеометрии. Ультразвук в физиологии и медицине. Ташкент: 23-24 (I980).

(I0) Л.ДЯНКОВ: Количествено определяне на минералното съдържане на костта. Вънр.болести, I8, №I: I2-I6 (I979)

8°. CONGRESSO BRASILEIRO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA
UFSC, Florianópolis, Brasil — 7-10 - Novembro - 1983

THE USE OF ULTRASONIC PULSED DOPPLER VELOCIMETRY IN THE ASSESSMENT OF MINOR DEGREES OF ARTERIAL STENOSIS

S. J. Calil and V. C. Roberts

Department of Biomedical Engineering, King's College Hospital Medical School, London, SE5, UK.

The presence of minor ulcerations (<40% area reduction) in a complex atheromatous plaque at the carotid artery, a potent factor in causing ischaemic strokes, has a very low probability of detection by the ultrasonic techniques so far developed.

We report the results of a technique developed to test the hypothesis that these small area reductions lead to small flow disturbances close to the vessel wall, and which in turn produce a characteristic wall vibration. Using a multi-channel, triplanar, pulsed Doppler ultrasonic system, we can extract the Doppler shift signals from the sample volume close to or at the wall vessel and subject the signals to on line fast Fourier analysis over frequencies ranging from 20 to 625 Hz. By means of an ECG trigger point it is possible to analyse time intervals of about 50 ms. at any point of the cardiac pulse. Tests have been conducted IN VITRO using a test rig which can generate steady and pulsatile flows. Axisymmetric and non-symmetric stenosis varying from 15 to 50% were cast and glued on the internal wall of tubes made of different materials and bores. The probe can be positioned accurately in three dimensions with respect to the vessel with the aid of a micro-manipulator. This enables the sample volume to be located at any point and also facilitate, the tracking of turbulence along the vessel. As a comparative method, the frequency spectrum from different sites within the same vessel can be compared and studied. The results have shown that in presence of minor disturbances the frequency spectrum presents a steady increase in power up to a certain frequency where its power then significantly falls. The opposite happens in the absence of turbulence where the power of the spectrum reach its maximum point at higher frequencies and in some cases outside the frequency range studied.

Results obtained have confirmed the sensitivity of the technique in detecting flow disturbances caused by small defects in the vessel wall.

Introduction

The occurence of disturbed post-stenotic flow has been very well investigated and confirmed. Turbulence has been demonstrated in laboratory models which have tried to mimic the effects on flow of varying degrees of arterial stenosis (1-5). Although tremendous progress has been made in the understanding of post-obstruction fluid dynamics there are still major difficulties in using this information in the medical field when the fluid disturbance is caused by minor degrees of stenosis, i.e. <40% area reduction (6-7).

Some investigations (8-9) have proposed methods for detection of stenotic sites based on the vibration which is produced on the vessel wall and which is transmitted subsequently to the skin. Although useful, this method can fail to detect minor stenoses due to tissue interference.(10).

The purpose of this investigation has been to study the possibility of detecting stenoses smaller than 30% area reduction by analysing the signals obtained using a range-gated pulsed Doppler velocimeter.

Experimental apparatus and procedure

The pulsed Doppler system used (MAVIS, Picker International) has been described in details elsewhere (11-12). Briefly, the system has an insonation frequency of 4.8MHz. The live beam is divided into 30 adjacent sample gates each of around 0.64mm in length. The pulse repetition rate of the instrument is 5kHz and the depth of the beam can be step varied up to approximately 70mm below the skin surface.

The test rig contained a recirculating blood analog consisting of 5% silcolapse 5000 and 95% distilled water. This was recirculated using a pulsatile pump system, the rate and stroke of which could be varied at will. The Reynolds number used in this current study (derived from the mean velocity at peak systole of approximately 80cm/sec) was around 4,600. Although there are no references in the literature to Reynolds numbers found in the human carotid artery (the main subject of our study), studies have shown (13) that at peak systolic velocities of about 96cm/sec. within the pulmonary vessel the Reynolds number can reach 7,800.

In our in vitro study the stenotic model used was a non-symmetrical contoured shape that was cast and glued onto the tube's internal wall. The area reductions studied were 30%, 20% and 15%. The Doppler signals were extracted from one single range gate placed at different sites inside the tube and were then passed to an external amplifier and filtering system. The signals were stored using a 4-channel FM tape recorder: one channel for ECG (trigger), one channel for the pulse wave obtained from the zero crossing system built within the Doppler device, and two channels for recording the Doppler signals in quadrature. The latter were submitted to fast Fourier transformation and to phase-locked loop processing to derive mean velocity. The results were then presented in the form of a graph of frequency against power density for the FFT (both on a log scale) and frequency (velocity equivalent) against time for the phase-locked loop. To obtain the frequency spectrum, the velocity wave obtained from the zero crossing detector was displayed on a graphics display terminal. Using this display, it was then possible to select an interval of time during the pulse cycle and submit to fast Fourier transformation only the Doppler signals from that period. The results presented below represent an ensemble average of up to 10 samples from each site. The period selected was 52ms, the initial point being at the beginning of the diastolic period.

Experimental results.

Fig.1 illustrates the sites from which the samples were taken. Position 1 represents a distance of 1cm before the stenotic model (upstream edge); 2 is just before the stenosis; 3 is just after the stenosis; 4 is 0.5cm from the downstream edge; 5 is 1cm from the stenosis; 6 is 2cm from the stenosis; 7 is 3cm from the stenosis. Letters A, B and C indicate the stenotic wall (bottom), centre stream and opposite wall (top).

For the 30% stenosis (Fig.2) the frequency spectra show a very well defined configuration at the low frequency region, which indicates a high power density at regions near the constrictions at points near the tube wall which has the stenosis. However, although these patterns do not follow a sequential order in terms of power and proximity they do match with previously reported experiments done under steady flow conditions (11). Furthermore, the results obtained from the phase-locked-loop show a distinctive disturbed configuration at points as far as 2cm downstream (Fig.3). An interesting factor in this picture is a sample taken at a site approximately 1mm above position 3A (see Fig.1). This shows a very low power density for low frequency regions with a quite pronounced reverse flow

indication by the phase-locked-loop (PLL). This indicates that for minor restrictions the wall vibration indicated by the high power density at the low frequency region of the spectra can be detected by this method. By taking further samples at the centre and at the opposite wall downstream a distinctive disturbance pattern at positions 4B and 5C was obtained from the PLL.

Not much can be seen in the frequency spectra obtained from the 20% non-symmetric stenosis apart from a high power density at the low frequency region at a position just before the constriction (position 2A). That is a very constant characteristic in all the experiments we have done. On the other hand, the PLL output has again shown a quite distinctive pattern at positions 3A' (1mm above 3A) and 2A (Fig.4). As before, at position 3A the flow oscillates back and forth while at position 2A after an initial systolic forward surge the flow reverses. No flow disturbance was detected at other sites apart from position 3B.

For the tests with a 15% non-symmetric model the general configuration of the frequency spectrum is the same as for the 20% model. Again, there is a higher power density at position 2A and the PLL output is the one that demonstrates the presence of reverse flow in positions 3A and 2A (Fig.5). Note the similarity of these curves with those shown in Fig.4.

Discussion.

The presence of a higher power density at positions just upstream of a stenosis can be explained by the presence of shock waves at that site. These also produce a wall vibration, evidence of which is found in the frequency spectra even though there is little indication of flow disturbance produced by stenoses around or smaller than 20% area reduction. It can be seen even in the 15% model that there is an overall tendency for each frequency pattern present to have a different slope for each flow position studied (Fig.6). These characteristic changes of slope are also seen with the higher degrees of stenosis. Spectra from positions 3B and 3C tend to a more peaky shape - a reflection of the fact that the velocity at the centre stream is higher, whereas the spectrum obtained from position 3A has a flatter slope which indicates spectrum broadening.

The clinical applicability of this technique will depend on the ability to sample constantly signals arising from near to the wall regardless of the wall movement due to normal pulsation. Further studies which have already been carried out indicate that this should be possible. In conclusion, we believe that the application of spectral analysis of pulsed Doppler signals combined with a PLL instantaneous mean frequency indication can provide a means of indicating arterial narrowing of significantly less than 30%.

Acknowledgements

The authors are indebted to the CNPq (Conselho Nacional de Desenvolvimento Cientifico e Tecnologico) and to Picker International, Ltd. for support with these investigations.

REFERENCES:

(1) A.M.A. KHALIFA & D.P. GIDDENS: Characterisation and evolution of post-stenotic flow disturbances. J.Biomechanics, 10: 279-296 (1981).

(2) J.T. COX, J.D.A. von HOFTEM & NOD H.C. HWANG: Investigation of pulsatile flow field downstream from a model stenosis. J.Biomechanical Engng, 101: 141-149 (1979).

(3) B.M. KIM & W.H. CORCORAN: Experimental measurements of turbulence spectra distal to stenoses. J.Biomechanics, 7: 335-342 (1979).

(4) C. CLARK: The fluid mechanics of aortic stenosis - II: unsteady flow experiments. J.Biomechanics, 9: 567-573 (1976).

(5) R.A. CASSANOVA & D.P. GIDDENS: Disorder distal to modelled stenoses in steady and pulsatile flow. J.Biomechanics, 11: 441-453 (1978).

(6) D.S. SUMNER, J.B. RUSSELL & R.D. MILES: Is a noninvasive test sufficiently accurate to identify patients in need of carotid arteriography? Surgery, 700-706 (1982).

(7) D.S. SUMNER, J.B. RUSSELL & D.E. RAMSEY et al: Noninvasive diagnosis of extracranial carotid arterial disease. Archives of Surgery, 114: 1222-1229 (1979).

(8) A.S. LEE & C.F. DEWEY: Phonoangiography: a new non-invasive diagnostic method for studying arterial disease. Proc.Nat.Acad.Sci., 64: 935-942 (1970).

(9) R.L. KIRKOEIDE, D.F. YOUNG & N.R. CHOLVIN: Wall vibrations induced by flow through simulated stenosis in models and arteries. J.Biomechanics, 431-441 (1977).

(10) J.J. FRIDBERG: Pseudo-sound generation of atherosclerotic constrictions in arteries. Bulletin of Mathematical Biology, 36: 143-153 (1974).

(11) S.J.CALIL, J.C. GRAHAM & V.C. ROBERTS: Ultrasonic Doppler vessel imaging in the diagnosis and treatment of arterial disease. Acoustical Imaging, vol. 12: Academic Press, London, 517-528 (1982).

(12) P.J. FISH: Recent progress in the field of Doppler devices. Proc. of the Int.Symp. on Recent Advances in Ultrasound Diagnosis, 54-63 (1977).

(13) D.A. McDONALD: Blood flow in arteries. Camelot Press Ltd., Southampton, Great Britain, 83 (1974).

Fig 1 : Sites of measurements within the tube

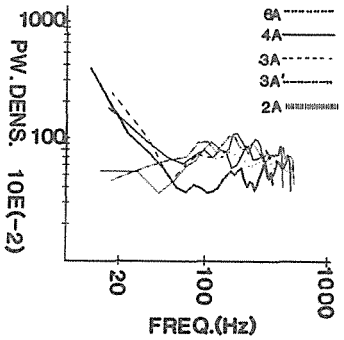


Fig 2 : Frequency spectra from the 30% area reduction at positions 6A, 4A, 3A, 3A', 2A. Log-Log plot of power density against frequency.

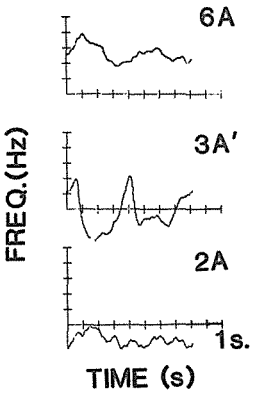


Fig 3 : Phase-locked-loop results from positions 6A, 3A, 2A for 30% area reduction. Linear plot of frequency against time.

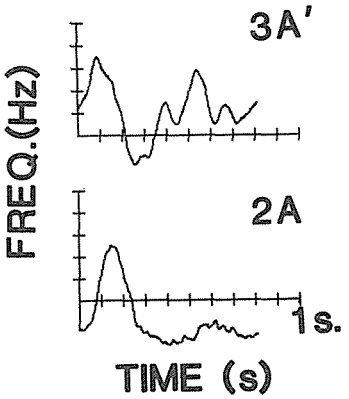


Fig 4 : Phase-locked-loop results from positions 3A', 2A, for 20% area reduction. Linear plot of frequency against time.

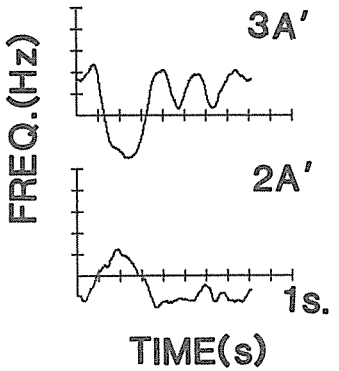


Fig 5 : Phase-locked-loop results from positions 3A' and 2A' for 15% area reduction. Linear plot of frequency against time.

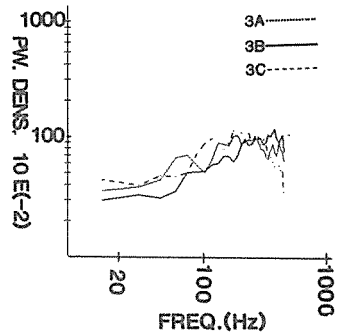


Fig 6 : Frequency spectra from the 15% area reduction at positions 3A, 3B, 3C. Log-Log plot of power density against frequency.

8°. CONGRESSO BRASILEIRO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA
UFSC, Florianópolis, Brasil — 7-10 - Novembro - 1983

APLICAÇÃO DE DISCRIMINANTE PARA O ESTUDO DO COMPORTAMENTO DA FREQÜÊNCIA CARDÍACA

M.E.Camargo*, R.Radharamanan*, J.E.Riguera** e G.B.Sortica*

*Universidade Federal de Santa Maria - RS
**Universidade Federal de Viçosa - MG

Neste trabalho, são apresentados os conceitos elementares da análise discriminante como método que permite identificar, com base em várias medições numéricas, o grupo ou a população a que pertence um sujeito. Esta técnica foi aplicada para analisar o comportamento da freqüência cardíaca no teste cicloergométrico, aplicado a dois grupos de sujeitos, formados de 15 elementos cada um, os quais foram submetidos aos métodos "Circuit-Training" e "Power-Training", durante 16 sessões, sendo medida a freqüência cardíaca em repouso, a freqüência cardíaca após o esforço e a freqüência cardíaca de recuperação em 2 minutos. Esta técnica permitiu distinguir os sujeitos em relação à freqüência cardíaca com 90% de fidedignidade.

THE STUDY OF CARDIAC FREQUENCY BEHAVIOUR BY DISCRIMINANT APPLICATION

ABSTRACT:

In this paper, the elementary concepts ofdiscriminant analysis are presented as a method that permits to identify, with base in various numerical measurements, the group or the population to which a subject belongs. This technique was applied to analyse the behaviour of the cardiac frequency in the ergometric cycle test. This test was applied to two groups of subjects, each group containing 15 elements and were submitted to the methods Circuit-Training and Power-Training during 16 sessions. The following measurements were made: the cardiac frequency in repose, the cardiac frequency after effort and the recovery of cardiac frequency in 2 minutes. This technique permitted to distinguish the cardiac frequency of the subjects with 90% fidedignity.

INTRODUÇÃO

A análise discriminante é uma técnica estatística amplamente utilizada (Aranda e Méndez, 1977; Baz, 1977; Dhrymes, 1977). Tanto na biologia e medicina, como na ciência do esporte, é freqüente que se busque distinguir se um determinado elemento pertence ou não a uma certa população de elementos, pois o problema da análise discriminante é descobrir, com base nas observações de k características dos elementos de n amostras, critérios (funções discriminantes) que permitam classificar um novo elemento em uma das N populações que forneceram as amostras (Peters e Summers, 1973).

Qualquer indivíduo pode ser designado para um grupo possuindo as características "apropriadas" àquele grupo. Geralmente, podemos ver se um indivíduo é homem ou mulher,

mas na dúvida podemos pergunta-lhe. A identificação, com efeito, designa o indivíduo para um dos dois grupos, masculino ou feminino. O mesmo acontece na previsão do câncer do pulmão pelo hábito de fumar cigarros. O pesquisador designa pessoas para o grupo dos que contem câncer no pulmão ou dos que não o contem com base no conhecimento do hábito de fumar cigarros. Quanto maior a relação entre o cigarro e o câncer, mais bem sucedida a predição. Os pesquisadores educacionais designam crianças a grupos de aproveitamento adequado e a grupos de aproveitamento inadequado, com base nos resultados de testes de aptidão, notas, medidas de atitude, medidas de classe social, sexo, e em outras variáveis e medidas. Os professores, igualmente, designam seus alunos a grupos de conceitos A, B, C, D e E, por exemplo - com base no desempenho, em testes, trabalhos de aproveitamento, tarefas especiais e até julgamentos pessoais.

A análise discriminante é uma forma muito útil de análise multivariada, cuja principal tarefa é predizer a participação de um determinado elemento em um grupo (Morrison, 1978). Percebe-se que é necessário conhecer a priori, as N populações em que se deseja classificar o novo elemento sendo este ponto uma das limitações da análise discriminante.

Neste trabalho, utilizou-se um caso aplicado à medicina do esporte em que um treinador estudou o comportamento da freqüência cardíaca no teste cicloergométrico, aplicado a três grupos de atletas que foram submetidos a três diferentes métodos de treinamento "Interval-Training","Circuit-Training" e "Power-Training" durante 16 sessões. Buscando através da análise discriminante uma função linear que classifique um novo atleta, em um dos métodos de treinamento, para o qual se conhece somente os valores das variáveis: freqüência cardíaca em repouso, freqüência cardíaca após o esforço e a freqüência cardíaca em recuperação (Mathews, 1978). A freqüência cardíaca é uma das variáveis fisiológicas que permite avaliar algumas adaptações orgônicas ao esforço físico realizado. O registro da freqüência através do teste cicloergométrico representa um fator importante para a medicina desportiva, pois possibilita a determinação da intensidade do esforço durante o desenvolvimento de um método de treinamento. A pesquisa partiu do estudo de três métodos de treinamento, para os quais, após coletados os dados foi feito um teste preliminar de análise de variância para verificar se realmente $\sigma_1^2 = \sigma_2^2 = \sigma_3^2$ e $\mu_1 \neq \mu_2 \neq \mu_3$, isto é, se as variâncias eram iguais e se havia diferença significativa entre as médias dos três métodos utilizados. Como os resultados do método de treinamento "Interval-Training" em média não diferiram significativamente dos resultados dos outros métodos, não satisfazendo uma das exigências da técnica da análise discriminante, foi abandonado, utilizando-se somente os outros dois métodos.

MODELO ESTATÍSTICO PARA DISCRIMINAÇÃO LINEAR

Presume-se que unidades individuais de duas populações aparecem misturadas e ao acaso. Antes de serem atribuídas é impossível dizer-se a que população uma unidade pertence. Observando-se k características (X_1, ..., X_k) de cada unidade, estas duas

populações são de medidas normais multivariadas nas variáveis k.

Admite-se que $\sigma^2_{ii.1}$ seja a variância da i-ésima variável na primeira população; e, $\sigma_{ij.1}$ a covariância das i-ésima e j-ésima variáveis na primeira população. Os equivalentes para a segunda população vêm a ser $\sigma^2_{ii.2}$ e $\sigma_{ij.2}$. Sendo que a matriz variância-covariância da primeira população é igual, componente por componente, à matriz variância-covariância da segunda população, ou

$|\sigma_{ij.1}| = |\sigma_{ij.2}|$ para todos os pares (i,j) formados dos números 1,. ..., k.

Assim, adotar-se-á a notação:

σ^2_i = variância da i-ésima variável, em quaisquer das populações;

σ_{ij} = covariância das i-ésima e j-ésima variáveis.

Admite-se que as populações diferem quanto as suas médias, onde,

μ_{ij} = média da i-ésima variável (i=1,. ..., k) na j-ésima população (j=1,2).

Considerando a igualdade das matrizes variância-covariância, as duas populações são idênticas em todos os aspectos, exceto quanto as suas médias. Assim, pode-se constituir duas populações normais univariadas, submetendo cada possível observação k-variadas, nas duas populações, a seguinte transformação linear.

$$D = \alpha_1 X_1 + ... + \alpha_k X_k \qquad (1)$$

e as populações resultantes terão idênticas variâncias, isto é,

$\sigma^2_{D.1} = \sigma^2_{D.2} = \sigma^2_D$, por suas médias, porém, $\mu_{D1} \neq \mu_{D2}$. Se os valores numéricos para os α_i são encontrados pela solução do sistema de equações lineares:

$$\begin{aligned}
&\alpha_1\sigma^2_1 + \alpha_2\sigma_{12} + ... + \alpha_k\sigma_{1k} = \mu_{11} - \mu_{12} \\
&\alpha_1\sigma_{21} + \alpha_2\sigma^2_2 + ... + \alpha_k\sigma_{2k} = \mu_{21} - \mu_{22} \\
&\cdots\cdots\cdots\cdots\cdots\cdots\cdots\cdots \\
&\alpha_1\sigma_{k1} + \alpha_2\sigma_{k2} + ... + \alpha_k\sigma^2_k = \mu_{k1} - \mu_{k2}
\end{aligned} \qquad (2)$$

pode-se, então, dizer que estes valores de α_i maximizarão a expressão,

$$\Delta^2 = \frac{(\mu_{D1} - \mu_{D2})^2}{\sigma^2_D} \qquad (3)$$

Assim, encontrando-se α_i desta maneira maximizar-se-á o quadrado da diferença entre as médias das observações transformadas pela unidade de sua variância. Se o quadrado da diferença é um máximo, também o será a diferença por unidade de dispersão. Com o valor de D encontrado em (1), pode-se descobrir o valor crítico c, que é dado pela expressão:

$$c = (\mu_{D1} + \mu_{D2})/2 \qquad (4)$$

Assim, com o valor crítico c, pode-se classificar um novo indivíduo X em uma das duas populações, como pode ser visto na Fig.1. Ao encontrar-se os

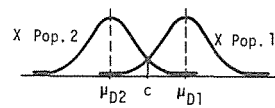


Fig.1 Distribuição conjunta de Z quando X pertence a população 1 ou 2, com média (μ_{D1} ou μ_{D2}) e variância (σ^2_D).

valores de α_i nas equações (2), chamar-se-á de função discriminante linear. É interessante acentuar que as equações (2) empregadas para achar os coeficientes para essa função, são diferentes em relação às equações normais usadas na regressão e correlação múltipla. O lado direito do sistema de equações (2) são diferenças em médias, e não em covariâncias de cada variável independente com

relação à variável dependente.

ESTIMAÇÃO

O método de estimação usado foi o seguinte:
Foram tomadas duas amostras, cada uma formada de 15 elementos referentes aos métodos "Circuit-Training" e "Power-Training". Para cada elemento de cada amostra, utilizou-se as variáveis: freqüência cardíaca em repouso, freqüência cardíaca após esforço e freqüência cardíaca de recuperação após 2 minutos, construindo-se assim a tabela 1.

dos mesmos. Sendo:

$$x_{\hat{i}} = (X_{\hat{i}} - \bar{X}_{\hat{i}})$$

$$\bar{X}_{\hat{i}} = (\Sigma X_{\hat{i}})/n, \quad i = 1, 2, 3.$$

Para se obter estimação fidedignas, foram utilizados os dados da tabela 3, a qual contém as médias para as três variáveis X, dentro das duas amostras, e as diferenças entre essas médias.

Para o caso em estudo, pode-se formular, com base nos dados das tabelas 2 e 3, o sistema linear que permitirá estimar os valores de a_i,

Tabela 1 Comportamento da freqüência cardíaca no teste cicloergométrico, aplicado a dois grupos de sujeitos, que foram submetidos a dois métodos de treinamento, durante 16 sessões

Sujeitos	CIRCUIT-TRAINING			POWER-TRAINING		
	Fc repouso-X_1	Fc após esforço-X_2	Fc de recuperação após 2 minutos- X_3	Fc repouso-X_1	Fc após esforço-X_2	Fc de recuperação após 2 minutos- X_3
1	84	139	110	82	144	121
2	74	126	101	77	160	131
3	76	136	116	74	149	121
4	76	146	122	63	165	130
5	76	135	112	78	148	118
6	74	132	109	72	160	131
7	80	150	124	79	144	127
8	68	154	117	68	158	125
9	72	147	118	67	136	112
10	76	156	124	66	164	123
11	62	131	94	59	150	111
12	78	127	98	73	163	128
13	80	148	121	71	160	129
14	60	133	104	68	136	104
15	72	140	113	76	157	126

Para desenvolver este método de estimação, em primeiro lugar estimou-se a matriz variância-covariância das populações. Os dados necessários aparecem na tabela 2, na qual a linha inferior mostra os tamanhos das amostras para os grupos em estudo e para o grupo combinado. As linhas anteriores mostram para as três variáveis X, o somatório dos quadrados dos desvios e os produtos dos desvios para cada grupo, com respeito às médias

Tabela 2 Soma dos desvios quadráticos, soma dos produtos dos pares e tamanhos amostrais

Elementos	Grupo 1	Grupo 2	Combinação 1-2
Σx_1^2	587,73	571,73	1.159,46
Σx_2^2	1.302,00	1.342,93	2.644,93
Σx_3^2	1.264,40	921,73	2.186,13
$\Sigma(x_1x_2)$	180,00	- 139,47	40,53
$\Sigma(x_1x_3)$	386,40	237,27	623,67
$\Sigma(x_2x_3)$	1.120,00	870,47	1.990,47
n	15	15	30

Tabela 3 Médias e diferenças entre as médias

Médias	Grupo 1	Grupo 2	Diferença 1 e 2
$\bar{X}_1$	73,87	71,53	2,,34
$\bar{X}_2$	140,00	152,93	- 12,93
$\bar{X}_3$	112,20	122,47	- 10,27

que é uma estimativa dos α_i:

$$a_1\Sigma x_1^2+a_2\Sigma(x_1x_2)+\ldots+a_k\Sigma(x_1x_k) = \Delta\bar{X}_1$$

$$a_1\Sigma(x_1x_2)+a_2\Sigma x_2^2+\ldots+a_k\Sigma(x_2x_k) = \Delta\bar{X}_2$$

$$\ldots\ldots\ldots\ldots\ldots\ldots\ldots\ldots$$

$$a_1\Sigma(x_1x_k)+a_2\Sigma(x_2x_k)\ldots+a_k\Sigma x_k^2 = \Delta\bar{X}_k$$

em que $\Delta\bar{X}_i = \bar{X}_{i1} - \bar{X}_{i2}$ (5)

que é a diferença nas médias da i-ésima variável para os dois grupos. Resolvendo-se o sistema de equações lineares, encontra-se a estimativa amostral da função discriminante:

$$D = 0,004637X_1-0,001362X_2-0,004781X_3 \quad (6)$$

A partir da equação (6), pode-se encontrar as estimativas das médias das populações "Circuit-Training" e "Power-Training" de valores D. Genericamente,

$$\bar{D}_j = a_1\bar{X}_{1j}+a_2\bar{X}_{2j}+a_3\bar{X}_{3j} \quad (7)$$

determina a estimativa da média da função discriminante para a j-ésima população, encontrando a discriminante das médias de X_i para a amostra daquele grupo. Tem-se os valores de $\bar{X}_i$ na tabela 3. Daí,

$\bar{D}_1$ = 0,004637(73,87) - 0,001362(140,00) - 0,004781(112,20) = -0,384573

$\bar{D}_2$ = 0,004637(71,53) - 0,001362(152,93) - 0,004781(122,47) = -0,462135

Além dos $\bar{D}_j$, necessita-se de uma estimativa do desvio padrão das duas populações, a fim de determinar as estimativas das probabilidades de classificação correta para um novo elemento, com medidas conhecidas X_1^*, X_2^*, X_3^*, em um dos grupos estudados.

Pode-se obter tal estimativa substituindo as duas séries de amostras de valores X na equação (6), computando S_{D1}^2 e S_{D2}^2 para as duas séries, e reunindo essas estimativas de variância. Esta estimativa, contudo, não seria imparcial. Assim, como se tem a função discriminante amostral pode-se encontrar

$$S_D^2 = (\bar{D}_1 - \bar{D}_2)/(n_1+n_2-4) \quad (8)$$

em que S_D^2 é o estimador imparcial de σ_D^2. Daí, no caso em estudo tem-se,

S_D^2=((-0,384573)-(-0,462135))/26

= 0,002983

Com os valores de S_D^2 e $\bar{D}_1$ e $\bar{D}_2$ pode-se encontrar:

$$\Delta^2 = (\mu_{D1} - \mu_{D2})^2/(\sigma_D^2)$$

$$= \frac{((-0,384573)-(-0,462135))}{0,002983} = 2,0166$$

Logo a diferença entre as médias observadas pela a unidade de desvio-padrão é de 1,42. Assim utilizando-se a distribuição normal reduzida tem-se a probabilidade de 90% de classificação correta de um novo indivíduo.

CÁLCULO DO VALOR CRITICO "c"

Utilizando-se a equação (4) pode-se encontrar o valor c, que permitirá classificar um novo elemento X na população 1 ou na população 2. De um ponto de vista prático, tendo-se um sujeito cuja a população se ignora, mas se conhece os valores de X_1, X_2 e X_3, sejam X_1^*, X_2^* e X_3^*, se calcula o valor D^*, que será:

$$D^* = a_1X_1^* + a_2X_2^* + a_3X_3^*$$

Se este valor D^* é menor que o valor crítico c, ou seja, o ponto na qual a probabilidade de que o indivíduo pertença a qualquer das populações é

a mesma, o indivíduo se classifica na população 2 (Fig.1), caso contrário o indivíduo se classifica na população 1.

ANÁLISE DE VARIÂNCIA EM DISCRIMINAÇÃO

Em geral, deseja-se saber a hipótese de que a função discriminante da população não discrimina. Isto equivale a verificar que os α_i são todos iguais a zero. Para isso, um teste de análise de variância pode ser empregado (tabela 4).

Tabela 4 Análise de variância para a função discriminante

Fonte de variação	SQ	GL	QM	F_c
Discriminante	kY^2	p	kY^2/p	
Erro residual	Y	n-p-1	$Y/(n-p-1)$	$\frac{kY^2/p}{Y/n-p-1}$

Onde:

$k = (n_1 n_2)/(n_1+n_2)$; $Y = \bar{D}_1 - \bar{D}_2$;

p = número de variáveis X na função discriminante;

n = soma do número de elementos dos pares de grupos;

SQ = soma dos quadrados;

GL = graus de liberdade;

QM = quadrados médios;

F_c = função de teste F calculado.

A quantidade kY^2 é igual a soma dos quadrados entre as médias, de cada duas amostras; e, Y é a soma dos quadrados dentro das amostras. Para o caso em estudo:

$k = (15.15)/30 = 7,5$; $p = 3$; $n = 30$;

$\bar{D}_1 = -0,384573$; $\bar{D}_2 = -0,462135$;

$Y = 0,077562$;

e o cálculo da análise de variância é mostrado na tabela 5.

Como $F_c > F_{0,90;3,26}$ conclui-se que a função discriminante, pode ser usada para classificar um novo elemento,

Tabela 5 Cálculo da análise de variância

Fonte de variação	SQ	GL	QM	F_c
Discriminante	0,045119	3	0,015040	
Erro residual	0,077562	26	0,002983	5,04

$F_{0,90;3,26} = 2,31$.

em um dos grupos estudados, quando é conhecida a freqüência cardíaca em repouso, a freqüência cardíaca após esforço e a freqüência cardíaca de recuperação, pois a hipótese de não haver discriminação é rejeitada.

CLASSIFICAÇÃO DE UM ELEMENTO EM UMA DAS POPULAÇÕES

Tomando-se um elemento que possui os seguintes valores para cada uma das variáveis em estudo:

$X_1^* = 66$; $X_2^* = 137$; $X_3^* = 130$; então,

$D^* = -0,502082$.

Logo o elemento cujos valores são X_1^*, X_2^* e X_3^* se classifica na população 2 porque D^* é menor do que c (-0,423354). Assim, qualquer treinador que conhecer as variáveis X_1^*, X_2^* e X_3^* dos seus atletas poderá classificá-los para um dos dois métodos de treinamento "Circuit-Training" ou "Power-Training" com uma garantia de 90% que estará classificando corretamente, no tipo de treinamento que proporcionará melhor rendimento.

CONCLUSÃO

A aplicação do método de análise discriminante para dois grupos diferentes de treinamento ("Circuit-Training" e "Power-Training"), forneceu base para se classificar qualquer atleta em um dos métodos de treinamento, desde que se conheça as medidas

das freqüências cardíacas, ou seja, (X_1^*, X_2^* e X_3^*), que constituem o vetor X. Essa técnica pode ser utilizada para outros casos, em que se deseja classificar um indivíduo, por exemplo, num grupo de elementos normais ou num grupo de hipertensos, através de medidas ecocardiográficos.

Pode-se dizer que a equação discrimina os indivíduos com 90% de fidedignidade e a probabilidade de uma classificação correta é de 90%, considerando um valor altamente significativo, e a probabilidade de erro na classificação é de 10%.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

(1) O.F.J. ARANDA & I.MÉNDEZ : Analisis discriminante. México, IIMAS (1977).

(2) T.G.BAZ : Clasificación baysesiana aplicada y percepción remota. México, UNAM, IIMAS (1977).

(3) P.J. DHRYMES : Econometrics: Statistical foundations and applications. New York, Harper and Row (1977).

(4) D.F. MORRISON : Multivariate statistical methods. McGraw-Hill (1978).

(5) D.K. MATHEWS : Medida e avaliação em educação física. 5 ed. Rio de Janeiro (1978).

(6) W.S. PETERS & G.W. SUMMERS : Análise estatística e processo decisório. Editora Universidade de São Paulo (1973).

8°. CONGRESSO BRASILEIRO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA
UFSC, Florianópolis, Brasil — 7-10 - Novembro - 1983

A SPECIAL DIGITAL PROCESSOR FOR ON-LINE ECG-EEG ANALYSIS

V. Cappellini, P. L. Emiliani, P. F. Pellegrini

Istituto di Elettronica-Università and IROE-CNR
Via Panciatichi 64 - 50127 Firenze Italy

The actual importance of digital filtering techniques for on-line biomedical signal analysis is outlined, in particular to perform band-pass analysis and spectral estimation. The advantages of digital filtering processing are described, showing how a time-frequency analysis can be performed, extracting for instance single or multiple frequency components and presenting them in the time domain, while the overall spectral structure is in parallel obtained.

A special digital processor is presented to perform on-line multiple filterings and spectral estimations on ECG-EEG signals. High efficiency FIR digital filters used in the processor are described, assuring no phase distortion. The detailed structure of the processor, containing three main parts (the input-output unit, the digital filtering unit or band-pass analyser and the spectral estimator), is presented. Two hardware implementations are shown in details: one processing 4 input signals and giving a 16 band-analysis and a spectral estimation for each signal; another faster, but more expensive, processing up to 16 input signals in the same way as the above one. It is outlined how in both hardware implementations a wide use of LSI-VLSI digital circuits and microprocessors is actually made.

Experimental results, obtained in on-line ECG-EEG signal processing, are reported, showing how these results can be indeed very useful for clinical interpretation of pathological situations (as epileptic state or anesthesy level monitoring through EEG analysis).

1. Introduction

The digital methods and techniques are becoming of increasing interest for on-line processing of biomedical signals, due to several reasons: high efficiency which is obtainable; flexibility and adaptivity of operation; decreasing cost of "hardware" implementation for the availability of "very large scale integration" (VLSI) digital circuits and microprocessors. The high efficiency is in particular connected to the high precision and accuracy with neglegible amplitude and phase distortion and to the large number of signals which can be processed by a single system. The above advantages are indeed very significant in the processing of low-frequency biomedical signals as ECG-EEG.

One important technique of digital processing is represented by digital filtering permitting to perform any filtering operation and in particular band-pass analysis and spectral estimation (1). This approach can present advantages on other techniques (such as FFT) in some on-line biomedical signal processing applications, due to the fact that time-frequency analysis are contemporaneously performed, extracting for instance single or multiple frequency components in the time domain, while the overall spectral structure - related to easily selectable time intervals - is in parallel obtained.

A special digital processor is presented in the following, to perform multiple filterings and spectral estimations on ECG-EEG signals. Two implementation solutions are indeed described, having different structure and complexity, and experimental results are reported.

2. Digital processor implementation

The implemented digital processor uses digital filtering techniques. As it is known, a linear digital filter can be defined by a relation as (1)

$$y_n = \sum_{k=0}^{N-1} a_k x_{n-k} - \sum_{k=1}^{M-1} b_k y_{n-k} \qquad (1)$$

where: x_n are the input data (samples of the biomedical signal, $x_n=x(nT)$, T being the sampling interval); y_n are the output data (samples of the filtered signal); a_k and b_k are the coefficients defining the

frequency response. If in the relation (1) the coefficients b_k are zero, the filter is called of FIR (finite impulse response type), otherwise it is of IIR (infinite impulse response) type. Digital filters of FIR type have in general a "non-recursive" structure, while filters of IIR type have a recursive structure.

Non-recursive FIR filters have interesting characteristics for biomedical signal processing: linear phase characteristics preventing any phase distortion; sure stability. These filters (designed through the window method - in particular by using Cappellini windows - or the equiripple method) are used in the implemented processors (1).

The built digital processor has three main parts: the input-output unit; the digital filtering unit (band-pass analyser); the spectral estimator.

The first part has an input unit, constituted by an analog multiplexer for 4 input signals, a sampler and an analog-to-digital (A-D) converter giving 8 bit words (the sign being enclosed). The output unit can receive up to 128 output data - 16 band-pass filterings for any input signal (64 data) plus 4 spectral estimations each one with 16 data (64 data) - converting them in analog form through a digital-to-analog (D-A) converter. The filtered data (band-pass analysis) and the spectral estimations can be sent to a chart-recorder, a magnetic recorder, a video display or a printer.

The second part performs up to 64 band-pass filterings on the 4 input data and is constituted by the following sub-units: an arithmetic unit having economic serial-parallel multipliers and serial accumulator arranged in 4 parallel processing lines (digital filters having up to 255 coefficients, each coefficient being represented with 16 bits, can be implemented); a micro-programmed control unit, constituted by an EPROM memory containing control signals and data and by a sequencial counter; a coefficient memory, using EPROM memories containing 4096 words of 16 bits and having a parallel-serial converter to interact with other units; an input sampled data memory, using RAM memories containing 1024 words of 8 bits.

The third part performs 4 spectral estimations on 4 input signals, by using the filtered data given by the second part (analysis with 16 adjacent band-pass filters). In the normal implementation the spectral estimation is performed by evaluating the r.m.s. values of each band-pass filtering. A serial-parallel multiplier is used to perform the square values, giving the product results (16 bits) to a microprocessor which performs the other required operations. The microprocessor has suitable parallel input-output interface circuits.

A faster, but more expensive, digital processor has been also implemented, having the structure constituted by the three main parts as above. This processor can accept 16 input signals, giving up to 16 bands for each one in real time operation. The processor uses special high integration digital circuits (multipliers, accumulators, memories) having a very high processing speed.

3. Experimental results

The two above presented digital processors - the first one for immediate practical utilization, the second one as a research prototype - were tested on different real ECG-EEG signals.

The first processor is currently used at Servizio di Elettroencefalografia - Ospedale Neuropsichiatrico in Florence (Prof. R. Sferlazzo) in cooperation with the firm OTE-Biomedica (Drs. P. Martinelli, V. Roma). Fig. 1 shows an example of EEG band-pass analysis: at top the EEG analysed signal is reported, while below 15 pass-band outputs (in the frequency range 0-30 Hz, 2 Hz bandwidth) are shown (a chart recorder is used).

Fig. 2 shows another example of band-pass analysis on 2 EEG signals: 7 band-pass outputs (in the frequency range 0-14 Hz, 2 Hz bandwidth) are reported for each EEG signal (2 recording speeds are used on the chart-recorder). Fig. 3 shows a last example of band-pass analysis on 4 EEG signals: 3 band-pass outputs (in the frequency range 8-14 Hz, 2 Hz bandwidth) are reported for each signal (with 2 recording speeds on the chart-recorder, where some transversal lines are also reported for out-lining phase relations).

By using the above digital processors - as confirmed by the presented examples - a complete frequency analysis of EEG (or ECG) signals can be obtained. In particular an EEG analysis of this type (also plotting the short-term frequency spectrum estimation) can be useful for clinical interpretation of pathological situations (as epileptic state) or for checking the anesthesy level. A detailed wave-like analysis can be further undertaken, characterizing the different clinical situations through wave parameters (2) (3).

Finally, by evaluating the spectral components in several points on a square grid, a map representation is obtained: a basic 4·4 signal mapping (or "micro-map") is resulting. In this way cranial EEG mapping or thoracic ECG mapping can be easily performed. To this purpose, it can be observed that the second digital processor, having higher processing speed, can be considered as a 4·4 map data-analyser, while the same is obtained by means of 4 digital processors of the first type.

References

(1) V. CAPPELLINI, A. G. CONSTANTINIDES, P. EMILIANI : Digital Filters and Their Applications. Academic Press, London-New York (1978).

(2) D. LEHMANN : Multichannel topography of human alpha EEG fields. Electroenceph. Clin. Neurophysiol. 31 : 439 (1971).

(3) P. L. NUNEZ, R. D. KATZNELSON : Electric Fields of the Brain: the Neurophysics of EEG. Oxford University Press, Oxford (1981).

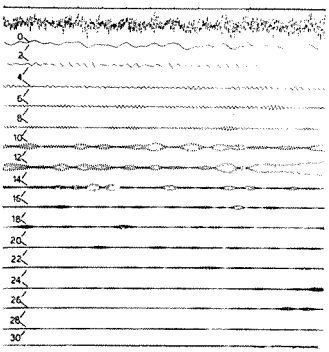


Fig. 1 - Example of band-pass analysis (15 bands) of an EEG signal.

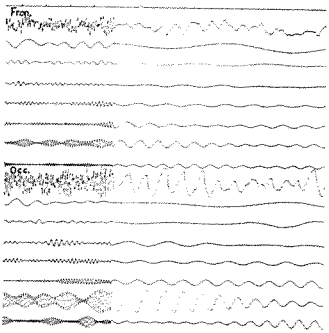


Fig. 2 - Example of band-pass analysis (7 bands) of 2 EEG signals.

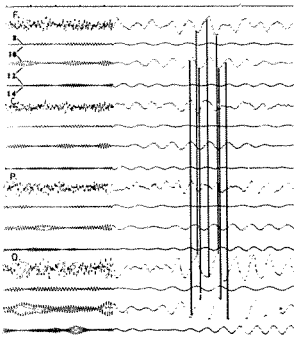


Fig. 3 - Example of band-pass analysis (3 bands) of 4 EEG signals.

8°. CONGRESSO BRASILEIRO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA
UFSC, Florianópolis, Brasil — 7-10 - Novembro - 1983

TWO-DIMENSIONAL DIGITAL FILTERS WITH APPLICATION TO BIOMEDICAL IMAGE PROCESSING

V. Cappellini, A. N. Venetsanopoulos

Istituto di Elettronica - Ingegneria, Università and IROE - CNR
Via Panciatichi 64 - 50127 Firenze Italy

Department of Electrical Engineering - University of Toronto
35 St. George Street - Toronto M5S1A4 Canada

Abstract

Efficient FIR and IIR two-dimensional (2-D) digital filters are presented for biomedical image processing. In particular FIR 2-D digital filters, designed through the window method (special windows), and IIR 2-D digital filters, defined by cascading a number of elementary filters or through suitable transformation-stabilization procedures, are described.

The application of the above 2-D digital filters to biomedical image processing is presented, to perform image smoothing or enhancement and reduce the amount of data (data compression). For this last purpose the combined use of 2-D digital filters and Fast Fourier Transform (FFT) or Fast Walsh Transform (FWT) techniques is described to obtain two main results: better quality images; data amount reduction. A digital filtering technique is also presented, which allows the selective filtering of conventional radiographs, in order to obtain depth-dependent information contained in these radiographs (digital tomographic filtering of radiographs).

Experimental results obtained by applying the above digital processing techniques to some biomedical images are reported by using suitably programmed minicomputer systems. It is finally outlined how the obtained results can improve the image quality for a better diagnosis and can solve storage problems connected to the large amount of examined image data.

1. Introduction

The digital methods and techniques of two-dimensional (2-D) data processing are of increasing interest in biomedical area, due to several precise reasons: high efficiency which is obtainable permitting better biomedical image processing and analysis (better image quality); great application flexibility and adaptivity; large expansion of standard computers, minicomputers, array processors and microprocessors or special type digital processors (VLSI chips) at decreasing cost. Among the different methods and techniques of 2-D data processing, digital filtering operations are here mainly considered, outlining their importance for biomedical image processing.

At first some methods of FIR and IIR 2-D digital filters are described, to perform image smoothing or enhancement and reduce the amount of data (in conjunction also with FFT and FWT techniques). After a digital filtering technique is presented, which allows the selective filtering of conventional radiographs. Finally experimental results obtained by applying the above digital processing techniques to some biomedical images are reported.

2. Some efficient 2-D digital filters

Many types of 2-D digital filters with finite impulse response (FIR) and infinite impulse response (IIR), having non-recursive or recursive structure, have been studied and developed (1).

A 2-D digital filter can be in general defined by the following relation

$$g(n_1,n_2) = \sum_{k_1=0}^{N_1-1}\sum_{k_2=0}^{N_2-1} a(k_1,k_2)f(n_1-k_1,n_2-k_2) \sum_{\substack{k_1=0 \\ k_1+k_2\neq 0}}^{M_1-1}\sum_{k_2=0}^{M_2-1} b(k_1,k_2)g(n_1-k_1,n_2-k_2) \qquad (1)$$

where $f(n_1,n_2)$ are the input data (samples of the input image, $g(n_1,n_2)$ are the output data (samples of the output image), $a(k_1,k_2)$ and $b(k_1,k_2)$ are the coefficients defining the 2-D frequency response of the digital filter, N_1,N_2,M_1,M_2 are suitable integers (1).

If in the relation (1) all $b(k_1,k_2)$ coefficients are zero, the 2-D digital filter is of FIR type, otherwise it is of IIR type. FIR filters have in general non-recursive structure, IIR filters have recursive structure.

Some important design methods of 2-D FIR digital filters are: methods using suitable correction functions or "windows"; frequency sampling methods; approximation methods. Filters of this type can present adequate efficiency (in particular linear phase characteristics) and relatively simple hardware and software implementation: they are useful for many actual digital processing applications to biomedical area assuring in particular no phase distortion.

A relatively simple and efficient design technique is represented by the window method: desired filter impulse response is truncated and its samples $h(k_1,k_2)$ are multiplied by suitable correction factors $w(k_1,k_2)$, samples of the used window function (having zero value in the region out of the truncation), to obtain the final coefficients $a(k_1,k_2)$. An high efficiency window (Cappellini window) was in in particular introduced: the 1-D form of this window (2-D form can be easily obtained through rotation) has the property of giving a minimum value of the "uncertainty product" of modified form. Resulting 2-D digital filters have higher efficiency than other known ones (using other windows) in a wide range of required frequency characteristics (1).

Some design methods of 2-D IIR digital filters are:differential correction methods; factorization methods; rotation methods or transformations from 1-D to 2-D filters. An interesting technique to design circularly symmetric 2-D IIR filters is based on the cascading of a number of elementary filters, which are called "rotated filters" because they are designed by rotating 1-D continuous filters and using the 2-D z-transform to obtain the corresponding digital filter: stable 2-D IIR digital filters are obtained (2). Another useful method is based on transformations of the squared magnitude function of 1-D IIR digital filters to 2-D domain and on a suitable decomposition in four stable digital filters (1).

The above 2-D digital filters can be applied to biomedical image processing to obtain several useful results. By means of a low-pass 2-D digital filtering, a smoothing on the image is obtained, reducing for example high space frequency noise components. By using high-pass or band-pass digital filtering, enhancement operations can be performed, outlining and extracting useful data and patterns in other way not immediately clear to be recognized. By means of inverse digital filtering, noisy biomedical images can be processed obtaining restored

images more clear for clinical diagnosis and interpretation.

It is in particular useful the combined use of a pre-processing by means of 2-D digital filter (for instance of low-pass type) and a fast transformation (as FFT - Fast Fourier Transform or FWT - Fast Walsh Transform) reducing the amount of data: 2-D digital filtering reduces high space frequency components and noise components; the fast transformation represents (also by means of variable lenght encoding of transformed data) in a "compressed form" the biomedical image. In this way two main results are obtained: better quality images for diagnosis and interpretation, data amount reduction solving transmission or storage problems (3).

Further an interesting digital filtering technique was recently proposed (4), which allows the selective filtering of conventional radiographs, in order to obtain depth-dependent information contained in these radiographs. This technique, referred to as "tomographic filtering" or tomographic filtration process, takes advantage of the finite size of the X-ray source, which results in a signal dependent noise known as the "penumbra" and filters the radiograph with a 2-D digital filter, matched to a particular layer. After digital processing, the image of a particular layer is improved, while the others are not. The technique was originally applied with inverse filters (5). Later optimal linear (Wiener) filters were considered (6) and the results obtained compared with those of the inverse filters.

3. Examples of experimental results

Some examples of application of 2-D digital filters to digital processing of biomedical images in nuclear medicine, X-ray and computer tomography are reported in the following.

An example of application of 2-D FIR low-pass digital filtering (designed with the above window method) to a liver scintigraphy is shown in Fig. 1: at top the "iso-contour" display of the original image and at the bottom that of the filtered image are reported. The smoothing effect, giving a more regular image for diagnosis, is clearly appearing. This filtering, as already observed, can be very useful as a pre-processing before the application of data compression techniques as using FFT or FWT: a compression ratio equal to 6 was, for instance, obtained with the following errors

FFT	ε_p=0.1322	ε_r=0.0134
FWT	ε_p=0.0483	ε_r=0.0074

where ε_p and ε_r represent, respectively, the peak error and the r.m.s. error.

For what regards X-ray processing by means of tomographic filtering, at first the radiologic system was simulated in a digital computer by approximating the image formation equations in the space domain. This approach provided flexibility in the choice of focal spot shapes and object characteristics. Two types of objects were simulated: "thin" objects (single layer) and a 3-D object composed of only two layers at different depths. Actual radiographs were finally processed, obtaining substantial improvements over conventional radiology especially for what concerns depth-dependent information acquisition.

Fig. 2 shows another example of application of 2-D FIR digital filtering to conventional computer tomography images: 2-D filtering works as a "post-processing", after usual reconstruction process, to obtain enhancement effects. After the application of the 2-D FIR digital filtering, having a parabolic frequency response (to enhance high space frequency components), the processed image (at bottom) shows clearly several internal structural elements of interest for clinical diagnosis.

The few examples above reported can give an idea of the high actual interest for applying 2-D digital filters in biomedical area to obtain better quality images, extract useful information and patterns and reduce the amount of data for telemedicine systems or local storage and archives.

References

(1) V. CAPPELLINI, A. G. CONSTANTINIDES, P. EMILIANI : Digital Filters and Their Applications. Academic Press, London-New York (1978).

(2) J. M. COSTA, A. N. VENETSANOPOULOS : Design of circularly symmetric two-dimensional recursive filters. IEEE Trans. ASSP, 22: 432-443 (1974).

(3) G. BENELLI, V. CAPPELLINI, F. LOTTI : Data compression techniques and applications. The Radio and Electronic Engineer, 50: 29-53 (1980).

(4) J. M. COSTA, A. N. VENETSANOPOULOS, M. TREFLER : Digital tomographic filtering of radiographs. IEEE Trans. on Medical Imaging, in press.

(5) J. M. COSTA, A. N. VENETSANOPOULOS, M. TREFLER : Design and implementation of digital tomographic filters. IEEE Trans. on Medical Imaging, in press.

(6) G. MITSIADIS, A. N. VENETSANOPOULOS : Design of digital tomographic filters. Second Mediterranean Electrotechnical Conf. Athens, Greece, paper C.2.02 (1983).

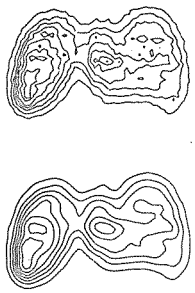


Fig. 1 - Iso-contour displays of a liver scintigraphy: at top original image, at bottom filtered image.

Fig. 2 - Example of application of a 2-D post-processing digital filter with parabolic frequency response to a conventional computer tomography image: at top original input image, at bottom filtered image.

8°. CONGRESSO BRASILEIRO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA
UFSC, Florianópolis, Brasil — 7-10 - Novembro - 1983

COMPUTER-AIDED SIMULATION OF THREE-DIMENSIONAL TUMOR GROWTH AND TREATMENT

Düchting, W. and Vogelsaenger, Th.
Department of Electrical Engineering
University of Siegen, Hölderlinstr. 3
D-5900 Siegen 21, West-Germany

ABSTRACT

In this contribution the attempt is made to apply methods of system analysis, control theory and computer science to the fields of biology and medicine. Out of the variety of possibilities we focus our attention on the process of abnormal (malignant) cell growth.
The modelling approach starts on the basis of experimentally gained data of normal cells and tumor cells. Complicated algorithms are step by step developed describing the division of a single cell as well as the interactions among the individual cells. The time behaviour and the spatial (three-dimensional) tumor growth are simulated with a large digital computer. The main goal of the simulation under consideration is to study different methods of tumor treatment (surgery, radiotherapy, chemotherapy) and to determine an optimum method and time of therapy prior to clinical treatment.

1. INTRODUCTION

In recent years many efforts have been made to study the cancer problem from different point of views. From the background of mathematics models have been developed describing the complex process of cell growth (1). In addition the authors (2) apply methods of control theory, automata theory and computer science to the cancer problem. In earlier papers (references are cited in (2)) it was possible to develop a closed-loop control circuit for normal and abnormal (malignant) cell growth and to interpret tumor diseases as structurally unstable control circuits. The simulation results led tc charateristic curves representing the number of cells as a function of time.

Cancer therapy requires additional instructions on the exact spatial position of a tumor in a tissue. Moreover, chemotherapy depends on drug susceptibility of tumor cells at particular stages of the cell cycle. Therefore the task in this paper is to construct a model describing the three-dimensional growth of a tumor cell in a vascularized tissue segment (Fig. 1) and to simulate different kinds of tumor treatment.

2. ASSUMPTION

Starting with the difficult task of modelling some oversimplified assumptions must be made e.g.

- There is only a limited 40x40x40 cell space available which is equivalent to a 1 mm^3 tissue volume or to about 60 000 cells.
- The construction of the blood vessels is assumed to be static (Fig. 2).
- The influence of metastases, side effects, immunological reactions and drug resistance is neglected.

3. MODEL DESIGN

It is impossible at present to find a complete overall solution describing the complex biological phenomenon of tumor growth. Therefore, the problem is subdivided into several parts each of which can be solved separately.

3.1 Cytokinetic models of normal cells and of tumor cells

The cell cycle is defined to be the time in the life of a cell from the one mitotic division until the end of the next mitotic division. It consists of distinct phases (G1, S, G2, M). The noncycling cells (GO, E) are called *quiescent* cells. Figure 3 represents a block diagram describing the cell cycle process of a *tumor* cell. It should be stressed that a *normal* cell has a limited ability of multiplication. In this paper it is transferred to the noncycling end-state after 4 divisions. This condition does not hold true for tumor growth because a *tumor* cell is theoretically able to divide indefinitely. The relevant data used in this model refer to cellkinetic literature (3). They are compiled in Table 1. The phase durations are assumed to be normally distributed with the appropriate standard deviation σ.

3.2 Cell-cell interaction rules

The cell-cell interactions are described by a list of cell production rules which govern the regeneration of normal cells and the multiplication of tumor cells.

Normal cells: Before entering into mitosis each active (proliferating) normal cell checks if there is a free position in the corresponding row or column. If so, the division takes place and the newly created daughter cell shifts all cells one position further to the nearest

empty position.

Tumor cells: A tumor cell is able to divide even if there is no empty space available for the positioning of a daughter cell. But the division is possible only if the distance between a dividing tumor cell and the blood vessels is less than 3 cell layers. All tumor cells residing in a distance of more than 3 cell layers enter the resting phase "GO" because of lacking oxygen and nutrients supply.

3.3 Programming strategy

The conditions of the preceding sections have been transformed into algorithms first. Then numerous subprogramme units have been written in FORTRAN IV. A special effort was necessary to introduce algorithms describing the *static* capillary network depicted in Figure 2. The modular construction of the programme packages enables to erase normal and tumor cells by outside instructions which biologically correspond to a surgical removal, a treatment by radiation or by chemotherapy. The simulation runs are performed on a CYBER 72/76 machine.

4. ILLUSTRATIVE SIMULATION EXAMPLES

At T=0 time units 11 tumor cells have been positioned into the center of a tissue segment near capillaries. They gradually grow to the tumor shown in Figure 4. Removing the right half of the tissue segment (Fig. 5) necrotic tumor cells are shifted into this area which cannot by supplied by nutrients (Fig. 6). During the operation several tumor cells residing in the left half of the tissue segment have not been made out. Therefore a postoperative chemotherapeutic treatment is designed at T=276 time units. It is assumed that the cytotoxic drug kills all proliferating (G1, S, G2, M) tumor cells. The most favorable result is to be seen in the Figures 7, 8 and 9.

Thus, it can be concluded that it seems possible to predict the optimum method and time of tumor treatment by computer simulation prior to clinical therapy. At present we are trying to stimulate tumor biologists to start sophisticated *in vitro* experiments for validating our *in vivo* simulations.

5. REFERENCES

(1) M. EISEN: Mathematical models in cell biology and cancer. Springer-Verlag, Heidelberg, 1979.

(2) W. DÜCHTING & TH. VOGELSAENGER: Aspects of modelling and simulating tumor growth and treatment. J. Cancer Res. & Clinical Oncol. 105: 1-12 (1983).

(3) G.G. STEEL: Growth kinetics of tumours. Clarendon Press, Oxford 1977.

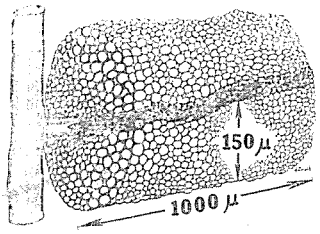


Fig. 1 Tumor cells resided in the environment of capillaries

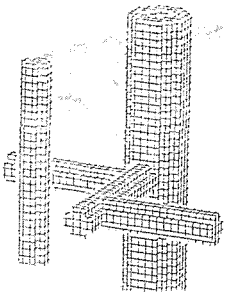
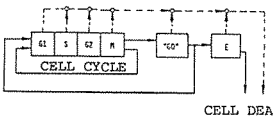


Fig. 2 Elements for constructing capillary networks



"GO": FICTITIOUS RESTING PHASE
E : NECROSIS

Fig. 3 Model describing the cell cycle of a tumor cell (G1, S, G2, M: phases of the cell cycle)

TABLE 1 PHASE DURATION OF AN INDIVIDUAL CELL (IN HOURS)

$(T_C = T_{G1} + T_S + T_{G2} + T_M)$ σ: Standard deviation

PHASE DURATION IN HOURS		T_{G1}	σ_{G1}	T_S	σ_S	T_{G2}	σ_{G2}	T_M	σ_M	T_C	T_{GO}	σ_{GO}	T_E	σ_E
NORMAL CELL		10	2	8	1	4	1	1	0	23	24	8	16	2
TUMOR CELL	a	9	1	9	1	1	1	1	0	10	5	2	60	4
	b	9	1	8	1	2	1	1	0	20	10	3	570	5
	c	26	7	10	3	3	1	1	0	40	20	4	60	6

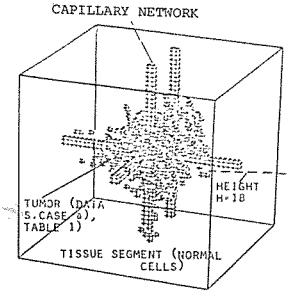


Fig. 4 Tumor configuration at T=200 time units

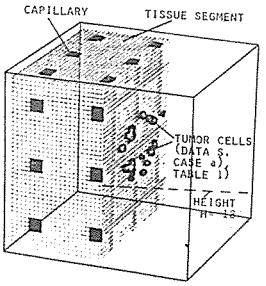


Fig. 5 Surgical removal of the right half of the tissue at T=201 time units

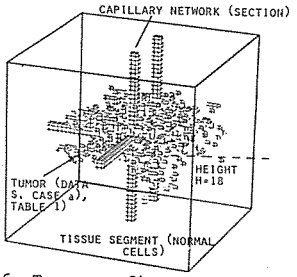


Fig. 6 Tumor configuration at T=275 time units (surgical treatment has been performed at T=201)

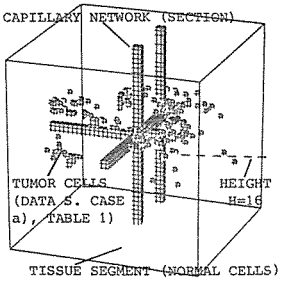


Fig. 7 Tumor configuration at T=375 time units (chemotherapy has been applied at T=276)

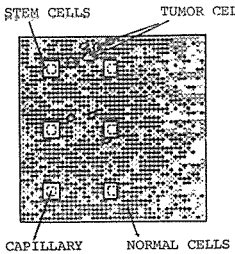


Fig. 8 Cross-sectional view of Fig. 7

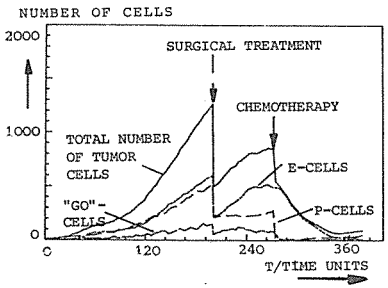


Fig. 9 Number of tumor cells versus time

8°. CONGRESSO BRASILEIRO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA
UFSC, Florianópolis, Brasil — 7-10 - Novembro - 1983

APLICAÇÃO DO FILTRO DE WIENER EM MAGNETOCARDIOGRAFIA

I.R. Eghrari, C. Niskier* e R.B. Panerai***

*Deptº de Física, PUC/RJ
Caixa Postal 38006
Rio de Janeiro, RJ

**Programa de Engenharia Biomédica – COPPE/UFRJ
Caixa Postal 68510
Rio de Janeiro, RJ

O sinal do magnetocardiograma (MCG), por ser obtido em um meio ambiente altamente ruidoso, necessita ser filtrado para que haja uma boa relação sinal/ruído (S/R). Considerando-se que o ruído pode ser medido separadamente do sinal, o MCG apresenta a situação ideal para aplicação do filtro de Wiener. O espectro de potência do sinal do MCG foi obtido utilizando-se a linguagem SPARTA em um computador PDP-11/40 após a obtenção da média coerente. O espectro de potência do ruído foi obtido sobre medidas realizadas sem o paciente, quando o ruído ambiental continua presente. O filtro resultante da implementação não-causal apresentou ótimo desempenho tendo também sido testada sua aplicabilidade a diferentes posições do tórax e diferentes indivíduos.

INTRODUÇÃO

Desde a sua introdução em 1963 por Baule e McFee |1|, a magnetocardiografia, técnica de detecção do campo magnético gerado pela despolarização cardíaca, tem se deparado com o problema da eliminação do ruído magnético ambiental, que é cerca de 10.000 vezes mais intenso que o sinal a ser detectado. Duas proposições básicas se apresentam de modo a suprimir o ruído ambiental: utilização de câmaras blindadas e detectores na configuração de gradiômetros, associados a diversas técnicas de filtragem digital e eletrônica do sinal. Neste artigo apresentamos uma alternativa dentre as técnicas de filtragem digital que se apresenta bastante adequada na sua aplicação à magnetocardiografia: o filtro de Wiener. Uma melhora da relação sinal/ruído da ordem de 20 vezes foi obtida. O processamento do sinal foi feito "offline" utilizando-se um minicomputador PDP-11/40.

O SINAL DO MAGNETOCARDIOGRAMA (MCG)

A técnica geralmente utilizada na obtenção do MCG consiste no uso de um dispositivo supercondutor chamado SQUID (Superconductor Quantum Interference Device) |2| acoplado a uma bobina sensora também supercondutora. O SQUID é um dispositivo cuja sensibilidade é da ordem de 10^{-15} Tesla(T), tornando-o adequado para a medida de sinais biomagnéticos, cuja intensidade varia de 10^{-10} a 10^{-13}T. A temperatura da operação deste sistema é a do hélio líquido (4,2°K). O sistema se encontra acondicionado em um criostato (Dewar) capaz de manter uma baixa temperatura por um longo período de tempo. Uma visão mais detalhada do sistema, ao qual se dá o nome de magnetocardiógrafo, encontra-

-se nestes anais, sob o título de "Construção de um Magnetocardiógrafo Hospitalar".

O sinal do MCG é geralmente registrado na forma de um mapeamento por sobre o tórax do paciente, constituindo as derivações magnetocardiográficas. Os pontos de medida são previamente determinados através de uma grade. Há dois tipos de grade que são utilizados: a grade proposta por Cohen |3| cujas dimensões independem da anatomia do paciente e a grade proposta por Saarinen |4| cujas distâncias entre pontos de medida se adaptam às características anatômicas de cada indivíduo. Um mapa de MCG de um indivíduo normal encontra-se na Fig. 1, onde foi utilizada a grade de Cohen.

O RUÍDO NO MCG

Geralmente uma grande parcela de ruído se encontra no MCG. O ruído magnético tem diversas origens: ruído gerado pela rede elétrica (60 Hz, harmônicos e subharmônicos), centelhamentos de motores e relés, vibrações relativas ao sensor de massas metálicas, dentre outros.

Há três técnicas básicas para a supressão deste ruído. A primeira consiste em operar o magnetocardiógrafo dentro de uma câmara magneticamente blindada. Nestas câmaras o ruído magnético ambiental é da ordem da sensibilidade do SQUID, o que torna a técnica bastante atraente, porém o alto custo a torna certas vêzes inviável (cerca de US$ 1 milhão). A segunda técnica baseia-se na discriminação espacial do ruído onde a bobina sensora acoplada ao SQUID é constituída numa disposição diferencial. A Fig. 2 apresenta este sensor, conhecido como gradiômetro. Para fontes distantes, o sinal total induzido no gradiômetro é nulo, somente detectando-se sinais gerados por fontes próximas. O gradiômetro da Fig. 2 é um gradiômetro de 1ª ordem, já que mede a primeira derivada espacial de sinais gerados por fontes distantes. Outras configurações de espiras constituem gradiômetros de 2ª e 3ª ordem |5| obtendo-se uma melhor discriminação de ruído.

Uma terceira técnica é o da filtragem eletrônica e/ou digital (ambas com filtros P.B., P.A. ou rejeita banda) associada a uma das técnicas anteriores. Nesta técnica quase sempre há um compromisso quanto à fidelidade do sinal, já que parte da informação contida no sinal também é suprimida.

O FILTRO DE WIENER

Destacamos a seguir duas características do MCG que decorrem das considerações anteriores:

i) devido à utilização da técnica de mapeamento para o levantamento do sinal do MCG, onde somente depois de feitas as medidas é que é montado o mapa, torna-se admissível o uso de um processamento "off-line" do sinal.

ii) uma vez que o ruído biomagnético gerado pela musculatura torácica é da ordem de 10 vezes menor que o sinal cardíaco, a medição do ruído resume-se ao ruído magnético ambiental, o que por exemplo não ocorre com o ECG.

Tais características tornam possível o uso do filtro de Wiener, que é um filtro linear, de fase zero. Para um estudo mais detalhado deste filtro veja as referências |6| e |7|.

A função de transferência do filtro de Wiener (H(w)) é implementada a

partir do espectro de potência do sinal não corrompido por ruído ($S_S(w)$) e pelo espectro de potência do ruído ($S_N(w)$). Assumindo que tanto sinal como ruído são processos estocásticos e estacionários, e que ambos têm média zero e não são correlacionados, filtro de Wiener é descrito por:

$$H(w) = \frac{S_S(w)}{S_S(w)+S_N(w)}$$

Um coeficiente de peso para $S_N(w)$ pode ser introduzido, com o fim de aplicar o filtro em sinais de diferentes níveis de ruído, buscando uma otimização da filtragem. Passamos a ter então:

$$H(w) = \frac{S_S(w)}{S_S(w)+kS_N(w)}$$

Como $S_S(w)$ é praticamente impossível de ser obtido, já que o sinal de interesse está sempre corrompido por ruído, devemos trabalhar com uma estimação do espectro de potência do sinal. Isto pode ser feito se o sinal for previamente filtrado, por exemplo através da média coerente. Qualitativamente pode-se observar que o filtro atenua o sinal nas faixas de frequência de grande intensidade de ruído, e tem um ganho próximo de 1 nas faixas de frequência onde a intensidade do ruído é bem menor que a do sinal de interêsse.

RESULTADOS

O filtro de Wiener foi aplicado em sinais de MCG registrados no Laboratório de Estado Sólido do Deptº de Física da PUC/RJ. O ambiente onde se encontra o magnetocardiógrafo é "rico" em ruídos magnéticos, e apesar de ser utilizado um gradiômetro de 3ª ordem como elemento sensor, certas medidas do MCG são prejudicadas por ruído intenso. A aplicação do filtro de Wiener a estes sinais nos dá um resultado bastante satisfatório, como indica a Fig. 3. O espectro de potência do sinal utilizado foi obtido a partir de uma média coerente de 10 batimentos cardíacos na posição L25 da grade de Cohen. O espectro de ruído utilizado foi escolhido num instante de ruído máximo. Como dito anteriormente, só foi considerado o ruído magnético ambiental. Para sua medida, bastou afastar o paciente do sensor magnético e então proceder à medida do ruído. O filtro foi aplicado sobre um outro sinal do mesmo indivíduo, porém na posição J27. O filtro foi implementado utilizando-se um PDP-11/40 através de linguagem SPARTA, um pacote específico para amostragem e tratamento de sinais, onde a amostragem e cálculos de FFT's e espectros de potência, bem como multiplicações e divisões escalares e matriciais são feitos por comandos específicos.

DISCUSSÃO

Com o objetivo de se verificar uma aplicação geral deste filtro no MCG, os seguintes aspectos devem ser verificados:

i) dada a variabilidade do sinal de MCG ao longo do tórax de um indivíduo, pode ser utilizado um único filtro implementado a partir do sinal de um único ponto da grade de medidas sobre o tórax deste indivíduo?

ii) um filtro implementado a partir de um indivíduo pode ser aplicado sobre o sinal de MCG de outro indivíduo?

Para responder a estes pontos, foram selecionados dois pares de sinais obtidos de dois indivíduos diferentes A e B, e em duas posições distintas da grade de medidas. A Fig. 4 mostra os resultados obtidos. Um filtro FA foi construído a partir do sinal do indivíduo A e um filtro FB construído a partir do sinal do indivíduo B. Um sinal A do indivíduo A é passado pelos filtros FA e FB. O mesmo é feito para B. Em todos os casos ocorre uma atenuação do ruído sem que mude a forma ou amplitude do sinal.

Outros fatores também foram estudados, por exemplo, substituindo-se o espectro de ruído por outro constituído pela soma de diversos espectros tomados em instantes diferentes. Também não foi encontrada qualquer modificação perceptível dos resultados anteriores. A influência do fator K também foi estudada. Para K=2,3 e 4 não foi encontrada mais uma vez qualquer modificação na qualidade de filtragem com relação a K=1.

CONCLUSÕES

O filtro de Wiener pode ser aplicado com resultados satisfatórios em sinais de MCG. O uso de um único filtro implementado a partir do sinal de um único indivíduo, apesar de dar bons resultados, pode ser otimizado. Os resultados positivos são atribuídos ao fato de que o espectro do sinal do MCG é muito similar entre indivíduos normais e varia pouco sobre o tórax. A otimização se daria através de um processamento "on-line" onde o espectro seria estimado para cada ponto de medida e o ruído amostrado no intervalo iso-elétrico (intervalo T-P). Uma extensão deste tipo de filtragem pode ser o seu uso no domínio do tempo. Visto que a resposta impulsiva do filtro de Wiener é uma exponencial decrescente, a filtragem pode ser feita através da aplicação no domínio do tempo, de uma janela móvel (com pesos distribuídos conforme a resposta impulsiva do filtro implementado) que seria aplicada ao sinal corrompido por ruído.

BIBLIOGRAFIA

1. G.BAULE and R.McFEE: Detection of the Magnetic Field of the Heart, Amer. Heart J 66, 95 (1963).
2. para um estudo mais detalhado do SQUID e suas aplicações vide:
   W.L. GOODMAN et al: Superconducting Instrument Systems, Proc. of IEEE, 61, 20-27 (1973).
3. D. COHEN: Report of the low-field Group, FBNML/MIT (1975).
4. M. SAARINEN, P. SILTANEN, P.J.KARP and T.E. KATILA: The Normal MCG, Ann. of Clin. Res., 10, suppl. 21 (1978).
5. A.C. BRUNO e P.C. RIBEIRO: A symmetric 3rd order gradiometer Cryogenics, 324-326, Jun (1983).
6. N. WIENER: Extrapolation, Interpolation and Smoothing of Stationary Time Series, Cambridge, MA:MIT (1964).
7. J.P.C. DE WEERS: Facts and Fancies about a Posteriori Wiener Filtering, IEEE Trans. on Biomed. Eng. 28, 252-257 (1981).

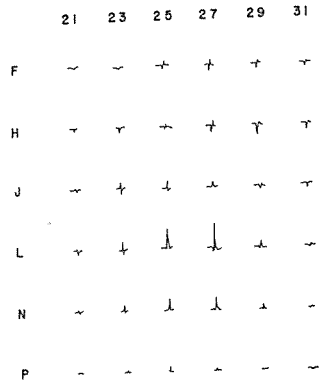


FIG. 1 — Mapa de MCG de um indivíduo normal. Só se encontraram representados os complexos QRS.

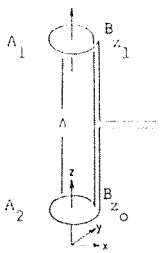


Fig. 2 — Gradiômetro de 1ª ordem Para $A_1B_{z_1}$, o fluxo total induzido no gradiômetro é nulo. Em geral $A_1=A_2$ e assim o gradiômetro elimina sinais espacialmente constantes.

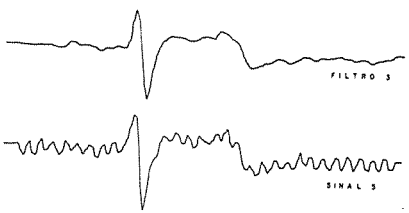


Fig. 3 — O traçado inferior é de um sinal corrompido por ruído. O traçado superior se refere ao mesmo sinal após passar pelo filtro de Wiener.

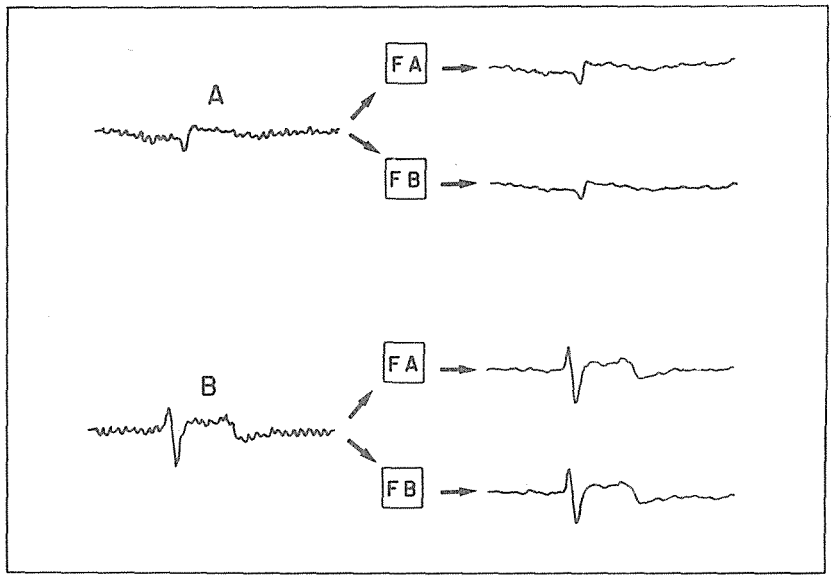


FIG.4- (vide texto)

8°. CONGRESSO BRASILEIRO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA
UFSC, Florianópolis, Brasil — 7-10 - Novembro - 1983

A COMPARISON OF THREE METHODS OF ANALYSIS OF ULTRASONIC DOPPLER WAVEFORMS RECORDED FROM THE COMMON FEMORAL ARTERY OF PATIENTS WITH VASCULAR DISEASE

D.H.Evans, D.S.Macpherson and P.R.F.Bell

Departments of Medical Physics and Surgery,
Leicester Royal Infirmary, Leicester, England.

ABSTRACT

Doppler ultrasound techniques have been used for many years in an attempt to obtain additional information about the severity of vascular disease in the Aorto-iliac segment. Whilst there are marked differences between Doppler waveforms recorded from normal and badly diseased vessels, the changes which accompany less severe disease are more subtle and more difficult to quantify accurately. Several methods of objectively assessing the shape of the common femoral waveform have been suggested, and it was the aim of this study to compare the results of three such techniques (Pulsatility Index, Transfer Function Analysis and Principal Component Analysis) with clinical, radiographic and pressure findings in a heterogenous group of vascular patients. Each of the techniques tested was successful in separating the waveforms recorded from badly diseased limbs and those recorded from normal limbs, but only Principal Component Analysis worked well in the presence of less severe disease. This appeared to be related to its ability to distinguish between limbs with and without distal disease.

1. INTRODUCTION

The correct assessment of disease in the aorto-iliac segment is important if the best treatment is to be selected for patients with severe peripheral vascular disease. In a majority of cases, clinical assessment and arteriography provide an adequate basis for the selection to be made, but there are some patients in whom the results of the standard assessments are either inconclusive or wrong. Clinical assessment of pulses can be difficult especially in obese patients and may be influenced by distal disease; arteriography provides only a two dimensional image which can give little information about the dynamics of flow, and often leads to the severity of the common posterior plaques in the iliac arteries being underestimated (1). Indirect pressure measurement at several sites in the thigh and lower leg has been used by many investigators but inherent inaccuracies in the method (2) limit its use to detecting very severe disease which is usually clinically obvious, at least in the proximal vessels. Direct pressure measurement (3) remains probably the best method currently available, but is invasive and ideally should be combined with flowmetry.

Continuous wave Doppler ultrasound has been proposed as a method of assessing patients with arterial disease, and has been applied to the detection of proximal narrowings by several groups (4, 5). It has the advantage of being non-invasive, and of being sensitive to functional rather than anatomical changes, but its accuracy has still to be proven. The shape of the Doppler waveform is certainly altered by gross changes in disease pattern, but if the method is to find widespread application then it is necessary to develop an objective waveform analysis technique that is sensitive to more subtle changes which might be missed by conventional assessment. Various such methods have been proposed, and in a previous study we compared the performance of three of these in an animal model (6). Pulsatility index (PI) (4) and transfer function analysis (TFA) (7) were both broadly related to the severity of stenosis, but were only diagnostic when the lumen was reduced by more than 88% of its normal area. The reason for this lack of sensitivity seemed to be related to the effect of peripheral resistance on these parameters. A third method, principal component analysis (PCA), appeared more accurate and had previously given good results in a study of patients with carotid disease (8).

The aim of the present study was to assess these same methods of Doppler waveform analysis in a prospective study of patients with occlusive arterial disease of the leg. In addition to clinical examination and arteriography, most patients underwent direct femoral artery pressure measurement before and during hyperaemia (3).

2. METHOD

Patients with known or suspected arterial disease of the legs were referred from the surgical out-patient department for further study in the vascular laboratory. They included patients with different patterns of disease including proximal, distal, and multi-level. The majority of them underwent translumbar aortography at around the time of their vascular assessment but the results of this procedure were not known to the investigators at this stage. A few healthy volunteers underwent Doppler studies alone.

The patients were rested in a warm room ($22\pm2^{o}C$) for at least 20 minutes before any Doppler recordings were made. During this time basic clinical information was collected and the peripheral pulses examined. The femoral pulses were then isonated with a 7.5 MHz C.W. Doppler probe attached to a Sonicaid

BV380 directional Doppler unit equipped with a heterodyne board. Spectral analysis was performed in real time by a Honeywell SAICOR SAI 51C modified to sweep the first hundred frequency bins every 20 milliseconds. The spectrum analysed signal was displayed on a Tektronix 607 variable persistance oscilloscope, thus allowing both the audio output of the Doppler unit and the visual signal to be used for optimal probe positioning. The best signal was found by careful adjustment of the probe angle and once this was achieved, a consecutive series of sonagrams was recorded on light sensitive paper on a Medelec For-4 ultraviolet recorder for later analysis.

Following the Doppler assessment, direct pressure measurements were made by inserting a 21-gauge hypodermic needle into each common femoral artery. The needles were connected to Elema Schonander EMT 746 pressure transducers by 1 meter of manometer line. Pressure waveforms were recorded simultaneously from each common femoral artery on an ink-writing Elema Schonander Mingograf 800 chart recorder. Papaverine sulphate (20mg) was injected into one femoral artery and the pressure recorded continuously during the ensuing period of hyperaemia. Once the pressures had returned to normal, papaverine was injected into the contralateral femoral artery and pressures were again recorded until a steady state had been reached. No complications were noted during this procedure in any patient. A drop of 20% in the femoral artery pressure following papaverine (3) was considered to indicate definite proximal disease; a drop of 10% was considered normal, and intermediate values were classified as equivocal.

Aortograms were assessed without knowledge of the Doppler findings. They were simply graded into (i) those with a complete occlusion or severe disease of the aortoiliac segment; (ii) those with moderate degrees of non-occlusive aortoiliac disease and (iii) those with essentially normal aortoiliac segments. The superficial femoral arteries were similarly graded. From the combined results of clinical assessment, aortography and direct pressure measurements, four clinical groups were established: (i) those patients with unequivocal aortoiliac disease; (ii) those with relatively disease-free proximal vessels but with severe superficial femoral disease or occlusion; (iii) those with relatively normal proximal and distal vessels (these patients normally had contralateral disease, but 6 normal young adult limbs were included in the group) and (iv) those where there was clinical uncertainty about the adequacy of the aortoiliac segment; these were usually the patients in whom clinical assessment and arteriography were in disagreement (Table I).

Table I : Classification of limbs by standard clinical assessment

Group	Assessment	Number of limbs
I	Severe aortoiliac disease	35
II	Severe superficial femoral disease: probably normal proximal vessels	30
III	Normal proximal and distal vessels	28
III(a)	Healthy young adults	6
IV	Clinical uncertainty about proximal vessels	21

The Doppler signals were processed on a CDC Cyber 73 computer. The maximum forward and reverse envelopes of at least five successive sonagrams were digitized on a Ferranti table-digitizer and stored on disk. These two envelopes were subsequently added to form single maximum frequency envelopes on which all further calculations were performed. PI was calculated using the peak to peak

method (9), TFA performed by the method of Skidmore (10), and PCA as described by Evans et al (6), all the waveforms in the study being used to calculate the sample mean record, and principal components.

3. RESULTS

In a small number of cases a satisfactory curve fit was not obtained using the TFA technique and these results were not used; no problems were encountered with either of the other two methods.

Pulsatility Index is plotted according to the clinical assessment of the patient in Fig.1. Although there was little overlap between the normals and the patients with severe aorto-iliac (AI) disease, those with superficial femoral (SF) disease and normal AI segments tended to have intermediate values, making it difficult to distinguish some members of this group from those with severe proximal disease. Not surprisingly, those patients in whom there was still doubt after standard clinical assessment tended to be scattered over a wide range. Because of the lack of separation of the clear cut groups with and without AI disease, it was not possible to ascribe any meaningful probability that the AI segment of a doubtful limb was normal or abnormal except at values of PI of greater than 4 (normal) or less than 2 (abnormal). The results of using the TFA method are shown in Fig.2, they are broadly similar to those found using PI, but the overlap between the groups is greater.

Fig.3 shows the results of the PCA technique. The coefficients of the first two components for each limb have been plotted in two-dimensional feature space. The curves separate areas of feature space, in which a result is most likely to belong to a particular group, from areas in which another group is more likely; they have been calculated using the Bayes classifier technique (11) assuming that each class follows a bivariate normal distribution. The great advantage of the PCA technique appears to be that it distinguishes between proximal and distal disease and therefore can correctly classify signals from patients with FP disease. There is agreement between the standard assessment and the PCA class in 84% of limbs. Again, those limbs where doubt existed about the adequacy of the aortoiliac segment tend to be classed in an intermediate area by PCA. Probabilities that they truly belong to one or other of the clear-cut groups can be calculated, but the accuracy of this assessment can only be proved by long term follow-up.

4. DISCUSSION

The major difficulty in evaluating methods of assessing the AI segment in man is that there is no infallible method, invasive or non-invasive, against which they can be compared. For this reason we have previously compared methods of Doppler waveform analysis in a dog model (6). Unfortunately such a model, whilst providing useful information about the various methods of analysis under certain conditions, cannot simulate the variety of disease patterns to be found in the human lower limb, and thus further studies are required. In the present work an attempt has been made to classify the severity of the disease in individual patients as accurately as possible by using as many pieces of information as possible, and by classifying as 'uncertain' any cases in which the evidence was equivocal or appeared to conflict. There is still a possibility that some limbs may have been assigned to the wrong group, but the majority should be correct, and form a useful basis for the comparisons. In the long term the efficacy of the various methods can only be tested by following the progress of a large number of patients

over a sufficient length of time to determine the accuracy of predictions made from Doppler data.

The results of this present study suggest that in a heterogeneous population of patients with different patterns of arterial disease, neither PI nor TFA provides the necessary extra information about proximal narrowing in many cases, mainly because of the effect of distal disease on common femoral waveforms. PCA, on the other hand, appears to be able to separate out our three clinical groups with considerable accuracy and looks a promising method for further study. A few limbs are clearly misclassified including three with severe proximal disease (two of these results were from the same patient). The information necessary to detect all cases of proximal arterial narrowing may not be available in the outline of the Doppler waveform, particularly if the major stenosis is a long way from the probe, however it may be possible to improve on the method if some account is taken of the information under the outline of the sonagram, i.e. the instantaneous velocity distribution in the vessel, and not just the instantaneous maximum velocity waveform.

5. CONCLUSION

In conclusion, PCA provides the most sensitive method of Doppler waveform analysis for the diagnosis of proximal arterial narrowing. Although a certain amount of computing power is necessary to define the principal components initially, the analysis technique is simple and can be carried out on-line using a microcomputer system such as that previously described by our group (12). Further assessment of the method appears justified, but may need to include more of the information in the Doppler spectrum if the results are to be sufficiently reliable to influence clinical decision making.

REFERENCES

(1) W.S.Moore and A.D.Hall. Unrecognized aortoiliac stenosis. Arch.Surg. 103: 633-638 (1971).

(2) R.O.Quin, D.H.Evans, T.Fyfe and P.R.F. Bell. Evaluation of indirect blood pressure as a method of assessment of peripheral vascular disease. J.Cardiovasc.Surg. 18: 109-116 (1977).

(3) R.O.Quin, D.H.Evans and P.R.F.Bell. Haemodynamic assessment of the aortoiliac segment. J.Cardiovasc.Surg. (Torino) 16: 586-589 (1975).

(4) R.G.Gosling, G.Dunbar, D.H.King, D.L.Newman, C.D.Side, J.P.Woodcock, D.E.Fitzgerald, J.S.Keates and D. MacMillan. The quantitative analysis of occlusive peripheral arterial disease by a non-intrusive ultrasonic technique. Angiology 22: 52-55 (1971).

(5) K.W.Johnston, B.C.Maruzzo and R.S.C. Cobbold. Doppler methods for quantitative measurement and localization of peripheral arterial occlusive disease by analysis of the blood flow velocity waveform. Ultrasound.Med.Biol. 4: 209-223 (1978).

(6) D.H.Evans, D.S.Macpherson, S.Bentley, M.J.Asher and P.R.F.Bell. The effect of proximal stenosis on Doppler waveforms: a comparison of three methods of waveform analysis in an animal model. Clin.Phys.Physiol.Meas. 2: 17-25, (1981).

(7) R.Skidmore and J.P.Woodcock. Physiological interpretation of Doppler-shift waveforms - I. Theoretical considerations. Ultrasound Med.Biol. 6: 7-10 (1980).

(8) T.R.P.Martin, D.C.Barber, S.B, Sherriff and D.R.Prichard. Objective feature extraction applied to the diagnosis of carotid artery disease using a Doppler ultrasound technique. Clin.Phys.Physiol.Meas. 1: 71-81 (1980).

(9) R.G.Gosling and D.H.King. Arterial assessment by Doppler-shift ultrasound. Proc.R.Soc.Med. 67: 447-449 (1974).

(10) R.Skidmore. The use of the transcutaneous ultrasonic flowmeter in the dynamic analysis of blood flow. Ph.D. Thesis, University of Bristol (1979).

(11) J.T.Tou and R.C.Gonzalez. Pattern recognition principles. Reading, Massachusetts: Addison Wesley Publishing Company, 119-123, (1974).

(12) D.H.Evans, D.R.Prytherch, M.J.Smith and D.S.Macpherson. On-line classification of arterial stenoses using pattern recognition techniques to process Doppler ultrasound waveforms. Proc.VII Congress Brasileiro de Engenharia Biomedica, 1-6, (1981).

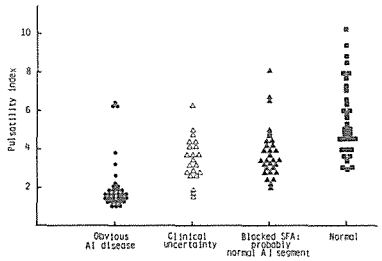


Fig.1. The values of PI for each of the clinical groups.

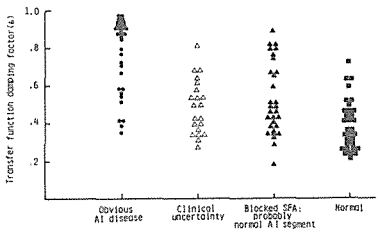


Fig.2. The values of transfer function damping factor (δ) for each of the clinical groups.

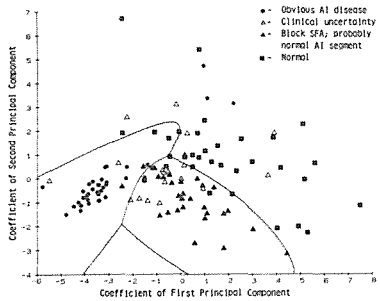


Fig.3. Plot of the coefficients of the first two principal components for each limb. The divisions between the groups have been calculated using the Bayes classifier technique.

8°. CONGRESSO BRASILEIRO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA
UFSC, Florianópolis, Brasil — 7-10 - Novembro - 1983

THE FREQUENCY CHARACTERISTICS OF MODERN EXTERNAL TRANSDUCER BLOOD PRESSURE RECORDING SYSTEMS.

D.H.Evans and C.W.Yeomanson

Department of Medical Physics and Clinical Engineering,
Leicester Royal Infirmary, Leicester, England.

The most widely used systems for recording intra-arterial pressure consist of an external transducer and a fluid filled connecting line, terminated with a needle or cannula. Whilst such systems are cheaper, more robust and more widely available than catheter tipped systems, their characteristics are such that they distort the pressure signal to a degree which may become unacceptable in certain applications. The behaviour of such systems has traditionally been explained in terms of a lumped parameter model, but increases in the sensitivities of strain gauge transducers has led to a situation where the model is inappropriate, and a new approach is necessary. The distributed parameter model described in this paper has been found to accurately predict the behaviour of the several needle/connecting line/transducer combinations investigated up to a frequency of at least 100 Hz.

1. INTRODUCTION

Accurate recordings of physiological pressure waveforms, and in particular blood pressure waveforms, enable considerable information to be gained about the physiology and pathology of bodily systems. Measurements are frequently made at such varied sites as the brain, the oesophagus, the large bowel, the urinary bladder, the ureters, the urethra, and many parts of the cardiovascular system. Often it is enough to simply record mean pressures, but at other times accurate information is required about other quantities such as maximum pressures, rates of change of pressure, and the frequency content of the pressure signal. In such cases it is important that the frequency response of the recording system is well defined.

The most common method of measuring pressures from within the body is to use an external pressure transducer and to connect it to the pressure source by means of one or more fluid-filled connecting tubes. These systems are prone to resonate at low frequencies and thus distort the signal being recorded. They are inferior in their frequency response characteristics to the catheter-tipped transducers now available, but are relatively cheap and robust and show little sign of being replaced on a large scale. In the study described here, the frequency response characteristics of systems consisting of an external pressure transducer, a connecting line, and a needle or cannula have been measured experimentally and compared with a theoretical model developed from the work of Hansen (1) and Womersley (2).

2. THEORY

The mechanical behaviour of a fluid filled transducer system is governed by the compliance, inertance, viscous resistance

and hysteresis exhibited by its component parts. The transducer membrane and dome, the manometer line, and the filling saline may all display significant compliance; the fluid presents an inertial impedance to flow; energy losses occur as a result of fluid viscosity; and the manometer line may dissipate energy through hysteresis losses in its wall.

The most significant components of early transducer systems were the compliance of the transducer C_t and the axial inertance of the fluid in the catheter L_z. These systems behaved as underdamped harmonic oscillators with one degree of freedom (3), and exhibited a resonance at an angular frequency given by $W_o \approx (L_z C_t)^{-\frac{1}{2}}$. Details of the theory of such systems are given by McDonald (4).

Advances in transducer manufacture, and particularly the introduction of semiconductor strain gauges, has led to devices with improved sensitivities and hence reduced compliances. One result of this is that the compliances exhibited by other parts of the measuring system have become comparable with, or greater than that of the transducer, and that a distributed parameter model must be introduced to describe the uniform distribution of elasticity and viscous resistance along the length of the connecting tube.

Adopting a transmission line model, as was suggested by Hansen (1), the measurement system illustrated in Fig.1(a) may be represented by the electrical analogue shown in Fig.1(b) where

R_o = resistance per unit length due to the fluid's viscosity;

L_{oz} = inductance per unit length corresponding to the axial inertance of the mass of liquid;

C_o = capacitance per unit length representing the compliance of the manometer line walls and the filling fluid;

G_o = conductance per unit length, to account for the hysteresis losses in the wall of the tube;

G_o' = conductance per unit length due to the inelastic behaviour of the fluid;

L_{ox} = inductance per unit length representing the radial inertance of the fluid and the manometer line wall

and Z_n, Z_{fs}, Z_{ft} and Z_t are the impedances of the needle, the fittings at the needle end of the line, the fittings at the transducer end of the line, and the transducer respectively. Each of these last four are modelled as lumped elements since the phase velocities of pressure waves in these components are high compared with those in the manometer line.

Energy loss arising from the inelastic behaviour of water is negligible in comparison with that arising from other mechanisms and, for compliances and wall losses encountered in typical manometer lines, the effect of the radial inertance of the fluid and wall can be ignored. Hence the component impedances of the transmission line shown in Fig.1(b) can be approximated to those of Fig.1(c).

The general theory of transmission lines is to be found in many textbooks (see for example (5)). It can be shown that the voltage across a terminating impedance, Z_r, of a transmission line of length L as shown in Fig.1(c), and driven by a voltage source, V_s, is given by

$$V_r = V_s[\cosh(\gamma l) + (Z_o/Z_r)\sinh(\gamma l)]^{-1} \quad (1)$$

where Z_o, the characteristic impedance, is given by

$$Z_o = [(R_o + j\omega L_{oz})/(G_o + j\omega C_o)]^{\frac{1}{2}} \quad (2)$$

and γ, the propagation constant of the line, is expressed by

$$\gamma = [(R_o + j\omega L_{oz})(G_o + j\omega C_o)]^{\frac{1}{2}} \quad (3)$$

In the electrical analogue, shown in

Fig.1(b), the input voltage to the transmission line is modified by the impedances of the needle and luer fittings (Z_n and Z_{fs}) and can be written

$$V_s' = V_s \cdot \frac{Z_{in}}{Z_{in} + Z_n + Z_{fs}} \qquad (4)$$

where Z_{in} is the input impedance of the line, given by

$$Z_{in} = Z_o[Z_r\cosh(Yl) + Z_o\sinh(Yl)] / [Z_r\sinh(Yl) + Z_o\cosh(Yl)] \qquad (5)$$

The terminating impedance Z_r is the sum of the impedance of the transducer and that of the manometer line luer fitting :

$$Z_r = Z_t + Z_{ft} \qquad (6)$$

The impedance of the transducer may be broken down further into its component parts and written as

$$Z_t = Z_{tc} + Z_{td} \qquad (7)$$

where Z_{tc} is the compliant impedance of the device and Z_{td} is the small impedance of the port of the transducer dome.

The pressure recorded by the transducer is represented in the electrical analogue by the voltage across the impedance Z_{tc}, which is given by a simple potential division of V_r:

$$V_{tc} = \frac{V_s'}{[\cosh(Yl) + (Z_o/Z_r)\sinh(Yl)]} \cdot \frac{Z_{tc}}{Z_{tc} + Z_{td} + Z_{fs}} \qquad (8)$$

The frequency-amplitude response of the measurement system is the pressure recorded at the transducer relative to that of the source, i.e, $|V_{tc}/V_s|$. Associated with the amplitude response there is also a phase distortion relationship, unique to a particular measurement system. The phase lag $\phi(\omega)$ of the pressure at the transducer relative to that at the source may be written in terms of the real (v_{real}) and imaginary (v_{imag}) components of the complex argument of equation 8:

$$\phi(\omega) = -\arctan(v_{imag}/v_{real}) \qquad (9)$$

3. QUANTIFICATION

In principle, if all of the elemental system impedances are known it should be possible to predict the frequency response function of a particular measurement system using equations 8 and 9.

The impedances of the needle and manometer line connectors can be evaluated using the equation given by Womersley (2) for the impedance of a rigid, fluid-filled tube :

$$Z_{rigid} = [\mu a^2 l / \Pi a^4 M'_{10}(\alpha)] \cdot [\sin \varepsilon'_{10}(\alpha) + i \cos \varepsilon'_{10}(\alpha)] \qquad (10)$$

The parameter α is an important dimensionless quantity that characterises the oscillatory flow and is given by

$$\alpha = a(\omega\rho/\mu)^{\frac{1}{2}} \qquad (11)$$

where ρ and μ are the density and coefficient of viscosity, respectively, of a fluid in a tube of radius a and length l. M'_{10} and ε'_{10} are related to the amplitude and phase components of zero and first order complex Bessel functions (2), and can be evaluated by series expressions which are to be found in listings of mathematical functions.

The impedance given in equation 10 is analogous to an electrical impedance $Z = R + j\omega L$, where R is the resistance and L is the inductance. Therefore, the real part of equation 10 can be regarded as the fluid resistance and the imaginary part, the reactance of the fluid inertance. As the angular frequency tends to zero the resistive term reduces to the Poiseuille fluid resistance and the inductance becomes simply the mass of fluid per unit area-squared. Unlike their electrical counterparts though, the resistance and inertance of the fluid show significant frequency-dependency at low frequencies.

Transducer diaphragm compliance can be calculated given the elastic moduli and

physical dimensions of the membrane. However, in the hydraulic system what is of importance is the total compliant loading of the manometer line due to the transducer membrane, its dome and tap fittings, and the filling-fluid. The dome and fittings are too complex to have their compliance calculated. Hence it is necessary to measure the total transducer compliance by observing the change in volume resulting from an applied pressure.

Whilst static manometer line compliance can also be measured, its use in a theoretical evaluation of a system's response is questionable since the manometer line is made of a visco-elastic material, and will show a relatively sharp decrease in compliance at very low frequencies with a slow fall-off at higher frequencies. Dynamic compliances can however, be estimated by establishing the values that give the best fit between experimentally-determined and theoretical frequency response curves (computed using the transmission line model described above) for a system consisting of simply a transducer and the line under investigation.

The magnitudes of static manometer line compliances, derived in preliminary studies suggest very small changes in their radii when physiological pressures are applied ($\sim 0.01\%$) and, therefore, to a good approximation, the resistance and inertance elements of the manometer line are those of a rigid tube. Using equation 10, the resistance and inertance per unit length of three commercial lines have been calculated and are shown in Fig.2.

In addition to viscous energy losses, hysteresis losses will occur in the manometer line wall as it expands and contracts under an alternating pressure. Direct determination of these losses is virtually impossible. On the basis of experimental observations Hansen (1) assumed wall losses to be proportional to frequency and this was later substantiated by Latimer and Latimer (6). In the model considered here, a mean value is taken for the dynamic compliance and a manometer line is assumed to have hysteresis losses per unit length of the form $G_o = \omega K/l$, where K is the hysteresis coefficient of a line of length l. The hysteresis value for a particular manometer line was established by a least squares technique in the same way as dynamic compliance. A similar approach to resolving line hysteresis and compliance was adopted by Hansen (1), but unfortunately an incomplete understanding of dynamic fluid resistance and inertance, and a lack of computing capability meant that his work was unable to be brought to a satisfactory conclusion.

4. EXPERIMENTAL MEASUREMENTS

The static compliances of two commercial transducers were derived from the deflection of a water meniscus in a 0.1 mm bore capillary tube, as observed with a travelling microscope on the application of 100 mmHg pressure. Dynamic measurements were made using a variable frequency generator based on the design published by Ardill (7). A Gaeletec 3EA/a transducer, whose response was flat within 1% to 100 Hz, was mounted in the wall of the generator and used a reference. Fig.3 is a schematic diagram of the experimental apparatus that was used in the measurement of frequency responses. In the initial experiments to determine connecting line hysteresis and compliance, the fluid filled line was connected directly into the generator by means of a luer fitting; in subsequent experiments, when the response of a complete system was being determined, the terminating needle or cannula was inserted into the generator through a small self-sealing rubber diaphragm.

At each measurement frequency the outputs from the test system and the reference transducers were amplified and processed by an instrumentation mini-computer, the

signals were digitally filtered, and the ratio between them determined. The frequency amplitude response of the test system was subsequently calculated by normalising these ratios to the ratio at 1 Hz. Frequency-phase responses were obtained by observing the time difference between the waveforms from the reference and test transducers using a storage oscilloscope.

5. RESULTS

Compliances measured for two commercial transducers are given in table 1.

Table 1. Measured values of transducer compliance

Type of Transducer	Transducer compliance ($10^{-15}m^5.N^{-1}$)
Elcomatic (EM750A)	1.8 +/- 0.2
Bentley-Trantec (model 800)	11 +/- 1

Values of compliance and hysteresis coefficient for several lengths of three types of manometer were established from fits of predicted frequency response profiles to recorded response curves at 2 Hz intervals in the range 2 to 100 Hz, and are shown, plotted against the length of line, in Fig.4. Compliance and hysteresis values per unit length of line were calculated from the least squares fit straight lines shown, and these values used in all further calculations.

The complete model was tested by comparing experimental measurements with theoretical predictions for several different transducer/manometer line/needle combinations, and the results of some of these comparisons are shown in Figs.5 and 6. In every case the agreement between theory and experiment was good over the range of frequencies tested.

6. DISCUSSION

The problems associated with analysing the response of pressure measuring systems which include connecting tubes with significant compliances have been noted by Hansen (1), who also drew attention to the possibility of using an electrical transmission line model to represent such systems. A further necessary step in the understanding of such systems was the publication by Womersley (2) of his monograph on pulsatile flow in elastic tubes, which prepared the way for in-depth discussions on manometer line behaviour such as those of Latimer (6, 8). These studies, however, whilst dealing with the behaviour of such parameters as attenuation, wall loss factors, and the resistance of manometer tubes have not examined the overall response of the type of pressure measurement system at present in use.

The current work has shown that such systems can be modelled to a high degree of accuracy using the transmission line model illustrated in Fig.1(b), provided correct values are chosen for the elemental impedances. The model is useful for predicting the effects of various changes in the system, but should only be used as a guide to the best frequency response that may be obtained from a particular system, since in clinical practice the response is often degraded by the presence of small bubbles of air which can be difficult both to detect and to remove.

REFERENCES

(1) A.T.Hansen. Pressure measurement in the human organism. Acta.Physiol.Scand. 19: 1-227 (1949).

(2) J.R.Womersley. An elastic tube theory of pulse transmission and oscillatory flow in mammalian arteries. W.A.D.C. Tech.Rept. TR56-614 (1957).

(3) O.Franke. Kritik der elastischen Manometer.
Z.Biol. 44: 445-613 (1903).

(4) D.A.McDonald. Blood flow in arteries. Edward Arnold, London (1974).

(5) F.R.Connor. Wave Transmission. Edward Arnold, London (1972).

(6) K.E.Latimer and R.D.Latimer. Measurements of pressure-wave transmission in liquid-filled tubes used for intravascular blood-pressure recording.
Med.Biol.Engng. 7: 143-168 (1969).

(7) B.L.Ardill, P.H.Fentem and M.J.Wellard. An electromagnetic pressure generator for testing the frequency response of transducers and catheter systems.
J.Physiol. 192: 19-21 (1967).

(8) K.E.Latimer. The transmission of sound waves in liquid-filled catheter tubes used for intravascular blood-pressure recording.
Med.Biol.Engng. 6: 29-42 (1968).

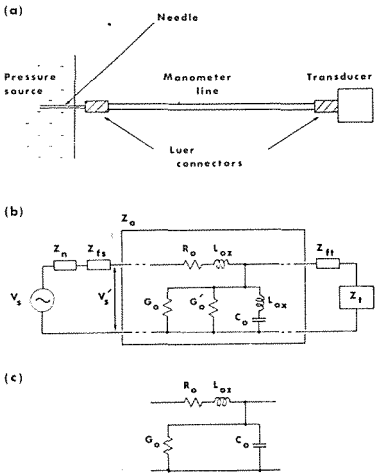


Fig.1. The blood pressure measurement system (a) and an electrical analogue (b), which is approximated to the circuit (c).

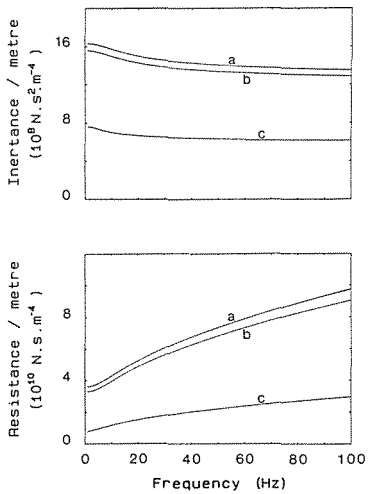


Fig.2. Theoretical inertance and resistance per unit length of water-filled (a) Portex, (b) Norton and (c) Vygon manometer lines at 22°C.

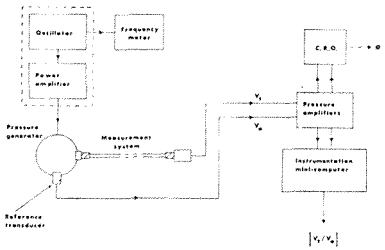
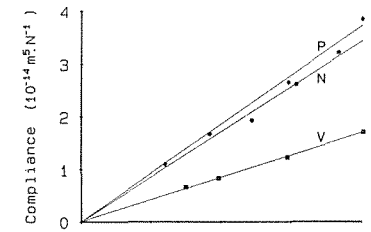


Fig.3. Schematic diagram of experimental apparatus.



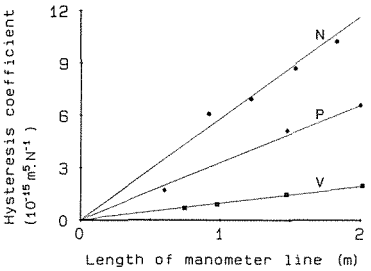


Fig.4. Fitted hysteresis losses and compliance of various lengths of (P) Portex, (N) Norton and (V) Vygon manometer lines, and the best fit straight lines that intercept the origin.

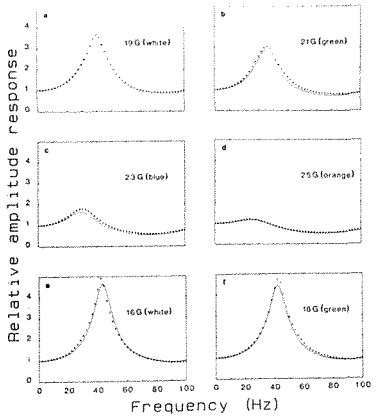


Fig.5. Predicted (full line) and observed relative frequency responses of measurement systems consisting of an Elcomatic (750A) transducer, a 150cm. Portex manometer line and a Gillette (Sabre) needle (a to d) or a Medicut Cannual (e and f).

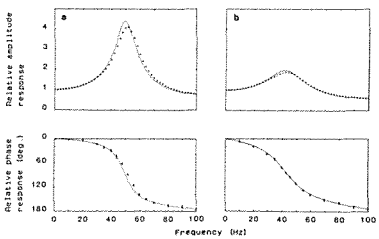


Fig.6. Predicted (full line) and observed relative amplitude and phase responses of measurement systems consisting of a Bentley Trantec (model 800) transducer, a 100cm. Vygon manometer line and (a) 21G and (b) 23G Gillette (Sabre) needles.

8°. CONGRESSO BRASILEIRO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA
UFSC, Florianópolis, Brasil — 7-10 - Novembro - 1983

SISTEMA DE GRAVAÇÃO E REPRODUÇÃO DO ELETROCARDIOGRAMA PARA MONITORAÇÃO HOLTER

Maria Teresa P. de FREITAS, Cândido PINTO DE MELO e Maria Adélia Collier FARIAS

Serviço de Informática Médica do Instituto do Coração do Hospital de Clínicas da USP
Av. Dr. Enéas de Carvalho Aguiar, 44
05403 - São Paulo . SP

Centro de Engenharia Biomédica - UNICAMP
13.100 - Campinas - SP

RESUMO

Este trabalho descreve uma unidade para gravação em baixa rotação e reprodução em baixa e alta rotações do eletrocardiograma, visando a implementação de um sistema para monitoração Holter. A unidade utiliza cabeças de gravação e reprodução comerciais comuns, e componentes e peças que podem ser facilmente encontrados no mercado nacional. Os circuitos que a compõem foram testados individualmente e em conjunto, tendo apresentado resultados satisfatórios.

Com pequenas modificações, a unidade desenvolvida encontra muitas outras aplicações (como por exemplo na monitoração do eletroencefalograma em pacientes epilépticos), pois inúmeros sinais biológicos precisam ser gravados por um longo período de tempo, para análise subsequente dos dados, enquanto o indivíduo exerce suas atividades de rotina.

A SYSTEM TO RECORD AND PLAYBACK THE ELECTROCARDIOGRAM FOR HOLTER MONITORING

ABSTRACT

An inexpensive unit to record (in low speed) and playback the electrocardiogram (in low and high speed) is described. The unit is meant to be part of a system for Holter monitoring. Its circuits were tested independently and interconnected, having shown good results.

With small alterations, the unit can be used in many other applications (such as electroencephalogram monitoring of epileptic patients), since several biological signals need to be recorded, for subsequent data analysis, during a long period of time, while the subject performs his or her routine daily activities.

1. INTRODUÇÃO

O eletrocardiograma é o registro da atividade elétrica do coração, captada por meio de eletrodos aplicados sobre a superfície corpórea. Registros de curta duração, de alguns minutos, feitos de rotina em clínica médica demonstraram serem inadequados na detecção de arritmias cardíacas em 55% dos pacientes (1). Muitos fatores que provocam arritmias, tais como ansiedade, esforço, alimentação e fumo apresentam efeitos transitórios e infrequentes, podendo não ocorrer no momento em que o paciente esteja sendo examinado. Portanto, a análise destes registros não serve para revelar perturbações transitórias do ritmo cardíaco e nem variações do segmento ST (2).

A detecção de arritmias associadas com a atividade normal do paciente é muito útil nos casos onde ocorrem variações do segmento ST, indicativas de isquemia miocárdica, porém sem manifestação de dores torácicas. Se este tipo de situação puder ser detectado numa gravação mais prolongada, o paciente poderá ser aconselhado a mudar de atividades, evitando assim a isquemia miocárdica clinicamente "silente" (3). Conclui-se, portanto, que gravações contínuas mais prolongadas permitem diagnósticos e terapias mais precisos.

A técnica de gravação Holter, ou eletrocardiografia dinâmica, é um método de gravação magnética contínua do ECG. A unidade de gravação é carregada pelo paciente durante suas atividades diárias de rotina, por um período de 12, 24 ou até mesmo 48 horas. A reprodução do sinal é feita em alta rotação, tendo uma duração aproximada de 15 a 20 minutos, com a opção de baixa rotação para registro em papel. Além das aplicações anteriormente citadas, a monitoração Holter é utilizada em pacientes com marca-passo, sendo o único método prático para determinar falhas intermitentes ou arritmias induzidas pelo próprio aparelho, não detectáveis por meio de exame clínico (4).

O progresso tecnológico permitiu o aprimoramento do equipamento para monitoração Holter, que se tornou bem popular. O sistema original foi miniaturizado, reduzindo-se a um pequeno gravador de bolso e a um rápido analisador de dados, o que proporciona maior conforto ao paciente e maior precisão nos diagnósticos, porém requer a utilização de cabeças especiais para gravação e reprodução. Mais recentemente, com o uso de microcomputadores, sistemas de análise cada vez mais sofisticados, mais precisos e mais independentes do julgamento de um operador, estão sendo lançados no mercado. No entanto, o preço destes sistemas importados é demasiadamente elevado para serem adquiridos pela maioria dos hospitais brasileiros.

O objetivo deste trabalho é o de apresentar um sistema de gravação lenta do ECG (aproximadamente 24 horas) em fita cassete e de reprodução lenta, e rápida (cerca de meia hora), que faz uso de cabeças de gravação e reprodução comerciais comuns. Em uma fase posterior, pretende-se interligar o sistema a microcomputadores para análise dos dados. O sistema desenvolvido pode ser usado em inúmeras outras aplicações, tais como na detecção de epilepsia através da monitoração contínua do eletroencefalograma (5).

2. CARACTERÍSTICAS DO SISTEMA

Como o ECG é um sinal com espectro de freqüência no intervalo de 0,05 a 100 Hz, bem abaixo das áudio-freqüências, tornou-se necessário um tipo de modulação. Optou-se por modulação/demodulação em freqüência (FM), que requer estabilidade no transporte da fita, pois qualquer variação de velocidade provoca modulação indesejável na portadora, causando distorção do sinal. Por isto, foi implementado um sistema de gravação/reprodução estéreo, onde se grava o sinal de ECG em um dos canais e um sinal de referência (portadora) no outro canal. Na reprodução, após serem demodulados e filtrados, os sinais dos dois canais são subtraídos um do outro, eliminando-se assim os ruídos provenientes das oscilações mencionadas. Além disto, o sinal da portadora serve como referência temporal do sinal eletrocardiográfico para circuitos de amostragem do sistema de análise.

Para a gravação, foi usado o toca-fitas de bolso PS-30 da CCE, tendo sido retirado o seu circuito eletrônico, e feitas as adaptações a fim de se conseguir a redução necessária na velocidade do "capstan" (da ordem de 10 vezes). As adaptações consistiram sobretudo na modificação do sistema de polias e correias encarregado do transporte da fita.

Na reprodução, foi utilizado o sistema mecânico de transporte do toca-fitas Sharp, modelo RG 5700 X, adaptando-se um motor de velocidade mais alta da Eltron (12 V, modelo 5F 116). Foram projetados e implementados os circuitos para controlar a velocidade de reprodução, aos quais foi adicionado um estágio de potência e chaveamento, de modo que um microcomputador possa controlar efetivamente o sistema de reprodução. Este chaveamento afeta também os estágios de demodulação e filtragem. O microcomputador através do contador de pulsos da portadora, poderá então manter o instante de tempo da gravação sob seu controle, permitindo, por exemplo, que trechos da gravação sejam reanalisados em alta rotação e registrados em papel, em baixa rotação.

3. CIRCUITOS DE GRAVAÇÃO, DE REPRODUÇÃO E DE CONTROLE DE VELOCIDADE

A figura 1 é o diagrama de blocos dos circuitos de gravação, composto por um amplificador diferencial, um filtro passa-altas, um filtro passa-baixas, um amplificador para ajuste de nível, dois moduladores

(6a) e dois circuitos de saída.

O amplificador de entrada, tipo D.C. em configuração típica de amplificadores de instrumentação, apresenta ganho igual a 32 db, alta impedância de entrada (10^{12} ohms) e razão de rejeição em modo comum de 80 db. Os filtros passa-altas (passivo) e passa-baixas (ativo) têm freqüências de corte iguais a 0,05 Hz e 40 Hz, respectivamente. Esta faixa foi considerada suficiente para fins de monitoração do ECG. Segue-se mais um estágio de amplificação com ganho igual a 26 db, de tal forma que sua tensão de saída varia na faixa linear do modulador. Este é do tipo oscilador controlado por tensão (VCO), com frequência central de 240 Hz e desvio de ± 40%. Esta freqüência foi escolhida a partir de informações colhidas em normas técnicas (7). Finalmente, um estágio de amplificação de corrente e ajuste de "offset" garante polarização simétrica sobre a cabeça de gravação (canal 1), e conseqüentemente uma maior variação de fluxo magnético durante a reprodução. A resistência de carga define a corrente de polarização. Esta foi escolhida experimentalmente.

No canal 2, tem-se outro circuito modulador com entrada conectada a uma tensão de referência de 3 volts, que fornece a freqüência portadora. O estágio de amplificação de saída é igual ao do canal 1. Assim, toda a informação mandada para a fita é mantida no domínio de freqüência, tornando a gravação independente de instabilidade de amplitude como ocorre em gravação direta. Para que o registro possa ser feito enquanto o paciente desempenha suas atividades normais e para minimizar os riscos de possíveis choques elétricos, os circuitos de gravação são alimentados por baterias.

A figura 2 é o diagrama de blocos dos circuitos de reprodução, que são idênticos para os dois canais. O bloco de entrada é composto por um amplificador diferencial, um filtro passa-baixas e um amplificador de áudio. O amplificador diferencial é semelhante ao usado nos circuitos de gravação, com ganho de 40 db, porém é do tipo A.C. com freqüência de corte em 130 Hz. O filtro passa-altas tem a função de eliminar ruídos de freqüência superior a 20 kHz. O amplificador de áudio, com ganho de 40 db, comporta-se como um equalizador (compensação de freqüência a partir de 2 kHz) para suprir as perdas que ocorrem na cabeça de reprodução. Para se ter pulsos compatíveis com a entrada do demodulador, foi implementado um circuito de ajuste, composto por um "Schmitt-trigger" e um retificador.

Os demoduladores são do tipo PLL ("phase-locked-loop") (6a), e suas freqüências centrais (fo) são controladas por meio de chaves eletrônicas, de forma a permitir o ajuste das faixas de "lock" e de captura, de acordo com a velocidade de reprodução. No caso de baixa rotação, tem-se: freqüência central em 240 Hz, faixa de "lock" igual a 192 Hz e faixa de captura de 150 Hz; enquanto que, para alta rotação, tem-se: freqüência central em 6.250 Hz, faixa de "lock" igual a 5 kHz e faixa de captura de 4 kHz.

Os filtros passa-baixas de saída são do tipo Butterworth de terceira ordem, com frequência de corte (fc) também ajustável eletronicamente para as duas velocidades de reprodução. Em baixa rotação, fc é igual a 40 Hz e em alta, a 1 kHz. Finalmente, os sinais provenientes dos dois canais, são subtraídos um do outro através de um amplificador diferencial com ganho unitário.

O diagrama de blocos dos circuitos que controlam a velocidade de reprodução é mostrado na figura 3. O controle é feito através da variação da largura dos pulsos aplicados na entrada de um amplificador de potência. Um multivibrador astável (f=10 kHz) aciona um temporizador (8), que funciona como um mono-estável com largura de pulso selecionada por chave eletrônica. Estes pulsos de largura ajustável são mandados para o amplificador de potência a fim de se obter uma corrente de saída para o motor de até 4,5 A. A chave eletrônica também controla, além da velocidade do motor, seu acionamento e parada. Um monoestável disparável por sinal externo e ligado a um amplificador de corrente, aciona o sistema de reversão automática do toca-fitas Sharp.

Para o chaveamento dos componentes, nas duas rotações, tanto nos demoduladores, filtros e monoestável com largura de pulso ajustável, bem como para acionar ou reverter o motor, foram usadas chaves bilaterais quádruplas (6b), controladas por "buffers" inversores (6c), que por sua vez são acionados por sinais de controle. Estes sinais, quando provenientes de um microcomputador, permitem que este último controle o processo de reprodução e análise dos dados.

4. RESULTADOS E CONCLUSÃO

Todos os circuitos descritos no item 3 deste trabalho foram testados isoladamente e em conjunto (testes de bancada), tendo apresentado desempenho satisfatório. Sinais de ECG foram gravados em baixa rotação e reproduzidos em baixa e alta rotações. Os sinais reproduzidos em velocidade lenta foram registrados em papel, como mostra a figura 4A, que ilustra claramente os ruídos introduzidos por instabilidades no transporte da fita e a eficácia do método adotado para eliminar este tipo de distorção.

A figura 4B ilustra os sinais obtidos com reprodução em alta rotação. A figura é uma fotografia dos sinais ao serem exibidos na tela de um osciloscópio comum de 15 MHz (TRIO, modelo CS1830). Inúmeras dificuldades tiveram que ser contornadas para a obtenção do registro, uma vez que não se dispunha de um osciloscópio com memória e de uma máquina fotográfica adequada. Por outro lado, o registrador de papel, com resposta em frequência inadequada, não pôde ser usado. Mesmo assim, a figura obtida mostra que o método adotado para a eliminação de ruídos também é eficiente na reprodução em ve-

locidade alta.

Durante os testes, os circuitos de gravação foram alimentados por bateria comum de 3,5 Ah. Pretende-se substituí-la por baterias de Níquel-Cádmio, que são mais leves, de baixo custo e de fácil aquisição.

O sistema apresentado usa componentes e peças que podem ser encontrados no mercado nacional. Seu custo aproximado é de 400 dólares. Cumpre salientar que o custo da mão-de-obra não foi incluído. Por outro lado, com produção em escala comercial, o preço dos componentes e peças cairia substancialmente. Sistemas similares importados, são vendidos no País por preços muito mais elevados, por exemplo, a unidade de gravação de 2 canais (duração 24 horas) da American Edwards custa cerca de 2.300 dólares. Além disto, a manutenção destes equipamentos é onerosa e muitas vezes precária, e o processo de importação é demasiadamente lento.

O sistema desenvolvido encontra muitas aplicações. Inúmeros sinais biológicos, além do eletrocardiograma, precisam ser gravados por longo período de tempo (para análise posterior) enquanto o indivíduo exerce suas atividades de rotina. Assim, o esforço para implementar o sistema aqui descrito é plenamente justificável.

5. BIBLIOGRAFIA

(1) J. LIPSKI & L. COHEN & J. ESPINOZA & M. MOTRO & S. DACK & E. DONOSO: Value of Holter monitoring in assessing cardiac arrhythmias in symptomatic patients. The American Journal of Cardiology 37: 102-107 (1976).

(2) C.E. ARANAGA & M.M. MOWER & W.S.STAEWEN & B. TABATZNIK: Eight-hour electrocardiogram: technique and clinical application. Brit. Heart Journal 29:345-35T (1967).

(3) P.L. TECKLENBERG & D.R. TAYLOR: Holter electrocardiographic recording: part 2, current indications and applications. MD State Med. Journal: 27-28 (november, 1977).

(4) H.E. KENNEDY: Ambulatory electrocardiography, chapter 8. Lea & Sebiger(1981).

(5) J.R. IVES: Electroencephalogram monitoring of amulatory epileptic patients. Postgraduate Medical Journal 52 (Suppl. 7):86-91 (1976).

(6) RCA COS/MOS Integrated Circuits
a. Pag. 488
b. Pag. 529
c. Pag. 403

(7) IRIG (INTER RANGE INSTRUMENTATION GROUP): Telemetry Standards. Document 106-71, White Stand Missile Range, N. Mex.

(8) Linear Databook National Semiconductor: 9-26, 9-32.

Os autores agradecem o apoio financeiro concedido pela CAPES e FINEP.

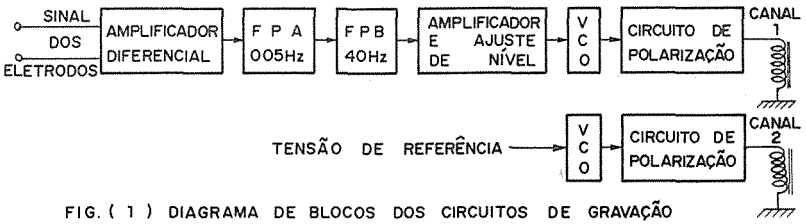


FIG. (1) DIAGRAMA DE BLOCOS DOS CIRCUITOS DE GRAVAÇÃO

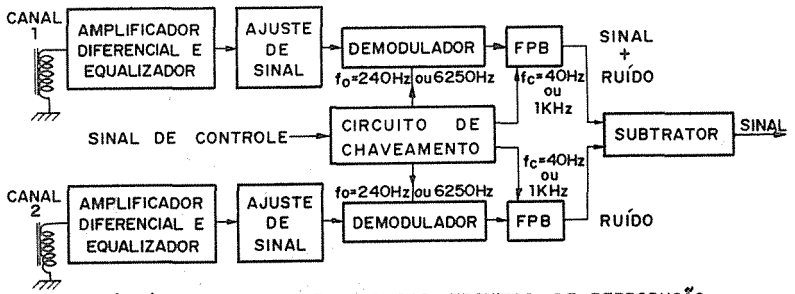


FIG. (2) DIAGRAMA DE BLOCOS DOS CIRCUITOS DE REPRODUÇÃO

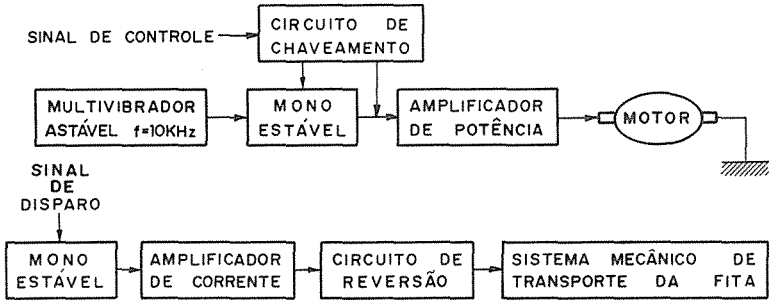
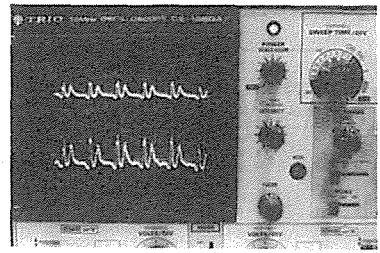


FIG.(3) DIAGRAMA DE BLOCOS DOS CIRCUITOS DE CONTROLE DE VELOCIDADE E REVERSÃO DA FITA DURANTE A REPRODUÇÃO

A



B

FIG.(4) REPRODUÇÃO DO ECG
A: GRAVAÇÃO E REPRODUÇÃO EM BAIXA ROTAÇÃO. REGISTRO DE CIMA: ECG ORIGINAL. REGISTRO DO MEIO: SAÍDA DO CANAL 1 DE REPRODUÇÃO. REGISTRO DE BAIXO: SINAL DE SAÍDA DOS CIRCUITOS DE REPRODUÇÃO, APÓS SUBTRAÇÃO DE RUÍDO.
B: GRAVAÇÃO EM BAIXA E REPRODUÇÃO EM ALTA ROTAÇÃO. REGISTRO DE BAIXO:SAÍDA DO CANAL 1 DE REPRODUÇÃO. REGISTRO DE CIMA : SINAL DE SAÍDA DOS CIRCUITOS DE REPRODUÇÃO, APÓS SUBTRAÇÃO DE RUÍDO.

8°. CONGRESSO BRASILEIRO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA
UFSC, Florianópolis, Brasil — 7-10 - Novembro - 1983

SISTEMA PARA TELEMETRIA SEM FIOS DE ECG UTILIZANDO INDUÇÃO MAGNÉTICA

Manoel Gadêlha de Freitas Jr.
Departamento de Engenharia Elétrica
Universidade Federal do Rio Grande do Norte
Caixa Postal 1536 - Natal - RN - 59000

RESUMO

Este trabalho apresenta uma opção de baixo custo para telemetria de ECG sem fios, utilizando indução magnética. O sistema de biotelemetria proposto não apresenta certos problemas inerentes à radiotelemetria, tais como interferência a partir de estações de radiodifusão, custo e problemas legais concernentes ao uso de radiotransmissores. A montagem definitiva do presente sistema ainda não foi concluída, mas os resultados dos testes realizados com o transmissor e com o receptor foram considerados satisfatórios.

WIRELESS ECG TELEMETRY SYSTEM EMPLOYING MAGNETIC INDUCTION

ABSTRACT

This paper presents a low-cost option for wireless ECG telemetry, employing magnetic induction. The proposed telemetry system does not presents some problems that exists with radiotelemetry, as interference from broadcast radio stations, cost and legal problems relative to the use of radiotransmitters. The definitive make-up of the entire system has not yet been achieved, but the results of the tests with the transmitter and the receiver have been considered satisfactory.

1. INTRODUÇÃO

Existem situações em que profissionais da área de saúde necessitam monitorar um paciente ou estudar um animal de laboratório enquanto estes se movimentam. Para isto, tem-se duas opções básicas: 1. radiotelemetria; 2. telemetria por indução magnética. Em radiotelemetria [1], [2], utiliza-se normalmente, modulação em freqüência (FM) na faixa de FM comercial (88 a 108 MHz). A antena do receptor de radiotelemetria é excitada pelo campo de radiação gerado pelo campo eletromagnético produzido pela antena transmissora. Este campo de radiação atenua-se proporcionalmente ao quadrado da distância entre as antenas (r). O efeito do campo de indução gerado por este campo eletromagnético no sinal captado pela antena receptora é mínimo, uma vez que o campo de de indução atenua-se proporcionalmente a r^3. A radiotelemetria apresenta alguns inconvenientes, como: 1. a não alocação de freqüências para biotelemetria por parte dos organismos oficiais que regem as telecomunicações; 2. devido a esta não alocação ocorre a possibilidade de interferências oriundas de estações de radiodifusão; e, 3. custo relativamente alto.

Na telemetria de sinais biomédicos por indução magnética ("loop" indutivo) utiliza-se baixas freqüências, indo até um máximo de centenas de kilohertz [3], [4], [5]. A antena transmissora constitui-se de uma bobina à qual é aplicada a portadora de FM modulada pelo biopotencial amplificado. Esta bobina produz um campo magnético que irá induzir uma força eletromotriz (f.e.m.) na antena receptora, constituída por um "loop" (espira). Esta f.e.m. é amplificada e filtrada, sendo a seguir aplicada a um demodulador de FM, reconstituindo-se, assim, o sinal original.

A literatura refere-se a um transmissor de pressão estomacal alimentado por pilha, que é ingerido pelo paciente, no qual a antena receptora ("loop") é colocada sobre o abdomen deste [4]. Este sistema de telemetria é essencialmente de indução magnética. Apesar de não apresentar os inconvenientes supracitados, inerentes à radiotelemetria, o sistema da referência [4] tem o problema da ocorrência de situações em que o sinal induzido na antena receptora é nulo, devido à posição aleatória que pode assumir o transmissor no estômago.

Os sistemas existentes de telemetria por indução magnética operam em pequenas distâncias, da ordem de centímetros [5], limitando-se seu emprêgo à monitoração de animais de laboratório, colocados em gaiolas e à monitoração de parâmetros viscerais nos casos em que o receptor pode ser colocado sobre o corpo do paciente.

O presente trabalho apresenta como alternativa para a telemetria sem fios de ECG, um sistema utilizando indução magnética, com alcance de vários metros, operando em freqüências muito baixas, fora da faixa de radiodifusão usual.

2. INDUÇÃO MAGNÉTICA

Tendo em vista que o comprimento de onda do sinal utilizado no presente sistema, que é 2.10^4 metros (f = 15 kHz), a corrente na bobina transmissora é coerente e, como as distâncias entre a bobina transmissora e a antena receptora são inferiores a 10 metros, tem-se que estas distâncias são muito menores que $1/2\pi$ do comprimento de onda. Desta forma, a intensidade do campo magnético (H) em volta do transmissor pode ser expressa como [5]:

$$H = H_o e^{j\omega t} \qquad (1)$$

em que H_o é a intensidade do campo magnético do dipolo, causado por uma corrente contínua tal que sua intensidade seja igual ao módulo da corrente alternada circulando pela bobina. A f.e.m. induzida na antena receptora é [5]:

$$E = -j\omega E_o e^{j\omega t} \qquad (2)$$

onde

$$E_o = \int_S B_o . dS \qquad (3)$$

em que B_o é a indução magnética ou densidade de fluxo magnético; S é uma superfície fechada limitada pela antena receptora em forma de "loop"; e dS é um elemento de área.

O módulo da f.e.m. induzida é ωE_o e sua variação é determinada principalmente por E_o, cuja magnitude diminui bastante à medida que a antena receptora é afastada do transmissor. Assim sendo, para uma dada posição e orientação do transmissor com relação à antena, o módulo do sinal induzido pode ser determinado integrando-se a indução estática B_c

A integral em (3) é difícil de ser calculada, ainda que um campo de dipolo simples seja uma boa aproximação para H_o. Entretanto, para a definição de indutância mútua (M)

$$M = \omega E_o / I_o \qquad (4)$$

em que ωE_o é o módulo de E, induzida em uma bobina e I_o é a corrente circulando pela outra, tem-se que que M é uma função da geometria das bobinas. Desta forma, o valor de M pode ser determinado como se na espira receptora circulasse I_o e o fluxo resultante atravessando a bobina transmissora induzisse ωE_o. Para o desenvolvimento teórico que se segue, utiliza-se a configuração mostrada na Fig.1.

A intensidade do campo magnético no centro da espira é dada por [5]:

$$H_o = I_o / 2r \qquad (5)$$

onde r é o raio da espira, pela qual circula I_o. Para o módulo da f.e.m induzida em cada espira da bobina transmissora ("funcionando" como receptora) tem-se

$$|E| = \omega E_o = \omega \int_S \mu_o \mu_r H_o dS \qquad (6)$$

μ_o é a permeabilidade magnética do ar e μ_r é a permeabilidade relativa do material. Assumindo-se que H_o seja constante em todos os pontos da seção transversal da bobina transmissora, tendo em vista que seu raio (a) é diminuto, chega-se ao resultado da equação (7):

$$|E| = \omega \mu_o \mu_r H_o \int_S dS$$

$$|E| = \omega \mu_o \mu_r H_o \pi a^2 \qquad (7)$$

pela substituição de (5) em (6), tem-se:

$$|E| = \omega \mu_o \mu_r \pi a^2 I_o / 2r \qquad (8)$$

Comparando-se (8) com (4), encontra-se:

$$M = \omega \mu_o \mu_r \pi a^2 / 2r \qquad (9)$$

mas, como a bobina transmissora possui n espiras, o valor real de M é

$$M = n\omega \mu_o \mu_r \pi a^2 / 2r \qquad (10)$$

Para o presente sistema, as bobinas utilizadas apresentaram um valor de M igual a 3.10^{-6} volts/ampère, na disposição da Fig.1 para r = 1 metro, e f = 15 kHz. Ou seja, para este sistema, tem-se:

$$M = 3.10^{-11} \omega / r \qquad (11)$$

ou ainda,

$$|E| = 3.10^{-11} I_o \omega / r \qquad (12)$$

De (12), percebe-se que a razão de atenuação de |E| com relação à distância apresenta-se bem menor que a razão de atenuação do campo de radiação ($\propto r^2$). Em outras palavras, este sistema, deste ponto de vista, é mais vantajoso que os sistemas de radiotelemetria.

3. INTERFERÊNCIA DA REDE DE ENERGIA ELÉTRICA

Na antena receptora, paralelamente ao fluxo magnético gerado pela bobina transmissora, tem-se um fluxo magnético devido às instalações de força elétrica do ambiente de monitoração. Um valor típico para a densidade de fluxo magnético (B_i) devido à rede elétrica (60 Hz) é cerca de $3{,}2.10^{-7}$ Wb/m^2. A tensão induzida na antena receptora, assumindo que B_i seja constante em todos os pontos da área S limitada pela antena é dada por

$$|E_i| = \omega_i \int_S B_i dS = B_i \omega_i \int_S dS \qquad (13)$$

$$|E_i| = B_i \omega_i \pi r^2 = 3{,}7.10^{-4} r^2 \qquad (14)$$

Assim, no presente sistema, na configuração da Fig.1, para I_o = 35 mA circulando

pela bobina transmissora, para r= 10 m, por exemplo, $|E_i|$ = 38 mV. Este valor é bastante elevado comparado com o valor de $|E|$, para esta mesma situação (equação (12)), ou seja, 1 microvolt. Isto corresponde a uma relação sinal ruído de - 28,6 dB.

Definindo a relação sinal/ruído 60 Hz, $S/N_{60\ Hz}$, como

$$S/N_{60\ Hz} = 20 \log(|E|/|E_i|) \quad (15)$$

e, através da substituição de (12) e (14) em (15), estabelece-se

$$S/N_{60\ Hz} = 20 \log 8.10^{-8} I_o \omega / r^3 \quad (16)$$

Com este resultado, percebe-se que a relação sinal ruído é inversamente proporcional ao cubo da distância, constituindo-se em uma característica negativa do presente sistema, embora contornável através de filtragem adequada. O projeto deste sistema prevê valores de r de, no máximo, 10 m, ou seja uma área delimitada pelo "loop" de até 314 m^2. Na prática, este "loop" ou espira é montado nas paredes do ambiente de monitoração, usualmente de formato quadrado ou retangular. Os resultados obtidos considerando-se espira circular podem ser aplicados, com uma margem de êrro aceitável, para esta espira realmente utilizada.

4. SISTEMA DE TELEMETRIA

O diagrama de blocos do sistema está representado na Fig.2. Utiliza-se modulação em freqüência (FM) e um demodulador de FM pouco sensível a variações de amplitude da portadora, do tipo "phase-locked-loop" (PLL), COS MOS. Isto dota o sistema de uma reduzida sensibilidade a variações na amplitude do sinal FM. A sensitividade de entrada do PLL escolhido (4046) é de 250 mV [6]. Em outras palavras, este PLL reconhece como sendo nível lógico"1" amplitudes de sinal FM superiores a 250 mV. Com isto, permite-se uma variação nesta amplitude (pico-a-pico) entre 0,25 e 9,00 volts (tensão da fonte). Este resultado conduz a um quociente de variação nesta amplitude de 9,00/≈0,25≈ 36, superior, portanto, ao quociente entre os valores do módulo da tensão induzida, $|E|$, para r = 10 metros e r = 1 metro, que, da equação (12), é igual a 10. O ganho total dos estágios de amplificação e filtragem do receptor é de 160 dB, garantindo, para a área máxima que o sistema abrange (314 m^2), uma amplitude do sinal FM aplicado ao PLL próximo de 2 volts pico-a-pico. Para áreas menores, este sinal torna-se saturado, o mesmo ocorrendo em situações de relativa proximidade do transmissor com as paredes da sala de monitoração. Isto não se constitui em problema, tendo em vista que o PLL opera com níveis lógicos "0" e "1", apenas.

O problema da relação sinal/ruído 60 Hz foi minimizado pelo uso de um filtro passa-altas elíptico, ativo de 3 pólos, ρ = 20 %, e "ripple" de 0,18 dB na banda passante [7]. A atenuação mínima deste filtro, na banda de rejeição é 116 dB. Entretanto, pela escolha de um de seus pólos em 60 Hz, a atenuação conseguida para este sinal é da ordem de 137 dB. A relação $S/N_{60\ Hz}$ na entrada do PLL é, portanto, no pior caso, 6 dB, uma vez que a relação $S/N_{60\ Hz}$ na entrada do receptor é, da equação (16), 131 dB. Como o 4046 funciona adequadamente com S/N na sua entrada de até 4 dB [6], estes valores são aceitáveis. A configuração do filtro utilizado e sua resposta em freqüência estão mostrados na Fig.3.

5. RESULTADOS E CONCLUSÕES

Quando este trabalho foi escrito, o sistema de telemetria propriamente dito, transmissor e receptor, estava montado em "super strip", tendo-se efetuado testes com a transmissão de sinais senoidais de freqüência entre 0,5 e 100 Hz, com resultados satisfatórios. A espira captadora foi instalada nas paredes do laboratório (área 25 m^2) obtendo-se uma demodulação adequada do sinal FM induzido a partir do transmissor, para qualquer posição assumida por este no ambiente, desde que a bobina transmissora não assumisse posição tal que seu eixo longitudinal fôs

se paralelo ao plano da espira receptora.

O sistema proposto de telemetria por indução magnética apresenta uma característica de atenuação do sinal captado versus distância (r), bem melhor que os sistemas de radiotelemetria, embora apresentando uma relação sinal ruído para 60 Hz que diminui proporcionalmente a r^3.

Os testes com o sistema em sua montagem definitiva, incluindo o amplificador de ECG, estão na dependência de financiamento por parte de entidades governamentais.

O presente trabalho apresenta, portanto uma alternativa viável e de custo relativamente baixo, para a monitoração sem fios de ECG, sendo totalmente isenta de interferências provenientes de emissoras de radiodifusão. O sistema proposto pode ser ampliado para a telemetria multicanal de EEG, por exemplo, utilizando as técnicas apresentadas pelo autor em [8].

6. BIBLIOGRAFIA

[1] WEBSTER, J.G., Medical Instrumentation-Application and Design, Houghton Miflin Co., 1978, Cap.6, p.326-31.

[2] DUBOVY, J., Introduction to Biomedical Electronics, McGraw Hill Book Co, 1978, Cap. 6, p. 200-6.

[3] MACKAY, R.S., Biomedical Telemetry, John Wiley & Sons, 2nd. edn., 1970.

[4] WATSON, B.W., ROSS, B., KAY, A.W., Telemetring from within the body using a pressure sensitive radio pill, Gut, vol. 3, 1962, p.181-6.

[5] JACOB, R., Aerial Design in Inductive Loop Telemetry, IEEE Trans. on Biom. Eng., Vol. BME-23, march 1976, p.118-23.

[6] MORGAN, D.K., STEUDEL, G., The RCA COS/MOS Phase-locked-loop: A Versatile Building Block for Micropower Digital and Analog Applications, ICAN-6101, RCA Solid State Division, 1972.

[7] WILLIAMS, A.B., Electronic Filter Design, McGraw-Hill Book Co., 1981, cap. 12, p. 12-70.

[8] FREITAS JR., M.G., DEEP, G.S., Transmissão Multicanal de Sinais de EEG Via Sistema Telefônico, Anais do VII Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica, 1981, p.231-6.

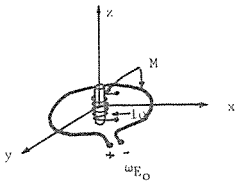
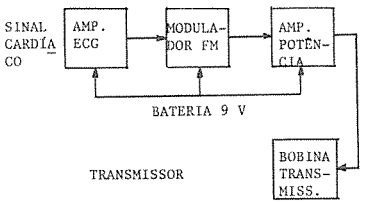


FIGURA 1. BOBINA TRANSMISSORA/ESPIRA RECEPTORA



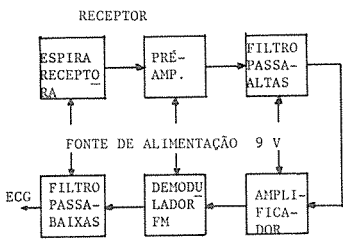


FIGURA 2. DIAGRAMA DE BLOCOS DO SISTEMA DE TELEMETRIA

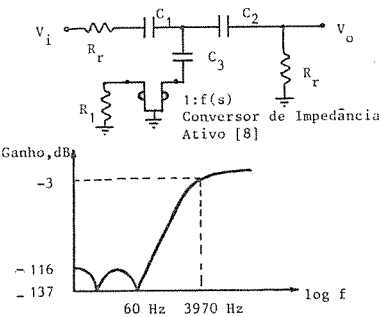


FIGURA 3. FILTRO PASSA ALTAS ELÍPTICO ATIVO

8°. CONGRESSO BRASILEIRO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA
UFSC, Florianópolis, Brasil — 7-10 - Novembro - 1983

VETORCARDIOGRAMA DE ESFORÇO

Furuie, S.S.; Leite, J.J.; Godoy, M.; Moffa, P.
Serviço de Informática Médica do Instituto do Coração
Av. Dr. Enéias de Carvalho Aguiar, 44 - 2º andar
05403 - São Paulo - SP

RESUMO

Este trabalho pretende ser uma contribuição para a pesquisa de novos parâmetros e/ou métodos que aumentem a sensitividade e especificidade do teste ergométrico.

A existência de flutuação da linha de base, ruídos de alta frequência, variações de medidas batimento a batimento e grande volume de dados são pontos críticos na eletrocardiografia de esforço. Reduzimos sensivelmente este volume de dados adotando a configuração ortogonal de Frank para os eletrodos, e encarando o eletrocardiograma (ECG) como variável vetorial (tridimensional). Os complexos QRS foram identificados pelo método do limiar sobre o módulo filtrado da derivada do módulo do vetor resultante dos três eixos. Os complexos resultantes para as derivações X, Y e Z, foram obtidos aplicando-se a média coerente nos últimos 10 segundos de cada minuto de exercício. A incorporação de cada complexo na média coerente é condicionado ao valor do índice de correlação, eliminando-se assim eventuais arritmias ou corrigindo-se falsos pontos de sincronismo. As flutuações de linha de base dos três eixos foram retiradas utilizando-se uma função cúbica passante pelos segmentos PR de 3 ECG consecutivos. Os ruídos de alta frequência foram tratados essencialmente pela média coerente e filtro digital tipo "notch" em 60 Hz. A delimitação das principais ondas do ECG são realizadas semi-automaticamente, possibilitando ao operador aceitar ou corrigir eventuais falhas da marcação automática.

As evoluções temporais dos vetorcardiogramas (VCG) são mostradas dinamicamente para cada estágio. Ao final do exame, os VCG são sobrepostos, quadro a quadro, fornecendo ao clínico informações sobre as alterações morfológicas dos mesmos no transcorrer do exame ergométrico.

ABSTRACT

EXERCISE VECTORCARDIOGRAPHY

This paper presents a tool for research of new parameters or methods that may improve sensitivity and specificity of exercise testing.

Noise, baseline and great amount of data are classical problems in exercise electrocardiography. Conciseness of the VCG data structure was the main reason for our choice by Frank lead system. For each minute within each level of stress, we formed a template for axis X, Y and Z, using the beginning of QRS (JIQRS) as fiducial point. JIQRS and waveform recognition were based on the spatial vector length. Baseline was corrected using cubic spline technique on each axis. We incorporated also a routine that rejects abnormal QRS and corrects the fiducial point using correlation method.

This system presents temporal evolution of VCGs for each stage. At the end of the test, they are shown frame by frame, demonstrating morfological differences throughout the stress test.

I- INTRODUÇÃO

O eletrocardiograma (ECG) e o vetorcardiograma (VCG) fornecem ao clínico e ao pesquisador dois métodos alternativos (não invasivos) para a pesquisa da atividade elétrica cardíaca. O vetorcardiograma de esforço (VESF), aqui proposto, foi elaborado no sentido de ser uma ferramenta para a pesquisa de novos parâmetros e/ou métodos que aumentem a sensitividade e especificidade do teste ergométrico. Este sistema foi desenvolvido utilizando linguagens FORTRAN IV e ASSEMBLER.

Sendo o campo elétrico gerado pelo coração um ente vetorial tridimensional, adotamos a configuração de eletrodos de Frank (ortogonal) para a aquisição dos sinais eletrocardiográficos (V_x,V_y,V_z) nos eixos x, y e z. Estes sinais representam plenamente a evolução tridimensional e temporal das atividades elétricas cardíacas sendo menos redundante e mais informativo que as 12 derivações padrões[1].

As flutuações da linha de base e ruídos de alta frequências introduzidas pelo movimento do paciente são retiradas via processamento digital.

A duração de um teste ergométrico é da ordem de 30 minutos, implicando em um grande volume de dados. Consideramos como representativo de cada minuto e de cada carga o ECG obtido pela média coerente dos sinais de cada eixo (V_x,V_y,V_z) no minuto em questão, retiradas as eventuais arritmias. Sobre estas médias são delimitadas as principais ondas, e obtidos os parâmetros de interesse, tais como o vetor que indica a depressão do segmento $\overline{ST}$ e o vetor do máximo da onda R.

II- METODOLOGIA

A) Aquisição de dados

Os pacientes são submetidos a esforços crescentes (de zero watts ao máximo determinado), através da bicicleta ou rampa ergométrica, permanecendo 4 minutos em cada carga.

Os últimos 10s[2] de cada minuto dos sinais V_x,V_y,V_z são amostrados a 250 Hz com precisão de 12 bits, utilizando o microcomputador HP 2100.

B) Detecção do complexo Qrs

A obtenção dos "pointers" dos inícios de todos os QRS nestes 10s é realizada sobre o módulo do vetor resultante, pois o mesmo é menos ruidoso e melhor definido do que qualquer uma das suas projeções.

A técnica empregada foi a do limiar sobre o módulo da derivada do módulo do vetor resultante.[3] Considerou-se como início de QRS o ponto que satisfizesse as seguintes condições:

1. O módulo da derivada neste ponto (S(I)) é maior do que 1/3 do maior valor em módulo (SMAX) do sinal durante o minuto do teste.

2. S(I-1) é menor do que 1/8 de SMAX.

3. A duração de S(I) tal que S(I) > SMAX/3 é maior do que 50 ms.

A fotografia 1 mostra os cursores indicando os inícios de QRS detectados. Estes "pointers" são posteriormente utilizados para se retirar a linha de base de V_x,V_y,V_z e para a obtenção da média coerente de cada projeção.

C) Média coerente para cada minuto

Antes de se obter a média coerente, as flutuações da linha de base de cada eixo são retiradas pelo emprego da função cúbica.[4] A linha de base entre dois inícios de QRS (JIQ) é obtida gerando-se a função cúbica passante por estes dois pontos e o próximo JIQ. Retira-se a linha de base simplesmente subtraindo esta função, e repetindo este procedimento para todo o intervalo de amostragem de cada eixo. A figura 1 mostra V_x,V_y e V_z com flutuação da linha de base, e a foto 2 a média coerente destes sinais, mais o vetor resultante com as flutuações de linha de base retiradas.

O início de cada complexo QRS (do vetor resultante) foi utilizado como ponto de sincronismo para a obtenção da média coerente

Foi incluído uma rotina de correlação para evitar que arritmias ou sinais com falsos ' pontos de sincronismo fossem incorporados à média coerente. O padrão para comparação ' foi obtido pela média coerente de todos os complexos QRS amostrados neste minuto de estágio, sem nenhum critério de rejeição. Se o índice de correlação em relação ao padrão para cada complexo QRS do vetor for inferior a 0.9 , é realizado uma procura ($\pm$ 16 ms) de um melhor ponto de sincronismo. Se o índice não for superior a 0.9 em nenhuma fase da procura, o sinal é recusado como arritmico, do contrário, é incorporado para a formação da média coerente.

D) Delimitação das principais ondas do ECG (QRS, T e P).

A delimitação das ondas é realizada sobre o vetor resultante das médias coerentes de V_x,V_y e V_z. A determinação do fim do QRS (ponto J) é obtido pelo mesmo critério da detecção do início de QRS (JIQ), deslocando-se de JIQ + 250 ms até JIQ. Os pontos determinados são mostrados ao operador (foto 3) sobre V_x,V_y e V_z e vetor resultante, permitindo ao operador que os modifique se necessário.

Adotamos como início da onda T o ponto X, onde X é um ponto do vetor resultante ' que apresenta o máximo XX' onde X' está sobre a reta que une o ponto J ao máximo da onda T e XX' é um segmento vertical.(1)

O final da onda T é determinado de forma análoga, entre o máximo de T e o último ponto da média coerente. A onda P é determinada analogamente, considerando-se o ponto de máximo da onda P, início do sinal e JIQ. Se o valor do máximo da onda P for inferior a 100 μV, constará que a onda P não existe.

E) Obtenção dos VCGs

Os VCGs frontal, transversal, sagital e espacial são obtidos da média coerente de V_x,V_y e V_z, formando-se as respectivas figuras de Lissajous. Foram incorporadas opções para visualizar a evolução temporal de cada VCG, como também do segmento ST-T(fotc 4.5).

F) Cine - VCG

Ao final do exame, é possível obter, para cada VCG, a sua evolução ' com o transcorrer do exercício, tornando-se possível uma análise qualitativa das alterações morfológicas ' nos VCGs com o esforço. Foi também ' incorporado uma rotina que traça em papel os VCGs e os respectivos ECGs. As fotos 6 e 7 mostram alguns quadros do CINE-VCG.

G) Relatório

Para a análise quantitativa, incluimos no relatório vários parâmetros tais como a frequência cardíaca, a duração do complexo QRS, a área de QRS, o vetor no ponto X do segmento' ST, ângulo formado entre os máximos' de R e T, etc.

III- DISCUSSÃO

A rotina de delimitação da onda T se apresenta como a mais crítica ' do sistema, principalmente devido à grande variabilidade de morfologia ' desta onda em função dos pacientes e das cargas. Contornamos esta situação, tornando a delimitação das ondas semi-automática e interativa.

A sobreposição quadro a quadro dos VCGs tem se mostrado uma técnica promissora na pesquisa de novos parâmetros que denotem alterações eletrocardiográficas com a carga e o estado cardíaco do paciente.

Estamos dando especial atenção ' ao vetor que indica a depressão do segmento ST (X). Consta (2) que isquemias transversais severas, resultando em movimentos anormais de parede, produz um deslocamento neste vetor na direção da parede anormal.

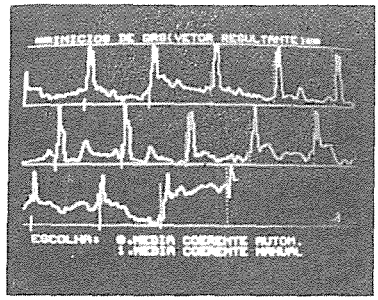
IV- BIBLIOGRAFIA

(1) GOLDEN, D.P. et all: VECTAN II: A computer program for the spa - tial analysis of the vector - cardiogram. J. Electrocardiol. 8 (3) 217-225 (1975).

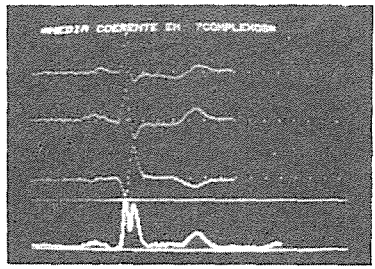
(2) WATANABE, K.; BHARGAVA, V.; FROELICHER, V.: Computer analysis of the exercise ECG: a review. Progress in cardiovascular Diseases, vol XXII, nº 6 (may/june), (1980).

(3) MOURA JR., L.A.: Desenvolvimento de Sistema de Eletrocardiografia Dinâmica. VII Congresso de Engenharia Biomédica, (1981).

(4) MEYER, C.; KEISER, N: Electro - cardiogram baseline noise estimation and removal using cubic spline and state computation techniques. Comput. Biomed. Mes. 10:459-470, (1977).

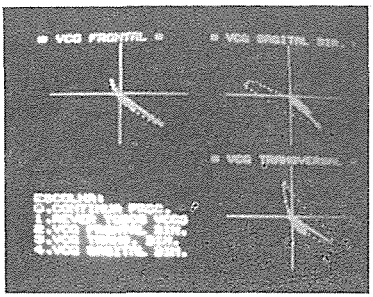


Fotografia 1: detecção automática dos inícios dos QRS sobre o módulo do vetor resultante.

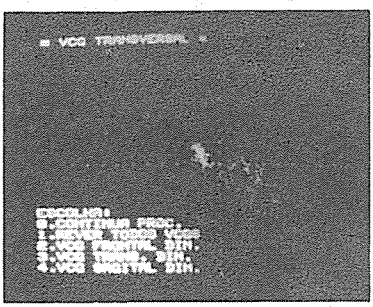


Fotografia 2: média coerente automática de V_x, V_y, V_z, com as flutuações de linha de base retiradas. O quarto sinal corresponde ao vetor resultante.

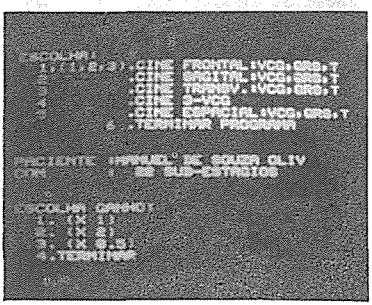
Fotografia 3: detecção automática do início e fim do QRS.



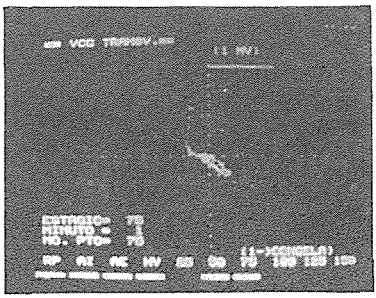
Fotografia 4: VCGs para cada estágio com indicadores do máximo da onda R e da onda T.



Fotografia 5: exemplo da ampliação do VCG transversal na região ST-T , após a opção "VCG transv. DIN."



Fotografia 6: opção pós-exame para o modo "CINE" dos VCGs.



Fotografia 7: exemplo de um quadro do VCG transversal quando a 75W, no primeiro minuto.

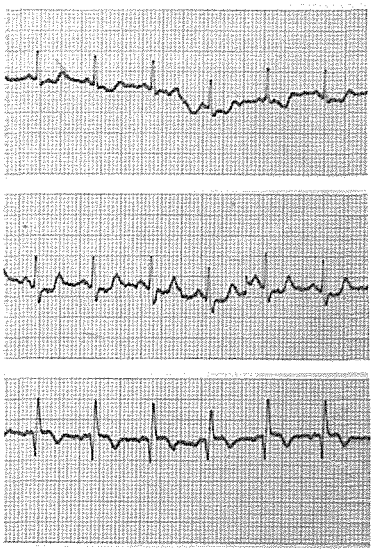


Figura 1: projeções ortogonais (V_x, V_y e V_z) do ECG esforço com flutuações da linha de base.

8°. CONGRESSO BRASILEIRO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA
UFSC, Florianópolis, Brasil — 7-10 - Novembro - 1983

SISTEMA AUTOMÁTICO DE MEDIÇÃO DE CAMPO ACÚSTICO ULTRASSÔNICO.

VLADIMIR GERASEEV
FRANCISCO TADEU DEGASPERI

FUNBEC - FUNDAÇÃO BRASILEIRA PARA O DESENVOLVIMENTO DO ENSINO DE CIÊNCIAS.
CIDADE UNIVERSITÁRIA - GALPÃO DO IBECC - SÃO PAULO - CAPITAL - CEP 05508.

RESUMO:

Um sistema automático de medição de campo ultrassônico é o assunto deste trabalho.

O método Pulso-Eco de um fio em um tanque com água e um registrador X-Y automático é descrito.

O objetivo principal de utilização de tal sistema é a avaliação de transdutores diagnósticos na área médica.

ABSTRACT:

A Simple automatic ultrasonic field measurement system is described in this paper.

The pulse-reflection method from a thin wire in water with automatic X-Y plotting was used.

The main objective of this system is the assesment of transducer in medical diagnosis.

1. INTRODUÇÃO

Desde que apareceram os primeiros aparelhos para diagnósticos médicos utilizando ultra-sonografia e este sinal sendo tratado e convertido para uma tela de monitor, tem-se desenvolvido rapidamente e tem sido ampliada a faixa de sua utilização.

Sabe-se que a qualidade de um sistema ultrassônico é fundamentalmente determinado pela qualidade e geometria do transdutor usado.

Para que um equipamento de medição utilizando como meio interagente (com aquilo que se quer observar e medir) uma onda acústica, tem-se como grandeza importante o poder de resolução.

O poder de resolução é a menor distância entre dois objetos que podemos detetá-los sem confundí-los. Podemos dividir em dois tipos de resoluções, a saber:

Resolução Axial: É a menor distância que podem estar duas superfícies, situadas ao longo da reta que que contêm o eixo do transdutor, para que se produzam ecos distintos e assim perceber as superfícies de separação dos objetos na tela do monitor. Será tanto melhor a resolução axial quanto menor for o comprimento de onda do campo ultrassônico. Para uma onda com apenas um ciclo de oscilação, tem-se que a resolução axial é: $(R_{axial})_1 = \frac{\lambda}{2}$, onde λ é o comprimento de onda no meio propagador. Uma situação onde se tem maior realidade é quando a onda é composta por três ciclos, então a resolução axial é: $(R_{axial})_3 = 3\ (R_{axial})_1$

Resolução lateral: É a menor distância que podem ter dois objetos (situados a mesma distância da face do transdutor), para que os objetos possam produzir ecos distintos quando o transdutor faz um movimento de varredura sendo que o centro do transdutor e dos objetos estão contidos no mesmo plano. Será tanto melhor a resolução lateral quanto mais estreito for o feixe ultrassônico, a freqüência é uma das grandezas que com seu aumento melhora a resolução lateral. Uma técnica para conseguirmos um feixe mais estreito em dada região é fazer uma lente acústica logo depois da pastilha transdutora. A desvantagem desta técnica é que o feixe ultrassônico, depois da região de focalização máxima, torna-se mais divergente.

A resolução do equipamento ultrassônico, como já dissemos, é fundamentalmente determinada pela qualidade e escolha adequada do transdutor. Então torna-se necessário conhecermos como é a configuração geométrica e a distribuição de energia do feixe ultrassônico. Os transdutores por nós utilizados tem a superfície limitada, com isto, ocorrem o chamado efeito de borda, que faz com que apareçam em torno do lóbulo principal do feixe ultrassônico, lóbulos laterais. Estas distribuições de energia acústica exercem influência significativa na ultrasonografia, a pesar dos lóbulos laterais serem

muito menos intensos que o lóbulo principal.

Surge então a necessidade de conhecermos a maneira como se propaga e como interage a onda acústica com com a matéria e como, a partir da onda refletida pelos objetos e parte dela recebida pelo transdutor, pode nos dar informações a respeito dos objetos que compõem o meio. Com isso teremos critérios na escolha de transdutores, dependendo do tipo de análise que queremos fazer.

Como referências veja (1) e (2).

2. METODO DE MEDIÇÃO

O princípio de medição do campo de radiação ultrassônica é o seguinte. Excita-se o transdutor piezoelétrico com um pulso elétrico, a onda acústica gerada vai propagar-se na direção perpendicular a face do transdutor. Se na região onde propaga-se a onda acústica tivermos objetos com diferentes valores de impedância acústica, teremos reflexão, e parte da energia ultrassônica incidente retornará ao transdutor e o excitará, produzindo um sinal elétrico. Conhecendo a velocidade de propagação da onda acústica no meio, é possível determinar com precisão as distâncias que encontram-se os objetos refletores. O transdutor uma vez excitado por um pulso elétrico de curta duração (~0,5 μSeg), permanece em seguida recebendo os ecos refletidos. Este é o processo pulso-eco de determinação de distâncias de profundidades dos obstáculos refletores. Este também será o processo que utilizaremos para determinarmos a configuração espacial do campo ultrassônico.

Em nosso sistema de medição o objeto refletor é um fio de aço com 0,3 mm de diâmetro. Parte da energia ultrassônica que o fio de aço reflete é captada pelo transdutor. Deslocando-se o transdutor em direção paralela à sua face (Deslocamento Lateral), determinaremos assim a configuração do campo de radiação para uma dada distância entre a face do transdutor e o fio de aço. Repetindo este processo para várias distâncias entre a face do transdutor e fio teremos a representação proporcional a intensidade do campo de radiação ultrassônica em função da distância da face do transdutor até o fio e em função do deslocamento lateral.

Estão apresentados nos desenhos 1, 2 e 3 gráficos do campo de radiação acústica para 4 transdutores de diferentes freqüências e diâmetros. Fizemos para três valores de distância entre a face do transdutor e fio de aço, a saber: 0,55 D_T, D_T e 2,2 D_T, onde D_T é dada por $D_T = \frac{(d^2 - \lambda^2)}{4\lambda}$ onde é o comprimento de onda e d é o diâmetro do transdutor. Veja referências (1) e (2).

3. SISTEMA ELETRÔNICO

Na figura 1 está apresentando o sistema de medição automático de campo acústico ultrassônico. O objeto refletor (fio de aço) é fixo e o transdutor é acoplado com eixo movido a velocidade controlada com precisão de 1%. O diagrama de controle de velocidade do motor está apresentado na figura 2. O eixo do motor é acoplado mecanicamente a um tacômetro óptico, a luz emitida pelo diodo emissor de luz é modulada por um disco com 64 fendas. A saída do tacômetro óptico é um sinal com frequência proporcional à velocidade do motor. Este sinal formado em onda quadrada no comparador aciona um mono estável com largura de pulso pré-determinado.

A amplitude do sinal do integrador é proporcional à velocidade do movimento do transdutor. Finalmente, o amplificador de erro com o amplificador de potência aplica no motor uma tensão adequada para manter o equilíbrio entre o sinal do integrador e o sinal de referência.

Ao mesmo tempo o controlador de registro (Fig.1) aciona o registrador X-Y. Como a velocidade do movimento da pena do registrador no eixo X é constante, o registro no sentido X é proporcional ao deslocamento real do transdutor. Ao mesmo tempo o transdutor emite pulso ultrassônico com intervalo de 1 ms. Este pulso é refletido pelo alvo (fio de aço) e depois de certo tempo de atraso, recebido pelo mesmo transdutor. Para evitar erros de recepção dos sinais com reflexões múltiplas, o amplificador do transdutor abre só a intervalos de tempo determinados pelo controle da janela.

Na saída do Detetor R.F. há um pico de amplitude proporcional ao sinal acústico refletido, independente de sua fase. O detetor de pico converte em sinal C.C. proporcional ao sinal refletido, e comanda o deslocamento da pena do Registrador X-Y referente ao eixo Y. O movimento do motor inicia-se com o acionamento do botão "START", e após a subida do transdutor a alavanca "fim de curso" aciona a chave "DESCE". Com isso a polaridade do motor é invertida e ele começa a voltar à posição original. A velocidade na subida do transdutor pode ser ajustada no circuito. O acionamento da chave "START" aciona também o controlador do eixo X do registrador X-Y. Temos assim no papel do registrador X-Y o diagrama do campo acústico para determinada distância da face do transdutor até o alvo.

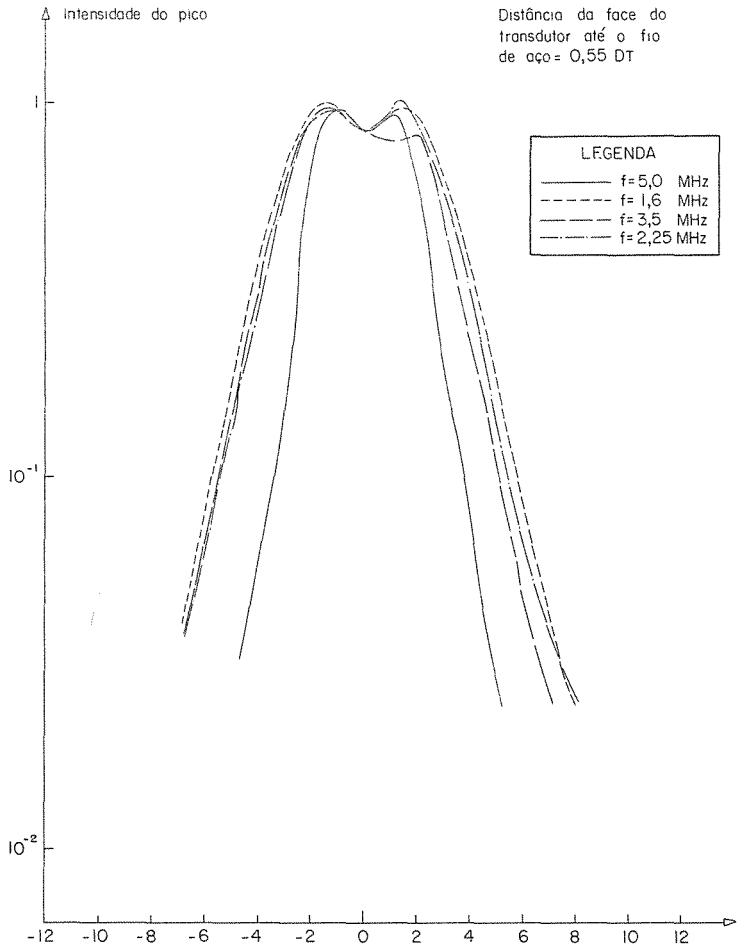
4. CONCLUSÃO

Este sistema apresentado permite com eficiência e precisão selecionar e classificar todos os transdutores diagnósticos usados nos equipamentos da FUNBEC e pode ser recomendado para pesquisas ligadas a ultrassonografia.

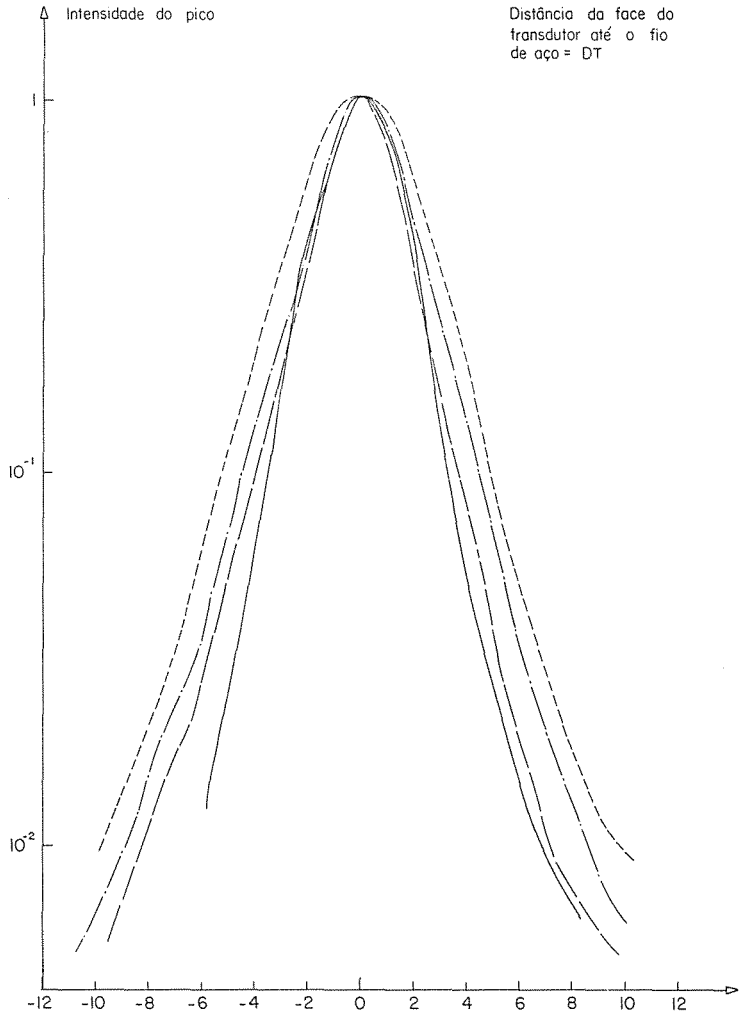
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

(1) P.N.T. WELLS: Biomedical Ultrasonics.

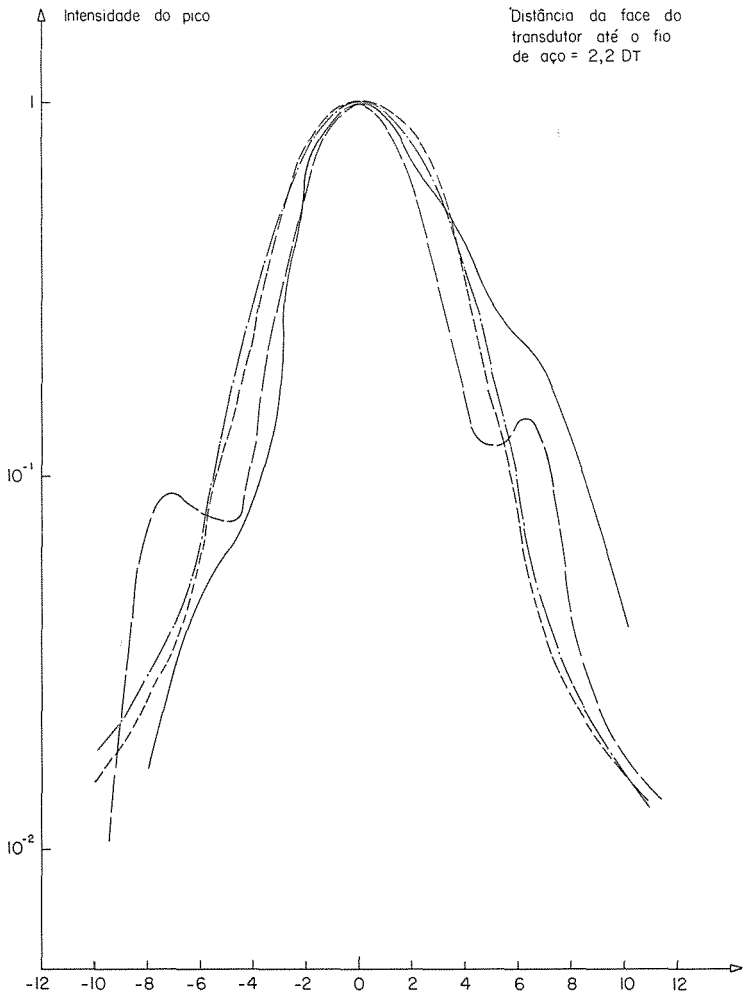
(2) H.FEIGENBAUM: Echocardiography.



DESENHO I


Intensidade do pico
Distância da face do transdutor até o fio de aço = DT
1
10⁻¹
10⁻²
-12
-10
-8
-6
-4
-2
0
2
4
6
8
10
12
Deslocamento lateral (mm)

DESENHO 2


Intensidade do pico
Distância da face do transdutor até o fio de aço = 2,2 DT
1
10^{-1}
10^{-2}
-12
-10
-8
-6
-4
-2
0
2
4
6
8
10
12
Deslocamento lateral (mm)

DESENHO 3

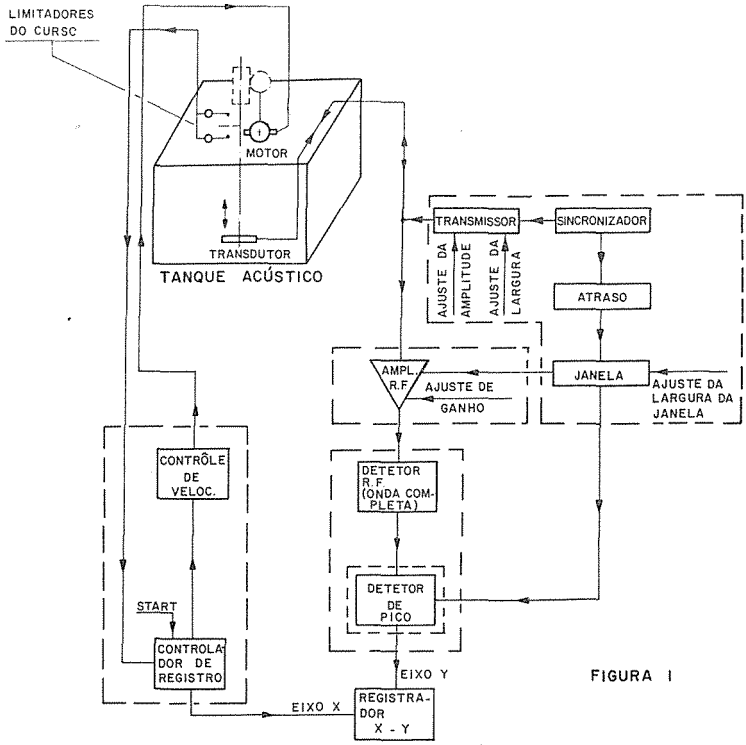


FIGURA 1

DIAGRAMA DE FUNÇÕES DO SISTEMA DE MEDIÇÃO AUTOMÁTICO DE CAMPO ACÚSTICO

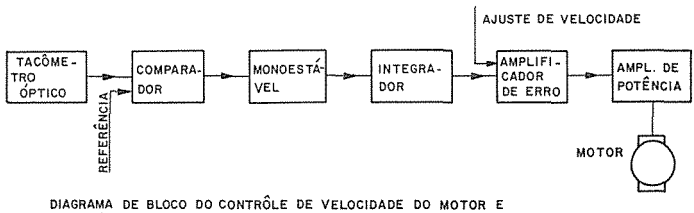


DIAGRAMA DE BLOCO DO CONTRÔLE DE VELOCIDADE DO MOTOR E CONTRÔLE DE SUBIDA E DESCIDA DO TRANSDUTOR.

FIGURA 2

8°. CONGRESSO BRASILEIRO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA
UFSC, Florianópolis, Brasil — 7-10 - Novembro - 1983

PREVENÇÃO DE RISCOS ELÉTRICOS NO AMBIENTE MÉDICO-HOSPITALAR
I. INSTALAÇÕES ELÉTRICAS

Pedro M. GEWEHR* e WANG Binseng
Centro de Engenharia Biomédica
Universidade Estadual de Campinas
(*Centro Federal de Educação Tecnológica do Paraná)

RESUMO

Situações de riscos elétricos podem ocorrer em ambientes médico-hospitalares devido à crescente utilização de equipamentos eletro-eletrônicos, principalmente daqueles que usam métodos invasivos. Em países mais desenvolvidos estes riscos são minimizados através da fiscalização da qualidade de produtos e através de testes periódicos em hospitais, seguindo procedimentos estabelecidos por normas técnicas. A situação é precária no país devido à carência de normas técnicas, às dificuldades de prover manutenção adequada aos equipamentos e às instalações, e à falta de conscientização por parte de hospitais, órgãos públicos e profissionais da saúde. Uma revisão dos riscos elétricos e das medidas preventivas recomendadas pelas normas técnicas internacionais foi efetuada para as instalações elétricas hospitalares. Em seguida, é apresentado um conjunto de testes que devem ser executados periodicamente para assegurar um nível adequado de proteção. Alguns destes testes foram efetuados em dois hospitais da cidade de São Paulo e os resultados são relatados.

PREVENTION OF ELECTRICAL HAZARDS IN MEDICAL ENVIRONMENT
I. ELECTRICAL INSTALLATION

ABSTRACT

Electrical hazards are present in medical environment due to ever increasing utilization of electrical and electronic equipment, particularly those employing invasive methods. In more developed countries these hazards are being minimized through product quality control and periodic testing in hospitals, following procedures established by technical standards. The situation is precarious in Brasil due to lack of standard, difficulties in providing adequate maintenance for equipment and installation, and lack of awareness in hospitals, government agencies and among health professionals. A review of the electrical hazards and the preventive measures recommended by international standards was made for electrical installation of hospitals. Next, a set of periodic testing procedures is presented for assuring an adequate safety level. Some of these procedures were applied in two hospitals in São Paulo City and the results are reported.

1. INTRODUÇÃO

Na década de 60, principalmente nos EUA, surgiram muitas discussões a respeito de riscos de choques elétricos provocados por equipamentos e instalações para fins médicos. De acordo com Olson (15), as discussões alcançaram um auge em torno de 1971, quando foram divulgados os números de 5.000 e 1.200 pessoas eletrocutadas anualmente nos EUA, durante diagnósticos de rotina e procedimentos terapêuticos.

As denúncias serviram para que várias organizações americanas e internacionais iniciassem um trabalho de pesquisa de modo a minimizar os riscos elétricos provocados pelos equipamentos, instalações e usuários, surgindo inclusive muitas publicações de caráter normativo, regulamentando os projetos e construções de equipamentos e instalações para fins médicos (1, 8, 9, 13, 14 e 20)

A preocupação atual com a segurança elétrica em países mais desenvolvidos é muito grande, havendo empresas que se dedicam à fabricação de instrumentos para testes e calibração de equipamentos e instalações hospitalares. Além disso, os hospitais são exigidos por lei de manterem equipes encarregadas de efetuar testes periódicos em seus equipamentos e instalações (3).

No Brasil o assunto ainda é muito pouco conhecido e discutido. Apesar dos esforços individuais dos membros das comissões técnicas do Comitê Brasileiro de Eletricidade (COBEI) da ABNT, ainda não existem normas técnicas brasileiras. A maioria dos profissionais que trabalham em hospitais desconhecem o perigo de choques elétricos (16). Além disso, os equipamentos e as instalações estão em más condições devido ao intensivo e prolongado uso e à falta de manutenção (6). Mesmo em condições normais, muitos dos equipamentos e das instalações foram projetados décadas atrás e, portanto, não incorporam medidas de proteção modernas e eficazes. Mesmo os equipamentos adquiridos mais recentemente e que foram projetados e fabricados dentro de padrões internacionais, não oferecem proteção elétrica adequada, uma vez que são frequentemente adaptados para que possam ser utilizados.

Dentro deste contexto, foi feito um trabalho no sentido de levantar os dados existentes na literatura internacional e nacional e, em seguida, propor algumas medidas práticas para contribuir para a solução deste problema. Neste artigo apresenta-se uma revisão das recomendações feitas pelas normas técnicas internacionais sobre as instalações elétricas hospitalares. Em seguida, é apresentado um conjunto de testes preventivos para avaliação periódica das instalações, bem como alguns resultados de testes efetuados em dois hospitais na cidade de São Paulo. No artigo seguinte é analisada a prevenção de riscos elétricos provocados por equipamentos eletromédicos.

2. CLASSIFICAÇÃO DE RISCOS ELÉTRICOS

Com relação às suas origens, os riscos elétricos podem ser classificados em três categorias (18), a saber:

1) ação de energias liberadas pelos equipamentos, quer em condição normal ou em condição de primeira falha;
2) interrupção do fornecimento de energia elétrica, quando a sobrevivência do paciente depende desse fornecimento e;
3) riscos de explosões quando são utilizados anestésicos inflamáveis em locais como salas cirúrgicas.

Na primeira categoria estão enquadrados os choques elétricos, que são de longe os riscos mais comuns e frequentes em qualquer ambiente médico-hospitalar.

De acordo com o local de contato com o corpo humano, os choques elétricos são divididos em dois tipos. O primeiro, conhecido como macrochoque, se verifica quando ambos os contatos elétricos são estabelecidos na superfície corpórea (geralmente com a pele intacta). Enquanto que o segundo, conhecido como microchoque, acontece quando pelo menos um dos contatos é estabelecido dentro do corpo (normalmente perto do coração) através de objetos invasivos tais como cateteres e eletrodos. Apesar do nome, os microchoques são muito mais perigosos devido ao baixo nível da corrente letal ($\sim$ 30 μA) e à dificuldade de se conseguir uma proteção eficaz e econômica (para maiores detalhes sobre os efeitos fisiológicos da corrente elétrica vide, e.g., 4,7 e 15).

3. MEDIDAS PREVENTIVAS PARA INSTALAÇÕES ELÉTRICAS HOSPITALARES

Apresenta-se aqui uma síntese das providências necessárias para minimizar as três categorias de riscos elétricos apresentadas.

3.1. Proteção Contra Riscos de Choques Elétricos

De acordo com as normas técnicas nacionais e internacionais, as seguintes medidas são recomendadas:

a) aterramento de proteção: todos os recintos para fins médicos devem possuir um condutor de aterramento para proteção através de um sistema tipo TN-S, TT ou IT, conforme norma NBR 5410 (9, 10 e 12)
b) ligação equipotencial: um número adequado de terminais de ligação equipotencial, além dos terminais dos condutores de proteção nas tomadas, deve existir em cada sala para a conexão de condutores

de proteção adicionais de equipamentos ou para aterramento funcional de equipamentos (9)

c) tensões máximas em salas para aplicação cardíaca direta: como a resistência mínima do corpo é da ordem de 1 kΩ (2) e se deseja limitar a corrente através do paciente a 10 μA (microchoque), a máxima diferença de potencial alcançável pelo paciente é 10 mV (19). A norma NFPA 70 (13) limita a máxima diferença de potencial entre superfícies metálicas e com relação às terras de tomadas nestas áreas a 40 mV

d) interruptores de falha à terra: são dispositivos que interrompem a fonte de energia elétrica quando uma corrente superior a alguns miliampères flui para terra. Quando breves interrupções de energia podem ser toleradas, o seu uso é recomendado preferencialmente aos sistemas isolados (15). O MS recomenda sua utilização em unidades de pediatria, psiquiatria e hidroterapia

e) sistema de energia isolado: é aquele em que os condutores energizados são flutuantes; entretanto, o condutor de aterramento para proteção permanece o mesmo. A característica principal desse sistema é que ao haver um contato acidental para terra, não há fluxo de correntes elevados, evitando-se pois faiscamentos e desconexão da alimentação. É recomendado, portanto, para locais em que a continuidade do fornecimento é fundamental. Entretanto, sua utilização em locais com anestésicos inflamáveis tem sido bastante criticada nos EUA (17)

f) alimentação por baixa tensão (24 Vac ou 60 Vdc): destinada a suprir energia para equipamentos classe III (vide classificação apresentada no artigo II)

3.2. Proteção Contra Falhas de Fornecimento de Energia

Como regra geral, os sistemas de alimentação para hospitais devem ser realizados mediante uma rede de cinco condutores, constituindo de três fases, um neutro isolado e um condutor de proteção isolado independente (9).

Para determinar a demanda de energia, costuma-se utilizar o número de leitos como parâmetro. Conforme Spitta (19), ao crescer o número de leitos, diminui a potência necessária por leito. A Portaria nº 138/BSB de 1978 do Ministério da Saúde (11) recomenda que a demanda máxima seja estimada em pelo menos 1 kW por leito, excluídos os sistemas de condicionamento de ar e processamento eletrônico de dados.

Tão importante quanto o fornecimento de energia é a garantia da sua continuidade, uma vez que sérios danos podem ser causados em pacientes caso ocorra uma interrupção.

Para áreas críticas, a continuidade pode ser assegurada por uma fonte de emergência, tais como acumuladores, grupos moto-geradores, sistemas estáticos ou sistemas auto-volantes (5).

3.3. Proteção Contra Riscos de Explosões e Incêndios

Em locais que apresentam atmosferas e misturas inflamáveis devido à utilização de anestésicos ou agentes de limpeza e desinfecção, pisos anti-estáticos e tomadas à prova de explosão devem ser utilizados. Além disso, um sistema eficiente de ventilação e sucção é essencial.

4. TESTES PREVENTIVOS PARA INSTALAÇÕES ELÉTRICAS HOSPITALARES

Tratar-se-á aqui apenas de testes para instalações em uso. Para instalações novas ou modificadas, deve-se realizar testes para comprovar as medidas de segurança adotadas no projeto.

4.1. Testes de Tomadas

As tomadas devem ser inspecionadas primeiro com relação à força de retenção dos pinos do plugue e à isolação entre os condutores. Em seguida a sua polaridade, os valores das tensões e a resistência de aterramento ($\lesssim 0{,}1\ \Omega$) devem ser verificadas.

4.2. Testes de Superfície Condutoras

Tensões diferenciais, medidas através de um resistor de 1 kΩ, com frequência abaixo de 1 kHz, entre superfícies condutoras e em relação à terra de tomadas devem ser monitoradas periodicamente. Os valores máximos permissíveis são: 10 mV (IEC 62A55), 20 mV (NFPA 76 B) e 40 mV (NFPA 70) para áreas de cuidado intensivo, e 500 mV (NFPA 70) para áreas de cuidado geral. Além disso, as impedâncias entre estes pontos devem ser mantidos em níveis inferiores a 0,1 Ω (14).

4.3. Testes de Pisos Anti-Estáticos

A condutividade de pisos em salas de cirurgia deve ser medida por meio de eletrodos especiais sob um peso fixo (9). Através de um megômetro capaz de aplicar 500 Vdc, mede-se a impedância entre diferentes pontos da sala e o condutor de proteção, sendo que o valor deve ser inferior a 25 MΩ (9).

4.4. Testes de Sistemas de Emergência

Os sistemas de emergência são testados cronometrando-se o tempo total necessário para a transferência de carga, i.e., desde o acionamento da fonte de emergência até a transferência total de carga. Para grupos moto-geradores, este tempo deve ser inferior a 10 s (NFPA 70) e 15 s (IEC 62A55).

4.5. Testes de Sistemas Isolados

Os monitores de isolação devem ser testados acionando-se o botão de teste ou introduzindo-se falhas para terra através de resistores apropriados (21), e verificando a operação dos alarmes (visual e sonoro). Além disso, deve ser registrado o limiar de disparo do monitor, e o valor comparado ao especificado pelo fabricante.

5. RESULTADOS DE TESTES APLICADOS

Alguns dos testes descritos foram realizados em dois hospitais da cidade de São Paulo, no período de julho/82 a janeiro/83. Estes testes foram concentrados em áreas mais críticas, tais como as salas de cirurgia, de cateterismo cardíaco e de eletrocardiografia.

Os resultados de testes em tomadas estão apresentados na tabela 1, enquanto que os de superfície condutoras estão na tabela 2. Os sistemas de emergência de ambos foram testados e os tempos necessários para a entrada em regime de operação (sem transferência de carga) foram: 12 s e 17 s para dois geradores de 100 kVA, e 6 s para dois geradores de 600 kVA. Os testes de pisos anti-estáticos e de sistemas isolados não foram realizados por falta de condições.

6. DISCUSSÕES

Apesar das dificuldades financeiras perenes dos estabelecimentos médico-hospitalares nacionais, não é justificável a falta de medidas de prevenção de riscos elétricos. Principalmente porque a maioria das prescrições descritas é simples e pouco onerosa, e pode reduzir substancialmente os riscos existentes.

A primeira e principal medida que deve ser implementada é a adição do condutor de proteção, pelo menos em áreas críticas. Em salas de aplicação cardíaca direta, a ligação equipotencial é essencial para evitar os perigos de microchoques. Sistemas isolados só são recomendáveis quando a interrupção eventual de energia é absolutamente intolerável, devido ao seu alto custo e benefícios discutíveis. Em recintos com riscos de explosões, pisos anti-estáticos proporcionam boa proteção a custos acessíveis.

Embora seja muito reduzida a amostra, os resultados dos testes efetuados apontam para uma situação séria e precária. Como os testes foram feitos em hospitais de renome na Capital de São Paulo, o panorama pode ser ainda mais grave quando se leva em consideração hospitais do interior e com poucos recursos. Portanto, há necessidade de um esforço conjunto por parte de engenheiros biomédicos, médicos e administradores hospitalares para tentar solucionar o problema com a ajuda dos órgãos governamentais responsáveis.

7. BIBLIOGRAFIA

(1) AAMI: Safe current limits for electromedical apparatus. Assoc. Adv. Med. Instrum. (1978).

(2) AAMI: Interim rationale statement for the American National Standards, safe current limits for electromedical apparatus. Assoc. Adv. Med. Instrum. (1978).

(3) R.J. CANGELOSI & J.G. WEBSTER: Codes, standards and regulations. in: J.G. Webster & A.M. Cook. Clinical Engineering. Prentice-Hall (1979).

(4) C. DALZIEL & W.R. LEE: Lethal electric currents. IEEE Spectrum, 6:44-50 (1969).

(5) M.J. FISCHER: Designing electrical systems for hospital. in: Electrical Construction and Maintenance. McGraw-Hill (1975).

(6) IE/USP: Levantamento das condições da instalação elétrica de um hospital. Relatório oficial nº 25.031. Inst. Eletrotécnica - USP (1979).

(7) IEC 479: Effects of current passing through the human body. IEC (1974).

(8) IEC 601.1: Safety of medical electrical equipments. Part 1: General Requirements. IEC (1977).

(9) IEC 62A55: Requirements for electrical installations in medical establishments - Third Draft. IEC (1981).

(10) C.L.P. MENDES: Medidas de segurança: considerações sobre o condutor de proteção. Mundo Elétrico, 262:48-55 (1981).

(11) MS: Normas e padrões de construções e instalações de serviços de saúde. Portaria nº 138/BSB. DNOSS/SNABS/Min. da Saúde (1979).

(12) NBR 5410: Instalações elétricas de baixa tensão. ABNT (1980).

(13) NFPA 70: National Electrical Code.Nat. Fire Protection Assoc. (1981).

(14) NFPA 76 B: Safe use of electricity in patient care areas of hospitals. Nat. Fire Protection Assoc. (1980).

(15) W.H. OLSON: Electrical safety. in: J.

G. Webster (ed.): Medical Instrumentation. Houghton Mifflin (1978).

(16) C. PINTO DE MELLO: Choques elétricos em hospitais e meios de evitá-los. INCOR-HC-FMUSP (publicação interna) (1971).

(17) M. RIDGWAY: Guidelines for clinical engineering programs. J. Clin. Eng., 6:53-63 (1981).

(18) H.H. ROTH e col.: Electrical Safety in Health Care Facilities. Academic Press (1975).

(19) A.F. SPITTA: Instalaciones Eléctricas. Siemens/Dossat (1975).

(20) UL 544: Standard for safety - medical and dental equipment. Underwriters Laboratories (1980).

(21) R.J. di MONDA e M. RIDGWAY: Hospital Electrical Standards. Techn. Doc. 11:7-81. Am. Soc. Hosp. Eng., Am. Hosp. Assoc. (1981).

O primeiro autor agradece o apoio financeiro concedido pelo CAPES e CEFET-PR.

Tabela 1 - Riscos Constatados em Tomadas

local (qde.) / risco	Hospital A (187)*	Hospital B (56)**	Total (243)
impróprio p/ uso hospitalar	173	56	229
força de retenção fraca	31	-	31
espelhos e parafusos soltos	7	32	39
isolação interna precária	2§	-	2
inversão de fase com neutro	2	8	10
terra desconectado ou inexistente	0	42†	42
alimentação alterada[1]	1	0	1
tensões incorretas[2]	2	2	4
sem tensão nos terminais	0	13	13
total por hospital	218	153	

* Todas tomadas com 3 condutores.
** 15 tomadas com 3 condutores e as demais com 2 condutores.
§ Foram verificadas apenas 8 tomadas.
† Incluiu-se as 41 tomadas de apenas 4 condutores.
[1] Alteração de 110 V para 220 V.
[2] Diferença > 10% do valor nominal.

Tabela 2 - Tensões Diferenciais Medidas numa Sala de Hemodinâmica (Hospital A)

TOMADAS OU PONTOS		DIFERENÇA DE POTENCIAL (mV)	RESISTÊNCIA* (Ω)	CONDIÇÃO
DE	PARA			
Mesa	Tomada 1	80	-	ddp excessiva
Mesa	Tomada 5	90	-	"
Mesa	Tomada 8	65	-	"
Mesa	Tomada 11	68	-	"
Mesa	Desfibrilador	60	-	"
Mesa	Lâmpada	60	-	"
Mesa	Armários RX	0,2	0,05	ddp correta
Mesa	Torneira O_2	70	-	ddp excessiva
Mesa	(Monitor) TV	60		"
Tomada 1	Tomada 2	0,3	0,05	ddp correta
Tomada 1	Tomada 14	13	-	"

* Medidas com correntes baixas, i.e., 10-100 mA.

8°. CONGRESSO BRASILEIRO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA
UFSC, Florianópolis, Brasil — 7-10 - Novembro - 1983

PREVENÇÃO DE RISCOS ELÉTRICOS NO AMBIENTE MÉDICO-HOSPITALAR

II. EQUIPAMENTOS ELETROMÉDICOS

Pedro M. GEWEHR* e WANG Binseng
Centro de Engenharia Biomédica
Universidade Estadual de Campinas

(*Centro Federal de Educação Tecnológica do Paraná)

Riscos elétricos causados por equipamentos em estabelecimentos médico-hospitalares estão aumentando rapidamente no Brasil devido à crescente fabricação de equipamentos inseguros, à carência de normas técnicas e legislação e à falta de programas de testes periódicos em hospitais. Além disso, nota-se um grande desconhecimento, e até desinteresse, em torno do assunto. Dando sequência ao artigo sobre as instalações elétricas hospitalares, são examinadas aqui as medidas preventivas recomendadas pelas normas técnicas internacionais para os equipamentos eletromédicos. Em seguida, é apresentado um conjunto de testes derivados das normas. Alguns destes testes foram efetuados em dois hospitais da cidade de São Paulo e os resultados obtidos são relatados.

PREVENTION OF ELECTRICAL HAZARDS IN MEDICAL ENVIRONMENT

II. ELECTROMEDICAL EQUIPMENT

ABSTRACT

Electrical hazards caused by equipment in medical establishments are increasing rapidly in Brasil because of growing production of unsafe equipment, lack of technical standards and legislations, and lack of periodic testing programs in hospitals. Furthermore, a great lack of knowledge, and even of interest, is being observed. Following the article about installation, the preventive measures recommended by international standards for electromedical equipment are examined here. Next, a set of test procedures derived from the standards is presented. Some of these tests were performed in two hospitals in São Paulo City e the results are reported.

1. INTRODUÇÃO

Situações de riscos elétricos são cada vez mais frequentes no ambiente médico-hospitalar devido ao rápido aumento da quantidade de equipamentos eletromédicos. Estes riscos são especialmente graves quando agentes invasivos são empregados para monitorar e/ou aplicar estímulos dentro do corpo e perto do coração, já que tornam possível a fibrilação ventricular com correntes de intensidades muito reduzidas (7).

Atualmente a fabricação, a utilização e a manutenção de equipamentos eletromédicos em países mais desenvolvidos são determinadas por normas técnicas especialmente elaboradas, e os seus cumprimentos exigidos por lei.

Nos últimos 15 anos, observou-se no Brasil um avanço significativo da indústria nacional no setor odonto-médico-hospitalar, com a fabricação de equipamentos relativamente sofisticados. Paralelamente, os centros de pesquisa têm desenvolvidos muitos protótipos com boas perspectivas de serem produzidos em série. Porém, está-se verificando muito desconhecimento e até desinteresse a respeito da prevenção de riscos elétricos.

A situação é igualmente alarmante nos hospitais, onde o assunto geralmente é desconhecido ou ignorado (8), e os equipamentos e as instalações oferecem sérios riscos ao paciente e ao usuário (3).

Este artigo complementa o artigo anterior apresentando as medidas preventivas recomendadas pelas normas internacionais para equipamentos eletromédicos, e um conjunto de testes preventivos. Alguns dos testes foram efetuados e os seus resultados são relatados. Espera-se, assim, contribuir para chamar a atenção da comunidade e do governo para que ações devidas sejam providenciadas para proteger a população e, também, facilitar a exportação dos produtos nacionais.

2. MEDIDAS PREVENTIVAS PARA EQUIPAMENTOS ELETROMÉDICOS

Ao se discutir segurança de equipamento eletromédico, leva-se em consideração a condição de primeira falha, que se encontra conceituada em normas técnicas (4). Assume-se que a possibilidade de ocorrerem duas falhas ao mesmo tempo, independentes, é bastante remota, sendo possível adotar um sistema de proteção em que essa primeira falha é detectada antes de ocorrer a segunda.
Das três categorias de riscos elétricos existentes (vide artigo I), a mais importante é aquela devida a energias liberadas pelo equipamento, principalmente sob a forma de choques elétricos. Portanto, a maior parte deste artigo é dedicado à proteção contra os riscos de choques elétricos.

2.1. Princípio de Prevenção

Os riscos de choques elétricos são diminuídos pela observação da regra fundamental de proteger todas as partes sob tensão do equipamento contra contato acidental. Isto é conseguido através da isolação básica em equipamento elétrico normal. Entretanto, em equipamento eletromédico a isolação básica é insuficiente, tendo em vista fatores que tornam o paciente mais vulnerável do que o indivíduo normal. Dessa forma se aplica o princípio da dupla proteção que leva o equipamento eletromédico a proporcionar um grau de proteção superior ao de equipamento normal (4).

2.2. Classificação de Equipamento Eletromédico

De acordo com a norma IEC 601.1 (4), classifica-se o equipamento eletromédico quanto ao tipo de proteção e quanto ao grau de proteção. Na primeira classificação os tipos são: classe I, classe II, classe III e com fonte de alimentação elétrica interna (baterias). O equipamento classe I possue, além da isolação básica, uma segunda proteção sob a forma de um terceiro condutor. Equipamento classe II incorpora isolação dupla ou isolação reforçada. Equipamento classe III usa alimentação por baixa tensão ($\leq$ 24 Vac ou < 60 Vdc).
Quanto ao grau de proteção, a classificação é feita em tipos B, BF e CF. A diferença básica são os níveis de correntes de fuga permissíveis (tabela 1), sendo que BF se difere do B apenas pelo grau de isolação das partes que entram em contato intencional com o paciente. Normas americanas (1, 9) classificam equipamentos eletromédicos de acordo com o grau de conexão entre o equipamento e o paciente, limitando as correntes de fuga para cada caso (tabela 2). Embora as correntes de fuga são medidas de formas diferentes nas três normas, os valores limites são semelhantes pois são baseados nos limiares dos efeitos fisiológicos (1, 7).

2.3. Medidas Preventivas

De acordo com as normas técnicas internacionais, as seguintes precauções devem ser tomadas no projeto e na construção de equipamentos eletromédicos:

a) invólucros e tampas: devem ser construídos de forma que haja proteção adequada contra contato acidental com partes sob tensão, e contra ingresso de objetos estranhos e líquidos.
b) isolação e rigidez dielétrica: as partes aplicadas ao paciente devem ser separadas das partes sob tensão do equipamento e, em particular, da rede de alimentação. Para a separação devem ser observados os limites mínimos (4, 9) de "percurso através do ar" (menor caminho através do ar entre duas superfícies condutivas) e "percurso de fuga" (menor caminho ao longo da superfície do material isolante entre duas partes condutivas). Entre o paciente e os circuitos de entrada ou saída do equipamento, devem ser utilizados circuitos de isolação óptica ou eletromagnética. A rigidez dielétrica deve ser verificada entre as diversas partes isoladas dos equipamentos classe I, II, III através da aplicação de tensões de teste recomendadas (4).
c) aterramento e equalização de potencial: para equipamento classe I, é necessária uma conexão de baixa resistência entre partes aterradas do equipamento e o pino terra do plugue. O valor limite estipulado pelas normas (4, 6, 9) oscila entre 0,1 Ω e 0,2 Ω, dependendo do modo que é feita a conexão e a medição. Em equipamentos com partes condutivas acessíveis, deve-se dispor de um terminal para conexão de um condutor de equalização de potencial, o qual, assim como o condutor de aterramento para proteção, é identificado pela cor verde ou verde/amarela (4, 9).

2.4. Prevenção de Outros Riscos Elétricos

Além dos choques elétricos, outros tipos de riscos podem ser provocados por equipamentos eletromédicos, tais como explosões, interrupção de energia e radiações excessivas e/ou indesejáveis. A prevenção de explosões é feita evitando-se o acúmulo de cargas estáticas, seja através da equalização de potencial ou do uso de materiais anti-estáticos. Na eventualidade de falta de energia, o equipamento deve ser projetado de forma a não provocar qualquer risco, além da interrupção da sua função. As medidas usadas na minimização de radiações emitidas são muito variadas e estão fora do escopo deste artigo.

3. TESTES PREVENTIVOS PARA EQUIPAMENTOS ELETROMÉDICOS

Um conjunto de testes que devem ser efetuados em equipamentos eletromédicos segundo as normas técnicas internacionais é apresentada a seguir. Estes testes, junto com os

testes de instalação (vide artigo I), devem fazer parte de um programa de Segurança Elétrica Hospitalar", sendo que a frequência de cada um deve ser determinada em função das condições do aparelho (e de instalação), duração e frequência de uso, condição do paciente e a área do hospital, podendo ser anual, semestral, mensal, ou até após cada utilização (2). Naturalmente, uma documentação detalhada é essencial para que se possa ter um controle efetivo da segurança elétrica.

3.1. Inspeção Visual

Antes dos testes elétricos é fundamental que se faça uma inspeção visual para detectar situações inseguras, tais como cordões de alimentação danificados, plugues defeituosos, isolação externa do equipamento rachada ou quebrada, tampas de proteção soltos, fluídos derramados perto ou sobre o equipamento, objetos estranhos deixados sobre o equipamento, integridade dos terminais a serem conectados ao paciente, etc.

3.2. Medições Elétricas

As seguintes medições são recomendadas pelas normas técnicas:

a) resistência de aterramento: mede-se a resistência entre o pino terra do plugue e vários pontos da carcaça do equipamento, através de um ohmímetro. Valores da ordem de 0,1 Ω e 0,15 Ω são aceitos como limites superiores (4, 6, 9).
b) correntes de fuga: devem ser medidas através de um dispositivo de medição (DM) que simula o paciente ou operador, enquanto que são introduzidas falhas artificiais no equipamento. A figura 1 apresenta uma síntese das medidas recomendadas pelas normas AAMI (1), IEC 601.1 (4) e UL 544 (9), sendo que os DM estão ordenados para medir, respectivamente, as correntes de fuga para terra, pela carcaça, através do paciente e a corrente auxiliar do paciente. As chaves indicadas nesta figura servem para simular falhas no equipamento. Os valores obtidos devem ser anotados numa tabela com todas as combinações necessárias das chaves (tabela 3), e comparados aos máximos permissíveis pelas normas (tabela 1 ou 2).
c) resistência de isolação: equipamentos com parte aplicada isolada devem ter sua isolação testada pela aplicação da tensão de rede (4, 6). Além disso, a rigidez dielétrica entre as diversas partes isoladas dos equipamentos classe I, II e III deve ser testada sob tensões elevadas (4). Ambos os testes podem ser destrutivos e perigosos e não parecem ser recomendáveis para um programa de rotina, mas sim para ensaios de conformidade.

3.3. Outros Testes

Equipamentos que aplicam energia em pacientes devem ser calibrados após cada sequência de testes, seguindo as orientações de normas técnicas e as especificações dos fabricantes quanto ao método, frequência e critérios de avaliação.

4. RESULTADOS DE TESTES EFETUADOS

Nos mesmos locais em que foram efetuados os testes de instalações elétricas (vide artigo I), foram aplicados alguns dos testes descritos. Na tabela 4 estão resumidas as situações de riscos e as respectivas incidências encontradas por inspeção visual em 37 equipamentos. Nota-se que a maioria dos problemas encontrados se resume em plugues inadequados, i.e., aqueles que não se fixam bem nas tomadas e/ou não permitem visualização das conexões internas.

As correntes de fuga foram medidas com um medidor especial importado e também com os dispositivos de medição (DM) recomendados pelas normas (1, 4, 9), sem diferenças significativas nos valores obtidos.

So foi possível testar 25 equipamentos devido a limitações práticas, sendo que todas as suas correntes de fuga estavam dentro dos limites recomendados (tabela 3 apresenta os valores obtidos para um eletrocardiógrafo). Deve-se, porém, apontar para o fato que estes aparelhos estavam cobertos por um contrato de manutenção com a filial do fabricante.

5. DISCUSSÕES

A revisão das recomendações das normas técnicas demonstrou que existem muitas medidas preventivas para minimizar os riscos de choques elétricos. A escolha das medidas mais apropriadas depende fundamentalmente da finalidade do equipamento e do local da sua utilização. De uma forma geral, o equipamento classe I é de custo acessível e oferece proteção adequada. Para aplicação cardíaca direta, é necessário recorrer às proteções adicionais da classe II e, às vezes, da alimentação por fonte interna. Quando há partes aplicadas ao paciente, devem ser utilizados circuitos de isolação óptica ou eletromagnética.

É lamentável que muitos fabricantes brasileiros desconhecem ou ignoram as medidas acima, já que são simples e poucos onerosas, e oferecem proteção satisfatória.

Dos diversos fatores que contribuem para esta situação precária, destacam-se a carência de normas técnicas, a não exigência de cumprimento das normas já existentes, e a falta de centros de ensaios de conformidade.

Por parte dos estabelecimentos médico-hospitalares, há necessidade de se implantar programas de segurança elétrica com testes periódicos em equipamentos e instalações, perferivelmente junto com programas de manutenção preventiva. Dessa forma, pode-se aumentar o nível de segurança elétrica ao mesmo tempo que reduz substancialmente os gastos com manutenção.

6. BIBLIOGRAFIA

(1) AAMI: Safe current limits for electromedical apparatus. Assoc. Adv. Medical

Instrum. (1978).

(2) J.J. FREEMAN, D.L. STONER, J.B. SMATHERS, D.E. CLAPP & D.D. DUNCAN: Safety program. in: J.G. Webster e A.M. Cook (ed.): Clinical Engineering: Principles and Practices. Prentice-Hall (1979).

(3) IE/USP: Levantamento das condições da instalação elétrica de um hospital. Relatório oficial nº 25.031. Inst. Eletrotécnica-USP (1979).

(4) IEC 601.1: Safety of medical electrical equipments - Part 1: General requirements. Int. Electrotechnical Comission (1977).

(5) NFPA 70: National Electric Code. Nat. Fire Protection Assoc. (1981).

(6) NFPA 76B: Safe use of electricity in patient care areas of hospitals. Nat. Fire Protection Assoc. (1980).

(7) W.H. OLSON: Electrical safety. in: J.G. Webster (ed.): Medical Instrumentation-Application and Design. Houghton Mifflin (1978).

(8) C. PINTO DE MELO: Choques elétricos em hospitais e meios de evitá-los. INCOR-HC-FMUSP (publicação interna) (1971).

(9) UL 544: Standard for safety - medical and dental equipment. Underwriters Laboratories (1980).

O primeiro autor agradece o apoio financeiro concedido pela CAPES e CEFET-PR.

Tipo de Corrente				Valor (μA)
Fuga para terra				
Polar. normal			Ligado	35
			Deslig.	22
Polar. inversa			Ligado	51
			Deslig.	21
Fuga pela carcaça				
Para terra		Polar. Normal	Ligado	0,4
			Deslig.	0,4
		Polar. Inversa	Ligado	0,4
			Deslig.	0,4
Entre pontos da carcaça	Com terra	Polar. Normal	Ligado	0
			Deslig.	0
		Polar. Inversa	Ligado	0
			Deslig.	0
	Sem terra	Polar. Normal	Ligado	0
			Deslig.	0
		Polar. Inversa	Ligado	0
			Deslig.	0
Fuga através do paciente				
Com terra		Polar. Normal	Ligado	0
			Deslig.	0
		Polar. Inversa	Ligado	0,4
			Deslig.	0,4
Sem terra		Polar. Normal	Ligado	0
			Deslig.	0
		Polar. Inversa	Ligado	0,4
			Deslig.	0,4
Auxiliar de paciente				
Com terra		Polar. Normal		0
		Polar. Inversa		0
Sem terra		Polar. Normal		0
		Polar. Inversa		0

Tabela 3

Correntes de Fuga Medidas num Eletrocardiógrafo

Tabela 1 - Correntes de Fuga e Auxiliar de Paciente em mA segundo IEC 601.1

Caminho de corrente	Tipo B		Tipo BF		Tipo CF	
	CN	CPF	CN	CPF	CN	CPF
Corrente Fuga para Terra	0,5	1	0,5	1	0,5	1
Corrente Fuga pela Carcaça	0,1	0,5	0,1	0,5	0,01	0,5
Corrente Fuga através Paciente	0,1	0,5	0,1	0,5	0,01	0,05
Corrente Auxiliar através Paciente	0,01 a 0,1	0,5	0,01 a 0,1	0,5	0,01	0,05

CN = CONDIÇÃO NORMAL ; CPF = CONDIÇÃO DE PRIMEIRA FALHA

Tabela 2 - Limites de Correntes de Fuga para Equipamento Eletromédico em mA

Caminho de corrente		UL 544 - 1980				AAMI SCL 12 - 1978		
		Para aplicação ao paciente		Sem aplicação ao paciente		Com conexão ao paciente	Provável de conexão ao paciente	Sem conexão ao paciente
		AC	DC	AC	DC			
Corrente de fuga para terra ou pela carcaça	Com aterramento	0,1	0,14	0,5	0,7	0,1	0,1	0,5
	Com dupla isolação	0,05	0,07	0,25	0,35			
Corrente de fuga através do paciente	Conexão sem isolação	0,05	0,07	-	-	0,05	-	-
	Conexão com isolação	0,01	0,014	-	-	0,01	-	-

AC = Corrente Alternada ; DC = Corrente Contínua

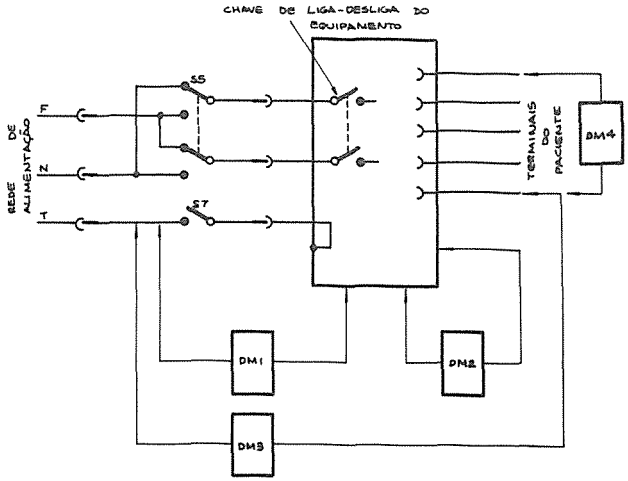


Figura 1 - Métodos Propostos para Medir as Correntes de Fuga

Tabela 4 - Situações de Risco Levantadas Durante Inspeção Visual de Equipamentos (números indicam a incidência dos riscos)

Riscos / Equipamento	Líquidos Sobre Equipamentos	Plugues Inadequados	Condutor de Proteção Inexistente ou Precário	Pedais com Parafusos Soltos	Conectores de Cabos de Paciente com Defeito	Total de Situações de Risco
Polígrafos (4)	0	4	0	-	1	5
Bisturis (11)	0	8	3	4	0	15
Desfibriladores (5)	2	0	0	-	0	2
Lâmpadas Cirúrgicas (3)	0	3	0	-	-	3
Serras Elétricas (2)	0	2	0	-	-	2
Mesas Cirúrgicas (12)	2	-	-	-	-	2
Total (37)	4	17	3	4	1	29

8°. CONGRESSO BRASILEIRO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA
UFSC, Florianópolis, Brasil — 7-10 - Novembro - 1983

EVALUATION DURING SURGERY OF DIFFFRENT TECHNIQUES OF ELECTROENCFPHALOGRAPHIC MONITORING.

ANTONIO GLARIA B. PHYSIOLOGY DEPARTMENT. U. OF VALPARAISO
CASILLA 92-V. VALPARAISO CHILE.

ALLAN MURRAY MEDICAL PHYSICS DEPARTMENT.FREEMAN HOSP.
NEWCASTLE UPON TYNE.NE 7 7DN. ENGLAND.

ABSTRACT:

The brain function monitoring is a highly recommended procedure during cardiac surgery. The anaesthetist is in this form allowed to manouvee when necessary if some circulatory accident is impairing the adequate irrigation of the Central Nervous System.

There are several appoaches to this monitoring. The analysis of the electroencephalogram (EEG) is estimated to be the most usefull because, being a non-invasive method, it can represent any change in the cerebral condition almost instantaneously. The EEG is also continuously informing about the brain function.

The EEG can be analysed by several procedures. The most common, visual inspection of the traces, can not be successfully used in long term monitoring. It would required the assistance of a highly trained professional reading data from large volumes of records (108 metres of paper are produced per hour). The automation of the EEG analysis is therefore necessary to reduce it to its main components. More than 40 methods have been reported in the literature, and the main goal of this work is to search for the most adequate. Various forms of the different techniques are imple mented to produce amplitude, frequency, periodicity, wave indeces and time descriptor analysis. The different techiniques were implemented to display their results in a normalized form in order to facilitate the comparisons.

The different techniques were standarized later to produce a unique option for AMPLITUDE, CFM, FOURIER, HJORTH, and ZERO programs. These procedures were applied to analyse the EEG of 30 patients undergoing cardiac surgery.

The results were visually inspected by two independent parts, and the Fourier analysis demonstrated to be the most ade - quate.

EVALUACION DURANTE CIRUGIA DE DIFERENTES TECNICAS DE VIGILANCIA DEL EEG.

1. Marco general del trabajo.

Dado el rol decisivo que juega el cerebro en la regulación de los procesos vitales, resulta recomendable la vigilancia contínua, de su funcionamiento durante operaciones cardíacas que requieren circulación extracorpórea. De esta forma cualquier accidente circulatorio que afecte el cerebro es facilmente detectable.

La literatura describe varias técnicas de vigilancia utilizando variables directas e indirectas y con métodos invasivos y no invasivos. El análisis del EEG registrado continuamente aparece como la alternativa óptima para vigilancia durante operaciones cardíacas (33,23), ya que entrega información contínua en forma no invasiva. Considerando lolimitado de las reservas de O2 y glucosa en los tejidos nerviosos y los altos recuerimientos energêticos en el procesamiento de información neuronal, es sensato esperar que cualquier insuficiencia se manifieste casi instantáneamente en la actividad eléctrica de los tejidos encefálicos.

La automatización del análisis del EEG y la simplificación de la presentación de resultados es necesario ya que el método convencional de interpretarlo requeriría de la presencia contínua de un profesional altamente calificado, extrayendo información de 108 metros de papel producido en cada hora de operación (37,21). Más de 40 métodos, clasificados en 9 grupos se describían ya en 1969 (12). Las técnicas de análisis automático más comúnmente usadas (9) se detallan a continuación.

*Análisis de amplitud se buscan indicadores en las variaciones del valor máximo (46,27), del valor cuadrático medio (10) y de la función de probabilidad de distribución de amplitudes (40).

*Análisis de índice de onda: detecta los porcentajes de tiempo en que cada una de las bandas de frecuencia es predominante (14)

*Análisis de frecuencia: determina la conducta de los componentes del espectro del EEG o de su energía. Se ha descrito enfoques analógicos, usando filtros sintonizados (7,16) y digitales. En la implementación digital se ha usado filtros digitales sintonizados (1) y la transformación de Fourier. El análisis de Fourier se intentó tempranamente en 1938 (15) con un ingenioso dispositivo electro-mecánico. Actualmente se usa ampliamente en computadores digitales (4,25,26,41,44,21, 28,5,17,18,2,3,).

*Análisis de periodicidad: detecta cambios en el número de veces que el EEG y sus dos primeras derivadas pasan por cero en cada segundo (6,8,20, 34,22).

*Análisis de descriptores de tiempo: Analiza el comportamiento de la varianza del EEG y de sus primeras derivadas (19), combinándolas de forma de obtener información sobre el nivel del EEG, su frecuencia dominante y su ancho de banda.

Otras técnicas como la correlación (29,38) y coherencia (9) implican sistemas multicanal no usados en este caso. Los análisis de autorregresión (24,36,44,31) y reconocimiento de configuraciones (9) se orientan a la detección de fenómenos transientes de corta duración y no a la caracterización de las tendencias del EEG.

Algunas comparaciones, en distintos ámbitos clínicos, se han informado en la literatura (26,23,35,43,30). Los resultados no son concluyentes y este trabajo busca evaluar las técnicas con el fin de contrastar y comparar su sensibilidad para detectar cambios en las características del EEG en un ambiente clínico específico.

2. Materiales y métodos.

La captación del EEG por medio de electrodos se ve simplificada en el pabellón quirúrgico porque, en pacientes bajo anestesia, los cambios del EEG en un punto se reflejan en todo el cuero cabelludo (42), por lo que basta una derivación para tener una visión global del funcionamiento cerebral. Además es aceptable la utilización de zonas frontales, cómodas para fijar electrodos, porque el paciente se encuentra bajo la acción de paralizantes musculares, los que impiden movimientos oculares que, normalmente, generan actividad eléctrica que interfiere al EEG (21). Esto simplifica la preparación del paciente ya que permite la colocación de los electrodos en forma rápida, sin alterar los procedimientos preoperatorios de por sí complejos. Se puede, además usar electrodos desechables de electrocardiograma. Para amplificar la señal del EEG se utilizó el cabezal preamplificador del instrumento CFM 4640 (27). Este cabezal envía la señal modulada a su unidad de registro y en el trayecto se capta el EEG por un circuito demodulador diseñado para ello (figura 1). El CFM 4640 estaba normalmente en uso para vigilar la función cerebral. Con esto se logra una solución que no perturba los procedimientos rutinarios durante la operación con un costo mínimo no introduciendo modificación al instrumental en uso.

Se hizo necesario almacenar la señal en cinta magnética para permitir el análisis de un mismo EEG varias ve

ces. Para ello se utilizó un registrador de datos RACAL 4-D y cintas magnéticas BASF Ferro Hi-FiDP 26. La velocidad de avance de la cinta era, durante la grabación, de 15/16 pulg/seg. lo que garantiza un registro fiable para señales con componentes desde 0 a 300 Hz. Para evitar la interferencia diatérmica se utilizó un dispositivo diseñado con este fín, que bloquea la señal sin enviarla a la entrada de grabación cuando la diatermia es detectada.

Las señales registradas en cinta magnética fueron almacenadas en formato digital, en los discos del computador de análisis, por medio de un sistema de adquisición de datos. Para minimizar los tiempos se logró cuadriplicar la velocidad de reproducción, respecto a la de grabación, durante la adquisición de datos. La señal del EEG se muestrea cada 9.6 mseg, tiempo computacional, equivalente a 2.4 mseg tiempo real. Para evitar problemas de superposición de componentes de frecuencias altas en los de baja se utilizó un filtro pasabajos, KEMO VBF/4 con frecuencia de corte de 100Hz de modo de limitar el espectro de la señal.

Se registró el EEG de 30 pacientes sometidos a una amplia gama de operaciones cardio-torácicas que comprendían cambios valvulares, corrección de tetralogía de Fallot, Valvotomía, desvío coronario, separación de septum ventricular, reconexión total, cateterización cardíaca, etc. Los procedimientos anestésicos básicos incluían halotano para la inducción, óxido nitroso para la mantención y Bromuro de Pancoronium como relajante muscular. En los casos en que se provocaba paro circulatorio total, a profundos niveles de hipotermia, se utilizaba tiopentona para disminuir el metabolismo de los tejidos encefálicos. Para la protección de los órganos vitales se aplicaba distintos grados de hipotermia.

Cada uno de los EEG almacenados se sometió a una batería de análisis que incluían todos los métodos recién descritos. Para ello se diseñó un conjunto de 5 programas identificados como AMPLITUDE, CFM, FOURIER, HJORTH y ZERO los que presentaban distintas opciones de ejecución.

Cada análisis se aplica a datos enmarcados en una ventana de datos de longitud seleccionable y que se desplaza por fracciones de su largo en forma ajustable (figura 2). La longitud de la ventana debe estar en el intervalo entre 2 y 10 segundos (21,2, 23).

Los resultados obtenidos durante la ejecución de los programas de análisis se almacenan en archivos desde donde son obtenidos por el programa PLOTTER para la representación final. La figura 3 ilustra resultados típicos.

Un programa auxiliar, READ, permite trazar 6 minutos consecutivos del EEG original en torno a un punto seleccionado por el operador.

La verificación de todos los sistemas se hizo con una señal determinística de control como la ilustrada en la figura 4.

La opción de usar filtros digitales durante el análisis se incluye para dos de los programas: AMPLITUDE y FOURIER en los cuales se puede aproximar el filtro utilizado en el instrumento CFM 4640. El programa CFM, que emula a este instrumento, lo lleva implícito.

Tres criterios llevaron a los diseñadores del CFM 4640 a implementar el filtro en cuestión (27,32). La banda de 0.3 a 2Hz (bajo delta) es atenuada drásticamente para eliminar posibles interferencias causadas por sudor y movimientos del paciente o de electrodos. Para la banda de 2 a 10Hz (alto delta, theta y alfa), el filtro se diseñó de forma de compensar la bien establecida relación amplitud-frecuencia del EEG (43). Las frecuencias en la banda Beta, sobre los 13, 5Hz se atenúan fuertemente ya que esta banda se supone despreciable para las condiciones de uso del instrumento. La figura 5 muestra las características de cuatro filtros que aproximan sucesivamente a las del CFM 4640.

*Programa AMPLITUDE: Calcula los valores máximos, el cuartil superior e inferior y la mediana de los datos en la ventana de análisis, a medida que ésta avanza. Los datos de la ventana pueden ser preprocesados, por convolución discreta, con la respuesta del filtro CFM. La respuesta a impulso se obtuvo aplicando la transformada inversa de FOURIER a la característica de frecuencia ya descrita.

*Programa CFM: emula el funcionamiento del CFM 4640. Este instrumento detecta los valores máximos en una ventana de análisis del EEG rectificado filtrado y comprimido en una escala logarítmica en su mitad superior y lineal en la inferior. El programa se implementó para tener los trazados CFM en formatos estándar, lo que facilita la comparación de resultados.

*Programa FOURIER: calcula el espectro del EEG y, opcionalmente, el espectro de energía del EEG. Para ello utiliza la rutina conocida como la transformada ultrarápida de FOURIER (11), una versión optimizada del algoritmo de Cooley y Tukey. Para evitar las interferencias de los lóbulos laterales que aparecen en la transformada de una serie de tiempo procesada por una

ventana rectangular, los datos a analizar se preprocesan en una ventana - Hamming (1), como lo ilustra la figura 6.

Una vez que se ha calculado los componentes reales e imaginarios del espectro del EEG estos se procesan, - cuando así lo ha indicado el usuario con el filtro seleccionado.

Considerando que la conducta del EEG queda descrita por la de cuatro - bandas de frecuencia, y no por las - frecuencias individuales, el espectro se resume en cuatro valores. El primero representa la acumulación de actividad de las frecuencias en la banda de 0,3 a 2Hz o bajo delta, el segundo de la banda de 0,3 a 3,5 Hz o delta, el tercero de las bandas de 0,3 a 7,5 Hz o delta y teta, y el cuarto de las bandas de 0,3 a 13,5 Hz o delta, teta y alfa. Esto dará origen a una representación acumulativa de bandas o ABD cuya descripción más detallada aparecerá en un apartado que se encuentra en desarrollo.

El ABD tiene ventajas sobre otras formas de representación del espectro del EEG (21) porque, siendo una representación dinámica, como el CSA (4) y el DSA (23), su interpretación es más simple, quedando la intensidad del - EEG representada por el cuarto valor que acumula la contribución de todas las frecuencias. Esto es vital en representaciones en las cuales el EEG - varía de amplitud (27). La figura 7 - ilustra cualitativamente la comparación entre el ABD, el CSA y el DSA.

*Programa HJORTH: en un posible enfoque de los descriptores temporales de Hjorth (19), éstos se definen como - tres índices. La Actividad equivalente a σ_0, la Mobilidad σ_1/σ_0 y la, Complejidad, $\sqrt{\sigma^2_2/\sigma^2_1 - \sigma^2_1/\sigma^2_0}$ donde σ_i equivale a la varianza de la i-ésima derivada del EEG.

Si se acepta que el EEG es producido por potenciales postsinápticos y tardíos (45) y que éstos se pueden representar por las funciones f1 y f2 - de la figura 8 (24,13), sería sensato suponer que la mobilidad estaría reflejando la frecuencia media del EEG y la complejidad a su ancho de banda. La actividad es en todo caso el valor rms del EEG.

*Programa ZERO: éste programa cuenta el número de veces que el EEG cruza - por cero durante una ventana de análisis y clasifica, en registros independientes, los intérvalos entre pasos - por cero como semiperíodos de frecuencias puras. Finalmente resume los aportes de estos semiperíodos en 4 valores que representan acumulativamente la - actividad de las bandas bajo y alto - delta, teta y alfa.

Es fácil demostrar que si se contabiliza el número de pasos por cero ponderado por el intérvalo entre cruzamientos, se obtiene el índice de ondas. El programa permite ambos cómputos.

3. Resultados y conclusiones.

Los resultados de las evaluaciones se obtuvieron en 2 etapas. La interpretación clínica se enfocará en - otro trabajo. Los programas de análisis se normalizaron en la primera etapa, eligiéndose solo una opción de - ejecución por programa. Al comprobarse que ventanas de menor longitud o - desplazamiento no entregaban más información, y sí hacían menos nítidos los resultados, como lo ilustra la figura 9, la ventana de análisis se normalizó para todos los programas excepto CFM, con un largo y un avanca de - 10 seg, para CFM se usó una ventana - de 2,5 seg, para mantener los trazados similares a los generados por el instrumento en uso.

Al comparar los resultados obtenidos de los 10 primeros pacientes se seleccionó, en cada programa, lo siguiente:

*Programa AMPLITUDE: los resultados - obtenidos del EEG rectificado, no filtrado, desestimándose la compresión - semilogarítmica aplicada al CFM.

*Programa CFM, solo se definió el largo y avance de la ventana de análisis.

*Programa FOURIER: se consideró que la representación del espectro de - energías era menos aconsejable que la del EEG porque el primero enfatiza - los valores cuando el EEG es de gran intensidad. Esta tendencia es indesea ble porque los mayores riesgos ocurren cuando el EEG es de baja amplitud. - Por este motivo se siguió la sugerencia de comprimir semilogarítmicamente los resultados, como lo ilustra la figura 3. El procesar el EEG con distintos filtros indicó que no es conveniente eliminar la banda de bajo delta, - como lo hace el filtro CFM. En cambio resultó provechoso compensar la relación amplitud-frecuencia del EEG. No habiéndose detectado actividad en la banda Beta, se optó por elegir el filtro compensador. (Figura 5).

Si bien resulta tentador representar la composición espectral en forma porcentual, esta opción, realizable - por el programa PLOTTER, se desestimó pues se pierde la información sobre - el valor rms del EEG.

*Programa HJORTH: dado el diferente - significado de cada variable, se eligió escalamiento lineal. Se encontró que estimar la Complejidad con la varianza de la segunda derivada del EEG conducía a errores inaceptables, por lo que esta se evaluó computando el - número de cruces por cero de la primera derivada, como lo sugiere Saltzberg (39).

*Programa ZERO: Se desestimó el cómputo de los índices de onda porque ellos conducían a un uso ineficiente de la escala de trazados. Los resultados se vaciaron a escalas lineales.

En una segunda etapa se hizo el análisis comparativo de los resultados obtenidos al aplicar los programas normalizados a los 30 pacientes. La comparación se hizo por pares independientes, los que emitieron juicios que fueron contrastados y que se resumieron en 9 proposiciones, cuyo grado de veracidad fue luego evaluado para cada uno de los pacientes.

El grado de veracidad se determinó normalizando el promedio obtenido al calificar el valor de las proposiciones en cada paciente. La escala de calificaciones escogida asigna un 4 para las proposiciones que se considerarán válidas en más de un 70%, del tiempo en que ocurrían cambios en los trazados comparados. Un 3 se asigna cuando la propisición era solo aceptable en más del 70% del tiempo. Un 2 indica que la proposición era dudosa durante intérvalos significativos e incluso podía ser contradictoria durante breves instantes. Un 1 se asigna a proposiciones que son contradichas por los trazados durante intérvalos de más de 5 minutos, siendo dudosas en el resto del tiempo.

La calificación de cada proposición fue luego promediada sobre 25 pacientes (5 fueron descartados) y los promedios se normalizaron en porcentajes.

Las 9 proposiciones, con su grado de veracidad, establecían que:

1. La información de AMPLITUDE y CFM están en FOURIER (87%).
2. La información en AMPLITUDE y CFM están en la Actividad de HJORTH (85)
3. La información de frecuencia en ZERO es consistente con la de FOURIER (85,5%).
4. Los cambios en Mobilidad de HJORTH coinciden con los cambios espectrales mostrados por FOURIER (83%).
5. Los cambios en complejidad de HJORTH tienen interpretación dudosa al contrastarlos con datos de FOURIER (60%).
6. La Mobilidad de HJORTH coincide con el número de cruces por cero (81%).
7. La actividad de HJORTH coincide con el total acumulado de FOURIER (79%).
8. El nivel del EEG está mejor representado por los percentiles que por el valor máximo (82%).
9. Todos los percentiles presentan igual información (88%).

Estas proposiciones se observan en la figura 10, donde una misma época de EEG se analizó en los 5 programas.

Los grados de veracidad, en paréntesis, indican que la proposición es falsa para valores entre 0 y 12,5; es muy dudosa para valores entre 12,5 y 37,5 es dudosa para valores entre 37,5 y 62,5; es aceptable para valores entre 62,5 y 87,5 y es totalmente convincente para valores entre 87,5 y 100.

La figura 11 muestra, mediante un diagrama de Venn, un resumen cualitativo de las proposiciones donde A,C,F,H y Z son conjuntos con la información obtenida por los programas AMPLITUDE, CFM, FOURIER, HJORTH y ZERO.

Aunque las conclusiones de este trabajo se han ido dibujando a través de su desarrollo, se resumen a continuación.

El uso de electrodos de ECG descartables, y su aplicación en zonas frontales demostró ser de gran utilidad, sin que aparecieran interferencias causadas por movimientos del paciente, oculares o de los electrodos cuando se utilizó electrodos de ECG para registros de larga duración.

Si bien el registro monocanal del EEG permite la vigilancia global de la función cerebral, la detección de disfunciones localizadas, debido a microburbujas que se generan durante la ventilación extracorpórea, requeriría de un complejo sistema de registros.

Al compensar la característica amplitud-frecuencia del EEG se logró independizar los cambios de amplitud de los de frecuencia.

El análisis de Fourier aparece como el más indicado para seguir estes tipo de cambios, y la acumulación de la conducta de frecuencias individuales en cuatro valores, permite la representación simplificada del espectro. Esta forma permite, además vigilar continuamente los niveles de amplitud del EEG.

La atenuación de la banda de 0,3 a 2 Hz no parece aconsejable porque se detectó cambios reales en el EEG para actividades en esta zona de espectro. Si se desea generalizar un instrumento diseñado según los resultados aquí expuestos, sería aconsejables disponer de un filtro desconectable que atenue esta banda.

La representación de los resultados con un escalamiento semiloga rítmico (27) aparece como una solución aceptable.

Es necesario el análisis de muchos pacientes para obtener resultados clínicos concluyentes. Esto requiere la implementación del sistema de análisis para realizar procesamiento en línea. Para ello se sugiere el uso de microprocesadores.

Esperamos haber aportado nuevas ideas en los procesos de comparación de técnicas de análisis de EEG y que los resultados, necesariamente limitados al pabellón, tengan proyecciones en otros ambientes clínicos.

REFERENCIAS.

(1) ACKROYD M.H. "Digital filters" Butterworths, London, 1973

(2) ARELLANO P., GLARIA A., et al. "Diseño de un sistema automat." Cong.Asoc.Chil.Cont.Aut.Santiago 1980.

(3) BALESTRA V., BALZANI P., et al "Standarization vs. normalizat." Bol.Soc.Ital.Biol.Esp.1981, 51; 1823

(4) BICKFORD R.G., BILLINGUER T.W. et al "The compressed spectral array...." proc. San Diego Biom. Symp. 1972:365-370

(5) BRICOLO A., TURAZZI S. et al "Clinical application of..." EEG Clin.Neurophys. 1978.45:211-225.

(6) BURCH N.R., NETTLETON W.J., et al "Period analysis of the EEG." Am.NY.Acad.Sci.1964,115:827-843

(7) BYFORD G.H.: Signal variance..." Proc.R.Soc. 1965,b161:421

(8) CARRIE J.R.G. "Zero-cross analysis ..." Bio-med.Comp. 1973,4:97-103

(9) COOPER R.,OSSELTON J.W., SHAW J.C. "EEG Technology" 3rd. Edition Butterworths, London 1980.

(10) DROHOCKI Z. "Integrateur-enreg..." Proc.2nd.conf.med.eq.Eds.Iliffe, 1980.

(11) ECKHOUSE R.E., MORRIS L.R. "Minicomputer systems" 2nd.Edition Prentice Hall Englewood,N.J.,1979

(12) ETEVENON P., CAILLE. E.J. "Validetes des methodes..." Agressologie. 1969, 10:513-517 (esp)

(13) GLARIA A., ARELLANO P. "Modelo matemático y..." An. 1er Enc.Nac.Bioing.Valpo.,1978

(14) GLASS A., GURNEY S.F. "A percent time alpha..." Wld.Med.Electron.int.1964, 2:206

(15) GRASS A.M.,GIBS F.A. "A. Fourier transform of the EEG." J.Neurophysiol. 1938,1:521-526

(16) GUTMANN W.,RONCAGLIOLO M., et al "Obtención de valores neurom..." Arch.Biol.Med.Exp.1978 (a),11(3)

(17) GUTMANN W.,GLARIA A., et al "Analisis espectral del EEG..." Arch.Biol.Med.Exp.1980,13(1):73

(18) GUTMANN W.,GLARIA A., et al "Alternativas de uso de..." An. 1er.Enc.Nac.Bioing.Valpo., 1980.

(19) HJORTH B."EEG analysis based..." EEG.Clin.Neurophys.1970,29:306-310

(20) ITIL T.M. "Digital Computer..." in CEAN.Ed. Dolce&Kundel.Stuttgart

(21) JOHN E.R."Functional Neuroscience Vd2" L.E.A. New Jersey, 1977.

(22) KLEIN F.F., DAVIS D.A. "The use of time domain..." IEEE Trans.Biom.Eng.1981,BME28:36

(23) LEVY W.J., SHAPIRO H?M. et al "Automated EEG proc..." Anesthesiology.1980,53:223-236

(24) LOPES DA SILVA F.H., DIJK A. et al "Detection of non-stationarities..." in CEAN. Ed.Dolce&Kundell.Stuttgart

(25) MATOUSEK M.,PETERSEN I. "Frequency analysis of the EEG..." in Aut. Clin.EEG.Ed Kellaway&Petersen Raven Press. New York, 1973

(26) MATOUSEK M.,ARVIDSSON A. "Implementation of analytical..." in Cont.Clin.Neur.Ed.Cobb. Amsterdam

(27) MAYNARD D.,PRIOR P. "A continuous monitoring device..." EEG Clin.Neurophys.1969,27:672-673

(28) MYERS R.R.,STOCKARD J.J., et al "Monitoring of cerebral perfusion..." Stroke, 1977,331-337

(29) OTERO G., HARMONY T., et al "La simetría del EEG como método..." Simp.Apl.Comp.SNC. La Habana, 1975

(30) PIGEAU R.A.,HOFFMANN R.F. et al "A multivariate comparison..." EEG Clin.Neurophys.1981,52:656-658

(31) PRAETORIUS H.M.,BODENSTEIN G., et al "Adaptive segmentation of EEG..." EEG Clin.Neurophys.1977,42:84-94

(32) PRIOR P.F. "Non-invasive monitoring of..." Brit.J.Clin.Eq.1980,54:62

(33) PRIOR P.F. "The EEG in acute..." Excerpta Medica. Amsterdam 1973

(34) PRONK R.A.F.,SIMMONS A.J.R. et al "The use of the EEG for patient..." Comp.Cardiol.IEEE.California,1975

(35) PRONK R.A.F.,DOORNSBOS P., et al "Automatic recognition of abnorm..." Progress rep.Inst.Med.Phys.Utrecht 80.

(36) RAPPELSBERGER P.,Petsche H. "Spectral analysis of the EEG..." in CEAN.Eds.Dolce&Kundell.Stuttgart

(37) REMOND A."Automatique et infor,.." Rev.d'EEG Neurophys.1976,2:145-154

(38) RONGALIOLO M.,ARELLANO P., et al "Analisis de simetría del EEG..." Arch.Biol.Med.Exp.1978,11(4):210

(39) SALTZBERG B.,BURCH N.R. "Period. analytic estimates..." EEG Clin.Neurophys.1971,30:568-570

(40) SAUNDERS M.G."Amplitude probabil..." EEG Clin.Neurophys.1963,15:761

(41) SCIARRETA G.,ERCULIANI P. "The BERG transform: a method..." Proc.2nd.symp.EEG meth. Vevey 1975

(42) SCOTT D."Understanding EEG" Duckworth. London 1975

(43) SOTANIEMI K.A.,SULG I.A., et al "Quantitative EEG as a measure..." EEG.Clin.Neurophys.1980,50:81-95

(44) STAHL H.J.,PRAETORIUS H.M. "A statistical digital filter..." in CEAN.Eds.Dolce&Kundel.Stuttgart

(45) THATCHER R.,JOHN E.R. "Functional Neurosc. Vol. I..." L.E.A. New Jersey, 1977

(46) WALTER R.D., YEAGER C.L. "Visual imagery and EEG changes:..." EEG.Clin.Neurophys.1956, 8:193

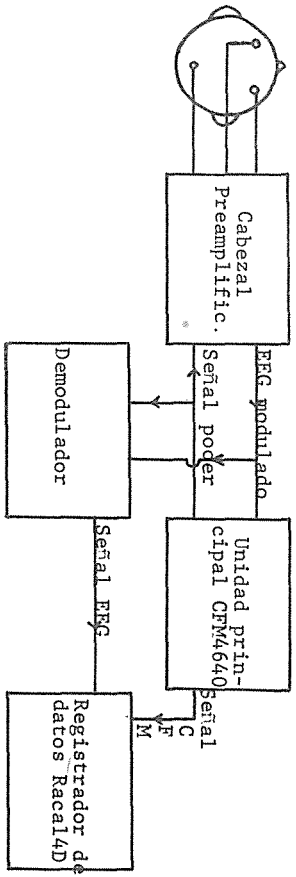


Figura 1:
Preprocesamiento del EEG

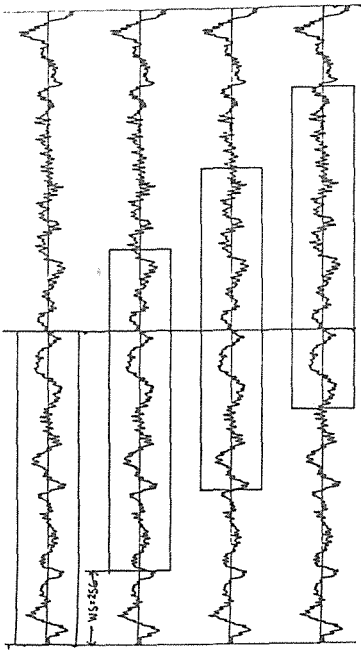


Figura 2:
Avance de la ventana de análisis.

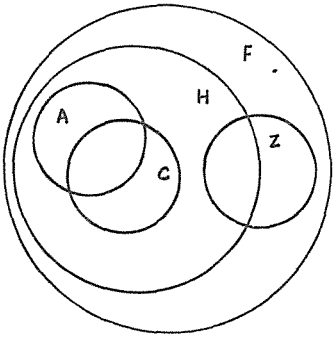


Figura 11:Resumen cualitativo de las proposiciones obtenidas.

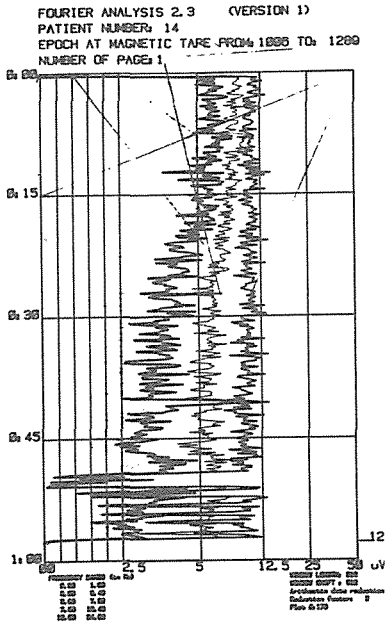


Figura 3:
Representación típica de resultados ejemplificada por el espectro resumido en el ABD del análisis de Fourier

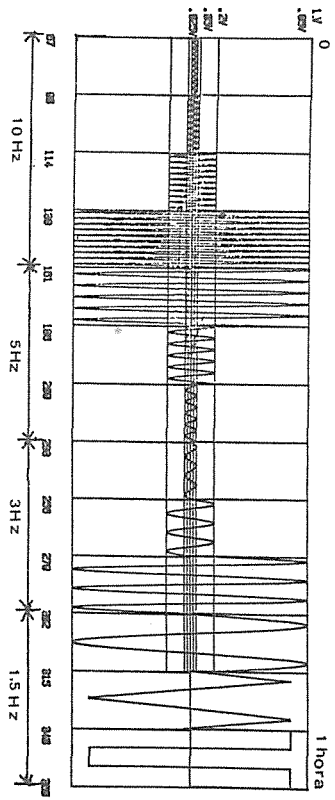


Figura 4:
Señal de verificación.

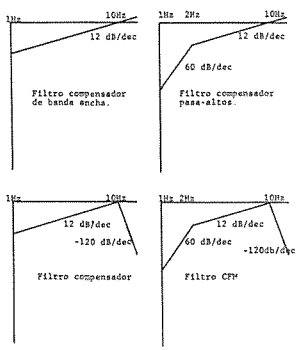


Figura 5:
Filtros de preprocesamiento para AMPLITUDE y FOURIER

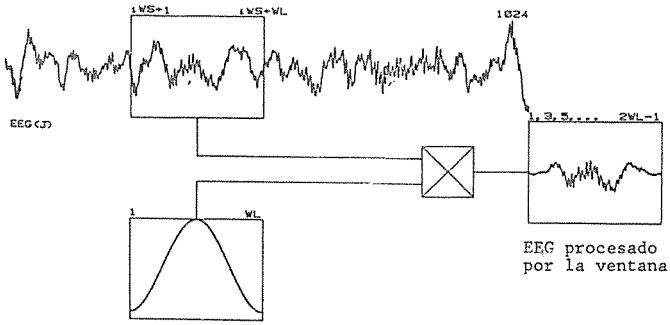
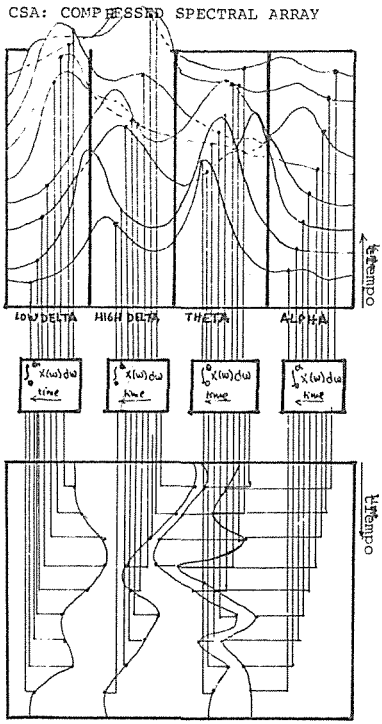
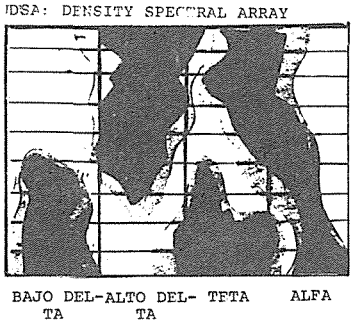


Figura 6:
Preprocesamiento con ventana Hamming





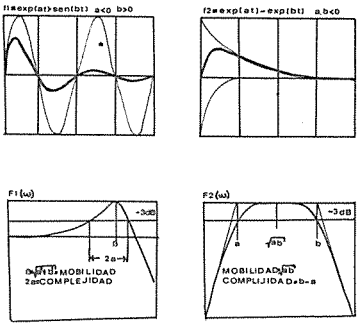


Figura 7:
Comparación entre el
CSA: Compressed Spectral Array
DSA: Density Spectral Array
ABD: Accumalative Band Display

Figura 8:
Potenciales post-sinápticos y tardíos: Conducta temporal y espectro de frecuencias, y su relación con los descriptores de tiempo.

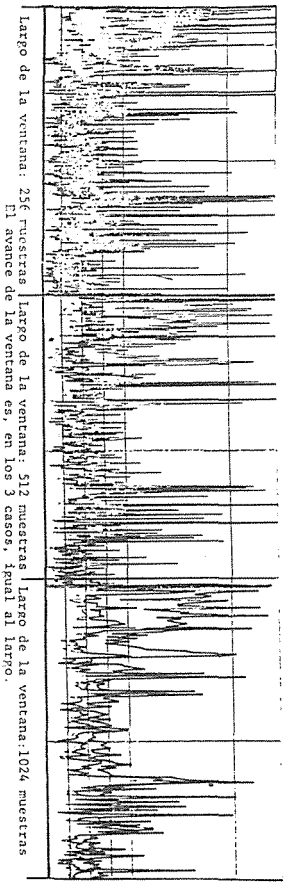
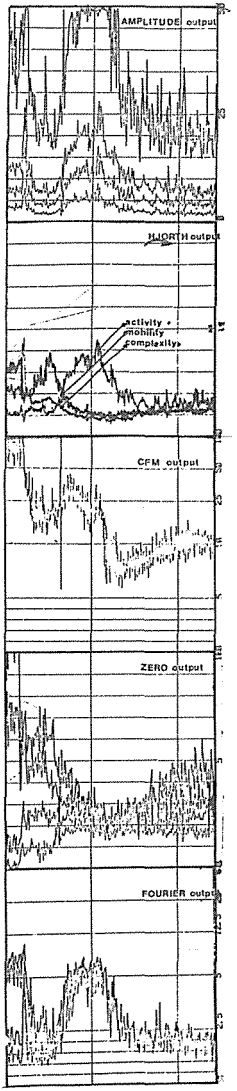


Figura 9:
Estandarización de la ventana de análisis.

Figura 10:
Ilustración de los resultados de las técnicas normalizadas.



8°. CONGRESSO BRASILEIRO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA
UFSC, Florianópolis, Brasil — 7-10 - Novembro - 1983

ESTUDIO DE LOS EFECTOS DEL ULTRASONIDO EN EL ESBOZO DE MIEMBROS DE AVE.

José Grass*; Luis Gaete y Luis Hernández**; Marcela Fuenzalida, Julio Illanes y David Lemus***

* Dpto. Cirugía, Facultad de Medicina, Universidad de Chile.
** Dpto. Física, Universidad de Santiago de Chile, Casilla 5659-Correo 2, Santiago-Chile
*** Dpto. de Morfología, Facultad de Medicina, Universidad de Chile.

RESUMEN

Esbozos de miembros de ave con 144 horas de incubación fueron sometidos a irradiación ultrasónica con una frecuencia de 750 kHz y una intensidad de 6.4 mW/cm^2 durante 10, 20 y 30 minutos respectivamente.

Se describen los hallazgos histológicos, entre lo que llama la atención la presencia de focos de necrosis en aquellos irradiados durante 20 minutos. El histograma mostró disminución significativa de las mitosis en los de 10 y 20 minutos, y aumento notorio en el de 30 minutos.

Se compara lo encontrado con lo descrito por la literatura.

INTRODUCCION

El uso de compuestos químicos como insecticidas [7, 12] o estímulos físicos como los rayos X, luego de una utilización masiva e indiscriminada en actividades biológicas como agricultura, ganadería o medicina, han debido restringirse a situaciones muy controladas y puntuales, al comprobarse claramente la producción de efectos secundarios agudos y crónicos, entre los que destacan la mutagénesis y teratogénesis.

En el campo de la irradiación ultrasónica, tanto diagnóstica como terapéutica, la investigación de los probables efectos tóxicos es más reciente y conclusiones definitivas no han podido aún obtenerse.

Los efectos genéticos del ultrasonido han sido estudiados in vitro en sangre humana y cultivos celulares, siendo los resultados generalmente negativos [1, 6, 4, 34]. Sin embargo es conocido que el ultrasonido puede degradar el DNA a intensidades altas [33] y ha sido sugerido que esto puede no ser el indicador más sensible de daño genético [21].

A pesar de haberse comprobado que el ultrasonido a dosis diagnósticas puede retardar el crecimiento celular [29] y a dosis mayores causar lesiones focales en tejido renal [8], testicular [27] y nervioso [3]; su utilización sigue siendo discordante, habiendo médicos que lo utilizan indiscriminadamente por considerarlo inocuo, simultáneamente con otros que aprovechan su acción lesionante controlada para tratar algunas patologías neurológicas [10, 20]

Interesados en colaborar en la delimitación de los probables efectos secundarios sobre el tejido vivo, es que hemos seleccionado como modelo de trabajo el esbozo de miembro de pollo, cuyo proceso de crecimiento y diferenciación celular es morfológicamente conocido, no así los mecanismos íntimos de las complejas interacciones intercelulares e intertisulares que se presentan en cada etapa del desarrollo [13, 31] y sobre las cuales pudiera una noxa causar alteraciones.

MATERIAL Y METODOS

Para esta investigación se diseñó y construyó transductores ultrasónicos de dimensiones y características adecuadas al problema en estudio. Por su solidez y facilidad de manejo se escogió como elemento activo de los transductores cerámicas de Titanato-Zirconato de Bario y Zinc (PZT4). Las cerámicas fueron montadas en un soporte de Teflón, maquinado convenientemente para brindarle protección mecánica. El elemento radiante con su soporte de Teflón fué finalmente alojado en una barra de latón cilíndrico de 100 mm de largo por 12,7 mm de diámetro convenientemente mecanizada para estos efectos. Para un eventual uso del emisor ultrasónico en modo pulsante se bajó el Q del transductor poniendo en la parte trasera de la cerámica una substancia altamente escatereante.

El transductor trabaja en su primer modo resonante en espesor a una frecuencia de 750 kHz.

El sistema de excitación eléctrica está formado por un oscilador y un amplificador de potencia el que se acopla al transductor mediante un transformador que tiene por objeto elevar la tensión un tanto baja entregada por los amplificadores de estado sólido trabajando en Clase A. Para controlar la emisión, el sistema electrónico cuenta con una resistencia puesta en serie con el transductor, debidamente protegida, cuya señal como se sabe, es proporcional a las amplitudes de desplazamiento de éste [17].

El sistema experimental completo que se muestra en la figura 1 permite determinar además la frecuencia de oscilación y la tensión aplicada mientras la forma de onda es recogida en un osciloscopio.

Medidas de la tensión aplicada, corriente consumida, y fase entre estas dos magnitudes, permiten calcular que el transductor consume una potencia de unos 24 mWatts. Considerando el rendimiento de este tipo de transductores y el hecho de que la potencia radiada se está disipando tanto hacia atrás como hacia adelante, permiten estimar la potencia efectiva sobre los tejidos en unos 5 m Watt.

El transductor se sitúa muy próximo a los tejidos en estudio (1 mm) que equivale aproximadamente a 2 longitudes de onda. Entonces se estima que entre el transductor y los tejidos irradiados ha de establecerse una suerte de campo estacionario, en tales circunstancias la única energía que se consume será la que se disipe y la principal fuente de disipación es la frontera blanda constituída por los tejidos irradiados. De esta manera se calcula que la intensidad acústica recibida por los tejidos fue de unos 6 mW/cm^2 (la superficie radiante del transductor es de 0,78 cm^2).

Se emplearon como donantes de los esbozos, 5 embriones de pollo (Gallus Gallus) de 96 horas de incubación (fig. 2 A), a los cuales se les despojó de sus envolturas para permitir la microdisección de sus cuatro miembros en formación, haciendo un total de 20 (fig. 2 A,B), que fueron injertados sobre los capilares alantocoriónicos de embriones de pollo de 8 días de incubación (fig. 2 D), para lo cual fué necesario extraer albumina del huevo y practicar una ventana en la cámara de este [35]. El esbozo fué transferido y depositado con un filtro de millepore de 5 mm de diámetro, 0.45 µm de poro y 150 µm de grosor (fig. 2 C). Posteriormente se selló la ventana con tela adhesiva transparente y a las 48 hrs. fueron sometidos a irradiación ultrasónica durante 10, 20 y 30 minutos respectivamente.

Luego de otros 5 días de incubación los embriones fueron extraídos y fijados en Dubosq-Brasil, incluídos, cortados y teñidos con periodic acid of Schiff y hematoxilina - eosina.

Se analizó la morfología tisular a microscopía ocular, registrando el número de mitosis en un área de 26.880 µm^2, con lo que se confeccionó un histograma, que fué evaluado mediante el Test de Student.

RESULTADOS

En la visión macroscópica de los esbozos de miembros al momento de ser extraídos no se constató diferencias significativas entre el grupo control y los tejidos irradiados.

El análisis microscópico mostró en los tejidos irradiados durante 20 minutos, la presencia de algunos núcleos condensados de tejido mesenquimático, rico en mucopolisacaridos ácidos, con zonas de intensa infiltración de leucocitos polimorfonucleares y eosinófilos. En estos esbozos y en menor grado en aquellos irradiados durante 10 minutos, llama la atención la presencia de focos de intensa necrosis (fig. 3), en donde es imposible identificar claramente las estructuras celulares, observándose en algunos casos gran proliferación de células mesenquimáticas, eosinófilos y otros elementos figurados en la mesénquima del alantocorion. Hay además claras zonas de proliferación fibrilar de límite neto y gran riqueza de capilares en el mismo mesénquima.

En cuanto al número de mitosis observada (fig. 4), se encontraron 4.11 ± 0.46 mitosis en 44 registros del tejido control. Aquellos irradiados durante 10 y 20 minutos presentaron 2.35 ± 0.30 en 48 registros y 3.24 ± 0.28 en 45 registros, respectivamente, lo que es estadísticamente menor en forma significativa; al igual que el aumento mitótico encontrado en 84 observaciones del tejido irradiado durante 30 minutos, que se cuantificó como 6.91 ± 0.39 mitosis (fig. 5).

La microscopía ocular de tejidos teñidos con periodic acid of Schiff, permitió demostrar la presencia de gran cantidad de mucopolisacaridos neutros y glicógeno en las células epiteliales y membranas basales.

Se ha postulado como causante de los daños descritos en la literatura la cavitación ultrasónica, pero esta origina disrrupción celular inmediata a su aplicación [5], por lo que en nuestro caso particular habría impedido el aumento de la masa tisular del esbozo de miembro, que no ocurrió. También se ha planteado que el aumento de temperatura debido a la absorción del ultrasonido puede ser el responsable de las alteraciones encontradas [25], pero este no es muy significativo para las dosis y tiempos empleados, variando usualmente entre 5,5 y 11 °C [9, 32], además que sometiendo los tejidos a igual alza térmica sin irradiación, no se observan alteraciones estructurales [2].

El aumento de la tasa de mitosis encontrado luego de la irradiación por 30 minutos, al igual que la disminución en aquellos irradiados por 10 y 20 minutos es estadísticamente significativa con respecto al grupo control (fig. 5), siendo difícil de explicar. Estudios en células L 5178 y de ratas leucémicas irradiadas hasta la desintegración del 50% de ellas con 5 W/cm^2 durante 10 minutos contínuos [5] han mostrado disminución significativa del número de mitosis en las células sobrevivientes. Esta disminución también ha sido descrita en hígado de rata en regeneración [19], pero no confirmada en estudios posteriores [26]. En base a estos resultados podríamos plantear la existencia de un tiempo de exposición crítico, bajo el cual se bloquearía la velocidad normal de división celular y sobre el cual se aceleraría; lo que probablemente dependerá no sólo de la intensidad y frecuencia de las dosis empleadas, sino también del tipo de tejido afectado.

Cualesquiera sean los probables mecanismos del daño provocable con ultrasonido en tejidos organizados y, células suspendidas en líquido, como son la sangre y cultivos celulares. Parece ser importante obtener más información tanto in vivo como in vitro para permitir una utilización apropiada de estos procedimientos, pues a pesar que han fallado los intentos de demostrar alteraciones congénitas en animales [36] y humanos irradiados en etapas previas al nacimiento [30], hay elementos para postular que bajo ciertas condiciones pudieran haber cambios citogenéticos y teratogénicos que es necesario evitar.

DISCUSION

El propósito de este estudio fue determinar los probables efectos tóxicos de la irradiación ultrasónica y el hallazgo de zonas necróticas (fig. 3) en los esbozos de miembros irradiados durante 10 y 20 minutos lo confirma claramente; esto concuerda con algunos trabajos que muestran daño del sistema nervioso central [3, 19, 32], en ganglios espinales y hueso [32], tejido renal [8] y testicular [27], al igual que en receptores sensoriales del 8 par craneano [2].

La intensidad acústica empleada en nuestro estudio (que fué en promedio de 6.4 mWatt/cm^2 de onda continua es menor a aquella empleada en el monitoreo del corazón fetal [23, 37] que varía de 20 a 50 mW/cm^2 de promedio espacio-temporal en onda pulsante (SATA) [30] y cuya aplicación puede durar horas; pero estas cifras corresponden a dosis de emisión del aparato empleado en el procedimiento y no a la intensidad recibida por el feto, que está influenciada por la distancia e interposición de tejidos blandos de distinta índole, además del líquido amniótico. El empleo diagnóstico del ultrasonido conocido como ecografía [15, 23, 27] utiliza pulsos entre 1 y 100 W/cm^2 (SAPA) [30] por escasos minutos que equivalen a 10 20 mW/cm^2 (SATA), lo cual en dosis puede sobrepasar no sólo lo empleado en nuestro estudio, sino también a la de muchos trabajos que han comprobado daño tisular [3, 19, 27]; pero tampoco son comparables las dosis empleadas por la misma razón anteriormente descrita, además que debe considerarse la multiplicidad de orígenes tisulares empleados en los distintos estudios.

Las aplicaciones terapéuticas de ultrasonido para el calentamiento de tejidos utilizados en ortopedia fluctúan entre 0.5 y 3 W/cm^2 [32] que supera nuestras dosis empleadas, pero a diferencia tanto de los esbozos de miembros de ave controlados en nuestro estudio como en las aplicaciones obstétricas, no se somete a irradiación tejido embrionario o fetal.

Tanto la presencia de necrosis como las otras alteraciones microscópicas encontradas en los esbozos de miembros irradiados pudieran ser ocasionadas por daño en el material genético de algunas células [11, 14, 22, 24, 25] que fueron más susceptibles por estar en período M del ciclo celular [5] y por otras razones que desconocemos. Este daño pudiera alterar alguna proteína o enzima induciendo cambios en la actividad metabólica celular que a corto o mediano plazo pueda originar la muerte celular y otras alteraciones morfológicas del tejido.

BIBLIOGRAFIA

(1) Abdulla, Y., et al. Lancet, 2, 829-831, 1981.-

(2) Barnett S.B. - Acta Otolaryngol. 1980.-

(3) Bernard J.W., et al. Arch. Neurol. Psychiatry 75:15-35, 1956.-

(4) Buckton K.E., et al. Britl.J. Radiol. 45:340-342, 1972.-

(5) Clarke P.R., et al. Exptl. Cell. Res. 58:443-444, 1970.-

(6) Coakley W.T., et al. Brit. J. Radiol. 44:563, 1971.-

(7) Combs G.F., et al. World's Poultry Sciences Journal 33(1):31-46, 1971.-

(8) Elbadawi A., et al. Arch. Pathol. Lab. Med. 100:199-205, 1976.-

(9) Fry F.J., et al. J. Neurosurg 54:659-663, 1981.-

(10) Fry F. J. (Ed.) Part II, pp 689-745, Elvesier, New York.

(11) Galperin-Lamaitre H., et al. Humangenetik 1:61-66 1975.-

(12) Goldstein. A.L.. et al. Farmacología Ed. Limusa 2° Ed.. México. 1978.-

(13) Kinsler L.E.. et al. Fund. of Ac. 3° Ed.. John Wilev and Sons. New York. 1982.-

(14) Harkanvi Z.. et al. Brit. J. Radiol. 51:46-49. 1978.-

(15) Hill C.R. Brit. J. Radiol. 41:561-569. 1968.-

(16) Hueter T.F.. et al. Sonics John Wilev. New York. 1965.-

(17) Kinsler L.E. et al. Fund. of Ac. 3° Ed.. John Wilev. New York. 1982.-

(18) Kremkau F.M.. et al. J. Clin. Ultras. 2:123-126. 1974.

(19) Kossoff G.. et al. Arch. Otolaryngol. 86:534. 1967.-

(20) Looby-Watts P., et al. Brit. J. Radiol. 45:335-339, 1972.-

(21) Liebeskind D., et al. Radiology 131:177-184, 1979.-

(22) Lyon M.F.,et al. Brit. J. Radiol. 47:712-722, 1974.-

(23) Macintosh I. J.C. Brit. Med. Journal 4:92-93, 1970.-

(24) Macintosh I.J.C. Brit. J. Radiol.

45:320-327, 1972.-
(25) Miller M.W., et al. J. Clin. Ultras. 4:169-172, 1976.-
(26) O'Brien W.D., et al. Ultras. Med. Biol. 5(1):35-44, 1979.-
(27) Pautov M.P., et al. C. R. Acad. Sci. Serv. O. 277:1225-1228, 1973.-
(28) Pizzarello D.J.,et al. Exp. Cell. Biol. 46:179-191, 1978.-
(29) AIUM-NEMA Safety Standard for Ultrasonic Equipment, 1980.-

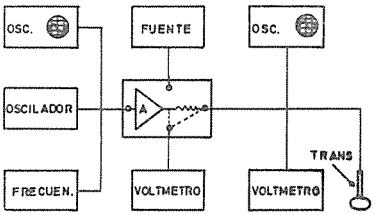


FIG.1 DIAGRAMA DEL SISTEMA EXPERIMENTAL

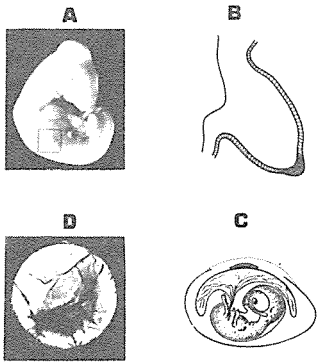


Figura 2: A-Aspecto macroscópico del embrión de pollo a las 96 hrs. de incubación. B-Diagrama de un esbozo de miembro de éste.C- Esquema del montaje del esbozo de miembro en el alantocorion de un embrión de pollo de 8 días. D-Ventana redonda en la cáscara del huevo a través del cual se visualizan los capilares alantocoriónicos.

Figura 3: Esbozo de miembro de pollo irradiado durante 20 minutos, con un foco necrótico bien delimitado.

Figura 4:Esbozo de miembro de pollo irradiado durante 30 minutos, donde se aprecia franco aumento del número de mitosis celulares.

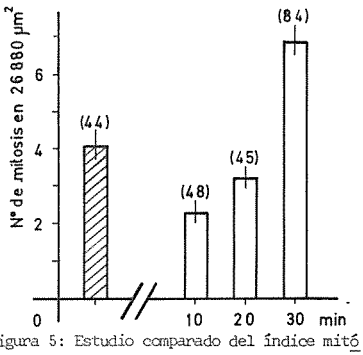


Figura 5: Estudio comparado del índice mitótico en esbozos de miembros sometidos a diferentes tiempos de irradiación ultrasónica. La barra achurada representa los controles y el número entre paréntesis corresponde al número de observaciones. El test de Student calculado para los controles versus los irradiados y entre estos fue de $P < 0.05$.-

8°. CONGRESSO BRASILEIRO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA
UFSC, Florianópolis, Brasil — 7-10 - Novembro - 1983

MINIMUM PREDICTION RESIDUAL PRINCIPLE APPLIED TO THE MONITORING OF LARYNGEAL DYSFUNCTION

C. Hernández, J.E. Arias, S. Feijoó and J. Mira.
Department of Electronics
Faculty of Physics
University of Santiago de Compostela
SPAIN

Summary

Recently a number of efforts have been made to develop objetive quantitative methods for evaluating laryngeal dysfunction. This article describes the monitoring of such a dysfunction using LPC methods applied to samples of the patient's vowels. The measures of abnormality employed are the Itakura, Mahalanobis and cross-correlation metrics. The Itakura metric is found to give the best results.

Introduction

Among the causes of alteration of the human voice are anatomical and physiological changes in the laryngeal and paralaryngeal regions. When these changes, which include physical modifications to the vocal cords (swellings, nodules, altered muscle tone, etc.) and alterations in the air-flow through the glottal region, are produced by laryngeal pathologies, the various pathological stages involved in the latter's development may be ssociated with the resulting modifications to the voice. The early symptoms of laryngeal pathologies typically include various types of hoarseness whose qualitative description and calssification (1) suffers from the subjetivity inherent in psychoacoustic judgements (2,3). The studies carried out by Isshiki (2) reveal the necessity of multivariant analysis for objetive characterization of hoarseness, but up to now diagnosis has depended largely on the experience and skill of the individual clinician. THe improvement of the diagnosis and monitoring of laryngeal and paralaryngeal dysfunctions by means of new quantitative methods will make possible exchanges of information between different practitioners or data banks and thus permit comparison of the results achieved by different therapies.

The deformation of the voice produced by hoarseness involves changes in intensity (Koike, 8,9), fundamental frequency and waveform. The changes in fundamental frequency have been studied by Lieberman (5), Koike (6) and Crystal (7), who found significant relationships between perturbations in the period of voice signal and the laryngeal pathologies present. Linear prediction techniques have been applied to the analysis of waveform by Koike (8) and Deller (10) (11) (12). Spectral studies have also been carried out (13,14), but since we here concentrate on the changes produced in the waveforms of the voice we shall find it sufficient and convenient to use.

The aim of the work described in this article has not been to create an algorithm emitting a binary decision as to whether a voice is pathological or not (4), but to develop a technique for the day-today monitoring of laryngeal dysfunction based on daily sampling of the patient's vowels followed by the application of multivariant analysis techniques to the classification of the characteristic vectors obtained.

Methods

The dysphonic voice of a patient with laryngitis (one of the authors) was observed for six consecutive days and again when cured. In vowels (six repetitions of each), each utterance being segmented in 40ms blocks and sampled at 10 KHz before storage on magnetic tape for subsequent processing. The patient was asked to sustain the utterance of sample vowels for several seconds so that the initial and final phases could be discarded for although these transitory periods may exhibit interesting pathological characteristics, the large variations in amplitude and fundamental frequency that they involve complicate the extraction of features by quasi-stationary methods used in this study, in which the characteristic vector for each utterance consist of twelve features obtained after the original signal is preprocessed as described below.

Correction of time-warping. Since we are not here interested in studying the changes in fundamental frequency producted by the pathology, but only in the changes in the waveform, the former are corrected for by means of a linear function of the form

$$d(n) = ((M-1) / (N-1) \cdot (n-1) + 1)$$

where M is the number of samples of the controlled pattern and N the number of samples of the uncontrolled pattern (fig. 1).

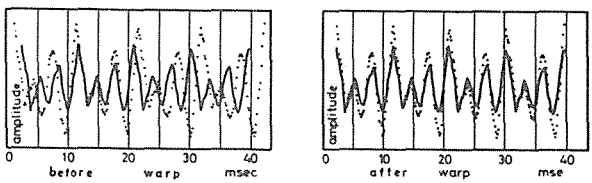


Fig. 1. Effects of time-warping on a speech.

Pre-emphasis. The signal is now subjected to pre-emphasis of the high frequencies containing most information concerning laryngeal dysfunction. This is achieved using a first order digital system with the transfer function

$$T(z) = 1 - a z^{-1}$$

with a = 0,95. In other words, the new signal $\hat{s}(n)$ is related to the input signal to this stage by

$$\hat{s}(n) = s(n) - a \cdot s(n-1)$$

with a = 0,95.

Finally, the first twelve predictor or autocorrelation coefficients are extracted to form the characteristic vector of the utterance (fig. 2).

In this study three measures of the separation between the characteristic vectors of different utterances have been compared, the Itakura distance (15), the Mahalanobis distance and the cross-correlation. The Itakura distance is defined by.

$$d(a,\hat{a}) = \log (aVa \; / \; \hat{a}V\hat{a}),$$

where a and â are the predictor coefficients of the input and the reference respectively and V is the autocorrelation matrix. aVa and âVâ are the prediction residuals.

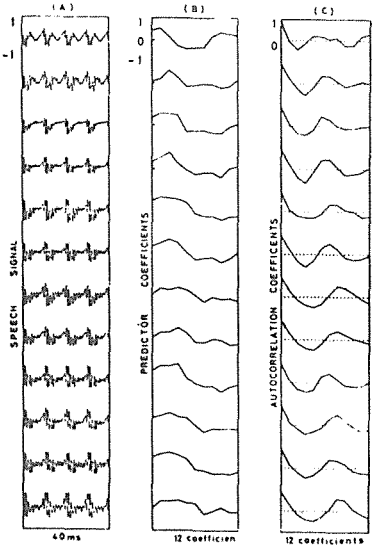


Fig. 2. Predictor and autocorrelation coefficients for the vowel i.

The Mahalanobis distance (in this study calculated only for the predictor coefficients) is the Euclidean distance weighted by the covariance matrix.

$$D(a,\hat{a}) = (a - \hat{a})\, W^{-1} (a - \hat{a})^T,$$

where a is the characteristic vector of the controlled pattern and W the covariance matrix.

The cross-correlation between two LPC vectors is defined by

$$\rho(a,\hat{a}) = \sum_i a_i \hat{a}_i \; / \; (\sum_i a_i^2 \; \hat{a}_i^2)^{1/2}$$

In each session the mean characteristic vector of each vowel over the six repetitions recorded was obtained and its distance from the normal voice reference calculated with respect to the above metrics. The normal voice reference was the mean vector for that vowel in the twelfth session, which took place three days after the disappearance of symptoms of laryngitis. As an overall measure of dysfunction the mean of the distances-from-the-norm of the five vowels was used.

Results and discussion

The results of the study in terms the overall measure of dysfunction described above, are shown in fig. 3. Of the metrics tried, the cross-correlation proved

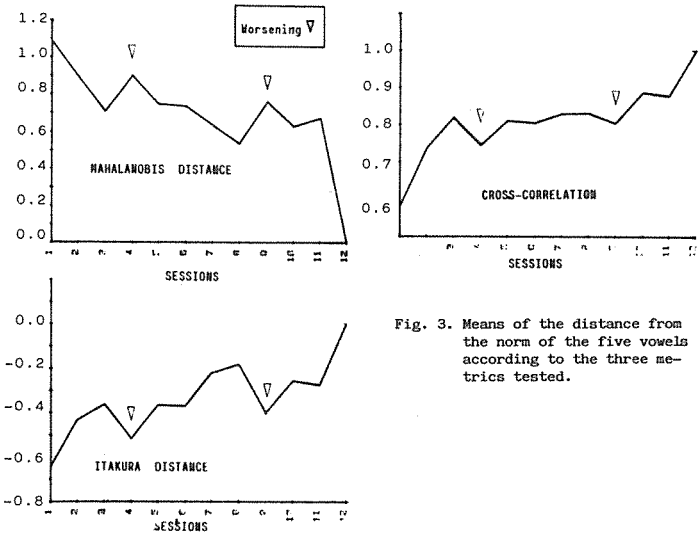


Fig. 3. Means of the distance from the norm of the five vowels according to the three metrics tested.

to be the least sensitive to phonological alterations, Itakura's metric was not only the most sensitive, but also required the least computational time of the three. The increase in the residual error apparent in sessions 4 and 9 is interpreted as indicative of greater hoarseness related to a worsening in the pathology of the laryngeal region.

The causal relationships between morphological changes in the laryngeal region and phonological alterations are not well know, but it is hoped that algorithms such as those described here may facilitate such studies as well as permitting the effects of therapy to be studied by monitoring the evolution of the pathology. It would be desirable for such non-invasive techniques eventually to permit early diagnosis of the more serious pathologies.

References

1. Fairbanks, G. "Voice and Articulation Drillbook" Harper and Row, New York, 1960.

2. Isshiki, N. "A method of Classified Description of Hoarse Voice", Jap. J. Logoped. Phoniat. Vol. 7, pp. 15-21, 1966.

3. Wendahl, R.W. "Laryngeal Analog Synthesis of Jitter and Shimmer, Auditory Parameter of Harshess". Folia Phoniat, Vol. 18, pp. 98-108, 1966.

4. Davis, S.B. "Computer evaluation of laryngeal pathology based on inverse filtering of speech". Ph. D. dissertation, Speech Commun. Res. Lab., Santa Bárbara, CA, 1977.

5. Lieberman, P. "Some acoustic measures of the fundamental periodicity of normal and pathological larynges". J. Acoust. Soc. Am. Vol. 35, pp. 344-353, 1963.

6. Koike, Y. "Application of some acoustic measures for the evaluation of laryngeal disfunction". J. Acoust. Soc. Amer. Vol. 42, pp. 1209 (A) 1967.

7. Crystal, T.H. and Jackson, C.L. "Extracting and processing vocal pitch for laryngeal disorder detection". J. Acoust. Soc. Am. Vol. 48(A), pp.118.

8. Koike, Y. and Markel, J.D. "Application of inverse filtering for detecting laryngealpathology". Vol. 84, pp. 117-124, 1975.

9. Koike, Y. "Vowel amplitude modulation in patients with laryngeal diseases' Vol. 45, pp. 839-844, 1969.

10. Deller, J.R. Jr. and Anderson, D.J. "Automatic classification of laryngeal dysfunction using the roots of the digital inverse filter", Vol. BME-27, Nº 12, pp. 714-721, Dec. 1980.

11. Hernández, C. and Feijoó, S. "Some statistical approaches to the evaluation of laryngeal dysfunction". Portugal Workshop on Signal Processing and its applications. Oct. 1982.

12. Hernández, Feijoó, S. Ariss, J.E. and Bernal M.A. "A comparative study of linear prediction parameters for the quantification and monitoring of dysphonic voices". IEE Procedings (to be published).

13. Nessel, E. "Uber das Tonfrequenz Spektrum der pathologisch Veränderten Stimme", Acta Otolaryngol. Suppl. Vol. 157, pp. 1-14, 1960.

14. Yanagihara, N. "Significance of harmonic changes and noise components in noarseness", J. Speech. Hearing. Re., Vol. 10, pp. 531-541, 1967.

15. Itakura, F. "Minimum prediction residual principle Applied to speech recognition. IEEE Trans. Acoust., Speech, and Signal Process., Vol. ASSP-23, pp. 67-72, Feb. 1975.

8°. CONGRESSO BRASILEIRO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA
UFSC, Florianópolis, Brasil — 7-10 - Novembro - 1983

METODO OPERATIVO DE APOYO AL DIAGNOSTICO MEDICO CON CONJUNTOS DIFUSOS(*)

Carlos Holzmann P., Ph.D.
Dpto. Ingeniería Eléctrica
Universidad de Chile

Claudio Pérez F.
Dpto. Ingeniería Eléctrica
Universidad de Chile

RESUMEN

En este trabajo se plantea una metodología basada en la teoría de conjuntos difusos (fuzzy sets), que permite efectuar el diagnóstico de un grupo de enfermedades. La idea general del método ha sido planteada anteriormente, sin embargo restringida a síntomas que no están asociados entre sí. Aquí se admite esta asociación lo que permite su aplicación a situaciones reales.

Se considera al paciente como un subconjunto difuso del conjunto universo de síntomas, signos y exámenes de laboratorio. Se calculan los grados de pertenencia de cada enfermedad al paciente a través de varias etapas de diagnóstico intermedio, siguiendo un esquema similar a la de un reticulado.

Un modelo preliminar basado en esta metodología se aplica al diagnóstico de cinco cardiopatías (fiebre reumática, endocarditis bacteriana subaguda, enfermedad mitral, insufuciencia aórtica e insuficiencia cardíaca) calibrándose con 64 pacientes cuyo diagnóstico había sido claramente establecido anteriormente mediante procedimientos clínicos habituales. Se presentan los resultados obtenidos, se discuten los criterios empleados y se plantean alternativas futuras.

(*) Este trabajo ha sido financiado por el Departamento de Ingeniería Eléctrica y el Departamento de Desarrollo de la Investigación (proyecto N°I-1501-8323) ambos de la Universidad de Chile.

1.- INTRODUCCION

Los sistemas computarizados para tomar decisiones en medicina son relativamente nuevos. En un comienzo se puso énfasis en el manejo de información probabilística y en el reconocimiento de patrones: intentando posteriomente resolver algunos problemas claves asociados.

Los programas de apoyo al diagnóstico pueden clasificarse en tres categorías de acuerdo a su metodología. En un primer grupo están aquellos basados en fórmulas, e.g., reconocimiento de patrones [1,2], teorema de Bayes [3]; en el segundo, los que se basan en algoritmos lógicos que proceden en forma secuencial [4]; en el último, están los sistemas basados en conocimiento habiéndose desarrollado sistemas como el CASNET, el INTERNIST y el MYCIN [5-7], entre otros.

En 1965 L. Zadeh presentó la teoría de conjuntos difusos (fuzzy sets) [8], desarrollando posteriormente la teoría de los sistemas difusos [9], dando así un paso importante para mejorar la modelación de procesos asociados al razonamiento humano. Desde entonces las aplicaciones de los conjuntos difusos, en los más diversos campos, han sido numerosas, e.g. control automático, sistemas de aprendizaje, clasificación de patrones, incluyendo entre otras el diagnóstico médico [10,11].

En este trabajo se desarrolla un sistema preliminar de apoyo al diagnóstico médico que se fundamenta en la teoría mencionada. La idea general del método ha sido planteada anteriormente [11], sin embargo restringida a síntomas que no están asociados entre sí, lo que es poco frecuente. Aquí se admite la asociación entre síntomas, que permite la aplicación del método a situaciones reales. Al mejor entender de los autores, ésto no ha sido incorporado anteriormente en este tipo de modelos.

Se considera al paciente como un subconjunto difuso del conjunto universo de síntomas, signos y exámenes de laboratorio y se calcula el grado en que el paciente presenta cada diagnóstico a través de varias etapas de diagnóstico intermedio. Este procedimiento podría considerarse una manera novedosa de enfocar el problema.

Se prueba el modelo y se ajustan sus parámetros aplicándolo al diagnóstico de cinco cardiopatías en 64 pacientes cuyo diagnóstico clínico había sido claramente establecido con anterioridad.

2.- METODOLOGIA

2.1 El Diagnóstico Difuso.

En este trabajo por simplicidad, se engloba bajo el apelativo de síntoma a lo que corresponde a síntoma, signo o resultado de examen de laboratorio.

El diagnóstico de cada enfermedad depende de tanto de sensaciones subjetivas percibidas por el paciente, como de la interpretación médica de los síntomas; ellos se constituyen en los elementos fundamentales del diagnóstico. Muchos de estos elementos corresponden a apreciaciones no cuantificables y por lo tanto pueden tratarse como un conjunto difuso.

Las ciencias médicas han logrado identificar los síntomas correspondientes a cada patología mediante el estudio del origen, desarrollo y manifestaciones asociadas a las enfermedades. Por otra parte, la práctica médica ha convenido en crear unidades de diagnóstico intermedio reuniendo síntomas bajo alguna característica o criterio de interés diagnóstico. En algunos casos estas unidades de diagnóstico intermedio están definidas explícitamente, e.g., corea, poliartritis, carditis, síndrome febril, etc.; o implícitamente, e.g., evidencia de émbolos, evidencia de infección, alteraciones del ECG, etc.

Si se esquematizan las relaciones entre las unidades de diagnóstico intermedio se obtiene una compleja estructura de dependencias en la que las relaciones son muchas veces difusas o no conocidas del todo (incluso existiendo discrepancia entre los especialistas) y por consiguiente, estos esquemas pueden adoptar múltiples variantes.

2.2 Metodología Aplicada al Diagnóstico.

LA ESTRUCTURA: Con el objeto de simplificar la explicación de la metodología aquí desarrollada, se considerará, sin perder generalidad la estructura de diagnóstico de una sola enfermedad pues el esquema correspondiente a más de una patología se obtiene por simple agregación.

En este trabajo se denominará por UDI a cualquier Unidad de Diagnóstico Intermedio, según lo discutido en la sección anterior. Estas unidades se especifican mediante la relación depende de,aplicada a conjuntos de síntomas: fundamentándose, esta relación, en el conocimiento médico.

La relación depende de ordena las UDIs en una especie de reticulado con niveles jerárquicos: el nivel inferior se compone de los síntomas (UDIs elementales) y los otros niveles de UDIs que sólo dependan de otras de inferior nivel. Obviamente este arreglo culmina en la unidad de diagnóstico de la enfermedad.

La figura 3 esquematiza la estructura de las UDIs definida por la relación mencionada, identificando la relación depende de con arcos dirigidos desde unidades inferiores hacia la unidad que depende de ellas. Evidentemente la relación inversa influencia a especifica las unidades inferiores que influencian la UDI en cuestión; por simplicidad se las llamará influencias.

Desde el punto de vista médico dos influencias están asociadas entre sí, cuando ambas son necesarias para el diagnóstico; y no lo están, cuando sólo una es suficiente.

El procedimiento de diagnóstico que se desarrolla más adelante tiene la capacidad para considerar la evaluación de la pertenencia del paciente a cada UDI a partir de sus influencias; ésto sólo en los casos con todas las influencias asociadas o todas no asociadas, exclusivamente; pero no en el caso mixto. Por consiguiente, será necesario modi

ficar la estructura de las UDIs transformando las UDIs con influencias mixtas, en UDIs con influencias de un sólo tipo.

Con el objeto de facilitar la explicación de esta modificación, las UDIs se colorearán de blanco, negro o gris, según sean del tipo con influencias no asociadas, asociadas o mixtas, respectivamente. En la figura 1(a)se muestra una UDI gris con tres influencias: dos de ellas asociadas entre sí; y en la figura 1(b)su transformación que no incluye UDIs grises. Esta transformación, aplicada a todas las UDIs grises, transforma cualquier estructura en otra, aumentada en niveles, que sólo contiene UDIs blancas y negras.

Por razones médicas es a veces necesario ponderar con mayor peso a una influencia asociada, más allá de lo que permite la estructura. Con tal objeto debe crearse una UDI negra de nivel superior además de la original, tal como se muestra en en la figura 2

EL METODO DIFUSO: Los conjuntos difusos permiten tratar la impresión inherente a la ciencia del diagnóstico, comentada anteriormente. Se abordará el problema del diagnostico médico haciendo uso de las herramientas que proporciona esta teoría.

Un subconjunto difuso P del universo S se define como el conjunto de pares ordenados $P = \{(s, f_P(s))\}$ para todo $s \in S$ donde, la función de pertenencia $f_P(s)$ es un elemento del intervalo [0,1]. Nótese que si $f_P(s)$ se restringe sólo a los valores extremos del intervalo, el subconjunto difuso P se convierte en un subconjunto ordinario. El desarrollo de esta teoría puede encontrarse en [8,12], entre muchas otras. En este trabajo se utiliza lo que en lógica difusa se denomina regla de inferencia composicional. Sea P un subconjunto difuso de S, y R una relación difusa en SxU, se define el subconjunto difuso D inducido por R a partir de P mediante la función de pertenencia de D en U dada por

$$f_D(u) = \max_s \min (f_P(s) , f_R(s,u)) \quad (1)$$

Sea S el conjunto universo de todos los síntomas relevantes para la patología que se desea diagnosticar. El paciente se representa por un subconjunto difuso P de S especificado por la función de pertenencia $f_P(s)$, que indica el grado con que el paciente P presenta el síntoma s. El subconjunto difuso P se constituye en la entrada del modelo. Por convención todos los síntomas se interpretan en forma positiva, es decir, el incremento de un síntoma influye positivamente en la inferencia de los diagnósticos. Los valores extremos, 0 y 1, del intervalo se asignan sólo cuando no hay dudas de la ausencia o presencia del síntoma, respectivamente.

La función de pertenencia de una enfermedad al paciente, se calcula a través de los niveles especificados por la estructura de las UDIs, antes definida.

El procedimiento de diagnóstico calcula el grado de pertenencia de cada UDI al paciente, a partir de sus influencias, utilizando un algoritmo que depende del color de la UDI, i.e., si sus influencias están asociadas o no.

--Si la UDI es blanca, la función de pertenencia $f_D(u)$ de la UDI u al paciente, se calcula de acuerdo a (1). Los $f_P(s)$ corresponden al grado de pertenencia de las influencias al paciente; éstos son conocidos ya que han sido calculados en etapas anteriores (en el primer nivel corresponden al grado con que el paciente presenta los síntomas). Los $f_R(s,u)$ representan el grado de relación depende de entre la UDI u en consideración y sus influencias, s.

- Si la UDI es negra se usa una función de disimilitud (elegida, pero arbitraria), que da una medida de la diferencia existente entre las influencias y sus correspondientes grados de relación. En este trabajo se diseñó la función de disimilitud

$$f_D(u) = 1 - \frac{1}{n} \sum_{i=1}^{n} \{|f_R(s,u) - f_D(s)| * k\}^{1/2} \quad (2)$$

en que k=0 si $f_D(s) > f_D(s,u) > 0.5$ y k=1 en los casos restantes; y n = número de influencias.

El resultado de todas las etapas intermedias de diagnóstico, determina el grado de pertenencia de la enfermedad al paciente, esto es, la medida en que el paciente presenta un determinado diagnóstico.

3.- APLICACION Y RESULTADOS.

La metodología expuesta se aplicó al diagnóstico de las cinco cardiopatías siguientes: FR = Fiebre Reumática; EBSA = Endocarditis Bacteriana Sub-Aguda; EM = Enfermedad Mitral; IA = Insuficiencia Aórtica; IC = Insuficiencia Cardíaca.

El conjunto S incluye 234 síntomas que se seleccionaron de acuerdo a su importancia teórica [13,14] y a los resultados del análisis de la base de datos que se confeccionó con las historias clínicas de 64 pacientes.

Los grados de pertenencia de cada síntoma, se cuantificaron usando el mismo criterio para todos los pacientes.

Habitualmente se examina el enfermo en un conjunto reducido de síntomas quedando sin evaluar el resto; aquí se le asignó valor nulo a todos los síntomas no examinados.

Los grados de la relación depende de, entre UDIs, se estimaron de acuerdo con la literatura [13,14] y a la experiencia de un médico.

De acuerdo al método propuesto en la sección 2.2 se desarrolló un programa en Floating Point Basic en un microcomputador North Star Horizon que calcula los grados de pertenencia de la enfermedad al paciente, basándose en las dos rutinas que calculan las pertenencias de una UDI blanca o negra, siguiendo la estructura de influencias definida. Los datos de los pacientes se encuentran almacenados en diskettes y son accesados por el programa para su evaluación.

Por razones de espacio en la Tabla 1 se muestran los resultados de sólo 20 pacientes seleccionados al azar donde se indica el

TABLA 1

PAC.	DIAGNOSTICO				
N°	FR	EBSA	EM	IA	IC
1	0.8*	0.2	0.0	0.1	0.1
2	0.8*	0.3	0.1	0.1	0.3
3	1.0*	0.1	0.0	0.1	0.1
4	0.3	0.7*	0.6*	0.2	0.3
5	0.3	0.7*	0.7*	0.2	0.5#
6	0.3	0.6*	0.2	0.7*	0.8*
7	0.4	0.7*	0.2	0.7*	0.8*
8	0.3	0.1	0.7*	0.3	0.7*
9	0.3	0.2	0.9*	0.7*	0.7*
10	0.3	0.4	0.7*	0.1	0.1
11	0.4	0.4	0.9*	0.3	0.6*
12	0.3	0.3	0.8*	0.2	0.6*
13	0.2	0.2	0.2	0.8*	0.7*
14	0.2	0.1	0.2	0.7*	0.4
15	0.3	0.2	0.4	1.0*	0.8*
16	0.8*	0.2	0.0	0.1	0.1
17	0.2	0.2	0.2	0.2	0.7*
18	0.4	0.3	0.7*	0.2	0.6*
19	0.3	0.3	1.0*	0.2	0.8*
20	0.2	0.3	0.1	0.7*	0.7*

TABLA 2

Nivel 1 (síntomas)	casos mejor	peor
S1 P-R prolongado	0.9	0.9
S2 Arritmia ventricular	0	0
S3 Cambios ST y T	0	1
S4 Bloqueo	0	1
S5 Frotes pericárdicos	0	0
S6 Derrames pericárdicos	0	1
S7 Cardiomegalia Rx.	0.8	0.8
S8 Choque despl. punta	0.6	0.6
S9 Edema extr. inferiores	0	0
S10 Edema de declive	0	0
S11 Edema extr. superiores	0	0
S12 Disnea peq . esfuerzos	0.8	0.8
S13 Disnea med. esfuerzos	0	0
S14 Disnea gran. esfuerzos	0	0
S15 Disnea progresiva	0	0
S16 Galope	0	1
S17 Disnea paroxística noc.	0.8	0.8
S18 Ortopnea	0.6	0.6
S19 Pulso taquicárdico	0.7	0.7
S20 Estertores pulmonares	0	0
S21 Soplo sist. foco mitral	1	1
S22 Soplo diast.foco mitral	1	1
S23 Soplo diast.foco aórtico	0	0
S24 Soplo diast.foco aórtico accesorio	0	0
S25 Rodada diastólica	0	0
S26 Soplo de Austin Flint	0	0
Nivel 2		
a1 Alteraciones del ECG asociadas a F.R.	0.8	0.8
a2 Pericarditis	0	0.8
a3 Cardiomegalia	0.8	0.8
a4 Edema	0	0
a5 Disnea	0.8	0.8
a6 Soplos asoc. a F.R.	1	1
Nivel 3		
b1 Insuficiencia cardiaca congestiva.	0.5	0.6
Nivel 4		
c1 Carditis	0.7	0.9

grado de pertenencia al paciente de cada uno de los diagnósticos de las cinco patologías consideradas.

Los resultados aquí obtenidos se contrastan con aquellos establecidos con certeza en clínica mediante marcas al costado derecho de los valores en las tablas, usando "*" cuando se diagnosticó la enfermedad y "#" cuando el diagnóstico fue leve.

Debido a la extensión de la estructura de diagnóstico utilizada en la aplicación descrita, es imposible incluirla en este trabajo, sin embargo, con el objeto de esclarecer el funcionamiento del método se incluye parte de ella. En la figura 3 se muestra la estructura de diagnóstico correspondiente a la UDI carditis, que es uno de los criterios mayores utilizados para el diagnóstico de la Fiebre Reumática. En la Tabla 2 se muestran los grados de pertenencia de los síntomas al paciente y los resultados de la evaluación de las UDIs (blancas y negras) ordenados por niveles. Se presentan dos casos; el mejor y el peor, que se diferencian entre sí, en que a un grupo de síntomas no evaluados, se les asigna el valor 0 y 1 respectivamente (ver conclusiones). Las relaciones entre las UDIs aparecen cuantificadas en los arcos de la figura 3.

4.- CONCLUSIONES.

La metodología expuesta está fundamentada en la teoría de conjuntos difusos, utilizando como base un modelo planteado con anterioridad [11], pero que no puede aplicarse a los casos mas comunes en que hay asociaciones entre síntomas. Aquí se ha extendido el diagnóstico al caso de utilidad práctica en que hay dependencias, mediante la creación de etapas intermedias de diagnóstico y de una función de disimilitud.

Algunas de las etapas intermedias de diagnóstico, utilizadas en este trabajo, corresponden a entidades naturalmente empleadas en el proceso de diagnóstico médico,e.g. carditis, poliartritis, corea, síndrome febril, etc. Mirado de esta manera, la estructura empleada fluye en forma relativamente natural para cualquier especialista.

El modelo se aplicó al diagnóstico de cinco cardiopatías, calibrando sus parámetros con datos extraídos de 64 pacientes, cuyo diagnóstico había sido claramente establecido con anterioridad. La tabla 1, pone de manifiesto que los resultados preliminares fueron satisfactorios; sin embargo a futuro sería necesario efectuar pruebas con otros pacientes que no hayan sido empleados en el ajuste de parámetros.

La metodología empleada permite aumentar el número de enfermedades a diagnosticar agregando las estructuras correspondientes; es decir, el método no está restringido a un grupo particular de enfermedades. Este proceso de agregación aumenta el conjunto de síntomas así como el de unidades intermedias de diagnóstico, sin embargo, la estructura resultante puede simplificarse aprovechando la posible existencia de unidades de diagnóstico intermedio (UDIs) comunes.

Los valores correspondientes a la relación entre la UDI y sus influencias, se construyeron utilizando la literatura citada y apoyo médico, ajustándolos en forma empírica Evidentemente los valores alcanzados son susceptibles de mejora; también la estructura podría modificarse en pos del mismo objetivo

En el futuro debería considerarse la posibilidad de incorporar al modelo la capacidad de aprender a ajustar sus parámetros utilizando la idea de premiar sus aciertos y castigar sus fracasos; en principio ésto parece factible mediante la corrección de las relaciones.

Al analizar los resultados del sistema se encontraron diversas fuentes que pueden inducir a diagnósticos erróneos; por ejemplo modificación de síntomas por presencia de enfermedades no incluidas en el grupo de diagnóstico o errores (omisión o falsos positivos) en el examen físico y en la formulación de la hipótesis diagnóstica.

Debido a que el conjunto de síntomas disponible para efectuar un diagnóstico médico es muy numeroso, lo usual es que el especialista examine sólo algunos de ellos, postergando el resto. En este trabajo se asignó valor nulo a los síntomas no evaluados, considerándolos de igual forma que aquellos en que el paciente no presentaba evidencias. En el futuro sería conveniente incorporar un parámetro que tome en cuenta la situación mencionada.

Finalmente, es conveniente advertir dos posibles confusiones en relación a la interpretación de resultados. En primer lugar no se debe confundir la pertenencia de un síntoma o diagnóstico a un paciente, con la probabilidad de ocurrencia; en verdad las funciones de pertenencia no tienen connotación probabilística. La segunda advertencia se refiere a la asignación de valor nulo a los síntomas no evaluados; este criterio podría inducir a olvidar que dichos síntomas pueden efectivamente estar presentes. En efecto debe considerarse que, a la luz de la información disponible, cualquier resultado diagnóstico es el menos adverso para el paciente ya que la incorporación de información adicional sólo puede agravar el cuadro diagnóstico, tal como lo muestra el caso mejor y peor de la Tabla 2.

AGRADECIMIENTOS:

Se agradece la colaboración de los médicos Srs. Eduardo Rosselot J., Julio Guash L. y Srta. Patricia Valenzuela C., sin cuya colaboración este trabajo habría sido imposible.

REFERENCIAS

[1] S.S. Viglione, "Applications of Pattern Recognition Technology", in Adaptive, Learning and Pattern Recognition J.M. Mendel and K.S. Fu, Eds. New York Academic Press, 1970, pp. 115 - 161.

[2] E.A. Patrick, F.P. Stelmack, L.Y.L. Shen, "Review of Pattern Recognition in Medical Diagnosis and Consulting Relative to a New System Model", IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics, Vol. SMC4, N°1, Jan. 1974, pp. 1 - 16.

[3] W. Rogers et.al., "Computer-Aided Medical Diagnosis: Literature Review", Int. J. Biomed. Comput., Vol. 10, N°4, August 1979, pp. 267 - 289.

[4] R.S. Ledley, L.B. Lusted, "Reasoning Foundations of Medical Diagnosis", Science, Vol. 130, N°3366, 3 July 1959 pp.9 - 21.

[5] C.A. Kulikowski, "Artificial Intelligence Methods and Systems for Medical Consultation", IEEE Trans. Pattern Anal. Machine Intell., Vol. PAMI-2, N°5, September 1980, pp. 464 - 476.

[6] E.H. Shortliffe, B.G. Buchanan, E.A. Feigenbaum, "Knowledge Engineering for Medical Decision Making: A review of Computer-Based Clinical Decision Aids" Proceedings of the IEEE, Vol. 64, September 1979, pp. 1207 - 1224.

[7] R. Rada, "Computer Must be a Partner", ENB Magazine, Vol. 1, N°2, June 1982, pp. 19 - 22.

[8] L.A. Zadeh, "Fuzzy Sets", Information and Control, Vol. 8, June 1965, pp. 338 - 353.

[9] L.A. Zadeh, "Toward a Theory of Fuzzy Systems", en Aspects of Network an System Theory, R.E. Kalman; N. de Claris Eds., USA 1971, pp. 469 - 490.

[10] G. Soula, J. Gouvernet, A. Barre, J.L. San Marco, "Application of Fuzzy Relations to Medical Decision Making", MEDINFO 80. Proc. of the Third World Conf. on Medical Informatics, Tokyo, Japan, 29 Sept. - 4 Oct., 1980, pp. 844 - 848.

[11] E. Sanchez, "Medical Diagnosis and Composite Fuzzy Relations", in Advances in Fuzzy Set Theory and Applications, M.M. Gupta, R.K. Ragade, R.R. Yager, (Eds.). North-Holland Publishing Company, 1979, pp. 437 - 444.

[12] D. Dubois, H. Prade, "Extension Principle, Extended Operations, and Extended Fuzzy Sets", en Fuzzy Sets an Systems, Academic Press, New York, USA, 1980, pp. 36 - 68.

[13] M. Sokolow, M.B. Mc Ilroy, "Clinical Cardiology", Lange Medical Publications Los Altos, California, 1978.

[14] J.S. Alpert, J.M. Rippe, "Manual of Cardiovascular Diagnosis and Therapy Little", Brown and Company, Boston, 1980.

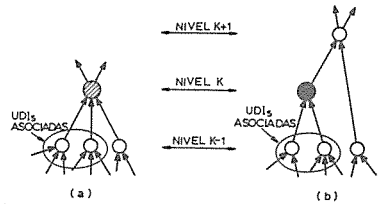


Figura 1: Modificación de la estructura de una UDI (gris) con influencias mixtas.

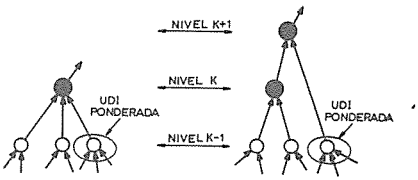


Figura 2: Modificación de la estructura para ponderar una influencia.

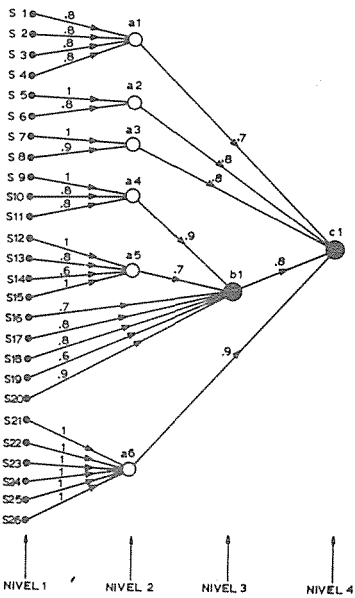


Figura 3: Estructura empleada para el diagnóstico de carditis (c1) que no incluye UDIs mixtas.

8°. CONGRESSO BRASILEIRO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA
UFSC, Florianópolis, Brasil — 7-10 - Novembro - 1983

A MATHEMATICAL MODEL FOR BURSTING PACEMAKER NEURONS

André Fabio Kohn and Ricardo Bianconi, Lab. Eng. Biomédica-LEB-, PEL, Escola Politécnica, U.S.P.

ABSTRACT. A usual finding in invertebrate bursting pacemaker cells is the existence of a slow oscillating membrane potential independent of the genesis of the burst of action potentials. This made us suggest an empirical mathematical model where the slow wave dynamic equations are separated from those of action potential generation. The simulation results are compared to real cell data and modifications of the model are proposed. A speculation on a possible role of bursting cells in learning is presented

There are two types of endogenous pacemaker cells: those that discharge once per period, called beating cells, and those that periodically fire a burst of action potentials. For a review of the physiology and functional roles of pacemaker cells see (1). Detailed physiological studies have been made of a few invertebrate bursting cells such as cell R15 in Aplysia (11). In these, there is a slow membrane oscillation upon which rides the burst of action potentials. If tetrodotoxin (TTX) is applied to the extracellular solution the action potentials disappear (e.g., 11) leaving the slow oscillations in membrane potential (these have a period equal to the inter-burst interval). Therefore the conductance machinery for action potential generation is not essential for the burst mechanism and a simple empirical model is developed here separating the slow membrane conductance oscillations from the action potential generation sub-system. The basic mathematical model employed is a modified van der Pol equation (called BVP) which mimics well many excitable cell properties (2). The complete model is:

$$(1)\quad \begin{cases} \dot{v}(t)=v(t)-(1/3).v^3-w+ku+J \\ \dot{w}(t)=\phi(v-bw+a) \\ \dot{u}(t)=u-(1/3)u^3-z+i(t) \\ \dot{z}(t)=\alpha(u-dz+c) \end{cases}$$

The first two equations represent the fast dynamics of action potential generation (a "fast" BVP) while the last two represent the slow dynamics of conductance change (a "slow" BVP). $v(t)$ represents membrane potencial, $w(t)$ a recovery variable of the sodium inactivation type, $u(t)$ a slow dynamics membrane conductance and $z(t)$ is another conductance variable that causes the $u(t)$,$z(t)$ system to oscillate. The "external" current $i(t)$ affects directly the slow conductance variable $u(t)$, and as $u(t)$ is part of the dynamical equation of $v(t)$, $i(t)$ also affects the membrane potential. The parameter values are: $b=d=0.8$, $a=c=0.7$, $\phi=0.48$, $\alpha=0.02$, $J=0.25$, $k=0.2$.

As this model is empirical its results are expected to yield only qualitative reproductions of physiological phenomena. The simulations were run in an analog computer (EAI-Miniac).

Fig. 1 shows simulations for constant i(t): for i(t)=0.26 the model showed burts activity with 4 action potentials per burst (Fig. 1a); for i(t)=1.00 each burst had 5 action potentials, the burst duration and the inter-burst period (T) were larger than for lower input current (Fig. 1b); for i(t)=3.32 the cell changed from bursting to beating (Fig. 1c) with u(t) and z(t) becoming constant. For $i(t) \leq 0.25$ the model stopped bursting and remained silent. When the largest obtainable i(t) current was applied the model remained beating. If this computer limitation could have been avoided a sufficiently large current would have silenced the model as it is known that such a current would silence a single BVP (2) and therefore u(t) would be a constant given by the equilibrium conditions applied to the slow BVP:

$$(1/3)u_{eq}^3+u(1-d)/d = + i_{DC}-c/d$$

and hence $u_{eq} \to \infty$ as $i_{DC} \to \infty$. But a large constant input u_{eq} applied to the fast BVP will stop its oscillations and so the whole model's beating is abolished. Just to test this conclusion, we increased k so that the effect the contant u could be felt better by v(t) and the oscillations did stop indeed. In Fig. 2 we show a plot relating the inter-burst period T for different constant currents i(t). The numbers on top of each point state how many action potentials comprised the burst. The period decreases for half the i(t) range and then increases up to i(t)=3.28; for $i(t) \gtrsim 3.29$ (but less than some maximum value) beating behavior appears. On the other hand , the number of action potentials per burst increase monotonically with i(t), from 4 up to 10.

An important electrophysiological experiment is the measurement of the responce of a burster pacemaker to depolarizing and hyperpolarizing stimuli as well as to bursts of postsynaptic potentials. Fig. 3 shows a simulation run where the first period was unperturbed, after the second burst a short train of hyperpolarizing pulses was applied causing a shortening of the inter-burst interval. When a depolarizing train of stimuli was applied the inter-burst interval lengthened (Fig. 3).When the hyperpolarizing stimuli were applied during a burst they abolished the eventually remaining action potentials of the burst and shortened the onset of the next burst (Fig. 3).

DISCUSSION

The BVP model has been used in many research works mainly on excitable tissues. This model has not been adapted yet to describe bursting cell behavior and that is the purpose of this report. A few researchers have been working with more complex models which can give finer reproductions of burster cell behavior (e.g.,9). The division between slow and fast dynamics, each described by the well known BVP model, allows a simple interpretation of some experimental results.Data from invertebrate bursting cells have shown that DC currents affect the interburst period independently from the existence of action potentials. That is why in the model the input current affects directly the slow dynamics equations. In cell R15 of Aplysia an increase in hyperpolarizing

current causes an increase in inter-burst period T, a narrowing of each burst duration accompanied by a lesser number of action potentials per burst (11) . The last two facts were replicated in the simulations of our model (note increase in burst width in Fig. 1 and decrease from 10 to 4 action potentials per burst in Fig. 2).Our model showed a parabolic type of T x current graph instead of a monotonically decreasing function. This is due to a rather slow recovery variable (z(t) for the slow BVP) of the single BVP model and the purpuse of the improvement proposed in (3) was to add a recovery term with a multiplicative interaction (proportional to zu^2) between the fast and slow variables of a single BVP model. This is remindful of the multiplicative expression for sodium conductance in the Hodgkin-Huxley model (e. g., 2) where after sodium gets activated (m ~ constant) a term hV remains linking a fast recovery variable h with membrane potential.Therefore our slow BVP model should be described by the modified equations (3):

$$\begin{cases} \dot{u}(t)=u-(1/3)u^3-z-pz(q+u)^2+i(t) \\ \dot{z}(t)=\phi(u-dz+c) \end{cases}$$

where p,q are constant parameters. With this model the burster cell would have a monotonic T x current graph (like data in (7)) but would have a much smaller increase in burst duration for depolarizing currents than the original model. Data from Fig. 7-28 in (7) seems to indicate that for the particular experimental cell burst duration is not too dependent on input current magnitude, but that is not a general finding (11).

The shortening (lengthening) effect of hyperpolarizing (depolarizing) stimuli (Fig. 3) should not be awesome, as it is well known that a hyperpolarizing stimulus may be followed by the discharge of an action potential (e.g., 4) and repetitive discharges in space-clamped squid giant axons can be stopped (or delayed) by a depolarizing stimulus (5).Nevertheless, the few available quantitative data in the literature on bursting cells show that real cells are more sensitive to short stimuli or postsynaptic potentials than our model and show lengthening for inhibitory postsynaptic potentials (IPSP) applied during the inter-burst period and shortening when hyperpolarizing pulses or IPSP's are applied during part of a burst (10,8). Our model mimics the latter phenomenon (Fig. 3) but not the former.Therefore if our proposed model should represent these classes of experiments changes should be made to the slow dynamics sub-system. This will be done in future work.

A presynaptic bursting cell will have a much larger effect on a postsynaptic cell than would a beating cell, e.g., due to increased amount of released neurotransmitter. So a rather simple mechanism can be proposed for learning in nervous systems: a cell that usually fires a single action potential per event suffers, during the learning process, a long-lasting change in a parameter value (as a conductance or DC current due to electrogenic sodium pump) and will thereafter fire a burst of action potentials. Of course the inverse route can have the same relevance to learning (i.e., a cell that changes from burst to single action potential).The cells may or may not be pacemakers, the important change being the concentrated discharge of many action potentials (a burst) instead of only one.

In the present simulations,a change from bursting to beating was acomplished

by changing the DC current value (Fig. 1,2).

The influence of a change in the cell's firing mode could be dramatic as the neurons to which it synapses would now be receiving a very large drive. This paradigm is different from the more popular one where the synapse is the probable site where changes due to learning take place. Perhaps in most nervous systems both can happen simultaneously. We do not know of experimental data supporting our hypothesis, we were motivated in part by our simulations, by experimental data emphasizing the importance of bursting and beating cells in gerating behavior in invertebrates and by the work of Hoyle (6) showing that shock avoidance learning in an invertebrate caused an increase in the firing rate of a beating pacemaker neuron.

REFERENCES

(1) CARPENTER, D.O. (Ed.), Cellular Pacemakers vols. 1 & 2. N.Y.: Wiley , (1982).

(2) FITZHUGH, R., Mathematical models of excitation and propagation in nerve. In: Biological Engineering (Ed., H.P. Schwan), N.Y.: McGraw-Hill,(1969).

(3) GAME, C.J.A., BVP models : an adjustment to express a mechanism of inactivation. Biol.Cvber.44,223-229 (1982).

(4) GERASIMOV, V.D., KOSTYUK, P. G. and MAISKII, V.A., Reactions of giant neurons to break of hyperpolarizing current. Fed. Proc. (tranl. suppl.) , 25 (3, part II), T438-T442 (1966).

(5) GUTTMAN, R., LEWIS, S. and RINZEL, J., Control of repetitive firing in squid axon membrane as a model for a neuroneoscillator. J. Physiol., 305, 377-395 (1980).

(6) HOYLE. G., Pacemaker change in a learning paradigm. In: Cellular Pacemakers (Ed. D.C. Carpenter),vol. 1, 3-25 (1982).

(7) KANDEL, E.R., Cellular Basis of Behavior. San Francisco: Freeman , (1976).

(8) PINSKER, H.M., Aplysia bursting neurons as endogenous oscillators. J. Neurophysiol., 40, 527-543,(1977).

(9) PLANT, R.E. and KIM, M., Mathematical description of a bursting Mathematical description of a bursting pacemaker neuron by a modification of the Hodgkin-Huxley equations. Biophys. J. 16, 227-244, (1976).

(10) STRUMWASSER, F., Types of information stored in single neurons. In: Invertebrate nervous systems (Ed. C.A.G. Wiersma), Chicago: University Chicago Press, (1967).

(11) WILSON, W.A., Patterned bursting discharge of invertebrate neurons. In: Cellular Pacemakers (Ed. D.O. Carpenter), vol. 1, 219-235. N.Y.: Wiley (1982).

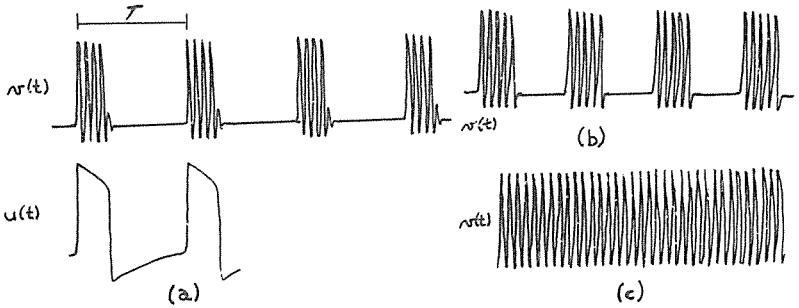


Fig. 1 - Simulations of the bursting cell model for different constant inputs: (a) i = 0.26; (b) i = 1.00; (c) i = 3.32

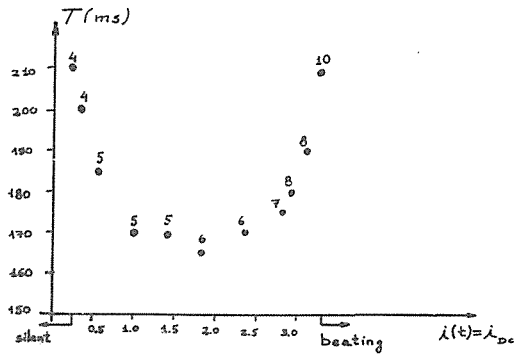


Fig. 2 - Graph of inter-burst period T as a function of the constant input i_{DC}. The number of action potentials per burst for each i_{DC} is indicated on top of each point in the graph.

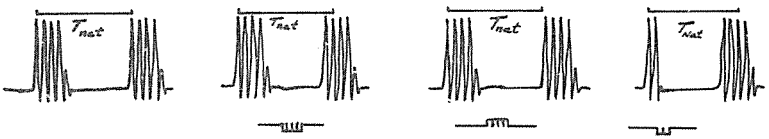


Fig. 3 - Effects of external stimuli on pacemaker period. The first period is the natural one (i.e., without stimulus), the second is shortened by hyperpolarizing pulses, the third is lengthened by depolarizing ones and the fourth is shortened by hyperpolarizing stimuli that abolish 2 action potentials from the burst. T_{nat} is the natural period.

8°. CONGRESSO BRASILEIRO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA
UFSC, Florianópolis, Brasil — 7-10 - Novembro - 1983

A MATHEMATICAL MODEL TO PREDICT SYNCHRONIZATION BETWEEN A PAIR OF MUTUALLY COUPLED PACEMAKER NEURONS

André Fabio Kohn, Lab. Eng. Biomédica - LEB, Dep. Eng. Eletricidade, Escola Politécnica, USP.

ABSTRACT. A simple mathematical model was developed to predict 1:1 synchronization when two pacemaker neurons are mutually coupled by chemical synapses (excitatory or inhibitory). The postulates of the model are: (1) the two pacemakers have spontaneous periodic firings without any jitter, possibly with different periods; (2) the advance or delay caused by a postsynaptic potential occuring at a phase ϕ is given by $A\phi+B$, where A and B are constants; (3) each pacemaker resumes its spontaneous period of firing after a single postsynaptic potential has caused an advance or delay.

THE MODEL

The analysis of two simple cross-coupled (Fig. 1a) mathematical models can be useful to predict under what conditions there will be 1:1 phase-locked discharges in two neurons that are mutually coupled by chemical synapses. The single pacemaker neuron model and its response to a postsynaptic potential (PSP) is described in (4).

It has been used successfully for the crayfish stretch receptor pacemaker subjected to regular trains of inhibitory postsynaptic potentials (IPSP) (2).

The assumptions of our model are. i Pacemaker 1 has a spontaneous or natural period N_1 (i.e.,in the absence of PSP's);pacemaker 2, N_2. Both are absolutely regular, without any jitter. ii An action potential (AP) from pacemaker 1 (2) arriving at a time or phase ϕ_2 (ϕ_1) after an AP from pacemaker 2 (1) causes a delay δ_2 (δ_1) in the occurrence of the next AP from this pacemaker (Fig. 1b). This delay is $\delta_2=A_2\,\phi_2+B_2(\delta_1=A_1\phi_1+B_1)$ and can be positive or negative. iii There are no aftereffects or memory, meaning that after the delayed pulse the affected pacemaker resumes its original spontaneous discharge rate (Fig. 1b)

There are no dynamic equations representing each cell, the analysis is based on the phenomenological-mathematical description contained in the assumptions above, on the geometry of Fig. 2 and on some simple mathematical considerations. Fig. 2 depicts two cycles from each pacemaker in a 1:1 alternation but without the existence of phase-locking. Conditions will be derived to assure 1:1 phase-locking, i.e., we will study bounds on A_1,A_2,B_1,B_2,N_1, N_2 to assure 1:1 alternation with $\lim_{i\to\infty}\phi_{1,i}=\phi_1^*$ and $\lim_{i\to\infty}\phi_{2,i}=\phi_2^*$, where ϕ_1^* and ϕ_2^* (called equilibrium phases) are

constants. From, Fig.2 we obtain equations (1) and (3):

(1) $\phi_{1,i+1}=N_1+\delta_{1,i}=\delta_{2,i}+N_2+\phi_{1,i}$ with $\delta_{1,i}=A_1\phi_{1,i}+B_1$ (assumption ii) and $\delta_{2,i}=A_2\phi_{2,i}+B_2$.

(2) $\phi_{1,i+1}=-N_1-A_1\phi_{1,i}-B_1+N_2+\phi_{1,i}+A_2\phi_{2,i}+B_2$

(3) $\phi_{2,i}=N_1+\delta_{1,i}-\phi_{1,i}$ (2) and (3) yield

(4) $\phi_{1,i+1}=(1-A_1-A_2+A_1A_2)\phi_{1,i}+(N_2-N_1)+B_2-B_1+A_2N_1+A_2B_1$

Equation (4) is a linear first order difference equation and for the equilibrium phase ϕ_1^* to be asymptotically stable, one must have:

(5) $-1<(1-A_1)(1-A_2)<1$ wich is plotted in Fig. 3.

The expression for the equilibrium phase can be found from (4):

$$(6)\quad \phi_1^* = \frac{N_2-N_1+B_2-B_1+A_2N_1+A_2B_1}{A_1+A_2-A_1A_2}$$

Similarly, the equilibrium phase for $\phi_{2,i}$ is:

$$(7)\quad \phi_2^* = \frac{N_1-N_2+B_1-B_2+A_1N_2+A_1B_2}{A_1+A_2-A_1A_2}$$

Condition (5) is necessary for the asymptotic stability but additional conditions are needed to assure the existence of 1:1 locking. (From Fig.3, if $A_1\cong 1$, A_2 may be very large which means δ_2 will also be very large and 1:1 locking will probably not occur). From Fig. 2 two rather self-evident conditions are:

(8) $0 < \phi_1^* < N_1$ and $0 < \phi_2^* < N_2$

Applying (3) to the equilibrium situation:

(9) $\phi_2^*=N_1+\delta_1^*-\phi_1^*$ (8) and (9) give

(10) $N_1-N_2+\delta_1^* < \phi_1^* < N_1+\delta_1^*$ and using assumption (ii)

(11) $N_1-N_2+B_1 < \phi_1^*-A_1\phi_1^* < N_1+B_1$

(6) and (11) give after some manipulations ($A_1+A_2-A_1A_2 > 0$)

$$(12)\quad \frac{N_1+B_1-B_2+A_1B_2}{1+A_2-A_1A_2} < N_2 < \frac{N_1+B_1-B_2+A_1B_2}{1-A_1}$$

On the other hand, using (6) and (8):

(13) $N_1(1-A_2)+B_1-B_2-A_2B_1 < N_2 < N_1(1+A_1-A_1A_2)+B_1-B_2-A_2B_1$. The final result is

$$(14)\quad \max\left[\frac{N_1+B_1-B_2+A_1B_2}{1+A_2-A_1A_1}\ ,\ N_1(1-A_2)+B_1-B_2-A_2B_1\right] < N_2 <$$

$$\min\left[\frac{N_1+B_1-B_2+A_1B_2}{1-A_1}, N_1(1+A_1-A_1A_2)+B_1-B_2-A_2B_1\right]$$

Expressions (5) and (14) are hence the final necessary (and sufficient) conditions for the existence of 1:1 phase-locking. Now the hatched area in Fig. 3 is restricted (not shown) by having the lower bound in (14) smaller than the upper bound. This means that when N_1, the first pacemaker period, B_1, and B_2 are fixed at some constant values there will be a smaller region of allowable pairs (A_1, A_2) in Fig.3.

Let us apply the findings above to an example: $N_1=1$, $A_1=0.7$, $A_2=0.8$, $B_1=0.21$, $B_2=0.32$. As $(1-A_1)(1-A_2)=0.06$, inequality (5) is satisfied. Inequality (12) gives $0.898 < N_2 < 3.713$ while (13) gives $-0.078 < N_2 < 0.862$, and hence by (14) there is no value for N_2 (the spontaneous period of pacemaker 2) so that 1:1 locking can ensue. If the synaptic characteristics are changed a little bit, e.g., by having $B_1=0.0$ and $B_2=0.0$, (12) gives $0.806 < N_2 < 3.333$ and (13) gives $0.200 < N_2 < 1.140$ and hence from (14) $0.806 < N_2 < 1.14$. This and many other numerical examples were confirmed by digital computer simulations of two coupled neuronal models Let us analyze the case when both cells are

equal, i.e., have the same spontaneous discharge period ($N_1=N_2=N$) and the same parameters A and B that quantify their responsiveness to a postsynaptic potential. From (6) and (7) we have $\phi_1^*=\phi_2^*=\frac{N+B}{2-A}$ with $0 < A < 2$ (from condition (5)). Except in the physiologically unlike case N=-B the two pacemakers will lock in anti-phase,i.e., with a phase difference of 180^0 as that corresponds to $\phi^*=(N+\delta^*)/2$ (from Fig.2), which results in $\phi^*=(N+A\phi^*+B)/2$ and the previously determined identity is obtained ($\phi^*=(N+B)/(2-A)$). Anti-phase locking was found between two cross-coupled crayfish stretch receptors (1).

DISCUSSION

The assumptions cannot,of course, be rigorously satisfied in any biological system. For example, there is always some jitter in the discharges of a pacemaker cell. If the coefficient of variation of the inter-spike intervals is of the order of 0.02-0.05, as found in crayfish stretch receptor cells, one can extrapolate an error of up to 16% in the prediction of the locking bounds, as jitter decreases the bounds on N compatible with locking (2). Some pacemakers show an approximately linear relation between δ^* and ϕ as assumed in the model (e. g., (2),(6)), while others not (e.g., (5)). Fig. 3 shows that there cannot be synchronization between the two pacemakers models if both synapses are excitatory, i.e., when A_1 and A_2 are negative (Fig. 1a). However,in nature, there are limiting mechanisms (e. g. refractory periods) not included in the model that may allow 1:1 synchronization between two neurons mutually coupled through excitatory synapses . So, our model has limitations (as all models have) and due attention should be given to the assumptions i-iii.The same mathematical analysis applies,if the assumptions still hold,in the case of two mutually coupled cells that are naturally bursting, with N being the inter-burst period. Other synchronization ratios can also occur,e.g.,2:1 but their analysis becomes rather involved and additional postulates must be introduced in the model. These mutually coupled models can serve as simplified representations of the synaptic interactions between two sets of oscillating neurons generating a specific rhythmic discharge pattern . Rhythmic patterns are found, e.g., in the 1:1 alternation between elevator and depressor motoneurons of the locust's wing during flight (Wilson and Wyman, 1965). Present research found in the literature is aimed at the description of the central neuronal networks responsible for this and other generators (e.g., Robertson and Pearson, 1982) , and for their full understanding the research can be helped by the mathematical theories of oscillators and their synchronization as well as by the study of simple experimental networks (1) .

REFERENCES

(1) HARTLINE, D.K. and GASSIE, D.V. : Artificially cross-coupled tonic neurons produce alternating bursts. Abstracts Soc. Neurosci. pp 739,Nov (1982).

(2) KOHN, A.F., ROCHA, A.F. and SEGUNDO, J.P.: Presynaptic irregularity and pacemaker inhibition. Biol. Cybern. , 40 : 113-126 (1981).

(3) ROBERTSON, R.M. and PEARSON,K.G.: A preparation for the intracellular analysis of neuronal activity during flight in the locust. J. Comp.Physiol. 146, 311-320 (1982).

(4) SEGUNDO, J.P.: Pacemaker synaptic interations: modelled locking and paradoxical features. Biol.Cybern., 35, 55-62 (1979).

(5) SEGUNDO, J.P. and PERKEL,D.H.:The nerve cell as an analyzer of spike trains. In: The Interneuron, ed. M.A. B.Brazier, pp. 349-389, Berkeley and Los Angeles, University of California Press, (1969).

(6) VIBERT, J.F., CAILLE, D. and SEGUNDO, J.P.: Respiratory oscillator entrainment by periodic vagal afferences. Biol. Cybern, 41, 119-130 (1981).

(7) WILSON, D.M. and WYMAN, R.J.: Motor output patterns during random and rythmic stimulation of locust thoracic ganglia. Biophys. J. 5, 121-143 (1965).

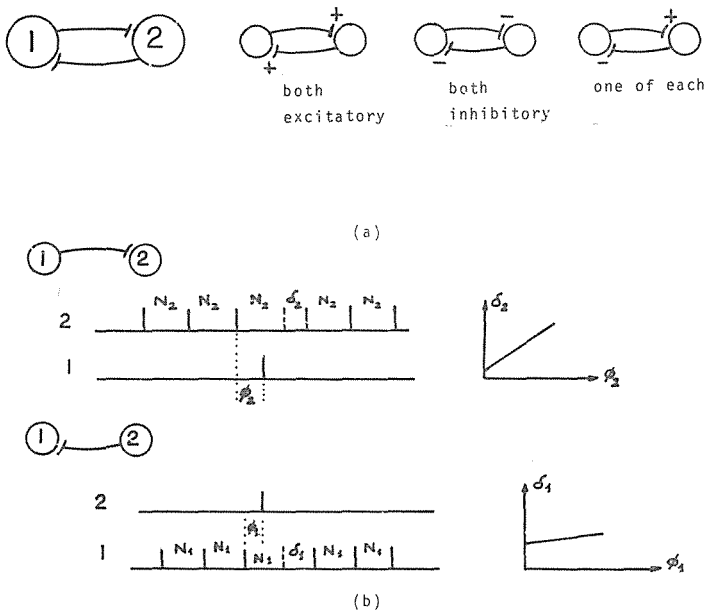


Fig. 1 - a.Cross-coupled pacemakers; b. Effect of one pacemaker on the other.

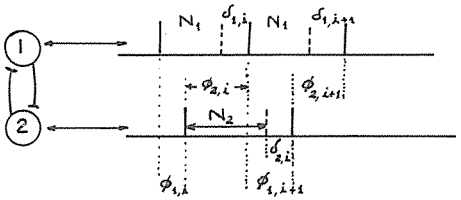


Fig. 2 - Closed loop interactions prior to phase-locking.

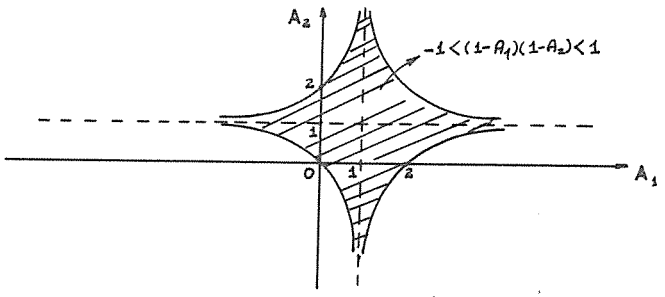


Fig. 3 - A_2-A_1 plane. Hatched area corresponds to allwed values (ineq.5).

8°. CONGRESSO BRASILEIRO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA

UFSC, Florianópolis, Brasil — 7-10 - Novembro - 1983

ALGORITMO PARA DETECÇÃO DE QRS EM MICROCOMPUTADOR

Lima, C.E.G., Gandra, S.T., Caprihan, A., Nobre, F., Schlindwein, F.

Programa de Engenharia Biomédica - COPPE/UFRJ - Caixa Postal 68.510
21.944 - Rio de Janeiro, RJ

RESUMO

Um algoritmo para a detecção e delineação de complexos QRS usando uma única derivação de eletrocardiograma foi desenvolvido e implementado em microcomputador. O sistema, num primeiro estágio, procura efetuar a detecção do QRS e num segundo procede à correção de possíveis falhas na delineação ou de eventuais perdas de complexos. O programa foi desenvolvido em linguagem Assembler usando um conjunto de arquivos de ECG contendo vários tipos de arritmias. A avaliação do algoritmo foi realizada com registros de 21 pacientes (50000 complexos QRS), obtendo-se 0,42% de falsos-negativos e 0,11% de falsos-positivos. As características e limitações do algoritmo são discutidas.

ALGORITHM FOR QRS DETECTION BY MICROCOMPUTER

ABSTRACT

An algorithm for the on-line detection and delineation of QRS complexes in single lead electrocardiograms has been developed and implemented on a microcomputer. Using a sampling rate Of 240 Hz, the ECG signal is low-pass filtered and the absolute value of its numerical derivative is compared to an adaptative threshold for the detection of the QRS complex. A number of parameters are then transfered to a second stage of the algorithm which delineates the beginning and end of each complex and compensates for any failures of the previous stage. The program has been developed in Assembly language, using the MIT ECG Database as a learing file containing a number of arrhytmias and artefacts for testing its performance. The algorithm has been evaluated using records of 21 patients (50000 QRS complexes), obtaining 0.42% of false-negatives and 0.11% of false-positives. The characteristics and limitations of the computer algorithm are discussed.

A grande variedade de algoritmos existentes, para monitoração de arritmias cardíacas (1,5,7) comprova a extrema dificuldade para se definir um método que consiga analisar a ampla faixa de ECG normalmente encontrada. Essa análise depende da identificação e delimitação adequadas dos complexos QRS, que por sua vez irão influir diretamente na confiabilidade dos sistemas de classificação. As principais fontes causadoras de erros são a perda de complexos e/ou a obtenção de parametros incorretos por efeito de ruído presente no sinal de entrada.

No presente trabalho, pretende-se apresentar um algoritmo para detecção de QRS que possui como características principais: a monitoração do nível de ruído, para reduzir a geração de falsos complexos; e a busca retrospectiva para a detecção de complexos perdidos devido a reduções de amplitude do sinal de entrada ou morfologias atípicas.

O algoritmo proposto foi elaborado a partir de um sistema originalmente descrito por Engelse e Zeelenberg (1) e foi implementado em microcomputador para operação em Tempo Real.

MATERIAIS E METODOS

a) Equipamento

O sistema utilizado para o desenvolvimento, implementação e avaliação do algoritmo consiste de um microcomputador projetado no Programa de Engenharia Biomédica da COPPE/UFRJ, com 14 kbytes de memória temporária (RAM), 18 kbytes de memória permanente

(EPROM), interface para aquisição e registro gráfico de sinais (8 conversores A/D e 3D/A) e interface de comunicação serial para ligação ao microcomputador SDE-42 da EBC (Empresa Brasileira de Computadores). A avaliação do algorítmo foi realizada usando-se o banco de dados desenvolvido no Massachusetts Institute of Technology (4) que contém anotações quanto ao rítmo do sinal e morfologia de cada batimento efetuados por dois cardiologistas.

b) Filtragem

O sinal de ECG passa por um filtro analógico de 2ª ordem com banda passante de 0,5 à 40 Hz, e é discretizado a uma frequência de 240 amostras por segundo. Passa por um sistema de filtros digitais para eliminação de ruídos, em especial, a interferência da rede elétrica (60 Hz), e obtenção da primeira derivada do sinal que é utilizada pelo algorítmo de detecção. O sistema consiste de um filtro passa-baixa e de um filtro derivativo.

O filtro passa-baixa tem a seguinte fórmula de recorrência (2):

$$y_i = \frac{x_i + x_{i-2}}{2} \qquad |1|$$

o que resulta em uma resposta em frequência (6):

$$|H(w)| = |\cos wT| \qquad |2|$$

O filtro derivativo é de primeira ordem com frequência central em 16,3 Hz. Sua fórmula de recorrência é:

$$ADER = x_i + 2x_{i-2} + x_{i-4} - x_{i-6} - 2x_{i-8} - x_{i-10} \qquad |3|$$

e a resposta em frequência (6) é:

$$|H(w)| = |(2 + 2\cos 2wT)(2\,\mathrm{sen}\,3wT)| \qquad |4|$$

A Figura I mostra as respostas em frequência dos dois filtros. Pode-se observar que a frequência central do filtro derivativo está localizada em 16,3 Hz e as interferências devido a 60 Hz são eliminadas.

c) Descrição do algorítmo

O algorítmo de detecção de QRS é um algorítmo dois passos. O primeiro busca e efetua a detecção dos complexos QRS, baseando-se na primeira derivada do sinal. Possui também um procedimento para detecção de ruídos e para comunicação, ao segundo passo do algorítmo, de uma possível perda de QRS. O segundo passo é voltado para a correção da marcação de início e fim do QRS, procura das prováveis perdas de QRS indicadas pelo primeiro passo e cálculo dos parâmetros: intervalo RR, intervalo RR esperado, largura e altura do QRS.

No primeiro passo o algorítmo conta o número de interseções (NSLOP) dos trechos ascendentes do módulo do sinal derivada (ADER) com um limiar pré-estabelecido (SC) (Figura II). A cada interseção é atribuída a variável MXTIM o tempo de 160 ms simulando o período refratário da célula muscular do ventrículo.

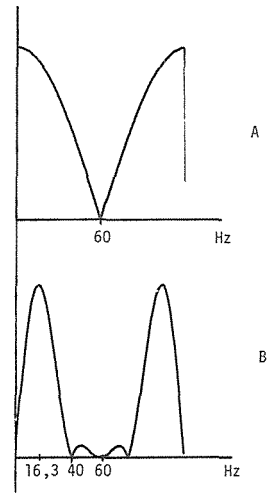


Figura I - Resposta em frequência dc:
A) Filtro Passa-Baixa
B) Filtro Derivativo

A cada amostragem essa variável é decrementada e quando chega a zero, uma decisão é tomada para se validar ou não um evento. Essa decisão é baseada no número de interseções contadas de acordo com os seguintes critérios:

Se NSLOP ≥ 5 ..... ruído
2 ≤ NSLOP < 5 ..... complexos QRS
NSLOP = 1 ..... sinaliza ao segundo passo do algorítmo que decidirá se é um QRS ou outro evento qualquer. No caso de não ocorrer nenhuma interseção durante um período equivalente a uma vez e meia o intervalo RR esperado, transfere-se a análise para o segundo passo do algorítmo.

O valor do limiar de comparação (SC) é auto-ajustável conforme as variações de nível do sinal e sua tendência é estabilizar-se em metade do valor máximo do sinal derivada (MXSLP). A detecção de ruído (NSLOP≥5), faz com que o valor de "SC" aumente rapidamente visando afastar o sistema de falsas detecções. Após certo intervalo de tempo (200 ms) o valor de "SC" baixa e tão logo seja detectado um novo QRS volta a obedecer sua tendência anterior. A variável SCMIN é o mínimo valor de adaptação de SC. SC tende a se adaptar a SCMIN que, por sua vez, tende a se adaptar a metade do valor máximo do sinal derivada (MXSLP).

$$SCMIN = \frac{7}{8} SCMIN_{i-1} + \frac{1}{8} MXSLP/2 \qquad |5|$$

$$SC_i = SC_{i-1} \qquad \text{se } 0 < NSLOP < 5$$

SC_i = MAX (7/8 SC_{i-1}; SCMIN) se NSLOP = 0

SC_i = MIN (9/8 SC_{i-1}; 7F) se NSLOP $\geq$ 5

onde 7F é máximo valor em hexadecimal.

O segundo passo é acionado de três maneiras distintas:

DETECÇÃO DE QRS (2 $\leq$ NSLOP < 5) - Como pode ser visto na Figura 2, a marcação de início de QRS é feita no local da primeira interseção; e a marcação de fim, após a última interseção, no último ponto em que o valor de ADER ainda não é inferior a SC. Isto leva a erros consideráveis, principalmente se o complexo tem uma forma alargada e lenta. Corrige-se essa marcação, pesquisando no sinal derivada, a partir da marca de início, um certo número de amostras consecutivas que estejam abaixo de um certo valor e marca-se o novo ponto de início na primeira dessas amostras. O mesmo procedimento é feito para a correção de fim de QRS. Após a delineação do complexo, o algorítmo obtém os parâmetros desejados para processamento subsequente.

EVENTO INDETERMINADO (NSLOP=1) - Neste caso, o algorítmo procurará o início e fim do evento de maneira semelhante ao caso anterior. Após a delineação verificará se a largura do evento se encontra na faixa de 40-200ms e se a distância deste evento ao último QRS detectado é maior que um quarto do intervalo RR esperado. Se forem atendidas estas duas condições o evento é aceito como sendo um QRS, delineado e extraído seus parâmetros. Caso contrário, será recusado.

PERDA DE QRS (NSLOP=0 TEMPO > 1.5 INTERVALO RR ESPERADO) - Como nestas condições, pode ter ocorrido a perda de um QRS de baixa amplitude, uma rotina pesquisará retroativamente o sinal derivada (ADER), comparando-o com um limiar mais baixo que SC. Caso essa rotina detecte algum evento, este terá que obedecer às mesmas condições citadas para o caso de NSLOP = 1 para que possa ser validado como QRS.

RESULTADOS

O algorítmo foi testado utilizando o MIT DATABASE, (4), contendo uma grande variedade de sinais de ECG, com a presença de arritmias, artefatos e ruídos. Algumas de suas características básicas podem ser visualizadas nas Figuras II a VI.

A Figura II mostra o sinal amostrado (ECG), o módulo do sinal derivada (ADER), o limiar de interseções (SC) e o número de interseções (NSLOP) de SC com ADER. A largura do patamar que se prolonga em NSLOP corresponde a MXTIM. Pode-se observar que as detecções de início e fim do QRS se encontram bastante deslocadas uma vez que SC apresenta um valor alto. Nas figuras observa-se a marcação correta do QRS efetuado pelo sgundo passo do algorítmo. Quando da detecção de ruído (NSLOP $\geq$ 5) SC sobe exponencialmente até seu valor máximo, permanecendo por 200ms, e depois retorna a procura de um novo QRS (Figura III).

Nas Figuras IV e V pode-se notar a detecção e marcação correta dos QRS, embora não tenham ocorrido interseções (NSLOP = 0). A perda de um QRS ilustrado na Figura IV, foi devido à baixa amplitude de ADER, que foi menor que o limiar de comparação do segundo passo. Nota-se também a adaptação de SC. As Figuras III e VI apresentam a detecção e marcação, com boa aproximação do real, de diversos batimentos atípicos.

Foram analisados os sinais de ECG de 21 pacientes diferentes, com 30 minutos cada, num total de 50000 QRS, e foi obtido 99,58% de acerto, com apenas 0,42% de falsos negati

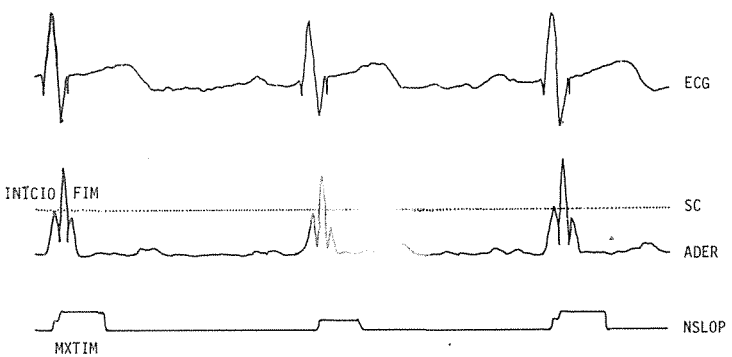


Figura II - Detecção e delineação correta dos QRS (NSLOP = 1)

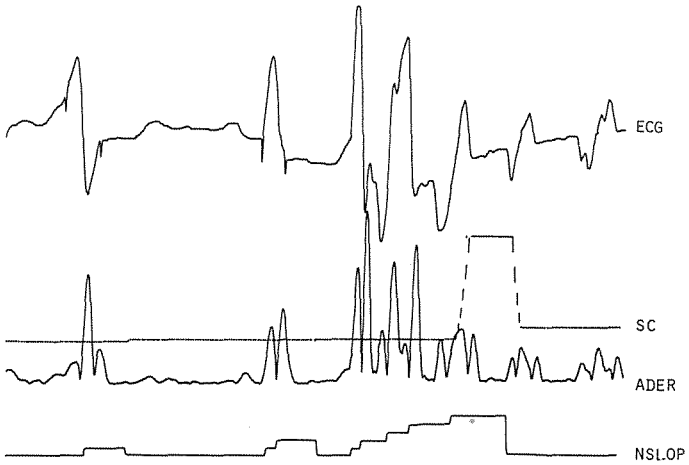


Figura III – Presença de ruído no sinal (NSLOP $\geq$ 5)

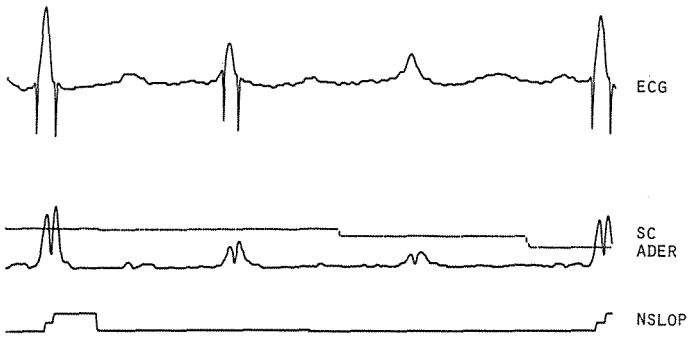


Figura IV – NSLOP = 0, detecção correta do 1º QRS perda do 2º. Adaptação SC.

Figura V — NSLOP = 0, detecção correta dos QRS adaptação SC.

Figura VI — Detecção correta de batimentos atípicos.

vos e 0,11% de falsos positivos.

DISCUSSÃO

A técnica utilizada no primeiro passo do algoritmo se baseou principalmente em um programa descrito por Engelse e Zeelenberg (1) Uma modificação, proposta por Gandra (2),foi a utilização da variável SCMIN que se adapta a amplitude do sinal derivada, levando-se em consideração as variações individuais dos pacientes, e as causadas por equipamentos utilizados na captação do sinal.

A introdução do segundo passo do algoritmo mostrou-se bastante eficiente na correção das falhas do primeiro, tornando-se parte fundamental do algoritmo.

A utilização de um filtro com ganho máximo em 16,3 Hz, bastante próxima da considerada ideal (17 Hz) por Thakor e Webster (7), tem o objetivo de realçar as componentes encontradas no complexo QRS, reduzindo a influência de outras formas de ondas encontradas no ECG. Pode-se observar, na Figura II, a atenuação das ondas P e T em relação ao complexo QRS.

A avaliação efetuada mostrou a eficiência e versatilidade do algoritmo. Os testes terão prosseguimento, visando avaliar diferenciadamente a ocorrência de falsos negativos de QRS normais daqueles considerados arrítmicos, através da informação contida no banco de dados.

BIBLIOGRAFIA

(1) ENGELSE, W.A.H., e ZEELENBERG, C. : A single scan algorithm for QRS detection and feature extraction. Compuetrs in Cardiology (1979).

(2) GANDRA, S.A.T. : Monitor de arritmias cardíacas em tempo real utilizando o intervalo RR e a largura do QRS. Tese de Mestrado, COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, RJ, (1982).

(3) GERLINGS, E.D., e BOWERS, D.L., e ROL,G. A. : Detection of abnormal ventricular activation in coronary care unit. Computers in Biomedical Research, pages 14-24 (1972).

(4) MIT-BIH . Arrhytmia Database : Tape Directory and Format Specification. Massachusetts Institute of Technology, Division of Health Sciences and Technology , (1980).

(5) NYGARDS, M.E. e HULTING, J. : An automated systems for ECG monitoring. Computers in Biomedical Research (1979).

(6) OPPENHEIM, A.V. e SHAFER, R.W. : Digital signal Processing. Prentice-Hall, Inc. Englewoods Cliffs, N. J. (1975).

(7) THAKOR, L.J. e WEBSTER, J.G. : Optimal QRS filter and detection. Anais do VII Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica, Rio de Janeiro, RJ, 7-12 (1981) .

(8) THOMAS, L.J., CLARK, R.W., MEAD, C.N., RIPLEY, R.L., SPENNER, B.F., OLIVER, G.C. : Automated cardiac dysrhytmia analysis. Proceedings of the IEEE. (1979)

(9) WILLEMS, J.L., PIPBERGER, H.V. : Arrhytmia detection by digital computer. Computers and Biomedical Research (1972)

AGRADECIMENTOS

Os autores agradecem o apoio financeiro do CNPq e FINEP.

8°. CONGRESSO BRASILEIRO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA
UFSC, Florianópolis, Brasil — 7-10 - Novembro - 1983

PROJETO DO SISTEMA DE INFORMAÇÃO DE ASSISTÊNCIA AO PACIENTE NO IASERJ

Ricardo José Machado - IBM DO BRASIL
Laura de Lira e Oliveira - IASERJ
Luiz Henrique da Silva - IBM DO BRASIL
Juan E. Seoane Iglesias - PRODERJ

RESUMO

O presente trabalho representa um planejamento integral do sistema de informação de assistência ao paciente realizado no Instituto de Assistência dos Servidores do Estado do Rio de Janeiro durante o ano de 1981. O estudo contou com a assessoria do PRODERJ e da IBM e teve como objetivos estudar os problemas de informação na área de assistência ao paciente, projetar um novo sistema usando a tecnologia de computação, estudar sua viabilidade técnica e econômica e planejar sua implementação.

Foi possível projetar um sistema economicamente justificável capaz de solucionar a maioria dos problemas identificados no IASERJ com base nas tecnologias de bancos de dados e de comunicação de dados, bem como no modelo de sistema de informação de assistência ao paciente e gerador de aplicações PCS criados originalmente pela "Duke University".

O sistema projetado é composto dos seguintes módulos: 1. Identificação e registro; 2. Admissão; 3. Programação de atendimentos; 4. Processamento de ordens de laboratório, radiologia, farmácia, cuidados de enfermagem, nutrição e dietética e almoxarifado; 5. Resumo de prontuários médicos e 6. Revisão de utilização de leitos.

Um plano de implementação em 4 fases foi elaborado de modo a atender às prioridades da direção e à seqüência lógica de implantação dos módulos, bem como propiciar ao IASERJ o tempo adequado para assimilar as profundas mudanças tecnológicas e organizacionais a serem operadas.

1. INTRODUÇÃO

O Instituto de Assistência dos Servidores do Estado do Rio de Janeiro é uma entidade autárquica vinculada ao governo do estado, que tem por finalidade proporcionar aos seus beneficiários e respectivos dependentes assistência médica e serviços suplementares de saúde, bem como serviço social.

O IASERJ, a exemplo da maioria dos hospitais brasileiros, emprega o que podemos chamar de sistemas manuais de informação. Estes sistemas tornam-se, à medida que a dimensão da instituição aumenta, crescentemente complexos, dispendiosos e sujeitos a erros, produzindo uma série de problemas na instituição. (1)

Tais problemas foram constatados durante uma sessão de planejamento estratégico realizada pela alta direção do IASERJ em 1981, principalmente nas áreas de Assistência ao Paciente e de Gestão de Materiais.

Para analisar em profundidade os problemas de informação na área de assistência ao paciente, projetar um novo sistema usando a tecnologia de computação, estudar sua viabilidade técnica e econômica e planejar sua implementação foi constituído um grupo de trabalho pelo IASERJ, o qual contou com a assessoria do PRODERJ e da IBM do Brasil, durante o ano de 1981.

O estudo abrangeu todas as unidades do IASERJ, a saber: Hospital e Ambulatório Central, Hospital Eduardo Rabello e seis ambulatórios periféricos.

Foram utilizados como modelos o sistema de informação de assistência ao paciente da Duke University (2) e a arquitetura de banco de dados usada no sistema HCS (3).

2. METODO E RESULTADOS

Foi adotada no estudo uma abordagem "top-down" na qual o trabalho de investigação começa no topo da organização, prosseguindo depois para os níveis tático e operacional junto a chefes de serviço e profissionais de saúde das principais áreas funcionais (4).

O estudo consistiu de seis etapas que serão descritas a seguir, juntamente com os resultados produzidos.

2.1 SESSÃO DE PLANEJAMENTO

A sessão de planejamento contou com a participação da direção do IASERJ e visou a definir os objetivos institucionais da direção, a abrangência e os objetivos do estudo bem como a selecionar as áreas funcionais a serem estudadas.

A direção definiu como objetivos institucionais:

- Prestar assistência médica e serviços complementares de saúde de alto padrão.
- Zelar pela imagem institucional do IASER
- Racionalizar a utilização dos recursos d instituição.

Foram selecionadas as seguintes áreas funcionais: Coordenação de Administração, Serviço de Identificação e Registro, Seção de Internação e Informação, Seção de Internação, Remoção e Informação (credenciada), Serviço de Arquivo Médico e Estatística, Divisão Médica, Serviços de Ambulatório e Emergência, Divisão de Enfermagem, Enfermarias, Divisão de Serviço Social, Divisão de Assistência Médica Ambulatorial (ambulatórios periféricos), Serviço de Patologia Clínica, Serviço de Anatomia Patológica, Serviço de Radiologia, Serviço de Farmácia, Serviço de Banco de Sangue e Serviço de Alimentação e Nutrição.

2.2 REVISÃO DO MEIO AMBIENTE ATUAL

Esta fase do estudo foi apresentada em artigo anterior já publicado (1). Assim sendo, limitamo-nos a uma descrição sucinta.

Utilizou-se como instrumentos para a colheita de informações questionários gerais e específicos por área funcional e entrevistas com os representantes funcionais (chefes de serviço).

Com base nesses conhecimentos identificou-se para cada área funcional suas responsabilidades, procedimentos, fluxos de informação, volumes, documentação empregada, bem como os problemas ou obstáculos que dificultam ou impedem a realização dos objetivos do setor.

A partir da lista total de problemas levantados, procedeu-se a uma Análise de Problemas visando a determinar os problemas-chave do IASERJ, definidos como aqueles problemas que afetam diretamente um ou mais objetivos da direção, que estão dentro do escopo do estudo, não são sintomas de outros problemas nem causas secundárias de problemas.

Uma revisão executiva foi realizada com a direção visando a discutir e validar os resultados obtidos nessa fase.

As principais classes de problemas de informação encontradas na área de assistência ao paciente foram:

- Sistema inadequado de identificação e registro de beneficiários e seus dependentes
- Identificação do paciente em formulários incorreta e/ou incompleta e/ou ilegível.
- Registro de informações clínicas inadequado quanto à precisão, legibilidade, inteireza, clareza, continuidade e centralização.
- Processamento de ordens deficiente quanto à identificação, comunicação, execução, acompanhamento, avaliação e emissão de resultados.
- Falta de informação atualizada e disponível a toda a instituição, sobre o estado dos leitos próprios.
- Falta de informação sobre previsão de altas.
- Sistema de marcação de consultas inadequado.
- Sistema integrado de informação sobre assistência ao paciente, inexistente.
- Dificuldade do SAME em fornecer informações para pesquisa médica.
- Procedimentos manuais, lentos, sujeitos a muitas falhas.
- Qualidade da informação gerencial deficiente quanto à rapidez, precisão, abrangência e acesso.

2.3 DELINEAMENTO DO SISTEMA

Esta fase consistiu no projeto de um novo sistema com o objetivo de solucionar os problemas identificados na fase anterior.

O conceito de visualizar o sistema de informação como um todo único e integrado foi a base para a filosofia do projeto global. A informação é um elemento fundamental dentro do processo decisório, seja a nível estratégico, tático ou operacional na instituição. Seu valor aumenta diretamente com a sua precisão, clareza e disponibilidade a todos que precisam conhecê-la. Representa, pois, um recurso institucional valioso só comparável em importância aos recursos humanos do hospital.

Dentro deste contexto duas tecnologias são fundamentais:

- O emprego da tecnologia de banco de dados suporta o conceito de informação como recurso da instituição e permite garantir a eliminação da redundância de dados, evitar a proliferação de definições de dados não-padronizadas e realizar a compatibilização das aplicações.
- A tecnologia de comunicação de dados possibilita o acesso às informações do banco de dados através de terminais de computador localizados nas diversas unidades da instituição. Isto garante a atualização dos dados em tempo real suportando as necessidades de informação dos processos de assistência médica e da administração do IASERJ dentro das escalas de tempo necessárias.

Uma terceira tecnologia recomendável para sistemas com o porte e complexidade do sistema em delineamento é representada pelos "geradores de aplicação", sistemas que permitem acelerar o desenvolvimento de aplicações e facilitar sua manutenção e expansão.

Em nosso projeto foram utilizados como sistema de gerência de banco de dados o DL/I ("Data Language I"), como sistema de gerência de comunicações o CICS/VS ("Customer Information Control System") e como gerador de aplicações o PCS/ADS ("Patient Care System/Application Development System") criado originalmente pela "Duke University"(5)

Para o delineamento do sistema, uma nova rodada de entrevistas junto às áreas funcionais foi realizada visando a determinar as capacidades requeridas para o novo sistema, descrever os novos processos e estimar os benefícios decorrentes.

Foram descritos 98 processos no novo sistema. Para cada processo definiu-se seus objetivos, os dados de entrada, dados de saída, as operações realizadas pelo computador bem como as operações manuais, os bancos de dados envolvidos, os usuários potenciais, os equipamentos de entrada/saída necessários e sua localização, a duração dos processos e o seu volume diário estimado.

Os processos definidos junto às áreas funcionais foram então agrupados em MÓDULOS ou FUNÇÕES do sistema de informação de as-

sistência ao paciente.

Estes módulos representam, portanto, um superconjunto das necessidades departamentais combinadas e estão disponíveis a todos os departamentos que deles precisem fazer uso. Esse tipo de abordagem, ao contrário da abordagem tradicional, evita que funções semelhantes sejam desenvolvidas redundantemente por diversos departamentos e contribui para diminuir os custos de desenvolvimento.

SISTEMA ALTERNATIVO DE "BACK-UP"

Convém ressaltar que por ocasião da implementação do sistema, será essencial, para cada procedimento "online", criar um procedimento alternativo manual.

O objetivo é possibilitar que a instituição continue funcionando nos períodos em que o sistema não estiver em operação, como por exemplo, à noite ou em caso de pane do sistema ("hardware", "software", linhas, falta de energia elétrica).

Para alimentar os procedimentos manuais é necessário que listagens com a imagem de dados críticos dos bancos de dados sejam impressas periodicamente. Os processos de produção das principais listagens para suportar o sistema alternativo foram descritos pelo grupo de trabalho.

MODO DE OPERAÇÃO

Os bancos de dados serão localizados no computador do PRODERJ. Nas unidades do IASERJ estarão localizados terminais de vídeo e terminais impressores em locais e em número criteriosamente selecionados, conectados ao PRODERJ através de linhas telefônicas.

Os terminais serão operados pelos próprios funcionários do IASERJ incluindo profissionais de saúde como enfermeiras, técnico de laboratório, etc.

O sistema empregará menus e canetas seletoras visando à facilidade de operação e permitindo guiar o usuário do terminal através de passos de entrada, atualização ou recuperação de informação sobre um paciente individual.

- A segurança de dados será garantida exigindo o fornecimento de um código de identificação e de uma palavra-chave antes que qualquer informação do paciente seja introduzida, modificada ou recuperada. O usuário do sistema ficará limitado a somente aquelas informações específicas que está autorizado a utilizar.

2.3.1 PROJETO DOS BANCOS DE DADOS

Com base nas especificações dos processos e nos modelos de bancos de dados adotados (2, 3) foi realizado o projeto lógico dos bancos de dados do sistema. (Ver figura 2).

Os principais bancos de dados definidos foram o de Pacientes, Matrículas, Ordens, Postos de Enfermagem, Recursos agendáveis, Transações Contábeis, Perfis de Usuários e Casos Arquivados.

Uma série de índices secundários se fez necessária, a saber: índices por número de registro hospitalar, número de CRM de médicos, número de caso e identificação fonética de pacientes para o banco de dados de pacientes; índices por departamento, número de CRM, sobrenome de usuários, identificação de usuários para o banco de dados de perfis de usuários; índices por números de requisição e departamento para o banco de dados de ordens.

Descrevemos a seguir os principais bancos de dados do sistema:

2.3.1.1 BANCO DE DADOS DE PACIENTES

Este banco de dados é o principal do sistema e contém dados diretamente relacionados a cada beneficiário do IASERJ, organizados hierarquicamente. Os dados do paciente são classificados em temporários e permanentes. Os dados temporários são armazenados no banco de dados durante um encontro específico do paciente com o sistema de saúde.

Um encontro, ou caso, pode ser uma hospitalização, uma pré-admissão visando a hospitalização futura, um atendimento ambulatorial ou um caso de emergência. Os dados temporários consistem, por exemplo, da natureza do problema do paciente, número do médico que o atendeu, informações contábeis, etc. e permanecem no banco de dados até o final do caso, quando podem ser transferidos para o banco de dados de casos arquivados.

Os dados permanentes consistem de dados biográficos sobre o paciente, informações críticas de saúde e um sumário de cada caso ocorrido com o paciente.

O banco de dados de pacientes contém uma entrada para cada beneficiário ou dependente e emprega um método de acesso direto, através de uma chave de registro de paciente (CRP).

2.3.1.2 BANCO DE DADOS DE ORDENS

Contém dados relacionados a todas as ordens de médicos e enfermeiras para um paciente específico, durante cada encontro com a instituição. As ordens são mantidas seqüencialmente para um paciente independentemente do tipo de ordem (laboratório, farmácia, dietética, etc.). Todas as ordens para um paciente permanecem no banco de dados de pacientes durante o transcorrer do caso. As ordens podem ser identificadas como ativas, canceladas, completadas ou não verificadas e estão disponíveis para revisão, proporcionando uma história completa. As ordens são buscadas comumente através da identificação do paciente, mas também pelo departamento executor ou através do número da requisição.

2.3.1.3 BANCO DE DADOS DE POSTOS DE ENFERMAGEM

Contém uma entrada para cada leito, quarto e posto de enfermagem do hospital sendo usado para facilitar a função de admissão e o acesso ao banco de dados de pacientes através do código do posto de enfermagem.

Para cada leito são armazenados dados sobre a condição de ocupação, CRP, nome e

número do caso do ocupante, status do leito, serviço ao qual o leito está ligado, data e hora em que o leito esvaziou, os quais são atualizados em tempo real.

2.3.1.4 BANCO DE RECURSOS

O objetivo deste banco de dados é manter de forma centralizada informações sobre a disponibilidade de tempo de todos os recursos agendáveis do IASERJ, tais como médicos dos ambulatórios central e periféricos, serviços de diagnóstico e tratamento, etc.

2.3.1.5 BANCO DE DADOS ÍNDICE DE IDENTIFICAÇÃO DE PACIENTES

Contém os dados usados no procedimento de identificação do paciente com base nos seguintes dados do paciente - nome, sexo, cor e data de nascimento e a correspondente CRP (chave de registro de paciente) para acesso ao banco de dados de pacientes.

O nome do paciente é obrigatório; os demais campos são opcionais e independentes, significando que uma busca pode ser feita pela data de nascimento sem a presença de sexo e cor, nos arquivos de busca. O nome do paciente é convertido em um código fonético através da função de conversão fonética do CICS/VS adaptada para a língua portuguesa pelo PRODASEN, de modo que a porção do nome abrangida pela busca é feita com base no som do nome. O índice de identificação do paciente contém uma entrada para cada paciente existente no banco de dados de pacientes.

2.3.2 MÓDULOS DO SISTEMA

O sistema de informação de assistência ao paciente foi subdividido em seis módulos (Figura 1) descritos a seguir:

I - MÓDULO DE IDENTIFICAÇÃO E REGISTRO

Este módulo permitirá identificar de forma rápida, registrar, atualizar e exibir os dados cadastrais dos beneficiários do IASERJ e seus dependentes. Outros objetivos são a gestão dos benefícios e dos prontuários médicos, bem como a emissão de etiquetas e cartões de identificação de pacientes.

Foram definidos os seguintes processos:

1. Abertura de transação.
2. Cadastramento de beneficiário e dependente.
3. Verificação da habilitação ao atendimento.
4. Consultas sobre beneficiário/depedentes por nome, número de matrícula, número de registro.
5. Atualização de dados cadastrais de beneficiários e dependentes.
6. Emissão de carteira.
7. Cancelamento automático de benefícios por exoneração.
8. Cancelamento automático de benefícios de dependentes.
9. Manutenção do status do P.M. e identificação no microfilme.
10. Emissão de etiquetas gomadas de identificação de pacientes.
11. Emissão de listagem de pacientes cadastrados em ordem alfabética.
12. Inventarios de PMs.

II - MÓDULO DE ADMISSÃO

Este modulo visa a registrar as informações sobre os casos de atendimento a pacientes, seja a nível de ambulatório, emergência ou de internação em hospitais próprios ou conveniados. Manterá também o censo de leitos em tempo real.

Foram descritos os seguintes processos:

1. Pré-admissão.
2. Admissão para internação no mesmo dia.
3. Admissão a partir da fila de internação.
4. Registro de admissão em instituição externa.
5. Abertura de caso ambulatorial.
6. Abertura de caso de emergência.
7. Alta de paciente internado.
8. Encerramento de caso de emergência.
9. Encerramento de caso ambulatorial.
10. Encerramento de caso ambulatorial por decurso de prazo.
11. Óbito.
12. Transferência interna de leito.
13. Remoção.
14. Transferência para instituição externa.
15. Emissão de segunda via da ficha de emergência.
16. Consulta por número de caso.
17. Consulta de dados de um caso.
18. Bloqueio de leito.
19. Reserva de leito.
20. Consulta ao censo de leitos e status dos leitos.
21. Emissão diária da situação de ocupação dos leitos.
22. Emissão de relatórios sobre os casos de pacientes internados.
23. Notificação de nascimento.
24. Atualização do status do leito.
25. Registro/Atualização/Consulta a perfil do paciente.
26. Designação de médico ao paciente.
27. Isolamento do paciente.
28. Emissão de lista de PMs de pacientes que não tiveram atendimento nos últimos cinco anos.
29. Entrada de dados de casos de emergência.
30. Emissão diária de relatórios de movimentação de pacientes.
31. Atualização/consulta ao estado do paciente.
32. Expurgo de casos do Banco de Dados.
33. Emissão de lista por médico de pacientes internados.
34. Doação de sangue.

III- MÓDULO DE PROGRAMAÇÃO DE ATENDIMENTO

Permitirá o agendamento dos recursos da instituição programáveis no tempo, tais como médicos dos ambulatórios, serviços auxiliares de diagnóstico e tratamento. Suportará também o Arquivo Médico no processo de seleção de prontuários para o ambulatório.

Foram definidos os seguintes processos:
1. Marcação coordenada de consulta/exames.
2. Cancelamento de atendimento.
3. Exibição da lista de atendimentos programados por paciente.
4. Emissão de listagens diárias de consultas por clínicas e listas de PMs.
5. Emissão de listagens diárias de pastas de exames radiológicos.
6. Confirmação de atendimentos.
7. Cadastramento/Atualização de recursos.
8. Exibição da lista de recursos.
9. Emissão diária do "status" da agenda de marcação de consultas por recurso.
10. Emissão de estatísticas de utilização de recursos.
11. Coleta de estatísticas detalhadas por recurso.
12. Consulta à tabela de disponibilidade de recursos
13. Ampliação do calendário de disponibilidade de recursos.
14. Atualização de disponibilidade do recurso.
15. Emissão de listas de trabalho diárias dos recursos.
16. Emissão de formulário de produtividade diária de atividades de enfermagem.

IV - MÓDULO DE PROCESSAMENTO DE ORDENS

Este modulo visa a suportar o processamento de ordens para assistência ao paciente durante todo o ciclo de vida da ordem, a saber: entrada, verificação, comunicação e execução da ordem; entrada, validação e emissão de resultados; contabilização.

Serão suportados todos os tipos de ordens, enfatizando-se, no entanto, as de laboratório, radiologia, farmácia, nutrição e dietética, cuidados de enfermagem e almoxarifado.

Este módulo produzirá uma série de sub produtos tais como listas de trabalho por departamento, listas de colheita de material, planos de administração de medicamentos, planos de cuidados de enfermagem, sumários cumulativos de resultados de exames, etc.

Foram definidos os seguintes processos:
1. Entrada/atualização de ordens de medicação.
2. Entrada de ordens - SADT - para pacientes internados.
3. Entrada de ordens - SADT - para emergência.
4. Entrada de ordens de enfermagem.
5. Elaboração do plano de cuidados de enfermagem.
6. Consulta a status de ordens e resultados.
7. Lista acumulada de resultados de exames por caso.
8. Previsão de medicação para os próximos três dias.
9. Requisição de exames de pacientes de ambulatório.
10. Manutenção de perfil de medicação de paciente ambulatorial.
11. Elaboração de plano terapêutico.
12. Entrada de resultados - SADT.
13. Verificação de resultados.
14. Atualização do status das ordens quanto à execução.
15. Emissão de resultados de exames de pacientes de ambulatório.
16. Entrada de ordens de nutrição e dietética.
17. Censo dietético.
18. Emissão de etiquetas para bandejas.
19. Correção de resultados.
20. Entrada de ordens de material de almoxarifado.
21. Verificação de ordem.
22. Comunicação interdepartamental.
23. Emissão de folhas de trabalho.
24. Colheita de etiquetas para colheita.
25. Emissão de etiquetas para codificação interna.
26. Entrada de resultados de laboratório.
27. Requisição de material de farmácia.

V - MÓDULO DE REVISÃO DE UTILIZAÇÃO DE LEITOS

Este modulo permitira controlar a duração das internações em função do diagnóstico e outros parâmetros.

Foram descritos os seguintes processos:
1. Emissão de lista de pacientes internados por médico contendo previsão de altas.
2. Armazenamento/atualização de previsão de altas
3. Consulta a previsão de altas.
4. Emissão de relatórios sobre utilização de leitos.

VI - MÓDULO DE RESUMO DE CASOS

Este modulo visa a armazenar, após o encerramento do atendimento, informações médicas sumarizadas sobre o caso, as quais, além de estarem disponíveis para consulta, permitirão a produção automática dos índices nosológicos e estatísticas médico-hospitalares.

Foram definidos os seguintes processos:
1. Emissão de folha de trabalho para dados de resumo.
2. Entrada de resumo de casos de internação, emergência, ambulatório.
3. Consulta a resumo de caso.
4. Emissão de índices nosológicos.
5. Emissão de estatísticas hospitalares.

2.4 PLANEJAMENTO DA IMPLEMENTAÇÃO

A partir da arquitetura definida para o sistema de informação de assistência ao paciente, foi desenvolvido um plano de implementação baseado nas prioridades apontadas pela direção, na seqüência lógica de implantação dos módulos e no tempo necessário para a instituição absorver a nova sistemática.

Foi elaborado um plano em quatro fases (com duração de um ano cada), a saber:
Fase 1 - Módulo de Identificação e Registro
Fase 2 - Módulos de Admissão e Programação de Atendimentos

Fase 3 - Módulos de Resumo de Casos e Processamento de Ordens de laboratório, Radiologia, Farmácia e Cuidados de Enfermagem.

Fase 4 - Módulos de Revisão de Utilização de Leitos e de Processamento de Ordens de Almoxarifado, Nutrição e Dietética e demais serviços auxiliares de diagnóstico e tratamento.

O Hospital E. Rabello e os ambulatórios periféricos terão acesso a um subconjunto de processos do sistema, sempre com uma defasagem de uma fase com relação aos hospital e ambulatório central.

2.5 ANÁLISE DE CUSTO BENEFÍCIO

2.5.1 ANÁLISE DE BENEFÍCIOS

Os benefícios decorrentes da operacionalização do novo sistema e sua distribuição de acordo com as fases de implantação do projeto foram estudados. Os benefícios são de dois tipos: benefícios mensuráveis (tais como o deslocamento de custos através da substituição ou eliminação de procedimentos atuais, aumento da produtividade dos recursos, diminuição de custos futuros) e benefícios intangíveis (aqueles aos quais não se consegue associar valores).

Para a estimativa dos benefícios mensuráveis foram usados critérios em geral altamente conservadores, entre os quais:

- Uso da tabela de US do INAMPS para dimensionar o custo de exames e de consultas.
- Custo de internação clínica: 650 US
- Custo de internação cirúrgica: 1076,4 US
- Duração da jornada de trabalho: 6,5h
- Uso dos salários nominais dos servidores estatutários sem considerar encargos sociais.
- Estimativa de economia de esforço humano estimada pelos representantes funcionais do Serviço de Identificação e Registro, Seção de Internação, SAME, Ambulatórios, Enfermarias, Emergência e Ambulatórios periféricos mediante comparação do sistema atual com o sistema futuro delineado.
- A economia de esforço humano não foi dimensionada nas demais áreas funcionais.
- Uso de probabilidades pessoais dos chefes de serviço para a estimativa dos ganhos em produtividade dos leitos e dos ambulatórios, redução de exames duplicados, redução do uso dos serviços do IASERJ por pacientes sem direito à instituição, eliminação de consultas na UAG a pacientes já em tratamento ambulatorial, melhoria no aproveitamento de refeições/dietas.

A seguir apresentamos as principais classes de benefícios mensuráveis e seu valor mensal em cruzeiros (valores de junho de 1981) pressupondo-se a implantação total do sistema.

BENEFÍCIOS MENSURÁVEIS	VALOR MENSAL EM CR$
- Economia de esforço humano	1.504.200,00
- Economia de exames	5.923.100,00
- Economia de refeições	146.200,00
- Aumento no número de doações de sangue	408.000,00
- Redução de atendimento a pacientes sem direito ao IASERJ	4.060.000,00
- Eliminação de consultas na UAG a pacientes em tratamento	117.200,00
- Aumento de produtividade dos ambulatórios	2.607.300,00
- Aumento de produtividade dos leitos	5.525.000,00

As principais categorias de benefícios intangíveis identificadas foram:

MELHORIA NA QUALIDADE DO ATENDIMENTO AO BENEFICIÁRIO ATRAVÉS DE:

- Facilidade de identificação do beneficiário em qualquer setor do IASERJ incluindo os ambulatórios periféricos e o Hospital Eduardo Rabello.
- Emissão de Carteira de Benefício no ato da matrícula.
- Agilização do atendimento.
- Eliminação dos erros de identificação de pacientes em formulários de requisições e resultados de exames ou amostras de pacientes.
- Menos repetições de exames.
- Menos tempo de espera para marcar ou realizar consultas.
- Minimização dos deslocamentos de pacientes.
- Consultas com hora marcada.
- Redução nos prazos de marcação de consultas.
- Melhor orientação ao paciente.
- Disponibilidade de informação integrada sobre o paciente em toda a rede do IASERJ

MAIOR EFICÁCIA DO ATENDIMENTO ATRAVÉS DE:

- Disponibilidade de prontuários e resultados de exames em tempo hábil.
- Eliminação da duplicidade de prontuários médicos.
- Melhor continuidade de tratamento.
- Melhoria da qualidade da informação clínica quanto à precisão, legibilidade, inteireza e clareza.
- Diminuição no tempo de resposta dos exames.
- Comunicação instantânea de resultados de exames urgentes.
- Redução do extravio de exames.
- Redução de erros de transcrição de dados de pacientes.
- Melhor preparação dos pacientes para exames.
- Melhora no controle de qualidade.
- Mais tempo dedicado ao paciente, por parte dos profissionais de saúde.
- Melhores condições para o planejamento da alta do paciente.

. Melhoria da comunicação e maior integração entre as unidades da rede do IASERJ.

BENEFÍCIOS PARA O CORPO CLÍNICO ATRAVÉS DE

. Um sistema de processamento de ordens que comunica instantaneamente suas ordens aos departamentos apropriados e mantém informação sobre o status das mesmas.
. Acesso imediato a resultados de exames tão logo sejam produzidos.
. Resultados de laboratório acumulados em uma tabela comparativa.
. Perfil de medicação de pacientes completo e atualizado.
. Lista de pacientes disponível para o médico por ocasião de sua chegada ao hospital indicando suas localizações atuais.
. Maior flexibilidade para o médico do ambulatório selecionar a data de realização dos exames.
. Diminuição do tempo gasto em manipulação de informações e comunicação.

MELHORIA DA QUALIDADE DA INFORMAÇÃO GERENCIAL ATRAVÉS DE

. Relatórios estatísticos confiáveis em tempo hábil.
. Facilidade de obtenção de informações para avaliar a eficiência e eficácia dos serviços prestados.
. Disponibilidade de informações estatísticas de perfil nosológico e sócio-demográfico da demanda que permitam subsidiar o comando gerencial, a análise de custo benefício e o suporte à pesquisa.

OUTROS BENEFÍCIOS

. Índice nosológico atualizado e de acesso fácil.
. Criação de melhores condições para fornecimento de informações de pesquisa médica.
. Maior segurança das informações.
. Diminuição de atrito interdepartamental.
. Diminuição de áreas de atrito entre o beneficiário e a equipe de saúde.
. Melhor qualidade de informação ao público.
. Melhoria da imagem do hospital.

2.5.2 ANÁLISE DE CUSTOS

A análise de custos foi feita dentro do contexto do IASERJ, trabalhando como sendo um usuário de um centro de serviço de dados (PRODERJ).

Na análise de custo dois tipos foram considerados, a saber: custos de desenvolvimento e custo de operação.

Para a determinação dos custos de desenvolvimento foram estimados o número de telas, relatórios, DCLs (data collection lists), programas "online" e programas "batch" a serem desenvolvidos, bem como o esforço necessário de análise e programação, e os recursos necessários de "hardware" para desenvolvimento e teste de cada um deles.

Para a determinação dos custos de operação, foram estimados: o número de processos de cada tipo executados por cada área funcional por dia, a duração da execução de cada processo "online", o número médio de caracteres de cada relatório, a distribuição da execução dos processos ao longo do dia, o tamanho médio em "bytes" do registro de um paciente ativo e o de um paciente inativo no banco de dados, a localização geográfica das áreas funcionais, estatísticas realizadas nos EUA sobre o consumo de ciclos e de memória real pelo sistema PCS para executar tarefas típicas, o gasto de mão-de-obra de análise para manutenção do sistema.

A tabela 1 apresenta os principais tipos de recursos necessários para implementação e operação do sistema, estimados por fase do projeto.

2.5.3 ANÁLISE DE CUSTO BENEFÍCIO

Um gráfico de custo benefício foi realizado em janeiro de 82 usando-se dados de custos do PRODERJ (com exceção do custo das linhas) e corrigindo-se os benefícios para esta mesma época (figura 3).

Nesse gráfico foram consideradas apenas as duas primeiras fases implantadas uma a cada ano.

Obteve-se um ponto de retorno de investimento de 26 meses com um benefício acumulado até esta época de 155 milhões de cruzeiros.

Após o ponto de retorno de investimento temos uma relação de 23,7 milhões de cruzeiros de benefício mensal para um custo de manutenção mensal de 10,5 milhões.

Observe-se no entanto que o grande volume de benefícios econômicos advirá com as terceira e quarta fases não incluídas na análise citada.

2.6 RELATÓRIO

A última etapa do estudo consistiu na documentação do trabalho sob forma de um relatório final detalhado e um sumário executivo.

Uma apresentação executiva foi preparada e realizada à direção do IASERJ.

3. CONCLUSÕES E RECOMENDAÇÕES

O IASERJ é uma organização complexa de grande porte, dotada de um sistema manual de informação, inadequado às suas atuais necessidades.

Os problemas identificados pelo grupo de trabalho no seu atual sistema de informação de assistência ao paciente afetam de maneira significativa os objetivos da instituição, conforme demonstrado na análise de problemas.

O grupo de trabalho conseguiu projetar um sistema baseado em bancos de dados e comunicação de dados, usando o modelo da "Duke University", o qual permite solucionar diretamente a maioria dos problemas-chave identificados.

Existe um amplo potencial de melhoria no IASERJ, através da implementação do sistema projetado, permitindo melhorar a qualidade do atendimento, aumentar a produtividade dos recursos, melhorar a imagem do IASERJ

e contribuir para a elevação do padrão de pesquisa científica.

Foi demonstrado que os benefícios econômicos sobrepujam amplamente o custo do sistema a médio e longo prazo.

O presente trabalho representa um planejamento integral do sistema de informação de assistência ao paciente, que permitirá ao IASERJ atingir gradativamente os benefícios identificados através de um caminho do mínimo risco.

O sistema proposto foi aprovado pela presidência do IASERJ que autorizou o desenvolvimento da primeira fase. O módulo de Identificação e Registro foi desenvolvido no final de 1982 e deverá entrar em produção brevemente.

RECOMENDAÇÕES

O grupo de trabalho forneceu quatro recomendações à presidência do IASERJ, a saber:

- Adotar o conceito de INFORMAÇÃO como um RECURSO vital da instituição, atribuindo-lhe um grau de importância só comparável à dos recursos humanos.
- Implantar de forma gradual e planejada o sistema de informação de assistência ao paciente projetado, com o objetivo de realizar os benefícios identificados, propiciando o tempo adequado para absorção pelo IASERJ das mudanças tecnológicas e organizacionais necessárias.
- Criar a função de administração de serviços de informação no IASERJ preferivelmente já a partir da primeira fase.
- Desenvolver um programa educacional para as chefias dos serviços e principais áreas funcionais sobre o valor da informação, os objetivos e os benefícios do sistema projetado.

BIBLIOGRAFIA

(1) R. J. Machado: Sistema de informação em hospitais públicos brasileiros - um diagnóstico. Anais do VII Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica: 147-153 (1981)

(2) HCS/DL/I - Patient Care System program description/operations manual: IBM - SH20-1955

(3) Health Care Support/Data Base Installation Guide: IBM - SB21-1585

(4) The Application Study Process: IBM ZZ20-4637

(5) D. J. Mishelevich, D. Van Slike: Application development system: The software architecture of the IBM Health Care Support/DL/I - Patient Care System. IBM Sytems J.19:478-504 (1980)

RECURSOS	FASE 1	FASE 2	FASES 3 E 4
IMPLEMENTAÇÃO			
Homens-hora de análise	516	1660	1270
Homens-hora de programação	289	1446	786
Recursos de hardware (t.u)	785	1590	1480
OPERAÇÃO			
Porcentagem dos ciclos de uma CPU IBM 4341 MG2	1,6	5,3	17,8
Uso de memória real de CPU	718 KB	846 KB	1227 KB
Recursos de hardware em tu/mês	370	560	1980
Área em disco para os bancos de dados	300 MB	585 MB	899 MB
Terminais de vídeo	10	56	90
Terminais impressores	2	9	46
Homens-hora/mês de análise	40	70	90

Tabela 1 - Dimensionamento dos principais recursos necessários à implantação e operação do sistema.
(KB = Kilobyte; MB = Megabyte; tu = test unit = unidade empregada pela IBM para quantificar o uso de recursos de hardware em CSD).

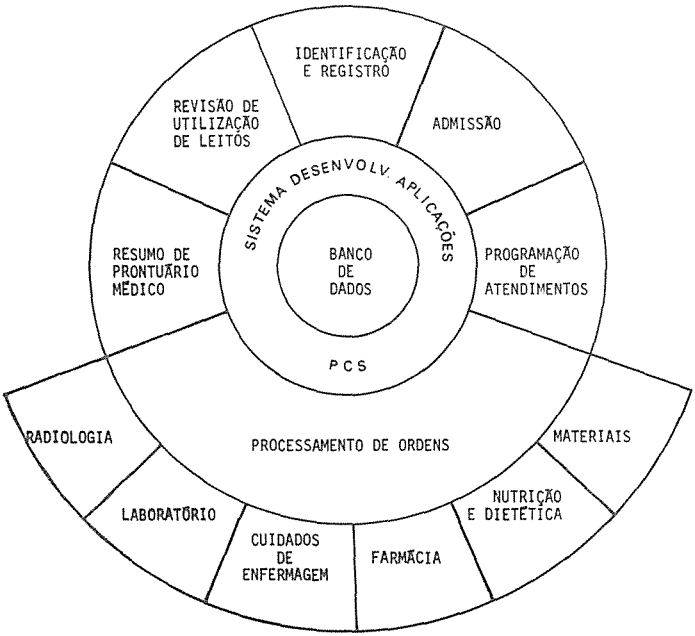


FIGURA 1 - ARQUITETURA DO SISTEMA DE INFORMAÇÃO DE ASSISTÊNCIA AO PACIENTE PROJETADO PARA O IASERJ

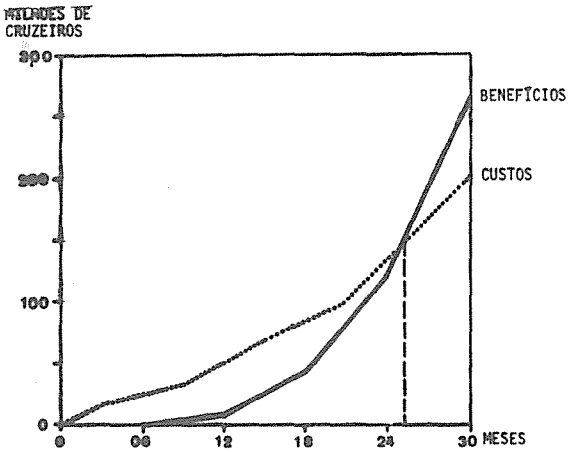


FIGURA 2 - GRÁFICO DE CUSTO-BENEFÍCIO ENVOLVENDO APENAS OS MÓDULOS CORRESPONDENTES ÀS DUAS PRIMEIRAS FASES DO PROJETO.

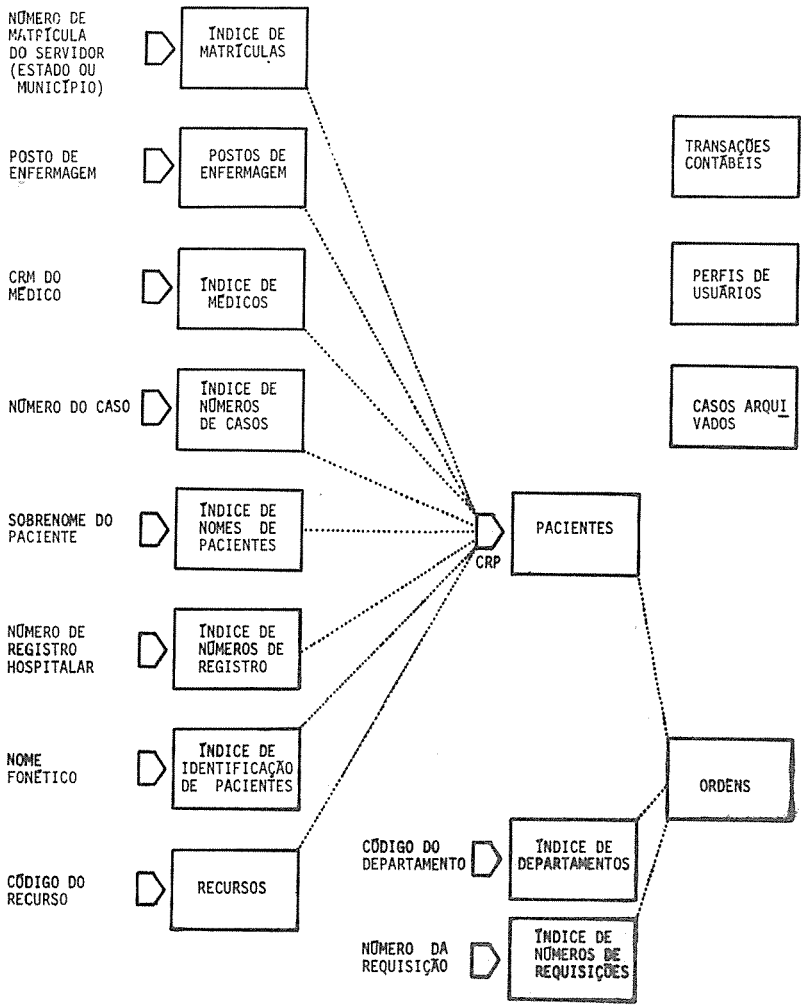


FIGURA 2 - PRINCIPAIS BANCOS DE DADOS DO SISTEMA E SUAS CHAVES DE ACESSO

8°. CONGRESSO BRASILEIRO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA
UFSC, Florianópolis, Brasil — 7-10 - Novembro - 1983

PADRÃO MAGNETOCARDIOGRÁFICO EM NORMAIS - RESULTADOS PRELIMINARES

Melo, C.P.; Leite, J.J.; Rabello, D.M.M.;
Moffa, P.J. e Pileggi, F.
Serviço de Informática Médica do Instituto do Coração
Av. Dr. Enéias de Carvalho Aguiar, 44 - 2º andar
05403 - São Paulo - SP

RESUMO

O objetivo deste trabalho é descrever as observações preliminares do estudo de mapeamentos precordiais magnetocardiográficos sobre 8 indivíduos normais no Instituto do Coração do HC.FMUSP.

Os registros foram obtidos em sala sem blindagem especial, com um magnetocardiógrafo utilizando gradiômetro simétrico de 3a. ordem, acoplado a SQUID e filtro passa banda com frequências de cortes entre 1 a 47 Hz. A relação sinal/ruído permitiu registros diretos. Entretanto, na construção dos mapas, foi utilizado a média coerente.

Foi utilizado 36 pontos precordiais segundo a grade proposta por Karp, e foram comparados os resultados, sobre os mesmos pontos, dos mapeamentos eletrocardiográficos e magnetocardiográficos.

São apresentados os resultados destas comprações e perspectivas de aplicações clínicas futuras.

ABSTRACT

MAGNETOCARDIOGRAPHIC PATTERN IN NORMALS - PRELIMINARY REPORT

The purpose of this paper is to describe preliminary observations of magnetocardiographic precordial mapping studies on 8 normal subjects at Instituto do Coração HC.FMUSP.

Recordings were obtained in an unshielded room with a magnetocardiograph consisting of a symmetric third order gradiometer, a "SQUID" device and a band-pass filter with frequency cut-off at 1 Hz to 47 Hz. Even though Magnetocardiographic signal to noise ratio was suitable for real time recording, mappings were constructed from overaging signals. Karp's grids with 36 points were used for precordial mappings. Electrocardiography and Magnetocardiography recordings at the same point on the chest wall were done in order to acarrately determine morphological differences tetween both methods.

Results of this comparison are presented and future clinical applications of magnetocardiography discussed.

I- INTRODUÇÃO

Magnetocardiografia-MCG, é o registro do campo magnético gerado pelas correntes iônicas miocárdicas , correntes estas que dão origem também ao Eletrocardiograma-ECG.

Desde os primeiros registros de atividades elétricas cardíacas em 1903, tem-se conhecimento teórico sobre a geração de campos magnéticos associados. Entretanto, só em 1963 Baule e Mc Fee conseguiram o primeiro registro magnetocardiográfico.(1) A razão da dificuldade em se registrar campos magnéticos biológicos (biomagnetismo) está na relação entre a intensidade destes e a dos ruídos magnéticos terrestres e urbanos. Na tabela 1, podemos observar que enquanto o campo magnético terrestre é da ordem de 0,1 Gauss, o campo magnético cardíaco (o maior dentre os campos biomagnéticos) é da ordem de 10^{-7} Gauss.(2)

Tabela 1

SINAIS MAGNÉTICOS Máxima amplitude	B (gauss)	NÍVEL DE RUÍDO 1Hz banda
	10^{-1}	Campo Mag. Terrestre (dc)
	10^{-2}	
	10^{-3}	Ruído Urbano
Impurezas mag. nos pulmões	10^{-4}	
	10^{-5}	
	10^{-6}	Geomagnético (10^{-1} a 10Hz)
Cor. Humano	10^{-7}	
Cor. de Feto	10^{-8}	
Ritmo α	10^{-9}	
Resp.Cerebral Evocada	10^{-10}	Ruído do SQUID
	10^{-11}	

De 1963 até o início dos anos 70, a magnetocardiografia pouco evoluiu, tendo em vista que as medidas realizadas com bobinas detectoras convencionais apresentavam baixa relação sinal/ruído, inviabilizando o registro direto.

Com a introdução dos magnetômetros supercondutores por Zimmerman e Frederick (3) tornou-se possível obter-se uma alta resolução nas medidas magnetocardiográficas. Com a introdução dos gradiômetros de 2a. ordem (4), pode-se obter uma filtragem espacial que permite o uso dos sistemas com melhor resolução de sinal e com blindagem de alumínio em baixo custo.

O grande salto em Magnetocardiografia foi dado com os trabalhos de Cohen e col, em 1974 (5), onde se utilizou pela primeira vez um dispositivo supercondutor altamente sensível denominado SQUID ("Superconducting Quantum Interference Device").

A utilização do SQUID com a técnica de gradiômetros de 2a. ordem ou de ordem superior, possibilitou o avanço dos trabalhos de pesquisa na área e multiplicou o número de custos a pesquisa desenvolvendo técnicas biomagnéticas.

No Brasil, os primeiros trabalhos tiveram início em 1978, no Laboratório de Estado Sólido do Departamento de Física da PUC/RJ, com o desenvolvimento de um Magnetocardiógrafo, utilizando-se SQUID e a técnica de eliminação de ruído por discriminação espacial e que culminou com os primeiros registros magnetocardiográficos no final de 1979(6).

Os resultados obtidos com o primeiro protótipo estimularam um intercâmbio entre este Laboratório e o Serviço de Informática Médica do Instituto do Coração no sentido de aprimorar o desenvolvimento da magnetocardiografia no Brasil para uso clínico, possibilitando uma melhor avaliação clínica desta técnica.

Este convênio que se iniciou em junho de 1981 com o apoio da FINEP , resultou em uma série de trabalhos

nas duas Instituições, cujos primeiros resultados clínicos começam a ser obtidos no Instituto do Coração.

II- OBJETIVO

O objetivo deste trabalho é apresentar os primeiros resultados clínicos obtidos com o Magnetocardiógrafo instalado no Institutlo do Coração - HC.FMUSP, em estudo de pacientes normais.

III- MATERIAL E MÉTODO

1) Magnetocardiógrafo

O Magnetocardiógrafo consta basicamente de três subsistemas: a) sistema de captação, constituido de gradiômetro supercondutor e eletrônica SQUID; b) sistema de pré-processamento e amplificação de sinal; c) sistema de suporte e movimentação do paciente e do "dewar"; d) sistema de recuperação de hélio.

Em nossos registros magnetocardiográficos, foram utilizados o gradiômetro de 3a. ordem, simétrico e sem balanceamento externo [7], acoplado à eletrônica SQUID operando em ganho de 10X, com filtro NOTCH de 60 Hz e em modo SLOW. A eletrônica de pré-processamento acoplada à saída do SQUID, montada no SIM/INCOR consta de filtro ativo passa baixa com frequência de corte em 47, 2a. ordem, com 6 polos (48 db/oitava) e ganho de 2; filtro passa alta de 2a. ordem, com frequência de corte ajustável em: DC, 0.5, 1, 2 e 4 Hz e amplificador de ganho 50, 100 200 vezes.

O sistema de suporte e movimentação de paciente cama permite movimentação XY do paciente e o sistema de suporte do "dewar" possibilita a movimentação em Z (vide figura 1). Toda estrutura é em madeira e mantida estável com enchimento de areia tratada.

O sistema de recuperação de hélio gasoso, faz-se por sistema de bombeamento a botijões de gás de 216 litros. O sistema é mantido em área distante 20 metros da área de captação, com canalização em tubos de cobre. O hélio armazenado em botijões é liquefeito no Laboratório de Criogenia da USP e transferido novamente para o "dewar" que retorna ao magnetocardiógrafo.

As perdas em cada procedimento é da ordem de 05% em hélio. Cada carga do "dewar" permite a operação por cerca de 42 horas.

2) Análise Clínica

Os primeiros estudos clínicos visam obter uma caracterização do magnetocardiógrafo em pacientes normais, em comparação com resultados obtidos em eletrocardiografia. Para o estudo foram realizados mapeamentos eletrocardiográficos e magnetocardiográficos em 8 pacientes normais, na faixa etária entre 21 a 33 anos, sexo masculino, com relação peso/altura próximas (biotipo mediano). Os mapeamentos foram realizados em 36 pontos no tórax, segundo grade proposta por Karp [8], (36 divisões situadas na área com limite nas linhas que unem os pontos hemiclaviculares e os rebordos costais inferiores).

Na posição de registro, o indivíduo é colocado em decúbito dorsal em repouso.

No mapeamento eletrocardiográfico registrou-se em 3 canais, simultaneamente 3 derivações, por vez. No mapeamento magnetocardiográfico, gravou-se no canal 1 o sinal de MCG e no canal 2 o ECG de referência na derivação DII.

Tanto no mapeamento ECG como MCG foi gravado no 4º canal em sinal de referência (controle) para a amostragem.

No mapeamento ECG, foi registrado ainda 6 sinais de ECG padrão a saber: DI, DII, DIII, R, L e F.

Durante o mapeamento MCG, manteve-se sempre constante a distância entre a mesa e o "dewar". Dessa forma, nas colunas 1 e 6 temos distâncias maiores entre o MCG e o tórax, do que nas colunas 3 e 4.

O registro ECG foi realizado no equipamento HP da Divisão de Métodos Gráficos do INCOR e gravador HP da mesma divisão.

3) Técnica e Processamento

O processamento foi realizado no sistema HP 2100 do Serviço de Informática Médica do INCOR.

Os sinais, reproduzidos do gravador passaram por banco de filtro desenvolvido no SIM/INCOR, com ganho 2 e banda de 0 a 40 Hz, com queda de 12 db/oitava, e são amostrados, com conversão A/D de 200 Hz (5m. segundos), durante 18,25 segundos.

Utilizou-se o sinal de ECG como referência para marcação dos QRS e com base nestes é realizado a média coerente do sinal, com média entre 10 a 13 batimentos.

Após a média coerente foram traçados os mapas ECG e MCG.

IV- RESULTADOS

O Magnetocardiógrafo instalado no INCOR possibilita registro de qualidade adequada ao registro direto (figura 2). No estado presente, devido a baixa intensidade dos sinais de MCG nas colunas 1 e 6, optou-se pela média coerente para a realização dos mapas. Uma mostra da melhoria da relação sinal/ruído proporcionada pela média coerente está na figura 3.

Na figura 4 está apresentado um mapeamento ECG e MCG para o mesmo indivíduo.

Do estudo dos mapeamentos, pode-se observar que:

1) No mapeamento MCG não se pode determinar uma linha reta que separe os complexos QRS positivos e negativos, ao contrário dos mapas de ECG onde tem retas que definem a inversão da onda R e T;

2) A distribuição das maiores amplitudes dos QRS se faz no sentido da esquerda para a direita e de cima para baixo. Esta direção é perpendicular à observada no mapeamento ECG;

3) Pode-se notar uma semelhança muito grande dos sinais MCG captados à direita e abaixo, com os situados à esquerda e acima do tórax. Por exemplo, no mapeamento apresentado na figura 4, as curvas D2 e B5, particularmente são morfologicamente semelhantes;

4) Existe uma maior variação de amplitude de complexos nos mapeamentos MCG ao contrário do ECG cuja variação de amplitude é gradual.

V- DISCUSSÃO

Mesmo nas análises destes poucos casos, pode-se observar que no mapeamento MCG os sinais são mais intensos em torno de D4, caindo de forma mais brusca que os sinais de ECG. Isso nos leva a concluir na menor influência do volume condutor no MCG, o que por sinal estaria coerente com os resultados já obtidos em simulação (9 , 10 , 11) e nos primeiros traçados de MCG fetal [11], onde o MCG do feto aparece três vezes superior em amplitude que o MCG da mãe.

Este resultado reforça a tese da maior contribuição das correntes primárias e das mais próximas do detector.

Pode-se observar também que a onda P só é visível nestes traçados ,

nas posições próximas ao átrio.

VI- CONCLUSÃO

Os resultados obtidos indicam um futuro promissor do uso da técnica ' magnetocardiográfica nos estudos e diagnísticos de infarto da parede anterior e de arritmias localizadas.

Por outro lado, a introdução de sistema e processamento digital em tempo real para remoção de tendências e filtros "NOTCH" de 60 Hz, permitirá traçados mais estáveis e melhor ' relação sinal/ruído dos sinais de MCG.

O estudo em maior número de casos e início do estudo com patologias, já começa a ser iniciado após a fase de manuseio e intimidade com esta nova técnica, por parte da equipe do Instituto do Coração.

VII- BIBLIOGRAFIA

(1) BAULE, G.M. and Mc FEE, R: Detection of the magnetic field of the heart. Amer.Heart J.66:95, 1963.

(2) ROMANI, G.L.: Superconducting instrumentation for biomagnetism. XV International Congress of Refrigeration. 23:29 Sept., 1979.

(3) ZIMMERMON and FREDERICK - Ultra Sensitive superconducting magnetic gradiometer. NBS REPORT nº 10736, march 31, 1972.

(4) OPFER, Y.; PIECCE, R.: A superconducting and derivative gradiometer. IEEE Trans. Mag. 9:536, 1974.

(5) COHEN, D.: Magnetic fields of the human baby. Physics Today. Aug. 34, 1975.

(6) EGHRARI, I.R. e RIBEIRO, P.C.: Captação de Magnetocardiograma na PUC/RJ. Congresso Brasileiro ' de Engenharia Biomédica. São Carlos, 1979.

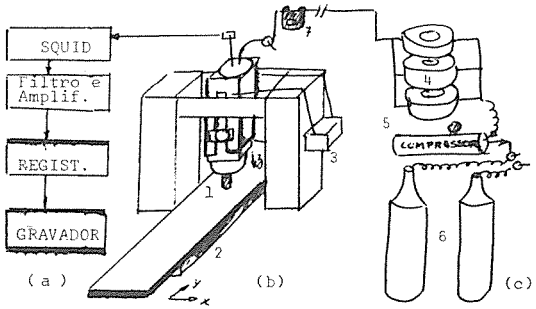
(7) BRUNO, A.C. e RIBEIRO, P.C.: Relatório do Projeto "Instrumentação e Processamento em Eletrofisiologia Clínica" - FINEP B/76/81/144.

(8) KARP, P.T.; KATILA, T.E.; SAARINEN, M.; SILTANEN, P.; et VARPULA, T.T.: Étude Comparative des magnétocardiogrames normaux et pathologiques. Ann.Cardiol. Angéiol., 1978, 27 (nº1).

(9) MELO, C.P.:"Simulação do Magnetocardiograma Superficial a partir da distribuição das correntes de excitação" - Relatório I, Projeto FINEP B/76/81/144 e VII Congr.Eng.Biom., Petrópolis 1981.

(10) EGHRARI, I.R.; RIBEIRO, P.C. e Vonder Weid, J.P.: Modelo Simples de Múltiplos Dipolos em Magnetocardiografia. VII Cong. Eng.Biom., Petrópolis, 1981.

(11) HUKKINEN, K.; KARINIEMI V.; KATILA, T.E.; LAINE, H.; LUKANDER, R.; MAKIPAA, P.: Am. J.Obstet. Gyn. 125, 1115-1120, 1976.



1. "Dewar" com sonda detetora
2. Mesa móvel (x,y)
3. Contrapeso
4. Armazenadores de hélio (temporário)
5. Compressor
6. Botijões de armazenamento
7. Medidor de vasão

Figura 1 - Magnetocardiógrafo a) Sistema de capatação.e registro b) Sistema de suporte c) Sistema de recuperação de hélio

Figura 2 - Registro direto em dc a 47 hz.

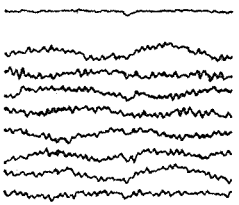


Figura 3 - Efeito da média coerente sôbre sinal e MCG de baixa intensidade.

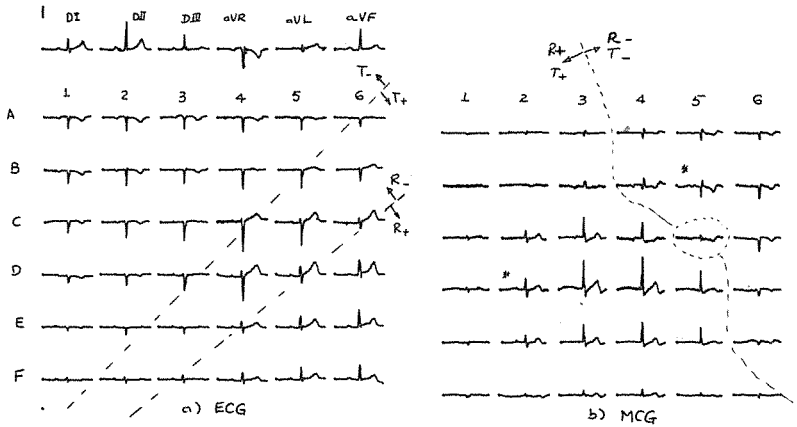


Figura 4 - Resultado de um Mapeamento ECG/MCG (ijl) a) ECG b) MCG

8°. CONGRESSO BRASILEIRO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA
UFSC, Florianópolis, Brasil — 7-10 - Novembro - 1983

UM ESTIMULADOR ACÚSTICO PARA PROVOCAR POTENCIAIS NEURO-ELÉTRICOS

Luís G.P. MELONI e WANG Binseng
Centro de Engenharia Biomédica - UNICAMP
13.100 - Campinas - SP

RESUMO

Potenciais neuro-elétricos provocados por estímulos sensoriais, conhecidos como potenciais evocados, estão sendo utilizados de forma crescente no diagnóstico e acompanhamento de distúrbios neuro-sensoriais. Foi desenvolvido um estimulador acústico para excitar o sistema auditivo através de quatro tipo de estímulos: estalidos, pulsos de tom, tons puros e ruído branco. Os estalidos, pulsos de tom e tons puros têm frequências selecionáveis. Os estalidos têm polaridade positiva, negativa ou alternada. Os pulsos de tom têm tempos de subida e de platô selecionáveis, sempre começando e terminando em amplitude nula da senóide. A intensidade do ruído branco é controlável independentemente da intensidade do outro estímulo aplicado simultaneamente, ambas em incrementos discretos de 5 dB.

AN ACOUSTIC STIMULATOR FOR EVOKED POTENTIALS

ABSTRACT

Evoked potentials are being used increasingly as a tool in diagnosis and follow-up of neurosensory disorders. An acoustic stimulator to be used in the evaluation of the auditory system has been built. The stimulator is capable of supplying four types os stimuli: clicks, tone bursts, pure tones and white noise. The repetition rate of the first two and the frequency of the tones are selectable by the user. The polarity of the clicks may be positive, negative or alternating. The rise time and duration of tone bursts can be varied by the user, while always starting and finishing with the sine wavw at zero amplitude. The intensity of the white noise can be controlled independently of the intensity of the other stimulus delivered simultaneously, both in discrete increments of 5 dB.

1. INTRODUÇÃO

A aplicação de um estímulo sensorial ao corpo humano provoca potenciais elétricos nas células nervosas que conduzem e processam a informação sensorial. Estes potenciais neuro-elétricos, conhecidos como "potenciais evocados", podem ser registrados na superfície corpórea por meio de uma instrumentação eletrônica adequada. De acordo com o sistema sensorial estimulado, o potencial evocado é classificado como visual, auditivo ou somatosensorial. Os potenciais evocados estão sendo utilizados de forma crescente no diagnóstico e acompanhamento de distúrbios neuro-sensoriais (1, 2, 3, 6, 8, 9).

Um sistema para provocar e processar potenciais evocados vem sendo desenvolvido na UNICAMP, pelo Centro de Engenharia Biomédica. Uma visão deste sistema é dada na segunda secção do artigo "Um estimulador elétrico para provocar potenciais neuro-elétricos", apresentado nestes anais. Aborda-se aqui apenas o estimulador acústico.

A importação de equipamentos para potencial evocado é difícil e demorada para médicos e instituições hospitalares, e bastante oneroso para o país (cada sistema custa 20-30 mil dólares e cada estimulador 1-3 mil dólares, f.o.b.). O custo dos componentes do estimulador acústico desenvolvido é estimado em torno de 300 dólares (esses componentes foram adquiridos em pequenas quantidades no mercado nacional).

Além da intenção de se transferir a tecnologia desenvolvida para o setor industrial, destaca-se, também, que os protótipos desenvolvidos serão utilizados nas clínicas de Neurologia, Otologia e Oftalmologia do Hospital de Clínicas da UNICAMP.

2. O ESTIMULADOR ACÚSTICO

O estimulador acústico é utilizado para excitar o sistema nervoso auditivo através da apresentação de sons. Os estímulos mais usados (1, 3, 4, 5, 7, 9) e gerados por este estimulador são: estalidos, tons puros e pulsos de tom ("tone bursts"). Ainda é oferecido o ruído branco que pode ser utilizado para mascarar a percepção de um outro estímulo aplicado contralateralmente. As características destes estímulos são apresentados a seguir:

a) estalidos:

- forma de onda: pulsos estreitos de tensão
- frequências: de 0,01 a 99 Hz (com incrementos discretos de 0,01; 0,1 ou 1 Hz)
- duração do pulso: 50 μs (ajustada internamente)
- polaridade: positiva, negativa ou alternada

b) tons puros:

- forma de onda: tensões senoidais
- frequências (em Hz): 125, 250; 500; 1000; 1500; 2000; 3000; 4000; 6000 e 8000

c) pulsos de tom:

- forma de onda: tensões senoidais moduladas por ondas trapezoidais
- frequências dos pulsos: de 0,01 a 99 Hz (com incrementos discretos de 0,01; 0,1 ou 1 Hz)
- frequências do tom: iguais às do item b
- tempo de subida (ts): de 1 a 99 ciclos de senóide (com incrementos discretos de 1 ciclo)
- tempo de platô (tp): de 1 a 99 ciclos de senóide ou de 8 ms a 792 ms, selecionável por meio de uma chave de duas posições (com incrementos discretos de 1 ciclo ou 8 ms)

d) ruído branco:

- forma de onda: tensão variável aleatoriamente, com espectro de potência uniforme na faixa audível (de 20 Hz a 20 kHz)
- a intensidade do ruído branco pode ser controlada independentemente da intensidade do outro estímulo sonoro

Pode-se calibrar a intensidade sonora dos estímulos em dB SPL ("Sound Pressure Level") permitindo assim uma variação de 0 a 95 dB SPL, com incrementos discretos de 5 dB SPL. A intensidade 0 dB SPL de cada tipo de estímulo pode ser ajustada internamente.

Na figura 1 é apresentado o diagrama de blocos do estimulador. O relógio envia pulsos de disparo ao gerador de estalidos e ao gerador de pulsos de tom. Para gerar estalidos, emprega-se pulsos retangulares de tensão com duração de 50 μs, obtendo-se um espectro de potência aproximadamente uniforme entre 0 e 15 kHz. A polaridade dos pulsos pode ser selecionada entre positiva, negativa e alternadamente positiva e negativa; assim, obtém-se estalidos que provocam inicialmente compressão ou rarefação do ar na frente da membrana timpânica.

As frequências dos tons puros são as mesmas utilizadas nos testes audiométricos. Emprega-se para tal fim um oscilador senoidal por deslocamente de fase.

Os pulsos de tom são obtidos através da multiplicação de ondas senoidais por uma onda trapezoidal. Esta operação é efetuada por um circuito eletrônico especialmente projetado para garantir que: a) o pulso de tom inicia e termina em fase zero (i.e., na amplitude nula da senóide); b) a frequência do tom e os tempos de subida e de platô podem ser variados sem alterar a amplitude da

onda trapezoidal; e c) os tempo de subida e de platô podem ser variados sem afetar a condição (a), dispensando cálculos e/ou monitoração contínua.

O controle da intensidade dos estímulos é feito por meio de um atenuador logarítmico. O ruído branco é usado para "mascarar" a percepção contralateral de um outro estímulo apresentado simultaneamente. O mascaramento das respostas contralaterais por ruído branco pode ser explicado pelo raciocínio de que as fibras nervosas são incapazes de responder sincronamente ao estímulo enquanto são forçadas simultaneamente a responder de forma aleatória ao ruído branco (3). Esta técnica permite uma melhor avaliação do estado funcional de apenas um dos ouvidos.

Os estímulos podem ser enviados ao canal A, B ou a ambos por meio de dois somadores. Os amplificadores de audio empregados podem fornecer uma potência de saída mínima ao redor de 10 W com uma distorção harmônica total de 1%.

O pulso de sincronismo sinaliza o instante de ocorrência de um estímulo (estalido ou pulso de tom) ou no caso do tom puro, sinaliza o primeiro cruzamento de zero da senóide durante um pulso de relógio. Para propor cionar maior flexibilidade na sua utilização, o estimulador também pode ser disparado por meio de um pulso externo.

3. FORMAS DE ONDA DE SAÍDA DO ESTIMULADOR ACÚSTICO

São apresentadas a título de ilustração algumas formas de onda de saída do estimulador acústico. A figura 2 ilustra um "tone pip" de 3 kHz com um ciclo na subida, um no platô e um na descida. No traço superior tem-se a onda trapezoidal, que multiplicada pelo tom puro fornece o pulso de tom. Na figura 3 tem-se um pulso de tom de 6 kHz com tempo de 1 ms e tempo de platô de 0,83 ms. Na figura 4, tem-se no traço superior o ruído branco na saída de um dos canais de audio e pulsos de tom na saída do outro canal.

4. DISCUSSÕES

Neste projeto procurou-se, na medida do possível, utilizar um número reduzido de ajustes internos, sem a necessidade de calibração constante. Este estimulador visa atender as necessidades básicas para se obter PEA sem muita sofisticação. A principal característica deste estimulador é que os pulsos de tom gerados começam e terminam em fase nula. Este requisito tornou o circuito mais complexo, porém com a vantagem de apresentar um espalhamento de frequência bastante reduzido em torno da frequência do tom. Esta característica é importante nos testes seletivos em frequência do sistema auditivo. Todos os componentes utilizados nos circuitos foram adquiridos no mercado nacional.

Os testes em pacientes do estimulador acústico será realizado com a conclusão do promediador, que se encontra no momento em fase final de projeto.

5. BIBLIOGRAFIA

(1) G.G. CELESIA: Auditory evoked responses. Arch Neurol. 19:430-438 (1968).

(2) R.Q. CRACCO & J.B. CRACCO:Somatosensory evoked potential in man: far field potentials. EEG Clin. Neurophysiol. 41: 460-466 (1976).

(3) H. DAVIS: Principles of electric response audiometry. Ann. Otol. Rhinol. Laryngol. 85:suppl. 28 (1976).

(4) J.J. EGGERMONT: Electrocochleography. Handbook of Sensory Physiology, Vol. V, part 3 (1976).

(5) C. ELBERLING: Some Aspects of Electrocochleography. FADL'S Forlag Kobenhavn. Arhus. Odense (1977).

(6) G.D. GOFF ε al.: The scalp topography of human somatosensory and auditory evoked potentials. EEG Clin. Neurophysiol. 42:57-76 (1977).

(7) R.F. NAUNTON ε C. FERNÂNDEZ: Evoked electrical activity in the auditory nervous system. Academic Press (1978).

(8) S. SOKOL: Visually evoked potentials: theory, techniques and clinical applications. Surv. Ophtalmol. 1:18-44 (1976).

(9) A. STARR: Sensory evoked potentials in clinical disorders of the nervous system. Ann. Rev. Neurosci. 1:103-127 (1978).

Os autores agradecem apoio financeiro concedido pelo CNPq, FINEP e FAPESP.

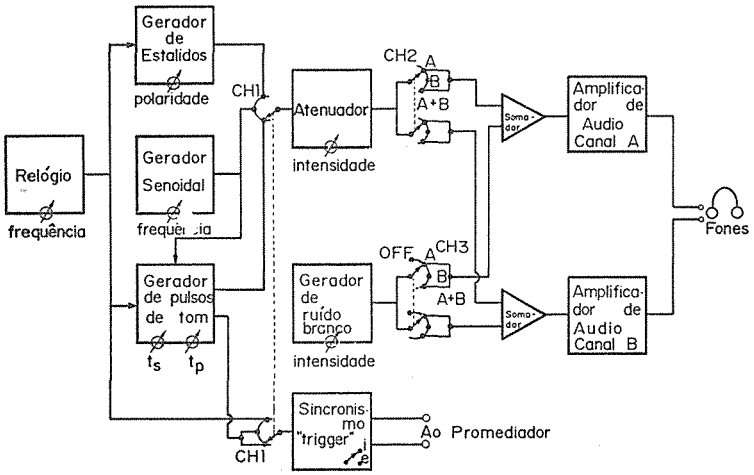


Figura 1 - Diagrama de Blocos do Estimulador Acústico

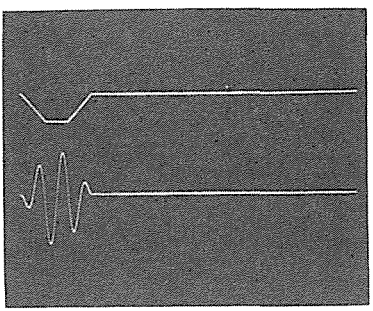


Figura 2 - "Tone Pipe" de 3 kHz

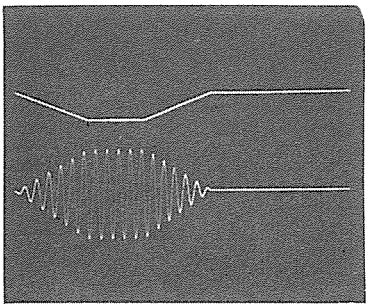


Figura 3 - Pulso de Tom de 6 kHz

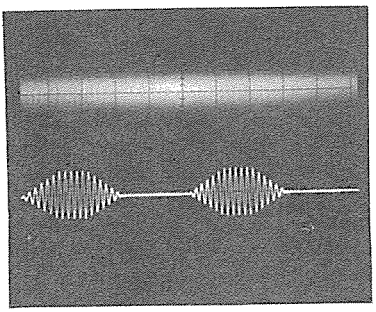


Figura 4 - Ruído Branco (traço superior) e Pulso de Tom (traço inferior)

8°. CONGRESSO BRASILEIRO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA
UFSC, Florianópolis, Brasil — 7-10 - Novembro - 1983

UM ESTIMULADOR ELÉTRICO PARA PROVOCAR POTENCIAIS NEURO-ELÉTRICOS

Luís G.P. MELONI e WANG Binseng
Centro de Engenharia Biomédica - UNICAMP
13.100 - Campinas - SP

RESUMO

Potenciais neuro-elétricos provocados por estímulos sensoriais, conhecidos como potenciais evocados, estão sendo utilizados de forma crescente no diagnóstico e acompanhamento de distúrbios neuro-sensoriais. Foi desenvolvido e testado um estimulador elétrico para excitar o sistema somatosensorial através de pulsos de corrente elétrica com amplitude, duração e frequência selecionáveis. A carga elétrica total de cada pulso é calculada e apresentada num "display", para possibilitar uma quantização do estímulo aplicado. O estimulador é alimentado por pilhas recarregáveis para maior segurança do paciente.

AN ELECTRIC STIMULATOR FOR EVOKED POTENTIALS

ABSTRACT

Evoked potentials are being used increasingly as a tool in diagnosis and follow-up of neurosensory disorders. An electrical stimulator to be used in the evaluation of the somatosensory nervous system has been built and testes. The stimulator is capable of supplying current pulses with selectable amplitudes, durations and frequencies. The total charge delivered by each pulse is computed and presented on a LCD display to allow precise characterization of the stimulus. To assure safety for the patient, the stimulator is powered by rechargeable batteries.

1. INTRODUÇÃO

A aplicação de um estímulo sensorial ao corpo humano provoca potenciais elétricos nas células nervosas que conduzem e processam a informação sensorial. Estes potenciais neuro-elétricos, conhecidos como "potenciais evocados", podem ser registrados na superfície corpórea por meio de uma instrumentação eletrônica adequada. De acordo com o sistema sensorial estimulado, o potencial evocado é classificado como visual, auditivo ou somatosensorial.

Os potenciais evocados estão sendo utilizados de forma crescente no diagnóstico e acompanhamento de distúrbios neuro-sensoriais (3, 5, 7, 8). Os resultados da correlação, em pacientes normais, entre as características físicas do estimulador (e.g., intensidade, frequência e duração) e as características dos vários componentes do potencial evocado (e.g., latência, amplitude e forma de onda) podem ser aplicados a indivíduos que são incapazes de descrever suas experiências sensoriais (tais como crianças, indivíduos comatosos, retardados, e pacientes que simulam propositadamente doenças neuro-sensoriais). Mesmo nos casos de indivíduos que são capazes de descrever suas experiências sensoriais, o potencial evocado apresenta a vantagem, sobre os testes perceptivos tradicionais, de possibilitar a avaliação quantitativa e não-invasiva de grupos de células nervosas, permitindo a localização de lesões no sistema nervoso.

Embora seja conhecida há muitos anos a existência de potenciais evocados no corpo humano, a sua ampla utilização no diagnóstico só se tornou possível nos últimos quinze anos, através da redução de custos de instrumentos eletrônicos que implementam técnicas de melhoria da razão sinal/ruído. Sem a utilização de técnicas de processamento é quase impossível visualizar os potenciais evocados, dada a sua pequena amplitude em comparação a outros sinais bio-elétricos (EEG, ECG, EMG).

Um sistema para provocar e processar potenciais evocados vem sendo desenvolvido na UNICAMP, pelo Centro de Engenharia Biomédica. Neste artigo aborda-se o estimulador elétrico usado para provocar os potenciais do sistema nervoso somatosensorial. Existem várias companhias estrangeiras que fabricam equipamentos para potencial evocado (e.g., NICOLET, TRACOR NORTHERN e TRACY nos E.U.A., RACIA e BIOPHYSIC MEDICAL na França, AMPLAID na Itália e NIHON KOHDEN no Japão). A importação destes equipamentos é difícil e demorada para médicos e instituições hospitalares, e bastante onerosa para o país (cada sistema custa 20-30 mil dólares e cada estimulador 1-3 mil dólares, f.o.b.). O custo dos componentes do estimulador elétrico desenvolvido é estimado em torno de 250 dólares (estes componentes foram adquiridos em pequenas quantidades no mercado nacional). O sucesso da transferência deste projeto para a indústria oferece a perspectiva de redução da importação desses instrumentos, além de representar uma pequena contribuição para o avanço da tecnologia nacional no setor de instrumentação médico-hospitalar.

Mesmo que se tenha dificuldades em transferir os conhecimentos adquiridos para o setor produtivo, os protótipos desenvolvidos serão utilizados no Hospital de Clínicas da UNICAMP, pelas clínicas de Neurologia, Otologia e Oftalmologia.

2. EQUIPAMENTOS NECESSÁRIOS À OBTENÇÃO DOS POTENCIAIS EVOCADOS

O sistema para potencial evocado que está sendo desenvolvido é ilustrado na figura 1. Este sistema é composto de: um conjunto de estimuladores (elétrico, acústico e óptico), um pré-amplificador, um processador de sinais (promediador), e as unidades de saída vídeo e em papel.

O estimulador acústico é utilizado para excitar o sistema auditivo através da apresentação de sons. O elétrico serve para excitar o sistema somatosensorial através da passagem de pequenas correntes elétricas por eletrodos colocados sobre a pele. Dois tipos de estimuladores ópticos são frequentemente utilizados: "flash" e padrões. O primeiro apresenta pulsos de luz (quer filtrados ou não), enquanto que o segundo apresenta padrões visuais alternantes (como xadrez ou barras) numa tela de televisor. Estes estimuladores enviam pulsos de sincronismo ao promediador para sinalizar o instante da aplicação do estímulo.

O pré-amplificador, colocado próximo ao paciente, serve para atenuar os ruídos de modo comum devido às interferências eletromagnéticas (principalmente aquelas da rede de 60 Hz). Desta forma, é possível colocar o restante do sistema de processamento numa sala adjacente e, ainda, evita-se a necessidade de colocar o paciente dentro de uma gaiola de Faraday.

O promediador possui no seu estágio de entrada um amplificador com filtros. A necessidade de amplificação deve-se ao fato de que o conversor analógico/digital exige uma amplitude mínima para que sejam reduzidos os erros da conversão. A utilização dos filtros permite não só a atenuação dos ruídos fora da banda de frequência do sinal, mas também a minimização dos erros de "aliasing" produzidos pela amostragem do sinal pelo conversor A/D. A função básica do promediador é a de aumentar a razão sinal/ruído através da técnica do cálculo da média

síncrona (5). Esta técnica consiste em: a) aplicar uma série de estímulos idênticos ao paciente; b) dividir em segmentos consecutivos o potencial neuro-elétrico captado pelos eletrodos, utilizando-se os instantes de aplicação dos estímulos como delimitadores dos segmentos; c) determinar o segmento médio, calculando-se a média de todos os segmentos obtidos. Este segmento médio é uma estimativa do valor esperado do potencial evocado supondo-se válidas as seguintes hipóteses: a) o potencial evocado pode ser considerado um processo estocástico estacionário (pelo menos no sentido amplo); b) o ruído, i.e., todos os sinais não correlacionados com a aplicação do estímulo, também pode ser considerado um outro processo estocástico, cuja média de "ensemble" tem valor nulo ou constante; e c) o ruído é aditivo ao potencial evocado.

A promediação do sinal é implementada num processador digital baseado no microprocessador 8085. Ao usuário é oferecido uma série de opção quanto ao processamento do sinal, tais como a duração do segmento processado, a frequência de amostragem e o número de segmentos processados.

O resultado da promediação, i.e., o potencial evocado, é apresentado na tela de um tubo de raios catódicos (saída vídeo). Caso o usuário deseje documentar este resultado para estudo e comparações posteriores, ele poderá utilizar um registrador em papel.

3. O ESTIMULADOR ELÉTRICO

O estimulador elétrico é utilizado para excitar nervos periféricos através da passagem de pequenas correntes por meio de eletrodos afixados sobre a pele. Os estímulos comumente empregados são pulsos de corrente com o componente DC nulo (2, 5, 6, 8). As características fornecidas pelo estimulador desenvolvido são apresentadas resumidamente abaixo:

a) segurança do paciente contra falhas eventuais do circuito eletrônico;
b) circuito isolado da rede, alimentado por pilhas recarregáveis;
c) parâmetros dos estímulos:
   i) componente DC nulo
   ii) intensidade do pulso de corrente: de 0 a 20 mA sobre uma impedância de 0 a 15 kΩ (com incrementos discretos de 2 mA)
   iii) duração do pulso: de 0,1 ms a 5 ms (com incrementos discretos de 0,1 ms)
   iv) frequência de estimulação: de 0,1 a 20 Hz (com incrementos discretos de 0,1 ou 1 Hz).
d) os pulsos de sincronismo têm níveis de tensão TTL e são isolados por meio de um transformador de pulso com circuitos limitadores de sobre-tensão e sobre-corrente;
e) o circuito permite o disparo externo por meio de um pulso de tensão de níveis TTL, também isolado conforme item d;
f) a carga dos pulsos de corrente é calculada e apresentada num "display".

Na figura 2 é apresentado o diagrama de blocos do estimulador elétrico. O aparelho é alimentado por cinco pilhas recarregáveis (5 x 1,25 V). Desta maneira, elimina-se totalmente a possibilidade de causar choques elétricos ao paciente devido a eventuais falhas dos circuitos eletrônicos.

O estimulador necessita para sua operação das seguintes tensões de alimentação: + 320 V e ± 12 V. A primeira delas é para permitir a passagem de pulsos de corrente de até 20 mA numa impedância máxima de saída de 15 kΩ, enquanto que as duas últimas são utilizadas para alimentar amplificadores operacionais. Para se obter estas tensões a partir das pilhas recarregáveis são utilizados dois conversores de tensão DC-DC. O conversor de tensão principal (6,25 V → 320 V) é regulado através do controle da duração dos pulsos que são aplicados às bases dos transistores de chaveamento. As tensões de saída do conversor de tensão secundário (6,25 V → ± 12 V) são reguladas por meio de diodos zeners e transistores. Algumas características do conversor de tensão principal são apresentadas a seguir:

. Eficiência: 70% (10 mA de carga)
. Regulação de carga: 1,6%
. Ruído mínimo de chaveamento: 150 mVpp
. Corrente DC: 10 mA
. Potência: 2 W

O estimulador propriamente dito é composto dos seguintes blocos:

a) relógio: permite o controle da frequência dos pulsos;
b) mono-estável e atenuador linear: permite o controle da duração e da intensidade dos pulsos;
c) conversor de pulsos de tensão a pulsos de corrente: converte pulsos de tensão em pulsos de corrente;
d) calculador de carga: determina a carga de cada pulso de corrente e apresenta num "display" de 3 1/2 dígitos, para permitir uma monitoração precisa do estímulo aplicado;
e) sincronizador: envia pulsos de sincronismo do promediador, através de um isolador do tipo transformador de pulso, para indicar o instante de aplicação do estímulo. Para maior flexibilidade, este bloco também permite que o estimulador seja acionado por pulsos de sincronismo externo.

O acoplamento entre os pulsos de corrente e

os eletrodos é de forma capacitiva, para assegurar que o componente DC do estímulo seja nulo, evitando a ionização das células da região estimulada.

4. TESTES DO ESTIMULADOR

O estimulador elétrico foi testado no Departamento de Fisiologia da Faculdade de Medicina da USP de Ribeirão Preto. Na figura 3 apresenta-os potenciais evocados somatosensoriais, denominados respostas corticais lentas, de um voluntário adulto, sexo masculino, registrados por meio de eletrodos colocados sobre o couro cabeludo (1). O eletrodo positivo foi colocado no vértex, o eletrodo negativo no lobo da orelha esquerda e o eletrodo terra na testa. Os eletrodos de estimulação foram afixados sobre a pele próximos ao punho, o eletrodo positivo sobre o n. mediano direito e o negativo distante de 1-3 cm. Os parâmetros dos estímulos foram os seguintes:

. pulso de corrente de 8 mA
. duração de 0,1 ms
. frequência de 10 ciclos/s
. carga dos pulsos: 7 μC

A promediação foi efetuada num promediador NICOLET NC-1072. Foram somadas 64 varreduras com uma janela de duração de 500 ms. Nesta figura tem-se quatro traços sobrepostos mostrando uma deflexão positiva ao redor de 70 ms, uma deflexão negativa ao redor de 130 ms e outra positiva ao redor de 200 ms.

5. DISCUSSÕES

No projeto do circuito eletrônico procurou-se na medida do possível, reduzir ao mínimo o número de ajustes internos, para evitar a necessidade de calibração constante. Tomou-se bastante precaução com respeito à segurança do paciente em eventuais falhas dos circuitos eletrônicos. A alimentação do aparelho é feita através de pilhas recarregáveis, tendo por objetivo evitar os perigos da tensão da rede. Vários estimuladores comerciais operam com a tensão da rede, utilizando como isolação apenas um conversor de tensão DC-DC. Outra característica importante deste estimulador é a utilização de um circuito calculador de carga. Os pulsos de corrente são bastante distorcidos devido ao efeito capacitivo da pele. Este circuito permite uma monitoração precisa da carga entregue por cada pulso de corrente. Todos os componentes utilizados nos circuitos foram adquiridos no mercado nacional com o objetivo de facilitar a eventual transferência do projeto para o setor produtivo.

6. BIBLIOGRAFIA

(1) B.J. ANZISKA & R.Q. CRACCO: Short latency SEPs to median nerve stimulation: comparison of recording methods and origin of components. EEG Clin. Neurophysiol. 52:531-539 (1981).

(2) R.Q. CRACCO: Spinal evoked response: peripheral nerve stimulation in man:EEG Clin. Neurophysiol. 35:379-386 (1973).

(3) R.Q. CRACCO & J.B. CRACCO:Somatosensory evoked potential in man: far field potentials. EEG Clin. Neurophysiol., 41: 460-466 (1976).

(4) E.M. GLASER & D.S. RUCHKIN: Principles of Neurobiological Signal Analysis. Academic Press (1976).

(5) G.D. GOFF & al.: The scalp topograph of human somatosensory and auditory evoked potentials. EEG Clin. Neurophysiol. 42: 57-76 (1977).

(6) ROSSINI & al.: Short latency somatosensory evoked potentials to peroneal nerve stimulation: scalp topograph and the effect of different frequency filters. EEG Clin. Neurophysiol. 52:540: 552 (1981).

(7) S. SOKOL: Visually evoked potentials: theory, techniques and clinical applications. Surv. Ophthalmol. 1:18-44(1976).

(8) A. STARR: Sensory evoked potentials in clinical disorders of the nervous system. Ann. Rev. Neurosci. 1:103-127 (1978).

Os autores agradecem o apoio financeiro concedido pelo CNPq, FINEP e FAPESP.

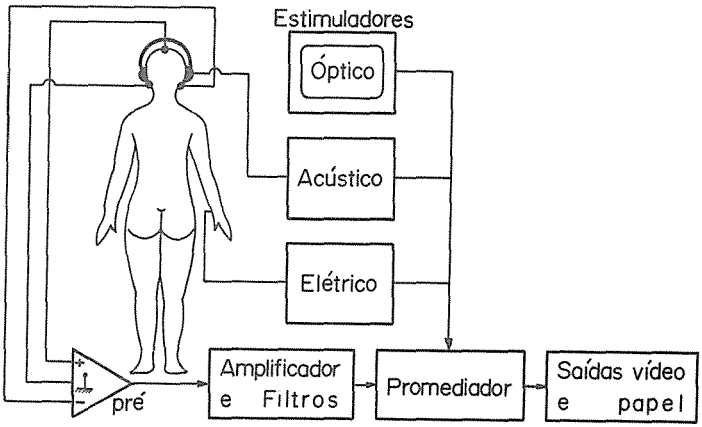


Figura 1 - Sistema de Instrumentação para Provocar e Processar Potencial Evocado

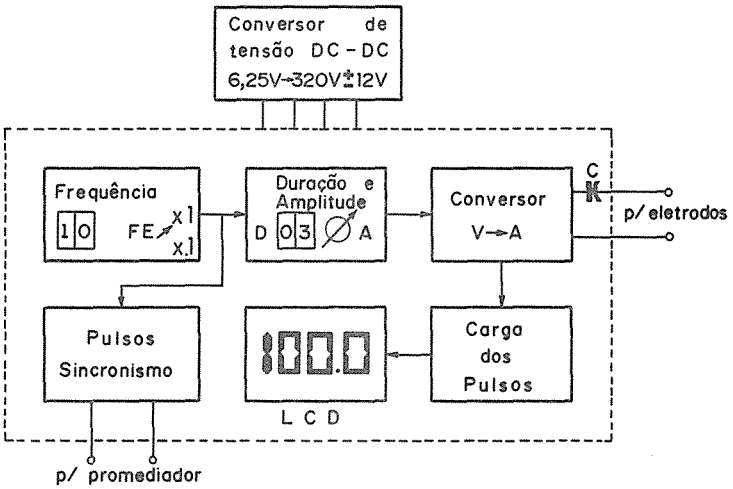


Figura 2 - Diagrama de Blocos do Estimulador Elétrico

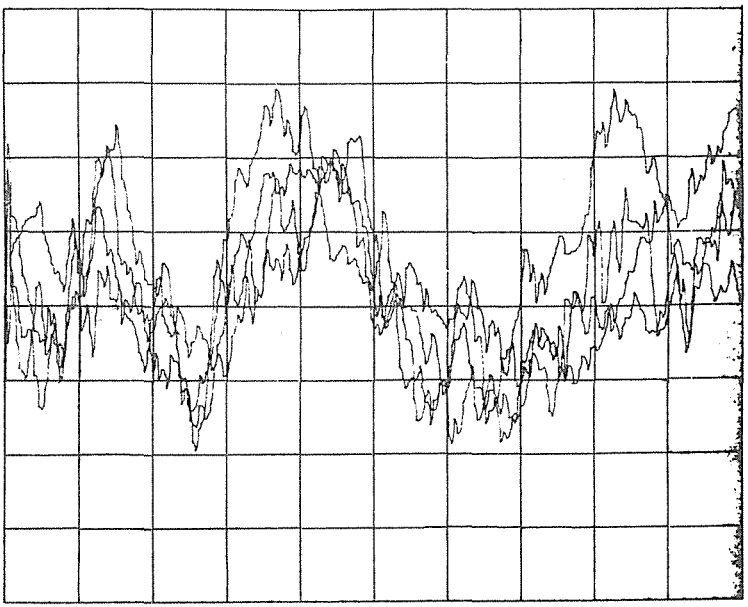


Figura 3 - Respostas Corticais Lentas Provocadas pelo Estimulador Elétrico (escala: arbitrária na vertical e 50 ms por divisão na horizontal)

8°. CONGRESSO BRASILEIRO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA
UFSC, Florianópolis, Brasil — 7-10 - Novembro - 1983

DESENVOLVIMENTO DE UM FILTRO DE WIENER PARA EPIDEMIAS DE SARAMPO

J. Nadal e R. B. Panerai

Programa de Engenharia Biomédica - COPPE/UFRJ - Caixa Postal 68.510 - CEP 21.944 - RJ

O registro semanal da ocorrência de casos de sarampo em um município constitui uma série temporal, à qual pode-se aplicar técnicas de processamento de sinais. A alta variabilidade que se observa semanalmente no desenvolvimento de uma epidemia dificulta seu estado e justifica a necessidade de aplicação de filtros especiais que permitam um alisamento dos dados sem perda significativa de informação. As epidemias apresentam morfologia variável que pode ser explicada pela ocorrência de micro-epidemias simultâneas e/ou pouco defasadas

Um filtro que atenua a variabilidade dos dados, levando em conta a existência do padrão micro-epidêmico e as características espectrais da série, foi desenvolvido com base na teoria de Wiener, e aplicado aos dados de ocorrência de sarampo de 10 municípios do Rio Grande do Sul, num período de 512 semanas (1971 a 1980).

DESIGN OF A WIENER FILTER FOR MEASLES EPIDEMIC DATA

ABSTRACT

Weekly case-occurrences of measles in a community can be looked at as a time series amenable to signal processing techniques. This approach is justified by the high variability observed in this kind of signal and the importance of pattern analysis for an understanding of the infections process It has been shown previously that measles epidemics are formed by a series of micro-epidemics with different intensities and latencies. This paper presents an optimal filter designed with the purpose of smoothing epidemic data without destroying the micro-epidemic pattern. The Wiener filter has been applied and tested on the case-occurrences of measles from 10 towns of the State of Rio Grande do Sul corresponding to 512 weeks from 1971 to 1980.

1. Introdução

A aplicação de técnicas de processamento de sinais em dados epidemiológicos, de origem recente, tem apresentado resultados que comprovam e complementam aqueles obtidos pelos métodos da epidemiologia clássica (1-8). Mais ainda, vem permitir aos epidemiologistas e sanitaristas o acesso a um variado conjunto de técnicas e recursos desenvolvidos

em várias áreas da engenharia e a possibilidade de utilizar mais amplamente recursos computacionais que cada dia tornam-se mais disponíveis.

No Brasil, o processamento de sinais epidemiológicos foi iniciado em 1979, a partir de um convênio entre o Programa de Engenharia Biomédica (COPPE/UFRJ) e o Departamento de Engenharia Elétrica, do Imperial College of Science & Technology, da Inglaterra, contando também com o apoio da Unidade de Vigilância Epidemiológica do Rio Grande do Sul. Vários estudos vem sendo desenvolvidos sobre dados de ocorrência semanal de sarampo, onde as séries temporais assim constituídas são interpretadas como amostras de sinais contínuos e diversos enfoques têm sido desenvolvidos, como por exemplo, filtragens digitais, filtragem inversa, análise espectral, etc.(9-15).

O problema central que justifica essa linha de pesquisa, bem como a escolha dos dados de sarampo, reside na seriedade da doença, que se manifesta na região e em outros estados brasileiros através de epidemias multifocais, de ocorrência cíclica, sendo responsável direta ou indiretamente por um elevado índice de mortalidade infantil, apesar da sistemática de vacinação adotada a partir de 1974, no caso do Rio Grande do Sul (16).

Os padrões temporais de ocorrência de casos de sarampo em períodos epidêmicos precisam ser bem estudados com vista a tomada de medidas eficazes de controle, que minimizem o efeito da doença, diminuindo sua incidência e mortalidade (11, 14). Dificuldades consideráveis existem neste particular, uma vez que o "sinal epidemiológico" é, em geral, multivariável (envolvendo aspectos espaço-temporais), não estacionário e distorcido por ruídos e interferências. No caso de sarampo, as epidemias se apresentam como somas de algumas epidemias menores ("microepidemias"), ocorrendo em períodos próximos, como se pode confirmar com a aplicação de filtragem inversa (9, 15).

O objetivo deste trabalho é introduzir um método de filtragem que diminua a contribuição destes ruídos e interferências indesejáveis levando em conta o padrão micro-epidêmico e as características espectrais próprias do sinal e ruído, a fim de que sejam mínimas as perdas de informação.

2. Materiais e Métodos

No presente trabalho foram utilizados os dados de ocorrência semanal de sarampo num período de 512 semanas (Fev/71 a Nov/1980), em 10 municípios do Estado do Rio Grande do Sul. Para a realização de algumas etapas foram aplicados diretamente os resultados obtidos em estudos anteriores, envolvendo dados referentes a 150 (10) e 93 municípios (9), do mesmo estado e no mesmo período. Todos os dados foram fornecidos pela Secretaria Estadual de Saúde e do Meio Ambiente (RS) e processados em computador PDP 11/34 (COPPE/UFRJ).

2.1 - O Filtro de Wiener

O princípio da filtragem de Wiener consiste na obtenção do melhor filtro teórico capaz de eliminar ou minimizar o ruído de uma informação. A partir da expressão teórica do filtro deve-se procurar a implementação prática que a realize ou mais dela se aproxime, considerando-se as restrições impostas pela experiência (17).

Para situações em que o sinal a ser filtrado é mascarado por ruído aditivo,

$$x(t) = s(t) + n(t) \qquad |1|$$

onde s(t) é um processo estocástico e n(t) é um ruído não correlacionado, o filtro que melhor elimina o ruído é dado por (18)

$$H(f) = \frac{S_{ss}(f)}{S_{ss}(f) + S_{nn}(f)} \qquad |2|$$

onde H(f) é a função de transferência do filtro e $S_{ss}(f)$ e $S_{nn}(f)$ são, respectivamente, as densidades espectrais de potência do sinal e ruído, conhecidos a priori. Esse filtro, quando aplicado ao sinal composto x(t)

|1|, fornece na saída um sinal

$$\hat{s}(t) = F^{-1} \{H(f)\, X(f)\} \qquad (3$$

onde X(f) é a transformada de Fourier de x(t) e o operador F^{-1} representa a Transformada Inversa de Fourier. O sinal $\hat{s}(t)$ é a melhor aproximação do sinal de entrada s(t), calculada a partir da minimização do Erro Médio Quadrático (18).

A dificuldade existente na implementação do Filtro de Wiener dado por |2|, envolve a estimação a priori do que sejam sinal e ruído separadamente e o cálculo dos respectivos espectros de potência.

2.2 - Estimação do Sinal

Cada uma das séries temporais estudadas é constituída de intervalos tipicamente epidêmicos, entremeados por períodos de poucos casos, apresentando flutuações que dificultam o acompanhamento das epidemias. Na Figura 1.A é apresentada a série relativa ao município de Vacaria (nº 154). A alta variabilidade que se apresenta, semana a semana, por si só realça a importância de se fazer uma boa filtragem.

As epidemias de sarampo apresentam aspectos distintos entre si, embora a média coerente das epidemias previamente normalizadas e sincronizadas por seu valor máximo apresente um formato gaussiano pouco variável com fatores como período de ocorrência, população e total de casos observados nos municípios em que essas ocorreram (10). Em estudo recente, de Panerai e cols. (9), as características distintas das epidemias foram explicadas pela ocorrência pouco defasada de pequenas epidemias, denominadas "micro-epidemias", através da aplicação da técnica de filtragem inversa.

Como uma estimativa inicial de "sinal" assumiu-se o próprio padrão epidêmico dado pela média coerente das epidemias (10). Em outro trabalho Sayers e cols. (15), traba-

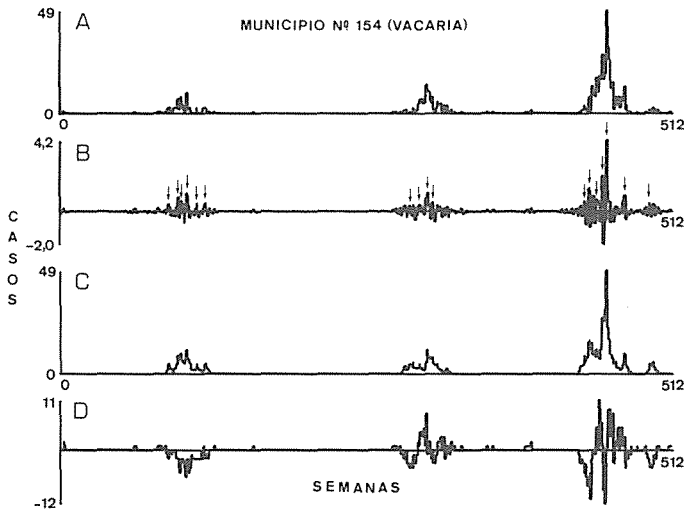


Figura 1.A - Ocorrência semanal de sarampo em Vacaria (Jan/71 a Dez/80). B - Saída do filtro inverso. As setas indicam micro-epidemias de diferentes amplitudes. C - Série reconstruída a partir da saída do filtro inverso e do padrão micro-epidêmico (Figura 2.C). D - Diferença entre A e C (série de ruído).

lhando com os mesmos dados, estudaram o comportamento das epidemias de sarampo, considerando os resultados da filtragem inversa e o conceito de micro-epidemias. Nesse estudo verificou-se a existência de uma contribuição indesejável no padrão fornecido por médias coerentes, devida à ocorrência de micro-epidemias muito próximas daquelas ajustadas para o cálculo da média. Para reduzir essa contribuição foi ajustada à curva padrão inicial e dela subtraída, uma curva de distribuição gaussiana, com valor máximo correspondente a 25% da amplitude de pico do padrão. A curva inicial, a gaussiana subtraída e o padrão resultante são apresentados na Figura 2.

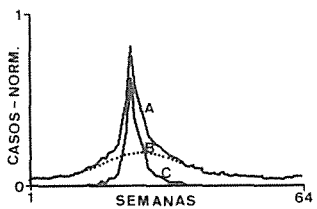


Figura 2.A - Média coerente de 232 epidemias normalizadas e sincronizadas pelo valor máximo. B - Curva de distribuição gaussiana ajustada à curva A. D - Padrão Micro-epidêmicc - diferença entre A e B.

De posse desse sinal aplicou-se a Transformada Rápida de Fourier (19) e calculou-se o Espectro de Potência do Sinal (Figura 3), através da expressão

$$S_{ss}(f) = S(f) \cdot S^*(f) \qquad |4|$$

onde $S^*(f)$ é o complexo conjugado de $S(f)$.

2.3 - Estimação do Ruído

Inicialmente, tomou-se o filtro inverso desenvolvido por Panerai e cols. (9), com a mesma resposta impulsiva por eles utilizada na filtragem de epidemias isoladas, e estendeu-se sua aplicação para as séries temporais completas, de 512 semanas, compostas de mais de duas epidemias, cada uma.

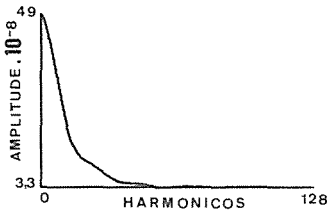


Figura 3 - Espectro de potência do padrão apresentado na Figura 2.C.

As saída obtidas nos intervalos epidêmicos repetiram com exatidão os resultados registrados para as respectivas epidemias, filtradas isoladamente.

Utilizando os resultados deste procedimento foram localizadas as posições de todas as micro-epidemias que compõem cada série, com uma indicação da amplitude relativa de cada micro-epidemia. A Figura 1.B apresenta a saída do filtro inverso para o município nº 154.

Com as posições e amplitudes dos picos determinados automaticamente e utilizando-se o padrão assumido como sinal (Figura 2.C), foram reconstruídas as séries, conseguindo-se uma boa aproximação das séries originais (Figura 1.C). A subtração das duas séries (original e reconstruída) fornece uma nova série (série diferença) que assumiu-se como uma estimação do ruído (Figura 1.D).

Os espectros de potência das séries diferenças, obtidos da mesma forma que o espectro do sinal, apresentam flutuações irregulares, não repetitivas, de modo que para melhorar a estimação decidiu-se calcular a média dos espectros normalizados. Esse caminho não foi satisfatório, uma vez que mesmo a média calculada utilizando os espectros das séries de 20 municípios continuou apresentando oscilações suficientes para comprometer a operação do filtro (Figura 4).

A causa mais evidente das altas amplitudes de certos harmônicos no espectro médio é

a existência de mais de uma epidemia ao longo de cada série temporal, ocorrendo com latências variáveis. Para obter um espectro de potência médio, desvinculado das componentes sazonais, cada uma das 10 séries temporais foi dividida em 4 intervalos de 128 semanas, e a seguir obteve-se os espectros das 40 séries resultantes, calculando-se nova média normalizada. Na Figura 5 são apresentadas duas das séries de 128 semanas, com os respectivos espectros de potência, e ainda a média resultante. Observou-se uma melhora significativa no perfil do espectro, em relação àquele apresentado na Figura 4. Admitindo-se este resultado como uma boa estimação do espectro de potência do ruído, é possivel implementar o Filtro de Wiener.

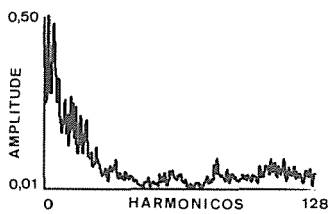


Figura 4 - Média normalizada dos espectros de potência do ruído (resíduos) de 20 municípios.

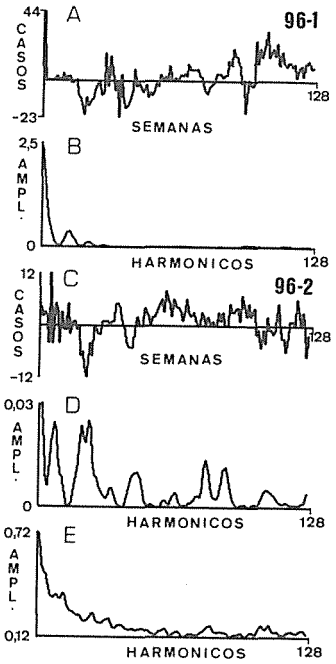


Figura 5 - A e C duas séries de ruído de 128 semanas (96-1 e 96-2) B e D. Espectros de potência de A e C. E - Média normalizada de 40 espectros.

2.4 - Realização do Filtro

Como em ambos os espectros estimados trabalhou-se com sinais normalizados, a função inicial do filtro |2|, pode ser deformada por relações incorretas de amplitude sinal/ruído. Para superar esse problema, a expressão do filtro modificada para (18)

$$H(f) = \frac{S_{ss}(f)}{S_{ss}(f) + k\, S_{nn}(f)} \qquad |5|$$

onde k é uma constante real positiva.

O filtro foi implementado e aplicado às 10 séries temporais em estudo, e seu desempenho testado para diferentes valores de k.

3. - Resultados

Na figura 6 são apresentadas as respostas impulsivas do filtro para k assumindo os valores (5, 1, 0,1 e 0,01). Na Figura 7 as respectivas funções de transferência são mostradas superpostas. A medida que o valor de k decresce, a banda passante do filtro aumenta; no limite (k=0), a parcela relativa ao ruído desaparece no denominador de |5|, e obtem-se um passa tudo, com H(f) = 1. Por outro lado, para valores de k superiores à unidade, não observam-se variações significativas nas características do filtro. Nesse caso a parcela correspondente ao espectro de

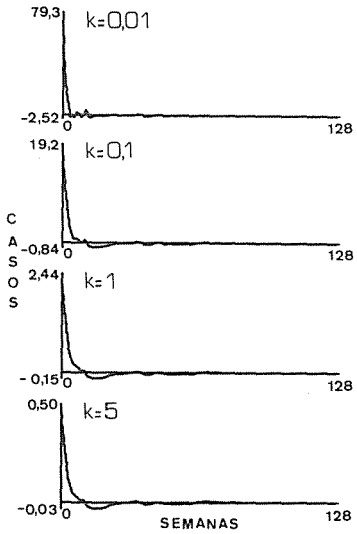


Figura 6 - Respostas impulsivas do filtro de Wiener para diferentes pesos (k) no espectro de potência do ruído.

ruído k $S_{nn}(f)$ torna-se muito maior que $S_{ss}(f)$ e a função de transferência tende para

$$H(f) = \frac{S_{ss}(f)}{k\ S_{nn}(f)}$$

com o ganho tendendo para zero.

Na Figura 8 é apresentada a série original de casos do município nº 100 (Rio Grande), com as saídas do filtro para alguns valores de k. A influência do peso atribuido ao espectro de ruído pode ser observada nos resultados. Para k=1 obtem-se o máximo de filtragem; com k=5 a forma é a mesma, com uma acentuada queda de amplitude. Para k=0,01 a série conserva ainda um alto grau de flutuações.

4 - Discussão

O filtro de Wiener é desenvolvido a partir dos espectros de potência do sinal e ruído. O sinal estimado a priori é o padrão micro-epidêmico médio, e como ruído tomou-se todos os dados resultantes da diferença entre série original e série reconstruída utilizando o padrão. Por esse motivo esperava-se obter como resultado séries alisadas com indicações objetivas da localização das micro-epidemias. Tal hipótese não se verificou na prática, sendo que o filtro resultante apresentou características acentuadas de passa-baixa.

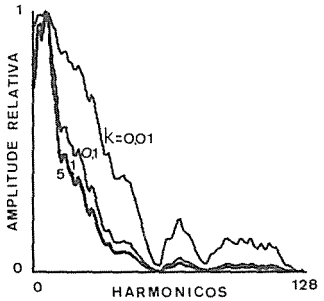


Figura 7 - Funções de transferência do filtro de Wiener para diferentes pesos (k) no espectro de potência do ruído. As amplitudes estão normalizadas para melhor comparação.

Esse resultado não invalida a utilização do Filtro de Wiener, pois chegou-se a uma boa técnica de filtragem, com a redução de flutuações indesejáveis e sem causar alterações na morfologia das séries nos intervalos epidêmicos de interesse.

No decorrer do trabalho levantou-se algumas hipóteses que merecem ser analizadas, com respeito à estimação do ruído.

A primeira consiste em localizar e subtrair apenas a maior micro-epidemia indicada pelo filtro inverso em cada série. A seguir aplica-se novamente o filtro inverso à série resultante e retira-se mais uma vez a maior micro-epidemia. Essa técnica, repetida tantas vezes quanto necessário, tem a vantagem de localizar micro-epidemias muito próximas,

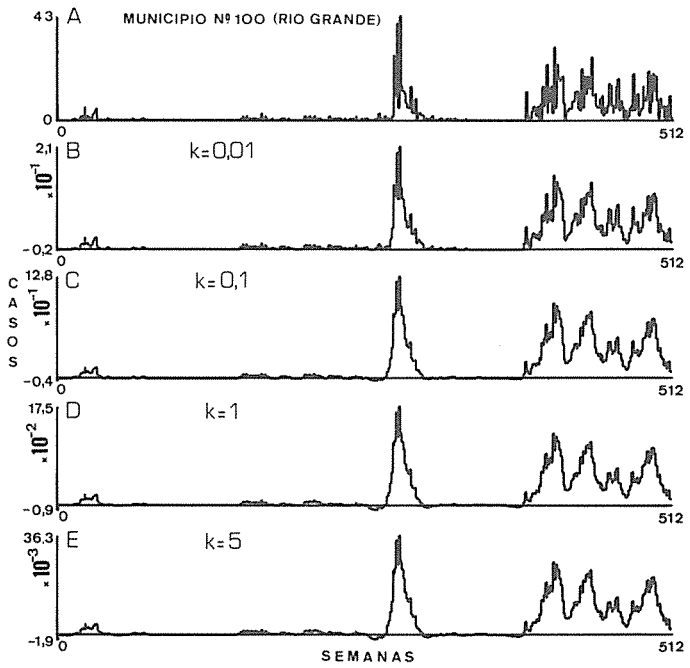


Figura 8 - A: Ocorrência semanal de sarampo no Rio Grande (Jan/71 a Dez/80). B-E: Saída do filtro de Wiener para diferentes valores de k.

onde uma micro-epidemia e mascarada pela presença de outra mais intensa na vizinhança, e passa despercebida na detecção automática de picos utilizada.

Outra hipótese é refazer o desenvolvimento do filtro considerando o ruído de alguma forma correlacionado ao sinal. Esse procedimento exigiria um estudo mais detalhado e abrangente, mas os resultados poderiam ser compensadores, dados os resultados preliminares aqui apresentados.

5 - Agradecimentos

Os autores agradecem o interesse da Unidade de Vigilância Epidemiológica da Secretaria de Saúde do Rio Grande do Sul pelo fornecimento dos dados e ao CNPq pelo suporte financeiro através da conceção de bolsa.

BIBLIOGRAFIA

(1) SAYERS, B.McA., MANSOURIAN, B.G., PHAN TAN, T. and BÖGEL, K., "A pattern analysis study of a wild-life rabies epizootic", Med. Informatics, 2, pp 11-34 (1977).

(2) SAYERS, B.McA. and MANSOURIAN, B.G., "Pattern analysis of epidemiological variable in the study of weanling diarrhoeal disease", Med. Informatics, 2 , pp 69-89 (1977)

(3) SAYERS, B.McA., THAI THIEN NGHIA, M. and MANSOURIAN, B.G., "Objective specification of the incremental weight variable

in weanling diarrhoeal disease of infants", ibid., 3 pp. 87-104 (1978).

(4) MANSOURIAN, B.G. and SAYERS, B.McA., "Pattern analysis in the study of infantile diarrhoea and other epidemiological problems". Bull.World Health Organization 57, pp 865-885 (1979)

(5) SAYERS, B.McA., SEGAL, S.D., HENSHALL, W.R., BOUND, J.A. and HARVEY, P.W. "Analysis of the occurrence of anencephalic still births in the Fylde Peninsula, 1956-1967", Med. Informatics, 3 pp 51-68 (1978)

(6) BOUND, J.P., HARVEY, P.W., BROOKES, D.M. and SAYERS, B.McA., "The incidence of anencephalus in the Fylde Peninsula, 1956-1976 and changes in water hardness" J. Epidemiol. & Commum Health, 35 , pp 102-105 (1981)

(7) NOBRE, F.F e SAYERS, B.McA., "Caracterização do desenvolvimento em peso de crianças de 0 a 2 anos", Anais do VII Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica, Rio de Janeiro, p. 13-18 (1981).

(8) NOBRE, F.F. e SAYERS, B.McA., "Variações da Mortalidade Infantil Diária na Inglaterra e Pais de Gales", Anais do VII Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica, p. 43-48 (1981)

(9) PANERAI, R.B., INFANTOSI, A.F.C., LIBEL, M. e SAYERS, B.McA., "Uma técnica de filtragem Inversa para Identificação de Epidemias", Anais do VII Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica, p. 31-36 (1981)

(10) NADAL, J., PANERAI, R.B. e INFANTOSI, A. F.C., "Emprego de Filtros Casados na Detecção de Surtos Epidêmicos de Sarampo", Anais do VII Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica, p. 25-30 (1981)

(11) NADAL, J. - "Emprego de Filtros Casados na Detecção de Surtos Epidêmicos de Sarampo", Tese de Mestrado (M.Sc.), Rio de Janeiro, Programa de Engenharia Biomédica, COPPE/UFRJ, (1981).

(12) BROOKES, M., NADAL, J. INFANTOSI, A.F. C. e PANERAI, R.B., "Representação Espaço Temporal de Doenças Transmissíveis" Caderno de Resumos do VII Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica, Rio de Janeiro, pg. 77 (1981)

(13) SILVA, J.C.P., PANERAI, R.B., NADAL, J. e INFANTOSI, A.F.C., "Estudo Inicial de Determinantes de Diferenças Regionais na Ocorrência de Sarampo", VII Congresso Brasileiro, Rio de Janeiro,78 (1981)

(14) PIRES, C.A.,"Detecção de Surtos Epidêmicos de Sarampo", Tese de Mestrado (M.Sc.), Rio de Janeiro - Programa de Engenharia Biomédica, COPPE/UFRJ (1983)

(15) SAYERS,B.McA., INFANTOSI, A.F.C., PANERAI, R.B. e NOBRE, F.F., "Exploratory pattern - analysis study of a multifocal measles epidemic", IEE Proc. v. 129, pt. A, 9, December (1982).

(16) Rio Grande do Sul, Unidade de Vigilância Epidemiológica da Secretaria de Saúde, "Informe Epidemiológico, Sarampo", Fevereiro, 1978.

(17) LATHI, B.P. "An Introduction Random Signals and Information Theory", International Textbook Co., Scranton, (1968).

(18) DE WEER D., J.P.C., "Facts and Fancies About a Posteriori "Wiener" Filtering" IEEE Trans. Biom. Eng. BME, 28, 3, March (1981).

(19) MONRO, D.N., "Complex discrete fast Fourier transform", Appl. Stat., 24, p. 153-160 (1975).

8°. CONGRESSO BRASILEIRO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA
UFSC, Florianópolis, Brasil — 7-10 - Novembro - 1983

ANÁLISE DE CIRCUITOS INTEGRADOS T.T.L. COM MICROCOMPUTADOR 8085-A-

Nissi, Roberto F. : Frère, Annie F.
Escola de Engenharia de São Carlos - Universidade de São Paulo
Departamento de Eletricidade.
Av.Dr. Carlos Botelho, 1465

Devido ao elevado número, nos laboratórios, de circuitos integrados com defeitos ou com um funcionamento duvidoso , foi proposto uma forma de otimizar o oneroso trabalho de testá-los. Verificamos a viabilidade de análise desses circuitos com um microcomputador. Iniciamos catalogando todos os tipos, fabricantes e características dos circuitos integrados TTL, assim como o estudo detalhado do potencial do microcomputador. A viabilidade desses testes com o microcomputador foi comprovado quando utilizamos uma porta de entrada/saída de dados já incorporada ao microprocessador para intercambiar os dados com o integrado em teste. Foram elaborados testes em circuitos combinacionais e sequênciais com resultados satisfatórios, apesar da porta E/S não ser suficientemente capacitado para esse tipo de interface. Solucionamos esse problema, com a construção de um periférico tentando otimizar ao máximo o software do problema. Os resultados finais proposto para esse problema é em termos de capacidade de análise de circuitos, não sòmente TTL, mas também as famílias pertencentes a circuitos digitais.

"T.T.L. INTEGRATED CIRCUITS ANALISYS WITH 8085-A MICROCOMPUTER"

Just the great number of TTL integrated circuits, in Laboratories with foult or uncertain operation, we proposed one form of optimizate the test work. We examined the viability of the analisis with 8085-A microcomputer, when utilized input / output port alyready incôrporate to the microcomputer; the construction of the periferic to for test and programming techiniques are the importance problems discussed in this paper. One special issue is the capacity of testes of other digital circuits family, wich been study.

As inúmeras falhas digitais que têm gerado grandes problemas em nossos laboratórios didáticos ou de pesquisa, têm mostrado que a maioria tem sido por falhas em componentes eletrônicos. O grande problema têm sido a falta de qualidade desses componentes adquiridos em representantes ou em lojas comerciais. Tudo isso tem acarretado em um trabalho longo e exaustivo para testar cada um desses componentes adquiridos, antes de usá-los nesses laboratórios. Todo esse problema têm sido alvo de preocupações de vários centros de pesquisa na área de sistemas digitais. A dificuldade de importação de algum equipamento dessa natureza e a preocupação de se melhorar o Know-how nessa área foi o ponto chave para se construir esse equipamento.

Em sistema on-line(4), para aplicações de tempo real como contrôle de unidades de processos químicos, equipamentos médicos, reatores nucleares e comando ou contrôle militar temos que assegurar um funcionamento correto dos equipamentos, pois, qualquer falha pode ser fatal. No passado, quando os sistemas de contrôle por computadores não eram utilizados, usava-se largamente computadores no modo offline , com o sistema bath de processamento, por isso o problema não gerava condições tão agravantes.

Uma falha ou falhas de um circuito digital é um defeito físico de um ponto ou mais de um componente integrado ou do circuito, que pode causar uma má função(2).

Falhas podem ser classificar em diversas categorias de acordo com as suas respectivas causas físicas. Defeito de fabricação ou de tempo pode causar uma gradual deterioração no comportamento, dando uma falha marginal. Tempo crítico, ruido e tolerância de chaveamento podem causar falhas intermitentes. Aqui a falha é dependente do tempo, pois está presente em alguns intervalos de tempo e ausentes em outros. Várias falhas que originalmente são intermitentes, eventualmente tornam-se permanentes. Tudo implica que a mal função é permanente, até ser reparado o seu modo de funcionamento. Várias falhas de circuitos digitais tornam as condições de nível 1 em nível 0. Estas falhas são coletivamente chamadas de falhas digitais. Neste trabalho verificamos sòmente as falhas lógicas, pois, métodos para tratamento marginal, intermitente ou falhas não-lógicas necessita de tópicos ultra-complexos para a sua análise(2)(5).

Apesar da nossa preocupação estar voltada na análise de circuitos integrados TTL, os mesmos conceitos podem ser utilizados em circuitos de outras famílias lógicas. A família de circuitos integrados TTL, possui uma gama muito grande de fabricantes e tipos com seus respectivos códigos, tornando a sua total catalogação desses circuitos um tanto quanto complicado, para uma posterior utilização desses códigos na implementação do software para testes dos mesmos. Devido à alta quantidade de dados, sentimos que o trabalho, para um sistema de testes alta - mente produtivo, iria ser demorado e abrangente.

Verificamos a possibilidade de se analisar os circuitos integrados TTL utilizando uma porta 8155(1) já incorporada ao microcomputador. Ela possui 256 bytes de RAM (3) estática e 3 portas de entrada/saída por onde é possível o intercâmbio de dados para a análise do circuito integrado. Foram testados inúmeros integrados com resultados satisfatórios, mas verificamos que essa porta não seria suficiente pelo tamanho de dutos que ela possui (4). Para solucionar esse problema, passamos à construir um periférico capaz de suprir essas necessidades aliado a facilidade de execução do software para os testes, pois, pretendemos armazenar esses

testes em EPROM's para maior versatilidade do sistema. Uma boa opção surgiu com a utilização de porta 8212 (1) para interfacear o microcomputador e o integrado sob testes. Com várias portas deste tipo e mais alguns componentes, montamos um sistema de alta capacidade de troca de dados e com um sistema de contrôle produtivo, tornando a programação simples. Apesar da dificuldade na aquisição desses componentes, nem sempre facilmente encontrados, temos tentado a substituição por componentes mais ascessíveis no mercado, apesar do crescimento do hardware do sistema. Partimos agora para a construção de um sistema simples, compacto e acessível a pessoas alheias ao software do microcomputador, além da viabilidade da inclusão de elementos capazes de interfacear diferentes níveis lógicos, para a utilização com integrados de outras familias lógicos, tentando a cada dia um aprimoramento maior nesse sistema.

BIBLIOGRAFIA:

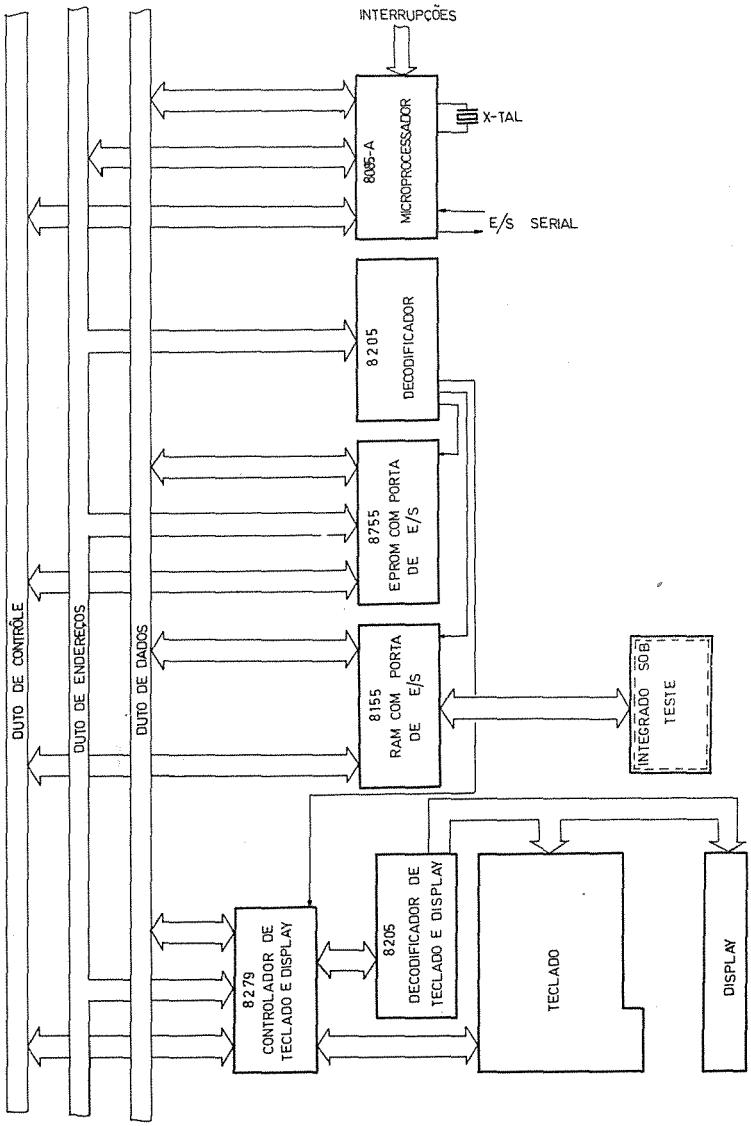
1 - Intel - MCS 80/85 Family user's Manual
Intel - october -1979 - Sta Clara - U.S.A.

2 - H.Y.CHANG, E.MANNING, G.METZE: fault diagnosis of digital systems.
Willey Interscience - John Willey & Sons - 1970 - USA.

3 - B.A. ARTWICK : microcomputer interfacing
Prentice-Hall séries in Personal Computing -1980 - USA.

4 - G.B. LANGDON Jr., E. FREGNI - Projeto de computadores digitais
Edgard Blücher / EDUSP - 1974 - São Paulo, SP.

5 - T.W.WILLIANS, K.P. PARKER - Design for testability - A Survey
Proceedings of IEEE, Vol. 71, nº 1, January 1983 - USA.



ESQUEMA GERAL DO MICROCOMPUTADOR NO TESTE PARA VERIFICAÇÃO DA VIABILIDADE DO TESTE DE CIRCUITO INTEGRADO T.T.L., COM O MESMO.

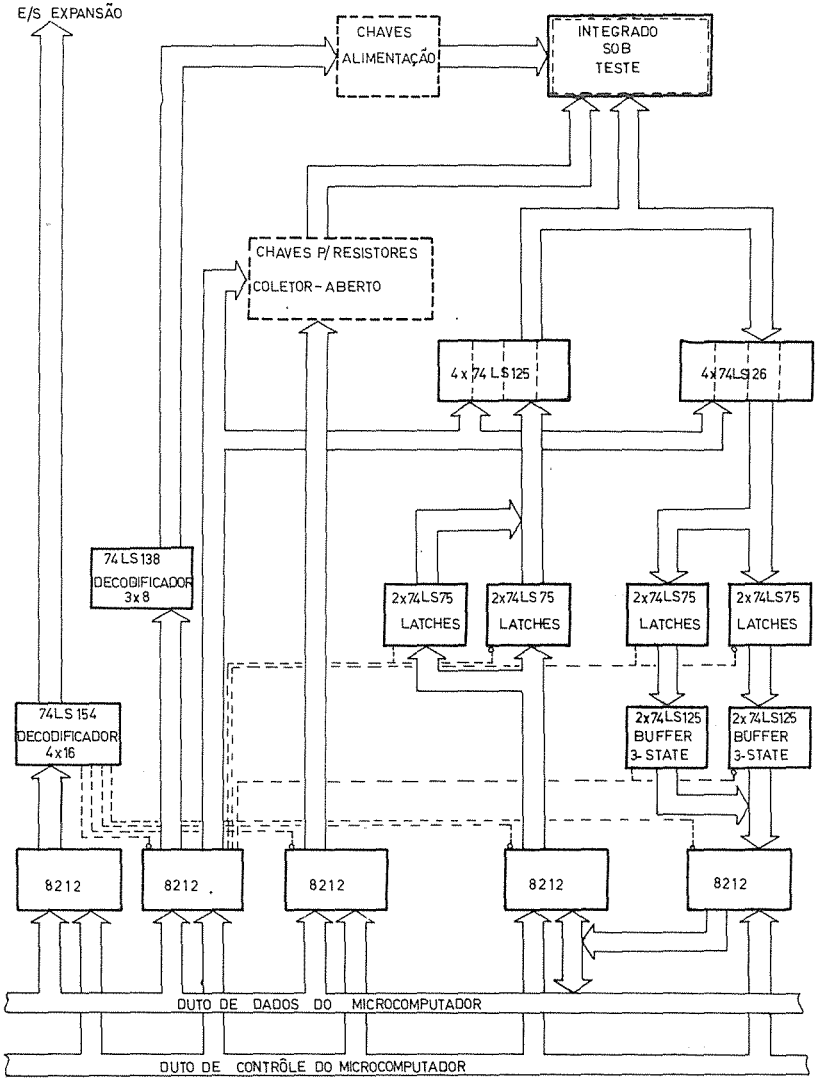


DIAGRAMA ESQUEMÁTICO DO ANALISADOR DE CIRCUITOS INTEGRADOS T.T.L. ACOPLADO AO MICROCOMPUTADOR.

8°. CONGRESSO BRASILEIRO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA
UFSC, Florianópolis, Brasil — 7-10 - Novembro - 1983

SIMULAÇÃO DO ESCOAMENTO SANGUÍNEO EM VASOS DE PAREDES RÍGIDAS, PARCIALMENTE OBSTRUÍDOS COM OBSTÁCULOS EM FORMA DE ANEL.

Antonio Carlos Ribeiro Nogueira, MSc, Prof. Assistente
Rogério Tadeu da Silva Ferreira, PhD, Prof. Titular
Universidade Federal de Santa Catarina
Campus Universitário - Trindade
C.E.P. 88.000 - Florianópolis - S.C.

RESUMO

Tendo-se em vista a dificuldade de se modelar analiticamente o escoamento sanguíneo em restrições e orifícios normalmente encontrados em dispositivos cardiovasculares protéticos, este trabalho se propõe a mapear numericamente o escoamento axissimétrico, laminar e incompressível, em regime permanente, de um fluido Newtoniano, através de um obstáculo em forma de bucha circular com cantos vivos, inserido em um duto circular de paredes rígidas. Tal escoamento, apesar do grau de idealização e simplificações impostas, simula de alguma forma o escoamento sanguíneo em tais dispositivos protéticos, bem como em situações de aberrações de elementos componentes do sistema circulatório, permitindo uma melhor compreensão de seu comportamento, sob a luz da Mecânica dos Fluidos.

NUMERICAL SOLUTION OF BLOOD FLOW INSIDE RIGID CONDUITS IN THE VICINITY OF ANNULAR WALL OBSTACLES

ABSTRACT

This work presents the flow field numerical solution of a Newtonian, incompressible, axissymmetric, steady laminar flow in the vicinity of an obstacle placed at the rigid wall of a circular conduit in order to overcome the difficulties of analytically modelling the blood flow field encountered in prosthetic cardiovascular devices.

This type of flow, besides being a simplified and particular situation, simulates anyway the blood flow field around aberrations in the circulatory system, allowing a good insight of its behavior under the Fluid Mechanics point of view.

1. Introdução

O desenvolvimento de dispositivos cardiovasculares protéticos e corações artificiais tem recebido considerável atenção, porém devido às dificuldades encontradas na modelagem analítica do escoamento sanguíneo, o projeto de tais dispositivos é ainda em grande parte uma arte, pois os conhecimentos estão assentados em algumas medições experimentais esporádicas e conhecimentos empíricos. Os dispositivos protéticos eventualmente dão origem, à formação de trombos com consequentes danos aos elementos formadores do sangue, estando íntimamente relacionados com as características do escoamento.

Experimentações realizadas por Fry et al (1965), segundo citações de Cheng et al [1], em condutos com derivação, sugerem que a ocorrência crítica para a formação de trombos e possível desestruturação sanguínea, está associada com a separação do escoamento e que a deterioração e erosão endotelial, estão intimamente relacionadas com as tensões cizalhantes que agem sobre as células que o constituem.

O objetivo do presente trabalho é efetuar a análise numérica do escoamento laminar, incompressível, de um fluido Newtoniano, junto a um obstáculo de seção transversal anular, obtendo-se uma solução mapeada de parâmetros físicos tais como velocidade, pressão, tensão cizalhante, função de corrente e função vorticidade, bem como posicionar a região de recirculação quando ocorre a separação do escoamento, para número de Reynolds variando entre 0 e 50. Esta faixa de variação de número de Reynolds segundo Guyton [2], está contida na gama de número de Reynolds que ocorre nas porções regulares das grandes artérias, tanto na região sistêmica, quanto na região pulmonar.

Este trabalho se justifica na medida em que se busca uma compreensão do fenômeno da separação do fluxo sanguíneo. Tal separação de fluxo resulta, segundo Mueller [3], de aberrações do sistema circulatório causadas por arteriosclerose (especialmente próximos a bifurcações), aneurismas (particularmente comuns na aorta), válvulas cardíacas, estenoses (como esquematizada na fig. 1b), bem como pela introdução de dispositivos cardiovasculares protéticos (tal como a válvula aórtica tipo disco, protética, ilustrada na fig. 1a).

2. Modelação Matemática

O escoamento é caracterizado por ser axissimétrico, incompressível, regime permanente, laminar, de um fluido Newtoniano e homogêneo. A geometria do mesmo é apresentada na fig. 2, que representa um duto circular de paredes rígidas e impermeáveis onde existe, na região intermediária, um obstáculo em forma de bucha circular com cantos vivos, disposta concentricamente.

2.1. Equações Básicas

Este escoamento é governado pelas equações de Navier-Stokes e pela equação da continuidade. Foram utilizados os parâmetros ρ e ν para designar a massa específica e a viscosidade cinemática do fluido, as variáveis v, u e p para representar as velocidades radiais, axiais e a pressão respectivamente. Identificando R_o como comprimento característico do problema, e U_o, a velocidade axial na linha de centro do fluxo não perturbado pelo obstáculo, como a velocidade característica, para um par de coordenadas cilíndricas (r,z) são obtidas as seguintes variáveis adimensionais:

$$R=\frac{r}{R_o};\quad Z=\frac{z}{R_o};\quad H=\frac{h}{R_o};\quad U=\frac{u}{U_o};\quad V=\frac{v}{U_o};\quad P=\frac{pR_o}{\rho\nu U_o}$$

onde h é a largura real da malha.

Utilizando-se o conceito da função de corrente de Stokes Ψ e da função vorticidade Ω, a pressão pode ser eliminada das equações de Navier-Stokes. Tendo-se em mente a equação da continuidade, onde Re é o número de Reynolds, estas últimas se convertem em:

$$\Omega = \frac{1}{R}\left(\frac{\partial^2\Psi}{\partial R^2} + \frac{\partial^2\Psi}{\partial Z^2}\right) - \frac{1}{R^2}\frac{\partial\Psi}{\partial R} \qquad (1)$$

$$\frac{\partial(\Omega V)}{\partial R} + \frac{\partial(\Omega U)}{\partial Z} = \frac{1}{Re}\left(\frac{\partial^2\Omega}{\partial R^2} + \frac{1}{R}\frac{\partial\Omega}{\partial R} - \frac{\Omega}{R^2} + \frac{\partial^2\Omega}{\partial Z^2}\right) \qquad (2)$$

Estas duas equações são conhecidas como as equações de transporte de vorticidade, que na forma de diferenças finitas se convertem em:

$$\Psi^k_{j,i} = \frac{1}{4}\left[\left(\Psi^{k-1}_{j+1,i} + \Psi^k_{j-1,i} + \Psi^{k-1}_{j,i+1} + \Psi^k_{j,i-1}\right) - \frac{H}{2R_j}\left(\Psi^{k-1}_{j+1,i} - \Psi^k_{j-1,i}\right) - H^2 R_j \Omega^{k-1}_{j,i}\right] \qquad (3)$$

$$\Omega^k_{j,i} = \frac{1}{4}\left\{Re\left[\frac{\Omega^k_{j-1,i}}{R_{j-1}}\left(\Psi^{k-1}_{j-1,i+1} - \Psi^k_{j-1,i-1}\right) - \frac{\Omega^{k-1}_{j+1,i}}{R_{j+1}}\left(\Psi^{k-1}_{j+1,i+1} - \Psi^{k-1}_{j+1,i-1}\right) - \frac{\Omega^{k-1}_{j,i+1}}{R_j}\cdot\left(\Psi^{k-1}_{j+1,i+1} - \Psi^{k-1}_{j-1,i+1}\right) - \frac{\Omega^k_{j,i-1}}{R_j}\cdot\left(\Psi^{k-1}_{j+1,i-1} - \Psi^k_{j-1,i-1}\right)\right] + 4\left(\Omega^{k-1}_{j+1,i} + \Omega^k_{j-1,i} + \Omega^{k-1}_{j,i+1} + \Omega^k_{j,i-1}\right) + \frac{2H}{R_j}\cdot\left(\Omega^{k-1}_{j+1,i} - \Omega^k_{j-1,i}\right)\right\}\Big/\left(\frac{4R_j^2 + H^2}{R_j^2}\right) \qquad (4)$$

2.2. Condições de Contorno

a) Para os contornos rígidos: Para todas as orientações do contorno superior a função de corrente é tomada como zero. Já para a função vorticidade, os valores serão diferentes para cada orientação do contorno superior. Seguindo o raciocínio de Cheng et al [1], para coordenadas cilíndricas, obtém-se:

a.1) Para paredes horizontais:

$$\Omega_{j,i} = \frac{1}{H^2}\left[\frac{0,5}{R_{j-1}}\left(\Psi_{j,i} - \Psi_{j-2,i}\right) - \frac{4}{R_{j-1/2}}\cdot\left(\Psi_{j,i} - \Psi_{j-1,i}\right)\right] \qquad (5)$$

a.2) Para contornos verticais com face à esquerda:

$$\Omega_{j,i} = \frac{0,5}{R_j H^2}\left(-7\Psi_{j,i} + 8\Psi_{j,i-1} - \Psi_{j,i-2}\right) \qquad (6$$

a.3) Para contornos verticais com face à direita:

$$\Omega_{j,i} = \frac{0,5}{R_j H^2}\left(-7\Psi_{j,i} + 8\Psi_{j,i+1} - \Psi_{j,i+2}\right) \qquad (7$$

b) Para a seção de entrada: A escolha da seção de entrada é feita de maneira a se tornar desprezível o efeito devido à presença do obstáculo naquela seção. Com este propósito estabeleceu-se que a seção de entrada seria posicionada a uma distância segundo Cheng et al [1] igual a $3R_o$ da face a montante do obstáculo. Nesta seção ficou estabelecido que o escoamento é plenamente desenvolvido. Assim:

$$U = 1 - R^2 \qquad (8$$

$$V = 0 \qquad (9$$

A função de corrente na seção de entrada é obtida pela integração da equação desta função em termos da velocidade axial, resultando:

$$\Psi = \frac{1}{4}\left(R^4 - 2R^2\right) + \Psi_o \qquad (10$$

onde Ψ_o é o valor da função de corrente na linha de centro.

Para a vorticidade, uma vez que na seção de entrada $\frac{\partial V}{\partial Z} = 0$, resulta do conceito de vorticidade:

$$\Omega = 2R \qquad (11)$$

c) Para a seção de saída: O mesmo cri-

tério utilizado para o posicionamento da seção de entrada, foi também seguido para a seção de saída, com exceção de que, para números de Reynolds acima de 40, a distância desta última até a face a jusante do obstáculo, foi fixada igual a $4R_o$. Além de perfil parabólico, utilizou-se as condições de contorno citadas por Macagno e Hung [4] dadas por:

$$\Psi_{j,i} = \Psi_{j,i-4} - 2\Psi_{j,i-3} + 2\Psi_{j,i-1} \quad (12)$$

$$\Omega_{j,i} = \Omega_{j,i-4} - 2\Omega_{j,i-3} + 2\Omega_{j,i-1} \quad (13)$$

d) Para o eixo de simetria: Na linha de centro, $\Psi_o = 0{,}25$. Para a função vorticidade, devido à simetria, $\Omega_o = 0$.

e) Para os pontos de quina: Cheng et al [1] recomenda que a condição de contorno para os pontos de quina convexos seja uma combinação dada pela adição das equações correspondentes ao contorno horizontal e o contorno vertical no que tange a função vorticidade. Já para os pontos côncavos o valor desta última será fixado igual a zero. Para a função de corrente, tanto para os pontos de quina côncavos como os convexos, seu valor será nulo.

2.3. Cálculo da Pressão e da Tensão de Cizalhamento

Partindo-se das equações da continuidade, de Navier-Stokes e do conceito de função de corrente, chega-se:

$$\frac{\partial B}{\partial R} = \frac{\partial \Omega}{\partial Z} + Re \cdot \frac{\Omega \partial \Psi}{R \partial R} \quad (14)$$

$$\frac{\partial B}{\partial Z} = -\frac{\partial \Omega}{\partial R} - \frac{\Omega}{R} + Re \cdot \frac{\Omega \partial \Psi}{R \partial Z} \quad (15)$$

onde B, a soma de Bernoulli, é definida como $P + \frac{(U^2 + V^2)}{2}$. Este par de equações permite calcular B, e por conseguinte, obter-se P a partir das distribuições das velocidades U e V e da função vorticidade Ω.

Para o caso bidimensional, a tensão cizalhante na sua forma adimensional é calculada por meio de:

$$\tau = \frac{1}{Re}\left(\frac{\partial U}{\partial R} + \frac{\partial V}{\partial Z}\right) \quad (16)$$

3. Procedimentos Iterativos

A rotina para se resolver o sistema de equações (3) e (4) e as respectivas condições de contorno, foi baseada na técnica utilizada por Mills [5], e que se encontra disponível para consulta em trabalho publicado por Nogueira e Ferreira [6].

4. Análise dos Resultados

Os resultados apresentados serão os correspondentes a Reynolds de 10 a 50. A seção de entrada será tomada como seção de referência. Todas as outras demais seções serão referenciadas àquela em função do número de vezes o raio do conduto R_o.

4.1. Perfis de Velocidades

A fig. 3 apresenta os perfis de velocidade axial, tal que, um comprimento de 4,5 mm corresponde uma velocidade adimensional U = 1.

Observa-se o aparecimento de uma região onde ocorre a inversão do perfil de velocidade, registrando a existência de velocidades negativas. Por este motivo, tal região é denominada de região de recirculação, e aparece devido ao fenômeno de separação do escoamento, situando-se esta região após o obstáculo, ainda que uma região de recirculação bastante pequena possa existir na vizinhança à montante.

Esta inversão da velocidade na região de recirculação, é em grande parte, responsável pelo caráter evolutivo dos trombos.

Observou-se ainda que com o aumento do número de Reynolds, ocorre o alargamento da região de velocidade negativa a partir da parede em direção

à linha de centro, bem como a jusante do obstáculo.

4.2. Tensões de Cizalhamento

Na figura 4 estão sendo apresentadas as distribuições da tensão de cizalhamento na seção de entrada do obstáculo. Confirmando os resultados de Cheng et al [7], para o caso estacionário, a maior magnitude da tensão de cizalhamento ocorre no ponto de quina convexo da seção transversal da entrada da restrição.

Ainda que os perfis da tensão de cizalhamento apresentem um comportamento crescente para um pico, nas vizinhanças dos pontos de quina convexos, devido às incertezas inerentes à limitação de resolução associada com o tamanho da malha, esta tendência deve ser interpretada como uma estimativa de comportamento.

4.3. Análise dos Comprimentos de Separação e Posicionamento da Região de Recirculação

A determinação dos comprimentos de separação do escoamento após o obstáculo, está fundamentada na distância em que a linha correspondente à função de corrente nula é ramificada na seção de saída da restrição, até o reencontro com a original no contorno rígido a jusante. Assim, a distância compreendida entre este ponto e a seção de saída do obstáculo, é chamada de comprimento de separação e será designada por L_z. A figura 5 apresenta a região de recirculação para número de Reynolds igual a 40.

Os pares de valores $(Re; L_z/2R_o)$, apresentam um índice de correlação bastante alto ($r^2 = 0,999$), podendo ser equacionado por:

$$\frac{L_z}{2R_o} = 0,064 \cdot Re^{0,854} \qquad (17)$$

5. Conclusões

Apesar do grau de simplificações e idealização impostos ao escoamento sanguíneo ser bastante grande, seguindo o pensamento de Mueller [3], deve-se salientar que se pode aprender muito mais em um tempo mais curto, simplificando os problemas mais complexos, e comparando-se os resultados obtidos numericamente com os resultados de experimentos físicos apropriados. A solução de problemas tri-dimensionais, não Newtonianos, transientes, será melhor e mais facilmente compreendida, estabelecendo-se os métodos e adquirindo-se a experiência na solução de fluxos bidimensionais.

Assim, ainda que a solução seja a de um problema bastante simplificado e idealizado, as soluções fornecem informações bastante importantes sôbre a separação do fluxo. E destas informações, três importantes características podem ser observadas a partir da figura 5 :

1) A delimitação da própria região de recirculação e a estimativa de seu comprimento de separação, como relatado por Nogueira [7].
2) O fluxo reverso de baixa velocidade ao longo da parede.
3) A região de mistura entre o fluxo principal e o fluxo de recirculação, em cuja interface ocorrem grandes gradientes de velocidades. Tais gradientes produzem fortes efeitos cizalhantes sôbre os glóbulos vermelhos do sangue, esticando e deformando estas células, de maneira a torná-las mais propensas a se deteriorar, quando se aproximam do ressalto. A título de ilustração, para um escoamento com número de Reynolds 40, o glóbulo vermelho é submetido a tensões da ordem de 100 vezes maior àquela a que normalmente está submetido, quando o vaso sanguíneo tem sua seção de passagem reduzida para metade de seu diâmetro.

6. Referências Bibliográficas

[1] Chen, L. C.; Clark, M. E. e Robertson, J. M.
Numerical Calculations of Oscillating Flow in The Vicinity of Square Wall Obstacles in Plane Conduits.
Journal of Bio-Mechanics - Vol. 5, pp 467-484, 1972

[2] Guyton, A. C.
Textbook of Medical Physiology -5ª edição
W. B. Saunders Company

[3] Mueller, T. J.
Application of Numerical Methods to Physiological Flows, em "Numerical Methods in Fluid Dynamics" - McGraw Hill Book Co.

[4] Macagno, E. O. e Hung, T. K.
Laminar Eddies in a Two-Dimensional Conduit Expansion.
La Hoville Blanche/nº 4 - 1966

[5] Mills, R. D.
Numerical Solutions of Viscous Flow Through a Pipe Orifice at Low Reynolds Numbers.
J. Mech. Eng. Science - Vol. 10, nº 2, 1968

[6] Nogueira, A.C.R e Ferreira, R.T.S.
Análise Numérica do Escoamento Laminar junto a Ressaltos em Canalizações, COBEM, 1983.

[7] Nogueira, A.C.R., Análise Numérica do Escoamento Laminar junto a Ressaltos em Canalizações; Dissertação de Mestrado - UFSC, 1981.

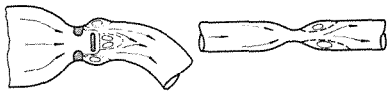


Fig. 1 - Obstáculos Cardiovasculares

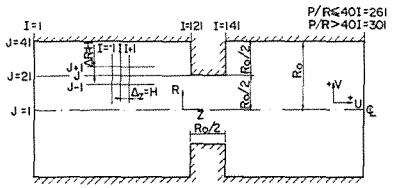


Fig. 2 - Geometria do Problema

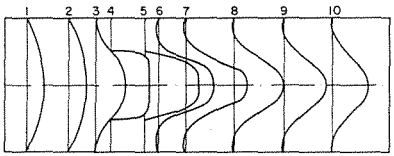


Fig. 3 - Perfis de Velocidade

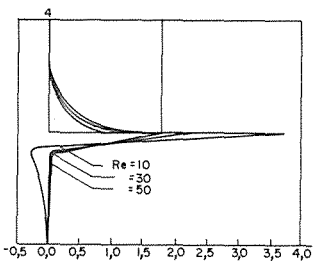


Fig. 4 - Distribuição de Tensões Tangenciais

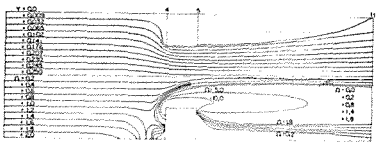


Fig. 5 - Campo de Linha de Corrente e Vorticidade do Escoamento

8°. CONGRESSO BRASILEIRO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA
UFSC, Florianópolis, Brasil — 7-10 - Novembro - 1983

RECONSTRUÇÃO CONJUNTA DAS IMAGENS DE EMISSÃO E ABSORÇÃO EM TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA

Paulo Roberto Rosa Lopes Nunes
CETUC
Pontifícia Universidade Católica do Rio de Janeiro
Rua Marques de São Vicente 225 - Gávea 22453
Rio de Janeiro-RJ

Resumo

Na obtenção de imagens de emissão em medicina nuclear, a absorção dos fótons durante o percurso no interior do corpo é um sério obstáculo no desenvolvimento de técnicas de reconstrução.

Neste trabalho, a reconstrução da distribuição do material emissor de raios gama no interior do corpo é tratada como um problema de estimação conjunta das imagens de emissão e absorção com base somente nas medidas de emissão.

Um algoritmo não-linear é proposto e, com base nas suas características de convergência, um critério de minimização é estabelecido. Este critério leva em conta a informação a priori disponível sobre as imagens.

Resultados de simulação em computador são apresentados.

JOINT EMISSION AND ABSORPTION RECONSTRUCTION IN COMPUTERIZED TOMOGRAPHY

Abstract

In nuclear medicine imaging the absorption of the emitted photons inside the body is a major obstacle in the development of emission reconstruction techniques.

In this work the reconstruction of the gamma ray emitter distribution is approached as a joint emission and attenuation estimation problem using only the emission measurements.

A nonlinear algorithm is proposed and, based on its convergence characteristics, a minimization criterion that accounts for a priori information about the images is proposed.

Computer simulation results are presented.

INTRODUÇÃO

Uma forma usual de abordar o problema de reconstrução de imagens em tomografia computadorizada consiste em representar a imagem como um vetor finito, através de um conjunto de funções ortogonais (em geral pixels), e as medidas como operações lineares sobre este vetor. Esta abordagem permite que o ruído nas medidas seja facilmente considerado e não requer conjuntos de projeções igualmente espaçadas em torno da imagem a ser reconstruída, como as técnicas baseadas na transformada de Radon.

No caso de reconstrução de imagens de emissão levando-se em conta a absorção no interior de corpo (desconhecida), as medidas não podem ser modeladas linearmente. Em [1] mostra-se que, no caso conjunto, quando a imagem é discretizada em pixels, uma medida y_i pode ser modelada como um variável de Poisson com parâmetro

$$\lambda_i = H_i \; \text{diag}\, e^{-M_i \underline{z}} \; \underline{x} \qquad (1)$$

Na expressão acima, os vetores verticais $\underline{x}$ e $\underline{z}$ representam as imagens de emissão e absorção respectivamente, H_i é a $i^{\text{ésima}}$ linha da matriz de projeção referente ao caso de emissão pura e M_i é uma matriz cuja $j^{\text{ésima}}$ linha representa a participação da imagem de absorção $\underline{z}$ na atenuação dos fótons emitidos pelo pixel j com relação à $i^{\text{ésima}}$ medida. Expressões para os elementos de H_i e M_i podem ser encontradas em [1]. A exponencial de uma matriz e o operador "diag" são assim definidos:

$$e^{\begin{bmatrix} a_{11} \cdots a_{1n} \\ \vdots \\ a_{m1} \cdots a_{mn} \end{bmatrix}} \triangleq \begin{bmatrix} e^{a_{11}} & \cdots & e^{a_{1n}} \\ \vdots & & \vdots \\ e^{a_{m1}} & \cdots & e^{a_{mn}} \end{bmatrix} \qquad (2)$$

$$\text{diag} \begin{bmatrix} a_1 \\ a_2 \\ \vdots \\ a_m \end{bmatrix} \triangleq \begin{bmatrix} a_1 & & & \\ & a_2 & & 0 \\ & & \ddots & \\ & 0 & & a_m \end{bmatrix} \qquad (3)$$

UM ALGORITMO NÃO LINEAR DE ESTIMAÇÃO

As medidas não lineares definidas pela equação (1) podem ser utilizadas para a obtenção de estimativas lineares de mínimo erro médio quadrático para $\underline{x}$ e $\underline{z}$, desde que sejam conhecidas as estatísticas de segunda ordem referentes a x, $\underline{z}$ e $\underline{y}$, onde

$$\underline{y} = \begin{bmatrix} y_1 \\ \vdots \\ y_m \end{bmatrix} \qquad (4)$$

é o vetor que representa as medidas.

As expressões da estimativa linear de mínimo erro médio quadrático e da matriz covariância do erro de estimação podem ser encontradas facilmente na literatura (e.g. [2]). Para o caso específico em que as medidas são variáveis aleatórias de Poisson tem-se [1]:

$$\hat{\underline{u}} = m_u + R_{u\lambda}(R_{\lambda\lambda} + \text{diag}\, E[\underline{\lambda}])^{-1}(\underline{y} - E[\underline{\lambda}]) \qquad (5)$$

e

$$R_{\tilde{u}\tilde{u}} = R_{uu} - R_{u\lambda}(R_{\lambda\lambda} + \text{diag}\, E[\underline{\lambda}])^{-1} R_{\lambda u} \qquad (6)$$

Nas expressões acima, $\hat{\underline{u}}$, é a estimativa de

$$\underline{u} = \begin{bmatrix} \underline{x} \\ \underline{z} \end{bmatrix} , \qquad (7)$$

$$\underline{\lambda} = \begin{bmatrix} \lambda_1 \\ \vdots \\ \lambda_m \end{bmatrix} , \qquad (8)$$

$$m_a = E[\underline{a}] , \qquad (9)$$

$$R_{ab} = E[(\underline{a} - m_a)(\underline{b} - m_b)] \qquad (10)$$

e

$$\tilde{\underline{u}} = \underline{u} - \hat{\underline{u}} \qquad (11)$$

O termo diag $E[\underline{\lambda}]$ em (5) e (6) é uma estimativa da covariância de $\underline{y}$. Quando as contagens são relativamente altas, as variâncias das medidas são melhores estimadas pelos valores efetivamente medidos, sendo conveniente substituir diag $E[\underline{\lambda}]$ em (5) e (6) por diag $E[\underline{y}]$, obtendo-se então, um estimador não linear. Neste caso, as medidas nulas tem que ser pré-processadas.

Em [1], as equações (5) e (6) são particularizadas para o caso em que $\underline{u}$ é conjuntamente gaussiano. Esta distribuição é particularmente atraente, por sua simplicidade e por tratar-se da distribuição de máxima entropia de $\underline{u}$ dados apenas os dois primeiros momentos.

Utilizar (5) e (6) diretamente não

é conveniente por dois motivos:

i) Não se deve esperar que uma estimativa linear seja boa se as medidas são altamente não lineares

ii) O cálculo de (5) e (6) envolve a inversão de uma matriz muito grande.

Mais interessante é utilizar (5) e (6) no processamento de cada medida utilizando a estimativa e a covariância de erro obtidas no processamento da medida anterior como média e covariância a priori.

Neste algoritmo, claramente não linear, o conjunto de medidas pode ser repassado várias vezes.

CONVERGÊNCIA DO ALGORITMO E CRITÉRIO DE ESTIMAÇÃO

Um estudo das características de convergência do algoritmo descrito acima, através do método da equação diferencial ordinária de Ljung[3], é apresentado em [1]. Conclui-se que pontos possíveis de convergência assintótica, quando o conjunto de dados é utilizado iterativamente, são os mínimos locais de

$$V(\underline{u}) = \sum_{i=1}^{m} \frac{(y_i - H_i \ \text{diag}\ e^{-M_i \underline{z}}\ \underline{x})^2}{y_i} \qquad (12)$$

Existe também a possibilidade do algoritmo convergir para outros pontos ou mesmo divergir. Estes casos, no entanto, podem ser evitados se, juntamente com as medidas, for processado um conjunto de pseudo-medidas que correspondem à informação a priori. Este conjunto é dado por:

$$\underline{y}_p = P_o^{-1/2}\ m_u = P_o^{-1/2}\ \underline{u} + \underline{n} \qquad (13)$$

onde P_o é a covariância a priori de $\underline{u}$ e $\underline{n}$ é um vetor aleatório gaussiano de média zero e matriz covariância unitária. Quando estas pseudos medidas lineares são processadas (através das equações de Kalman), o algoritmo converge [1] para um mínimo local de

$$V_1(\underline{u}) = \sum_{i=1}^{m} \frac{(y_i - H_i \ \text{diag}\ e^{-M_i \underline{z}}\ \underline{x})^2}{y_i} +$$

$$+ (\underline{u} - m_u)' P_o (\underline{u} - m_u) \qquad (14)$$

Minimizar (12) ou (14) são claramente critérios de mínimos quadrados pesados. Estes critérios independem, obviamente, do algoritmo que os originou.

Minimizar (14) é um critério bem mais atraente do que minimizar (12), visto que leva em conta a informação a priori sobre as imagens e que $V_1(\underline{u})$ possui uma parcela convexa que impede soluções impróprias.

Infelizmente, como $V_1(\underline{u})$ pode possuir mais de um mínimo local, não se pode garantir a convergência do algoritmo original para uma solução única.

É claro que se o critério consiste em minimizar absolutamente (14), o fato de existir mais de um mínimo local não o invalida, tornando, porém, mais difícil o desenvolvimento de algoritmos que se aproximem da solução correta.

Um outro critério do qual se tem conhecimento para estimação conjunta é devido a Censor [4], e consiste em encontrar uma solução para o sistema de desigualdades:

$$\left| y_i - H_i \ e^{M_i \underline{z} + \ell n\ \underline{x}} \right| \leq \varepsilon_i \quad i=1,2,..\ m \qquad (15)$$

Também neste critério existe o problema da não unicidade da solução.

O algoritmo originalmente proposto envolve a propagação de uma grande matriz covariância, o que dificulta sua implementação. No entanto, uma vez definido o critério baseado em (14), novos algoritmos, que exigem menos memória, podem ser desenvolvidos. Em [1] são obtidos dois algoritmos adicionais que convergem, embora mais lentamente que o algoritmo original, para um mínimo local de (14).

RESULTADOS DE SIMULAÇÃO EM COMPUTADOR

A reconstrução conjunta de imagens de absorção e emissão foi simulada em um computador PDP-11/34, sendo os resultados apresentados nas figuras 1, 2 e 3.

Nestas simulações foram utilizadas imagens pequenas, para reduzir o tempo de computação e a utilização de memória.

Na figura 1 tem-se as estatísticas, referentes as imagens de emissão, obtidas a partir da geração de 100 imagens (compostas) e conjuntos de medidas. Assumiu-se uma atividade média, na direção do detector, de 30 fótons por centímetro quadrado por segundo, com um desvio padrão de 20 fótons por centímetro quadrado por segundo. O coeficiente de absorção linear médio foi assumido igual a 0,2 cm^{-1}, com desvio padrão igual a 0,133 cm^{-1}.

Da figura 1 fica clara a superioridade do algoritmo original sobre o simplificado, o qual propaga somente uma matriz diagonal. Fica também evi

denciado que a inclusão da informação a priori melhora o desempenho do algoritmo original.

As observações acima podem ser confirmadas pelas reconstruções mostradas na figura 2.

Como pode ser observado na figura 2, as reconstruções de absorção não se parecem muito com a imagem original. Com o objetivo de verificar se isto se deve à baixa taxa de emissão ou a uma convergência mais lenta do algoritmo em direção à estimativa de absorção, foi obtida uma reconstrução a partir de medidas sem ruído. O resultado é mostrado na figura 3 e indica que o algoritmo original convergia com boa velocidade em direção à solução exata.

Nos casos simulados, foi assumido um grau de incerteza bastante grande com relação as imagens de absorção. Na prática, esta incerteza pode ser bastante reduzida com o uso de médias e covariancias a priori mais representativas, ou ainda com o processamento de medidas adicionais obtidas, por exemplo, com um sistema de tomografia computadorizada de transmissão

CONCLUSÕES

Neste trabalho o problema de reconstrução de imagens de emissão em medicina nuclear foi abordado como um problema de estimação conjunta.

O principal resultado deste trabalho é o critério de estimação que consiste em minimizar a equação (14). Este critério leva em conta, além das medidas, a informação a priori disponível sobre a imagem.

O critério de estimação referido acima foi sugerido pelo comportamento de um algoritmo não linear desenvolvido heuristicamente. Este algoritmo, convenientemente modificado, converge para um mínimo local de (14). Outros algoritmos, com as mesmas características de convergência do original, podem ser desenvolvidos.

A possibilidade de $V_1(\underline{u})$ possuir somente um mínimo local não está completamente afastada. Este ponto não foi suficientemente estudado. É possível, por exemplo, que para determinadas geometrias de medidas isto aconteça. O fato de $V_1(\underline{u})$ possuir um único mínimo local facilita sobremaneira o desenvolvimento de algoritmos eficientes de estimação.

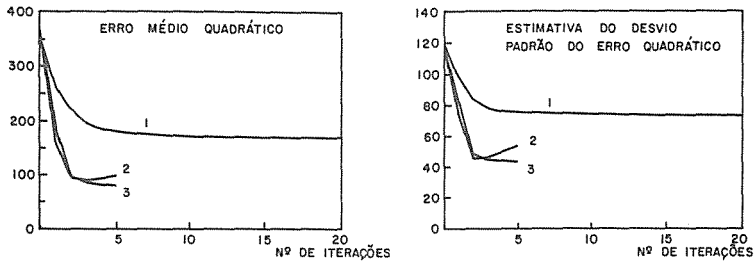
REFERÊNCIAS

[1] Nunes, P.R.R.L. - Estimation Algorithms for Medical Imaging Including Joint Attenuation and Emission Reconstruction - Ph.D. Dissertation - Stanford University 1980.

[2] Kailath,T. - Lectures on Linear Least - Squares Estimation - Springer Verlag - Wien, New York, 1978.

[3] Ljung,L. - Analysis of Recursive Stochastic Algorithms - IEEE Transactions on Automatic Control - Vol AC-22,551-575, August 1977.

[4] Censor, Y., Gustafson, D.E.,Lent, A. & Tuy, H. - A New Approach to the Emission Computerized Tomography Problem: Simultaneous Calculation of Attenuation and Activity Coefficients - Proc.IEEE Workshop on Physics and Engineering in Computerized Tomography (Newport Beach, California, Jan 1979) - IEEE Trans. Nucl. Sci. NS-26 (No. 2, part 2), 1979.



1 — ALGORITMO SIMPLIFICADO COM INFORMAÇÃO A PRIORI
2 — ALGORITMO ORIGINAL SEM INFORMAÇÃO A PRIORI
3 — ALGORITMO ORIGINAL COM INFORMAÇÃO A PRIORI

FIGURA 1 — ESTATÍSTICAS DE EMISSÃO

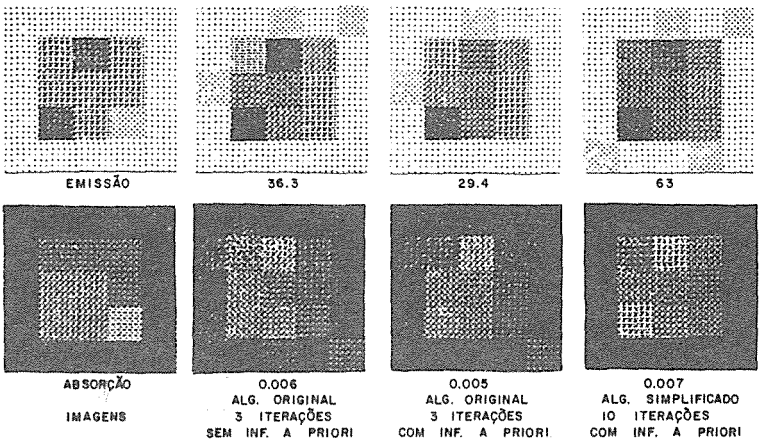


FIGURA 2 — RECONSTRUÇÕES (O NÚMERO SOB CADA IMAGEM É O VALOR DO ERRO MÉDIO QUADRÁTICO POR PIXEL)

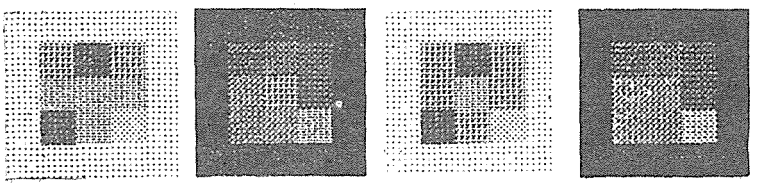


FIGURA 3 — RECONSTRUÇÃO SEM RUIDO (O NÚMERO SOB CADA IMAGEM É O VALOR DO ERRO MÉDIO QUADRATICO POR PIXEL)

8°. CONGRESSO BRASILEIRO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA
UFSC, Florianópolis, Brasil — 7-10 - Novembro - 1983

SIMULADOR CARDÍACO PARA TESTE DE PRÓTESES VALVARES

WALMIR C. OLIVEIRA
CHANG YU LIU
A.B.P. FORTUNA
REINALDO W. VIEIRA
RENATO G. G. TERZI

Faculdade de Ciências Médicas e Faculdade de Engenharia Mecânica da UNICAMP

SUMÁRIO

Apresenta-se o projeto e construção de um simulador cardíaco para testar próteses valvulares cardíacas.

O simulador é composto pelos sistemas de propulsão, de circulação e de instrumentos.

ABSTRACT

This paper presents the design and construction of one heart simulator developed to test artificial heart valves. The simulator consists of the following systems: propulsion, circulation and instruments.

INTRODUÇÃO

Os trabalhos originais sobre a observação do funcionamento de valvas cardíacas objetivavam, basicamente, ilustrar e complementar o estudo da fisiologia do ciclo cardíaco através de simuladores, utilizando válvulas naturais em corações de cadáveres (5).

Em 1959, Marx (11) apresentou a utilização do primeiro simulador cardíaco mecânico que obtinha curvas de volume e pressão em níveis fisiológicos com o recurso de variar a freqüência e a resistência periférica. Este simulador foi utilizado para registrar curvas de pressão ventricular e aórtica e inferir o comportamento mecânico de três próteses existentes na época.

Por outro lado, a durabilidade das próteses mecânicas foi testada projetando-se duplicadores de pulso com diferentes comandos hidráulicos (19) ou pneumáticos (24). Tais duplicadores utilizavam altas freqüências no sentido de reduzir o tempo dos testes. Por este motivo o regime de trabalho dos duplicadores diferia significativamente do fisiológico.

O teste das próteses valvares cardíacas foi desenvolvido em sistemas de fluxo contínuo e simuladores de fluxo pulsátil.

Os sistemas de fluxo contínuo, embora apresentem a desvantagem de não imprimirem à prótese condições de movimento do elemento oclusor, favorecem o cálculo do coeficiente adimensional de forma (8),(13) ou coeficiente de dispersão (6) que é melhor para avaliar o gradiente valvar do que os estudos hemodinâmicos em próteses cardíacas implantadas. Isto porque o débito cardíaco calculado por termodiluição nos estudos clínicos determina diferentes velocidades de fluxo sistólico de acordo com diferentes freqüências cardíacas. Todas estas variáveis são de difícil controle e manipulação em estudos hemodinâmicos (21).

Por outro lado, os simuladores cardíacos de fluxo pulsátil construídos com diferentes sistemas de propulsão, tais como: bomba de rolete (1), pneumático (12),(9),(15),(4) ou pistão controlado por camo (22), (17) permitem, além da determinação do gradiente transvalvar em condições variáveis e controladas

de freqüência cardíaca, débito cardíaco e volumes sistólicos, o estudo e registro do comportamento dinâmico da prótese. Neste particular, os métodos mais empregados são: partículas de plástico em suspensão (10), (16), (18), luz polarizada que propaga diferentemente por regiões de fluxo laminar e por regiões de fluxo turbulento (14), (20); lamínulas de ouro em suspensão (2), para melhorar a qualidade do registro fotográfico ou, ainda, produção de microbolhas de hidrogênio induzida por eletrodos de platina colocados nas proximidades da prótese (3).

Mais recentemente, a interpretação subjetiva do regime de fluxo quanto às áreas de turbilhonamento na prótese foi substituída pelo mapeamento espacial das velocidades do fluído pela técnica de laser-Doppler-anemometria (25).

As qualidades ideais de um simulador cardíaco para teste de próteses valvares cardíacas são:

1) Possibilidade de medida dos gradientes transvalvares.

2) Flexibilidade na variação do volume ejetado e da freqüência de ciclos por minuto com a medida da vazão resultante.

3) Simulação mais próxima do fisiológico da revolução do ciclo cardíaco que compreende a relação sístole e diástole assim como a seqüência temporal do volume ejetado.

4) Possibilidade de modificação da impedância circulatória composta pela resistência e capacitância do sistema da circulação.

5) Visualização do funcionamento das próteses.

6) Possibilidade de análise e registro da qualidade do fluxo através das próteses.

7) Funcionamento com fluído de mesma densidade e viscosidade e temperatura que o sangue.

A ênfase ao estudo do regime de fluxo ao nível da válvula baseia-se no pressuposto de que áreas de fluxo turbulento e estagnação de sangue sejam em grande parte responsáveis pela trombose de próteses e fenômenos trombo-embólicos conseqüentes. Este aspecto tem sido referido nos trabalhos de IMAMURA & col.(8) e YOGANATHAN & col.(25).

Como os atuais modelos de próteses mecânicas apresentam uma incidência de fenômenos trombo-embólicos significativa indica-se o uso rotineiro de anticoagulantes embora com riscos de hemorragia.

Frente a estas complicações, recentemente tem se dado preferência ao uso de biopróteses que, por apresentarem menor incidência de fenomenos trombo-embólicos, dispensam o uso de anticoagulantes.

Entretanto, estas biopróteses sofrem um processo de degradação que se manifesta alguns anos após o implante.

Por este motivo um renovado interesse tem se centrado em próteses mecânicas particularmente para o implante em indivíduos mais jovens (7),(23), e novos modelos de válvulas rígidas estão sendo testados quanto a sua eficiência mecânica e hidrodinâmica, no sentido de se atingir o desiderato ideal de uma prótese valvar cardíaca (13).

O aperfeiçoamento destas próteses pode ser conseguido com a análise de seu comportamento mecânico pela utilização de simuladores cardíacos.

Apresenta-se neste trabalho o projeto de construção de um simulador controlado por camo e com direções reais das válvulas montadas na câmara de teste. Este simulador é composto por um sistema de propulsão, um sistema de circulação, e instrumentos. A seguir, cada um destes sistemas é exposto com detalhes.

1. O SISTEMA DE PROPULSÃO

O sistema de propulsão é composto de motor e redutor, camo, biela, pistão e cilindro, como mostrado na FIG.1. O motor é do tipo de corrente contínua. A velocidade de rotação depois do redutor pode variar de 30 a 250 rpm. na faixa fisiológica da freqüência cardíaca. O camo |1| é projetado para simular a variação dos volumes fisiológicos de sangue no ventrículo esquerdo humano. O volume do movimento do pistão |4| depende do diâmetro do cilindro, da forma do camo e da localização do alfinete|3|. O pistão foi construído com 8 cm de diâmetro. Para conseguir um intervalo da vazão de pistão de 20 a 180 cm^3, a excursão do pistão varia de 0,4 a 3,6 cm.

A partir da curva fisiológica a forma do camo foi projetada de acordo com as seguintes etapas: **1)** dividir o período de um círculo completo em 24 intervalos iguais, cada intervalo com 15°; **2)** calculando o volume total até o final de cada intervalo, podemos calcular o raio do camo para aquela posição pois:

$$\text{volume} = \frac{\pi d^2}{4} \times$$

onde x é a distância percorrida pelo pistão até o final daquele intervalo Se o alfinete estiver exatamente a meia distância entre o camo e a biela do pistão, então $x = R - R_{min}$, onde R_{min} é o raio mínimo do camo e R é o raio do camo naquela posição. No final da sístole teremos o deslocamento total da biela, isto é, $x = L_m$ = curso do pistão. Assim, $R_{max} = R_{min} + L_m$.

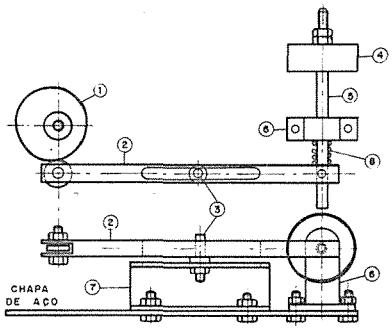


FIG. 1 - *SISTEMA DE PROPULSÃO*
1.CAMO 2.ALAVANCA
3.ALFINETE 4.PISTÃO 5.BIELO
6.SUPORTE PARA BIELA
7.SUPORTE PARA ALAVANCA
8.MOLA

3)O volume total de líquido ejetado pelo ventrículo durante a sístole foi ajustado para 100 cm^3 quando o alfinete é posicionado a meia distância entre o camo e a biela do pistão. Nesta posição, a excursão do pistão é igual a $R_{max} - R_{min} = L_m$. Neste projeto, L_m = 2 cm. Pressupondo R_{min} = 3 cm, calculamos R_{max} = 5 cm.

Modificando a posição relativa do alfinete podemos efetuar o controle deste volume. O volume total é igual a :

$$V = \frac{\pi d^2}{4} L = \frac{\pi d^2}{4} A(R_{max} - R_{min})$$

onde **L** é a excursão do pistão quando o alfinete está fora da meia distância entre o camo e a biela do pistão e **A** é a razão das distâncias entre o alfinete e a biela do pistão e entre o camo e o alfinete. Para se conseguir obter a faixa do volume desejada, varia-se o valor de **A** no intervalo entre 0,2 e 1,8.

2. SISTEMA DE CIRCULAÇÃO

Este sistema foi projetado para satisfazer os seguintes requisitos : **a)** a variação de pressão com o tempo em cada ciclo poderá ser simulada na entrada da válvula mitral, na saída da da válvula aórtica, e no ventrículo esquerdo; **b)** a configuração interna da câmara de teste deve levar em consideração a forma anatômica do ventrículo esquerdo cardíaco; **c)** as orientações das válvulas na câmara de teste devem ser as mesmas que nos casos reais.

Para satisfazer os requisitos acima, o sistema de circulação é composto dos seguintes elementos (FIG.2):

a) Reservatório

O reservatório fornece a alimentação do fluído que entra na válvula mitral. Em condições normais, a pressão na entrada da válvula mitral é igual a 10 mmHg, ou 136 mm de coluna de água. Levando em consideração as perdas, a elevação da superfície livre do líquido é projetada a uma distância de 150 mm acima da válvula mitral no caso normal Mas a elevação pode ser regulada até 250 mm H_2O para casos extraordinários

b) Câmara de Teste

A configuração da câmara de teste é mostrada na FIG. 2 . Dois adaptadores das válvulas mitral e aórtica são colocados na parte superior da câmara de teste. Para satisfazer o último requisito, as linhas centrais dos adaptadores são montadas nos ângulos 75° e 60°

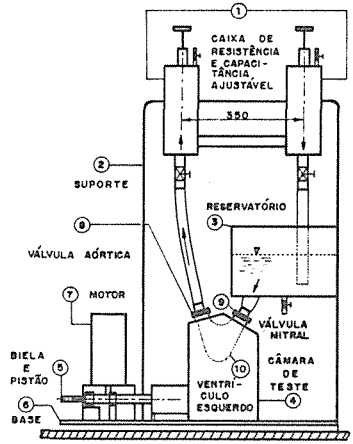


FIG. 2- *SISTEMA DE CIRCULAÇÃO*

para as válvulas mitral e aórtica, respectivamente, como mostrado na FIG. 3. Dentro da câmara há um ventrículo esquerdo transparente e flexível. Para simular a raiz aórtica há um tubo flexível colocado entre a saída da válvula aórtica e a caixa de resistência e capacitância ajustáveis.

c) Caixas de Resistência e Capacitância Ajustáveis

Duas caixas de resistência e capacitância ajustáveis são necessárias para ajustar a capacitância determinada pelo volume de ar introduzido nas caixas que são subseqüente e hermeticamente fechadas. A capacitância depende do volume de ar nas partes superiores das caixas. A resistência é composta de um bloco de meio poroso. A quantidade de resistência é controlada pelo comprimento do bloco de meio poroso dentro do tubo no centro da caixa.

A saída da segunda caixa é ligada ao reservatório. Com isto é formado um circuito fechado do sistema de circulação.

3. INSTRUMENTOS

Três transdutores de pressão são necessários para medir as pressões na entrada da válvula mitral, na saída da válvula aórtica e no ventrículo. As saídas são ligadas aos amplificadores e, depois, conectada a um registrador, como mostrado na FIG. 3. Um fluxômetro é colocado na entrada da válvula mitral ou saída da válvula aórtica para medir a vazão. Um monitor de tipo 4-1PD (FUNBEC) é ligado ao transdutor de pressão e colocado na saída da válvula aórtica para mostrar a pressão sistólica e a pressão diastólica no circuito arterial do simulador cardíaco.

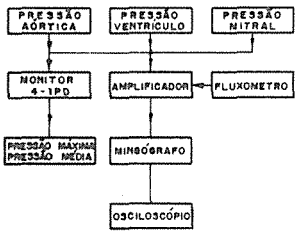


FIG. 3 - *INSTRUMENTOS*

4. CONCLUSÃO

A forma de camo depende da relação sístole/diástole. Neste projeto esta relação foi definida como 0,4. Para qualquer outro valor desta relação, uma outra forma do camo deverá ser usada. Esta é uma desvantagem do sistema controlado pelo camo. Ainda, o retardo entre a vazão produzida pelo movimento do pistão e a vazão escoada pela válvula aórtica não foi valorizada, pois foi considerado desprezível.

Dada a multiplicidade de modelos e tamanhos de próteses valvulares cardíacas a serem testados, foram projetados os adaptadores a fim de facilitar o acoplamento destas válvulas nos anéis da câmara de teste.

As características do tubo entre a saída da válvula aórtica e a entrada da caixa de resistência e capacitância ajustáveis só podem ser determinadas experimentalmente no sentido de se obterem as curvas de fluxo e pressão mais próximas do fisiológico

REFERÊNCIAS

(1) BJÖRK, V.O., INTONTI, F. & MEISSI, A.: "A Mechanical Pulse Duplicator for Testing Prosthetic Mitral and Aortic Valves", Thorax, 17:280-283 (1962).

(2) BJÖRK, V.O. & OLIN. C.: "A Hydrodynamic Comparison between the New Tilting Disc Aortic Valva Prosthesis and the Corresponding Prostheses of Starr-Edwards, Kay-Shiley, Smeloff-Cutter and Wada-Cutter in the Pulse Duplicator", Scand. J. Thorac. Cardiov. Surg., 4 : 31-36 (1970).

(3) BOUSQUET, A., LY, D.P. BELLET, D., BOCCALON, H. & PUEL, P.:" Flow Visualization in the Vicinity of Cardiac Valve Prostheses", J. Biomechanics (no prelo).

(4) CORNHILL, J.F.: "An Aortic Left Ventricular Pulse Duplicator Used in Testing Prosthetic Aortic Heart Valves", J. Thorac. Cardiovasc. Surg 73:550-558 (1977).

(5) DAVILA, J.C., TRANT, R.G., SUNNER, J E. & GLOVER, R.P.: "Simple Mechanical Pulse Duplicator for Cinematography of Cardiac Valves in Action", Ann. Surg., 143:544-551 (1956)

(6) GABBAY,S., Mc QUEEN,D.M., YELLIN, E.L. & FRATER,R.W.M.: "In Vitro Hydrodynamic Comparison of Mitral Valve at High Flow Rates",J.Thorac. Cardiovasc. Surg., 76:771-787 (1978).

(7) HUMAN,D.G., JOFFE,H.J., FRASER,C. B. & BARNARD,C.N.: "Mitral Valve Replacement in Children",J.Thorac. Cardiovasc. Surg.,83:873-877(1982).

(8) IMAMURA,E., OTHEKI,H., TSUTSUI,T., NISHIYA,Y.,ISHIHARA, S., KOYANAGI, H.; "Open Versus Closed Position Fixation of Bioprosthesis Comparative in Vitro Studies from the View Point of Durability",J.Thorac.Cardiovasc. Surg., 83:610-617 (1982).

(9) KLAIN,M & LEITZ,K.H.: "Artificial Aortic Valves Tested by Simultaneous Recording of Aortic and Ventricular Pressures", Clev.Clin.Quart., 34: 67-74 (1967).

(10) LOVE,J.S., ADVANI,S.H., TARNAY,T. J.:"Comparative Turbulence of Heart Valves (natural and Prosthetic)", Amer.Soc.Artif.Inter.Organs,17:497-507 (1971).

(11) MARX,T.I.:"A Cardiovascular Simulator for the Evaluation of Prosthetic Aortic Valves", J.Thorac.Cardiovasc. Surg., 38:412-418 (1959)

(12) MIRKOVITCH,V. & PERRIARD, M.: "Un Appareil Pour L'Etude in Vitro de Protheses Valvulaires Cardiaques" Ann.Chir.Thor.Card., 5:149-151 (1966).

(13) OLIVEIRA,W.C., FORTUNA,A.B.P.;VIEIRA;R.W., BACCARIN,V., LEONARDI,L.S. & TERZI,R.G.G.: "Prótese Valvar Cardíaca Modelo UNICAMP - Ensaios Hidrodinâmicos", Anais do VII Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica,67-72 (1981).

(14) PIERCE,W.S., BEHRENOT,D.M. & MORROW , A.G.: "A Hinged Prosthetic Cardiac Valve Fabricated of Rigid Components , Experimental Evaluations in Vitro and in Vivo",J.Thorac.Cardiovasc. Surg., 56:229-235 (1968).

(15) PINAUD.J.C.,DELAYE,A., DUMON,J.F. MALMEJAC,C. & HOUEL,J.: "Mise Au Point D'Un Simulateur Cardiaque et Application a L'Etude Des Protheses Valvulaires', Ann.Chir.Thorac. Cardiovasc., 9: 371-377 (1970).

(16) REUL,H., TALUKDER,N. & MÜLLER,E. W.: "Fluid Mechanics of the Natural Mitral Valve",J.Biomechanics, 4: 361-372 (1981).

(17) SCOTTEN,L.N.,RACCA,R.G., NUGENT, A.H., WALKER,D.R. & BROWNLEE, R. T.: "New Tilting Disc Cardiac valve Prosthesis in Vitro Comparison of the Hydrodynamic Performance in the Mitral Position",J.Thorac.Cardiovasc.Surg., 82:136-146(1981).

(18) SERVELLE,M.ARBONVILLE,G.,LACOSTE, H.,PERNOD,J. CORNU,C. & ANDRIEUX, J.:"Modifications Dans L'Écoulement Des Fluides Determinées Par Les Differentes Protheses Valvulaires", Arch.Des.Mal du Coeur,66:774-791 (1967).

(19) STEINMETZ,G.P.,MAY,K.L., MUELLER, V., ANDERSON,H.N. & MERENDINO.K. A.: "An Improved Accelerated Fatigue Machine and Pulse Simulator for Testing and Developing Prosthetic Cardiac Valves",J.Thorac.Cardiovasc. Surg., 47: 186-198 (1964).

(20) VIGGERS,R.F.,ROBEL,S,B. & SAUVAGE , L.R.: "A Hydralic Figure of Merit for Heart Valve Prostheses", J. Biomed.Mater.Res.,1:103-112 (1967) .

(21) TANDON,A.P., SENGUPTA,S.M.,LUKACS, L. & IONESCU,M.I.;"Longterm Clinical and Hemodynamic Evaluation of the Ionescu-Shiley Perocardial Xenograft and Brawnwald-Cutter and Björk-Shiley Prostheses in the Mitral Position",J. Thorac.Cardiovasc. Surg. 76:736-770 (1978).

(22) WALKER,D.K., MODI,V.I.& Brownlee, R.T.:"In Vitro Assessment of Mitral Valve Prostheses",J.Thorac.Cardiovasc.Surg.,79:680-688 (1980).

(23) WILLIAMS,D.B., DANIELSON,G.K. & Mc JOAN,D.C., PUGA,F.J.,MAIR,D.D., EDWARDS,W.D.:"Porcine Heterograft Valve Replacement in Children",J. Thorac.Cardiovasc.Surg.,84:446-450 (1982).

(24) WILSON, H. E., STOKES,H.D.: " An Accelerated Fatigue Tester for Flexible Heart Valves Prostheses, Dis.Chest.,45:528-532 (1964).

(25) YOGANATHAN,A.P., CORCORAN,W.H.,HARRISON E.C. CARL, J.R.: "The Björk-Shiley Aortic Prosthesis: Flow Characteristics. Thrombus Formation, Tissue Overgrowth" Circulation, 58:70-76 (1978).

"PESQUISA FINANCIADA PELO BANCO DO BRASIL,S.A.,ATRAVÉS DO SEU FUNDO DE INCENTIVO À PESQUISA TÉCNICO-CIENTÍFICA (FIPEC)"

PROPUESTA DE UN MODELO CURRICULAR PARA LA CREACION DE LA CARRERA DE INGENIERIA BIOMEDICA EN COLOMBIA.

GERMAN OLIVEROS V. - PROFESOR TITULAR DE FISIOLOGIA

FACULTAD DE MEDICINA - UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER

APARTADO AEREO 678 - BUCARAMANGA - COLOMBIA

En el trabajo que se presenta se describen las razones que impulsan al autor para proponer en el país la formación, a nivel de tecnologo, de ingeniero o de postgrado, de personal calificado en el campo de la Ingeniería Biomédica. Se sugiere un currículo tentativo para Ingeniería Biomédica y se mencionan los campos de acción para tal profesional en Colombia. Esta propuesta se somete a discusión de las autoridades universitarias del país y de las personas más versadas que el autor en tales temas.

INTRODUCCION

Esta propuesta pretende despertar el interés por parte de las autoridades universitarias del país, para que se den las condiciones necesarias tendientes a la creación de la Carrera de Ingeniería Biomédica. Aquí se postula que se organice como una carrera similar a cualquiera otra Ingeniería, pero esto no significa que se descarte la posibilidad de iniciar esta disciplina formando Ingenieros Electricistas, Mecánicos o de Sistemas a nivel de postgrado en Ingeniería Biomédica. Lo importante es impedir que se cree un vacío cada vez más grande en este campo y que el país se vea invadido por equipos y sistemas médicos de sofisticada tecnología, sin tener el personal profesional capacitado que asista al personal de salud en su puesta en marcha, operación óptima y mantenimiento. En resumen, se trata con la propuesta de llamar la atención hacia un campo de rápido crecimiento y de vital importancia : el campo que relaciona la salud y la tecnología.

II- MOTIVACIONES

El crecimiento de la demanda de servicios de salud, la cada vez más avanzada tecnología aplicada a la evaluación de la salud del hombre, la exigencia de una gran sensitividad y especificidad a los resultados obtenidos de equipos producto de esa tecnología, la necesidad de dotar de herramientas al Médico que le permitan confirmar o descartar una apreciación clínica tomada a partir del interrogatorio del paciente; han generado la aparición en el medio médico de un nuevo profesional que actuando en dicho campo permita establecer una interrelación entre la Medicina y la Tecnología Los centros hospitalarios exigen que sus equipos sirvan las funciones básicas para las cuales fueron diseñados y lo hagan con extrema validez durante largo tiempo; y si se habla de equipo sofisticado y de más alta resolución para facilitar un diagnóstico diferencial, la exigencia es aún mayor; debido fundamentalmente a la magnitud de la inversión. Cuando se habla de equipos más avanzados se exige un procesamiento rápido de la información y una menor demora en la entrega del resultado de una prueba de laboratorio. Paralelamente; la seguridad del paciente sometido a los novísimos exámenes de laboratorio y de los propios equipos, requiere un esmero especial. Finalmente, la creación de nuevos equipos, exigida por el tratar de prevenir y curar la enfermedad; corre acorde con el avance de las Ciencias Básicas : Física, Química, Matemáticas y Biología. En pocas palabras, como el mantenimiento de la salud del hombre no es ajeno al avance de la ciencia y de la tecnología, se impone la formación de un individuo que integre las dos disciplinas y atienda los problemas propios del área.

Analizando lo anterior podríamos concluír que ese individuo profesional, puente entre la Medicina y la Ingeniería, tendría que atender muchos frentes para realmente coadyuvar al Médico en su afán de conservar la salud de una comunidad. Esa formación debe ser cada vez más especializada en la medida en que lo permita el desarrollo socio económico de las comunidades; tal vez para un país como el nuestro requeriremos que este tipo de profesional tenga una preparación tal que le permita enfrentarse a una variedad de problemas dentro de las áreas mencionadas. De todas maneras se requiere este tipo de profesional, con el objeto de suavizar el paso acelerado que lleva la tecnología en la práctica médica; de no serlo así estaríamos desaprovechando el avance de la ciencia en pro de la salud, o estaríamos corriendo serios riesgos en el trasplante desordenado de tecnología médica a comunidades como la nuestra, en detrimento serio en primera instancia del paciente y en segunda instancia de los lánguidos presupuestos de nuestras instituciones hospitalarias.

Es indudable que tratar de identificar el nivel de preparación para las personas que los programas de salud pública y privada del país requieren a corto y mediano plazo, es bastante difícil. Podríamos pensar inicialmente en un técnico? o debemos desde ya pensar en un profesional de cinco años como cualquier titular de Ingeniería?; y otra pregunta, cuáles son las necesidades reales de nuestras instituciones de salud y de la industria biomédica nacional, de personal preparado a tales niveles?

Contestar con mediana exactitud esos interrogantes no es fácil, pero es necesario abocar el estudio de dichas cuestiones so pena de dejar una serie de vacíos en el desarrollo equilibrado de la comunidad y en este caso específicamente en salud. A continuación se describen de una manera esquemática : los campos de acción, los objetivos y el planteamiento curricular; relacionados con la formación académica de un Ingeniero Biomédico.

Se considera que por lo menos cuatro universidades oficiales y dos universidades privadas colombianas están en capacidad de adelantar un programa académico como el que se vá a describir ya que poseen por lo menos en un 70% los recursos exigidos por ese programa. Universidades como la del valle, la de Antioquia, en su orden, se diría que tienen un 80% de lo exigido por este modelo curricular.

III-OBJETIVOS

El programa curricular aquí planteado pretende alcanzar los siguientes objetivos generales :

1- Capacitar y preparar a profesionales para la instalación, conservación y asesoría en el empleo de equipos y sistemas dedicados al servicio de la Medicina y ciencias afines.

2- Crear el vínculo necesario entre la Medicina y Tecnología para la conformación de grupos interdisciplinarios de investigación científica en el campo de la salud.

3- Propiciar la formación de Ingenieros que, concientes de las necesidades tecnológicas de la Medicina en Colombia, Coadyuven al desarrollo de una industria nacional de tecnología propia en el campo de los equipos médicos.

4- Facilitar una mejor interrelación entre las ciencias puras y las ciencias aplicadas en salud.

5- Preparar profesionales con bases científicas para realizar estudios a nivel de maestría y doctorado, a fín de contribuír a la superación docente y de investigación del país en el área de la Ingeniería Biomédica.

IV- ESTRUCTURACION DEL PROGRAMA

El programa de Ingeniería Biomédica en su conformación desde el punto de vista de las disciplinas académicas a cursar, tomaría asignaturas relacionadas con las siguientes áreas :

UNIDADES	AREA	%
1	Ciencias Básicas	23.0
2	Tronco común con Ingeniería	12.0
3	Ciencias de la Medicina	13.0
4	Ciencias de la Ingeniería	21.0
5	Ingeniería aplicada a la Medicina	10.0
6	Materias de especialización	17.0
7	Seminarios y Proyectos	4.0

En la Unidad No.2 se tomarían siguientes materias :

- Matemáticas Aplicadas I
- Matemáticas Aplicadas II
- Matemáticas Aplicadas III
- Comp. y Métodos Numéricos I
- Comp. y Métodos Numéricos II
- Probabilidades

Para la Unidad No.3 se sugieren las siguientes materias :

- Introducción a la Bioquímica
- Introducción a la Fisiología
- Bioestadística I
- Bioelectricidad
- Introducción a la Farmacología
- Introducción a la Medicina Clínica

Para la Unidad No.4 en adelante se sugiere que el estudiante seleccione el campo más afín con sus intereses, y aquí se proponen dos : A y B. El A más relacionado con la Ingeniería Aplicada y el B más relacionado con las Matemáticas y la Computadorización.

Unidad 4-A :

- Circuitos Eléctricos I
- Circuitos Eléctricos II
- Circuitos Eléctricos III
- Electrónica I
- Electrónica II
- Electrónica III
- Ingeniería de Control I
- Transductores en Medicina
- Diseño y Optimización

Unidad 4-B :

- Circuitos Eléctricos I
- Electrónica I
- Ingeniería de Control I
- Ingeniería de Control II
- Diseño de Optimización I
- Diseño de Optimización II
- Procesos Estocásticos
- Bioestadística II
- Comp. y Organización de Sistemas Hospitalarios
- Dinámica de Sistemas Físicos

Unidad 5-A :

- Ingeniería Aplicada a la Fisiología I
- Ingeniería Aplicada a la Fisiología II
- Ingeniería Aplicada a la Fisiología III
- Cuidado Intensivo

Unidad 5-B :

- Matemáticas aplicadas a la Fisiología I
- Matemáticas aplicadas a la Fisiología II
- Metrología

En las Unidades 6 y 7 se sugieren las materias opcionales según la especialización seleccionada por el estudiante :

- Radiodiagnóstico y Radioterapia
- Técnicas en Ultrasonido
- Laboratorio Clínico
- Técnicas de Medicina Experimental
- Gineco-Obstetricia
- Perinatología
- Audiología
- Microprocesadores en Medicina
- Telemetría
- Medicina Nuclear
- Genética
- Matemáticas aplicadas a la Fisiología III
- Simulación de mod. Biolog.
- Cálculo de variaciones.

V- CAMPOS DE ACCION

Un profesional capacitado con un programa como el sugerido podría desempeñarse en los campos relacionados con :

1- La aplicación de los conceptos de Ingeniería a la investigación científica de los fenómenos biológicos, básico para avanzar en el entendimiento del funcionamiento de los sistemas orgánicos. Esto necesariamente se proyecta sobre la práctica médica.

2- La utilización de los conceptos, de la metodología y de la Ingeniería en el desarrollo de la instrumentación, de los ma-

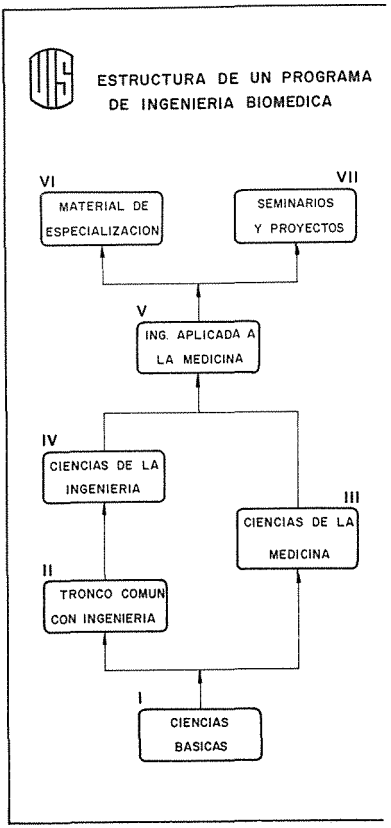
teriales biológicos, de los aparatos terapéuticos y de diagnósticos y de los órganos artificiales.

3- La aplicación de los concep - tos, de la metodología y de la tecnología de la Ingeniería en el mejoramiento de los servi - cios de las organizaciones de salud (Hospitales, Clínicas).

- CONSIDERACION FINAL

Esta propuesta se encuentra sujeta al análisis de quienes deseen enriquecerla con sus apreciacio - nes y solo es una base para tra - tar de solucionar un problema. Es indudable que se debe comple - tar aún más con el aporte de otras personas interesadas en la idea y con mayor experiencia que el proponente.

Detalles tales como la organiza - ción académica, los contenidos de cada asignatura e inclusión de otras materias; debe ser objeto de un estudio posterior. Sin em - bargo, el autor puede entregar información con relación a dichos puntos para una discusión alrededor del tema.



8°. CONGRESSO BRASILEIRO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA
UFSC, Florianópolis, Brasil — 7-10 - Novembro - 1983

ANÁLISE DO SINAL DOPPLER ULTRASSÔNICO DE FLUXO SANGUÍNEO ATRAVÉS DA TÉCNICA DE COMPONENTES PRINCIPAIS

W.C.A.Pereira*, A.Caprihan**, R.B.Panerai*

* Programa de Engenharia Biomédica - COPPE/UFRJ - C.P. 68.510 - RJ

** Lovelace Medical Center, Clinical Research Division, 5400, Gibson Boulevard, SE, Albuquerque, New Mexico 87108, USA

Embora o ultra-som Doppler já seja uma técnica bem estabelecida no diagnóstico não-invasivo de doenças arteriais periféricas a análise da forma de onda gerada baseia-se na inspeção visual da sua morfologia ou na utilização de índices empíricos. A técnica de análise por Componentes Principais apresenta a possibilidade de se traduzir toda a informação contida no sinal Doppler em um número reduzido de parâmetros. Utilizando-se um velocímetro Doppler com detector por cruzamentos de zero, 44 sinais foram obtidos na artéria femoral comum de pacientes que foram divididos em 4 grupos (A,B,C,D)de acordo com o laudo arteriográfico. Em um microcomputador SDE/40 calculou-se os 6 primeiros coeficientes das componentes principais e observou-se que a utilização de apenas os 2 primeiros já permite a separação quase total entre pacientes do grupo A (normais) e do grupo D (obstrução proximal e local). Os outros 2 grupos (B e C) com lesões distais e irregularidades apresentaram a tendência de classificação como normais.

PRINCIPAL COMPONENT ANALYSIS OF ZERO-CROSSING DOPPLER ULTRASSONIC WAVEFORMS

ABSTRACT

Although the ultrasound Doppler is a well established technique in the vascular laboratory, waveform analysis is still limited to visual pattern recognition or extraction of empirical indices. In this context the technique of Principal Component Analysis (PCA) is an attractive possibility by reflecting all the signal information contend in a minimum number of parameters. Using a zero-crossing Doppler velocimeter, 44 recordings have been made from the common femoral arteries of pacients which have been classified in 4 groups (A,B,C,D) according to the result of arteriography. On an SDE/40 microcomputer the first 6 coefficients of the principal Components have been computed and the use of just the two first ones allows almost complete separation between Group A (normals) and Group D (proximal obstructions). The other 2 groups (B and C), presenting arterial irregularities and distal obstructions showed coefficients which approximated those of normal individuals.

INTRODUÇÃO

Na clínica angiológica atual, a fluxometria Doppler ultrassônica já conquistou o seu lugar, no auxílio ao diagnóstico de doenças vasculares em virtude das suas características de não-invasibilidade, portabilidade e custo acessível. Embora em muitos casos possa-se estabelecer um diagnóstico pela simples análise auditiva do sinal de desvio de frequência em um par de fones ou alto-falantes (1), o registro gráfico deste sinal é fundamental para fins de documentação e principalmente em casos menos críticos em que a obstrução do vaso não é total. Para este fim a grande maioria dos equipamentos Doppler comerciais utiliza a técnica de Detecção de Cruzamentos de Zero (DCZ) que, não sendo a mais fiel na tradução do padrão temporal médio da velocidade de fluxo sanguíneo, é a de mais fácil e econômica implantação (2,3,4).

Atualmente, a análise da forma de onda da velocidade de fluxo sanguíneo, fornecida pelo DCZ é feita principalmente por inspeção visual pelo clínico ou pela extração de parâmetros empíricos (1, 2, 5), alguns de valor questionável. Buscando uma forma mais objetiva de compactar a informação contida no sinal Doppler, (6) procuraram representa-lo por um modelo de 2ª ordem tendo obtido bons resultados utilizando como parâmetros discriminativos os pólos do sistema. O problema com esta técnica é que em muitos casos um erro significativo é cometido ao se aproximar o sinal de velocidade de fluxo por uma resposta impulsiva de 2ª ordem.

Uma alternativa interessante foi sugerida por Martin e col. (7), para análise de sinais Doppler medidos na atéria carótida, através da utilização da técnica de Componentes Principais (8). Assim como o desenvolvimento em série de Fourier, a Análise por Componentes Principais (ACP) consiste na expansão de um sinal como a combinação linear de funções ortogonais. A peculiaridade da ACP é que as funções base a serem escolhidas são tais que maximizam a informação contida em um número reduzido de componentes. Para sinais Doppler, obtidos por um analizador de frequências, já se demonstrou que apenas 2 componentes podem traduzir de 65 a 90% da variância de formas de onda individuais (7,9, 10,11). Em membros inferiores, utilizando um modelo animal, e posteriormente pacientes com doença obstrutiva, Evans e col (9,10,11) mostraram a superioridade da ACP em relação a outras técnicas. No entanto assim como Martin e col. (7) estes autores utilizaram sinais extraídos de um sonograma. Uma vez que este tipo de equipamento não é utilizado rotineiramente em função de seu custo elevado, o objetivo do presente trabalho é avaliar o desempenho da ACP utilizando-se sinais obtidos em equipamentos com DCZ.

MÉTODOS

Em 14 pacientes do Serviço de Angiologia do Hospital Universitário da UFRJ e 8 voluntários foram feitas medições nas artérias femorais comuns com um velocímetro Doppler bidirecional (Parks 806-A) e gravadas em fita magnética (HP 3960) juntamente com o eletrocardiograma (DI). O laudo arteriográfico levou a classificação dos pacientes em 4 grupos: A) 23 membros inferiores normais, B) 8 membros inferiores com patologia distal (abaixo do joelho) comprometendo mais de 50% da luz do vaso, C) 3 membros inferiores com lesão menor do que 50% na região proximal ou na própria femoral comum, D) 10 membros inferiores com estenose superior a 50% da luz do vaso na região proximal ou femoral comum.

Os sinais gravados em fita magnética foram convertidos para forma digital com uma frequência de amostragem de 120 amostras/seg em um microcomputador especialmente desenvolvido para processamento de sinais de fluxo sanguíneo (12). Este sistema pode ser programado em linguagem BASIC e ASSEMBLY. Utilizando-se rotinas já existentes no sistema (12), foi feita a marcação automática da amostra correspondente ao início de cada ciclo. Esta marcação foi então utilizada para sincronização dos sinais no cálculo da média coerente, realizada sob inspeção visual. Em média 20

ciclos foram utilizados em cada média.

Por razões que serão vistas abaixo, o cálculo da média coerente limitou-se aos primeiros 60 pontos do ciclo (500 mseg) o que corresponde a cerca de 90% da duração média dos sinais. Estes 60 pontos foram transferidos para um microcomputador nacional(SDE/40) através de uma linha serial e armazenados em diskette.

No cálculo das componentes principais, a primeira etapa é a obtenção da matrix de covariância (7,8,13). Os 44 sinais foram normalizados em amplitude para um valor 250, uma vez que o conversor A/D é de 8 bits. Calculada a média coerente total, a mesma foi subtraída de cada sinal individual, os quais foram colocados como colunas de uma matrix X com dimensão 60 x 44. A matrix de covariância C fica então dada por (8,13).

$$C = X \cdot X^T \qquad |1|$$

onde X^T é a matrix transposta de X. Pela equação |1| resulta que a dimensão de C é 60 x 60 e esta foi a razão para limitação do número de amostras do sinal para permitir a manipulação de C com a memória disponível (48 Kbytes).

Uma vez obtida a matrix de covariância,a obtenção das Componentes Principais resume-se a obtenção de seus autovalores e autovetores:

$$C \cdot \vec{\mu} = \lambda \vec{\mu} \qquad |2|$$

aonde λ são os autovalores de C e $\vec{\mu}$ são autovetores ou vetores Componentes Principais.Baseados no método de Givens-Householder (14) para matrizes simétricas foi desenvolvido um programa para o cálculo dos autovalores em ordem decrescente. Todos os 60 autovalores foram calculados tendo-se verificado que os 6 primeiros representam 99.3% da soma total. Pela teoria (8,13) isto indica que os primeiros 6 Componentes Principais contem 99.3% da variância total da população de sinais e por essa razão somente as 6 primeiras componentes foram consideradas.

Os coeficientes das componentes principais são então determinados por:

$$\vec{a}_i = \vec{X}_i^1 \cdot U^T \qquad i = 1,2...44 \qquad |3|$$

onde $\vec{X}_i^1$ é um vetor linha contendo o sinal i pertencente a população com média zero, U é a matriz 6x60 cujas linhas são as Componentes Principais. U^T é a matrix transposta de U com dimensão 60x6, e $\vec{a}_i$ é um vetor linha contendo os 6 coeficientes da expansão do sinal $\vec{X}_i^1$.

Para avaliar-se o êrro cometido na expansão por um número limitado de Componentes Principais, o sinal original foi reconstruído com:

$$\vec{X}_j = \sum_{i=1}^{M} a_i \cdot \vec{u}_i + \vec{X}_c \qquad |4|$$

aonde $\vec{X}_j$ é o sinal reconstruído e $\vec{X}_c$ o vetor contendo a média coerente total dos 44 sinais. M foi considerado como 1,2,3,4,5 ou 6.

O erro relativo de reconstrução foi avaliado por:

$$\overline{\epsilon^2} = \frac{1}{N} \left[\sum_{i=1}^{60} (X_i - X_i^R)^2 \right]^{1/2} \qquad |5|$$

Sendo X_i^R o sinal reconstruído e X_i o sinal original. O fator N = 250 $\sqrt{60}$ leva em conta o número de amostras utilizados e a normalização adotada para o valor de pico de cada sinal. Através da equação |5|, e valores de M na equação |4| variando de 1 a 6, foi então possível avaliar-se o êrro de reconstrução para a expansão em 1,2 ...6 Componentes Principais.

RESULTADOS

A figura 1 mostra o sinal médio da população assim como as 6 primeiras Componentes Principais,normalisadas em amplitude. O processo de reconstrução de sinajs normais e patológicos típicos é exemplificado pelas figuras 2 e 3.

A figura 4 representa o êrro relativo individual para reconstruções utilizando de 1 a 6 componentes. Embora este erro já seja bastante reduzido para apenas 2 componentes

observa-se que a partir da 5ª Componente Principal praticamente não existe melhoria em função do erro numérico inerente a quantificação em 8 bits. A análise de Variância desses erros não mostrou diferenças significativas entre os 4 grupos de pacientes.

Plotando-se os coeficientes das 2 primeiras componentes conforme apresentado na figura 5 permite a verificação da forma como a doença obstrutiva se reflete na localização dos coeficientes. Conforme sugerido por Martin e col. (7) uma parábola (tracejada) separa os pacientes com obstrução proximal dos normais ou com obstrução distal.

DISCUSSÃO E CONCLUSÃO

Os resultados apresentados nas figuras 2, 3 e 4 indicam que a ACP quando aplicada a sinais Doppler obtidos pela técnica de DCZ também permite uma compactação substancial da informação em um número reduzido de parâmetros que no caso são os coeficientes da ACP.

Conforme já demonstrado por Evans e col. (10), uma vez que as funções-base já tenham sido levantadas para uma população (a matrix U no caso) cada novo paciente investigado pode ter seus coeficientes calculados "on line" em um micro-computador, levando a sua localização em um plano como o da figura 5.

Os resultados obtidos devem ser vistos apenas como uma avaliação da ACP quando aplicada a sinais obtidos com o DCZ. A verificação da precisão diagnóstica do método deverá ser feita com um número bem maior de pacientes considerando-se também mais de uma medida Doppler a nível da artéria poplítea ou tibial posterior. Apesar das limitações do presente trabalho já pode-se observar que existe uma separação nítida entre os pacientes com obstrução proximal (Grupo D) e os demais. Em geral estes pacientes tem o 2º coeficiente (C_2) negativo o que pode ser ligado a forma da 2ª CP e o desaparecimento da componente de fluxo reverso nestes casos. Por outro lado os pacientes do Grupo A (normais) estão bem concentrados no 2º quadrante. Com exceção de 3 membros todos os demais estão dentro da parábola. Em virtude destes resultados obtem-se uma preditividade negativa de 100% para pacientes com (C_1,C_2) dentro da parábola no que diz respeiro a ocorrência de doença arterial alta.

Em relação a escolha da curva ótima de separação entre os grupos deve-se salientar que a parábola representa uma das formas mais simples e convenientes. No entanto técnicas mais aprimoradas (15) certamente permitem uma melhoria na precisão diagnóstica do método.

Como conclusão verifica-se que a ACP tem ótima potencialidade para quantificar a forma de onda de sinais Doppler justificando-se portanto um estudo mais aprofundado da sua precisão diagnóstica na rotina clínica do laboratório vascular.

Este trabalho foi desenvolvido com o apoio financeiro da FINEP e do CNPq. Wagner Coelho A. Pereira recebeu bolsa de mestrado da NUTEC/CE, CAPES e CNPq.

BIBLIOGRAFIA

(1) O.F.BRUM, D.M.COOPER, D.GROSHAR, S.N.A. SALES, C.J.BRITO e S. ARRUDA, "O diagnóstico não invasivo através da dopplerometria ultrassônica", Rev. Bras. Clin. Terap., Vol. IX, Ed. Suplementar 1980.

(2) K.W. JOHNSTON, B.C. MERUZZO and R.S.C. COBBOLD, "Doppler Methods for quantitative measurement and localization of Peripheral arterial occlusive disease by analysis of the blood flow velocity waveform", Ultrasound in Med. & Biol.4: 209-223 (1978)

(3) M.J.LUNT, "Accuracy and limitations of the Ultrasonic Doppler blood flow velocimeter and zero crossing detector", Ultrasound in Med. & Biol. 2: 1-10 (1975)

(4) J.P.WOODCOCK, "Theory and practise of blood flow measurement", Butterworths & Co. Ltd. (1975).

(5) P.C. CLIFFORD, R.SKIDMORE, D.R. BIRD, J.P. WOODCOCK and R.N. BOIROL, "The role of pulsatility index in the clinical assessment of lower limb ischaemia. Journal of Medical Engineering & Technology 5: 237-241 (1981).

(6) R.SKIDMORE and J.P. WOODCOCK, "Physiological interpretation of Doppler-shift waveforms - II. Ultrasound in Med. & Biol. 6: 219-225 (1980).

(7) T.R.P.MARTIN, D.C.BORBA, S.B. SHERIFF and D.R.PRICHARD, "Objective feature extraction applied to the diagnoses of carotid artery disease using a Doppler Ultrasound technique. Clin. Phys. Physiol. Meas. 1: 71-81 (1980)

(8) D.F. MORRISSON, "Multivariate statistical methods", McGraw-Hill International Book Company, Second Edition (1978).

(9) D.H.EVANS, D.S.MACPHERSON, S.BENTLEY, M.J.ASHER and P.R.F. BELL, "The effect of proximal stenoses on Doppler waveforms:a comparison of three methods as waveform analysis in an animal model. Clin. Phys. Physiol. Meas. 2: 17-25 (1981).

(10) D.H.EVANS, D.R.PRYTHERCH, M.J.SMITH and D.S.MACPHERSON, "On-line classification of arterial stenoses using pattern recognition thechniques to process Doppler ultrasound waveforms". Anais do VII Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica (1981)

(11) D.S.MACPHERSON, D.H.EVANS and P.R.F. BELL, "Common femoral artery Doppler waveforms: a comparison of three methods of objective analysis in patients with vascular disease". Em publicação.

(12) F.S.SCHLINDWEIN, "Microcomputador para análise de sinais de fluxo sanguíneo arterial captados por ultra-som Doppler". Tese de Mestrado do Programa de Engenharia Biomédica COPPE/UFRJ (1982).

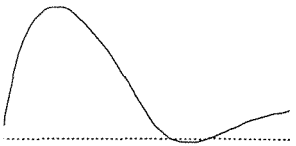
(13) P.M.MATHER, "Computational methods of multivariate analysis in physical geography. John Wiley & Sons (1976).

(14) J.ORTEGA, "The Givens-Householder method for symetrie matrices", Chap 4 in Mathematical Methods for Digital Computers, Ralston and Wiff. John Wiley and Sons, vol II, 1967.

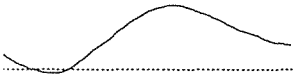
(15) D.H. EVANS and A.CAPRIHAN, "The Application of classification techniques to biomedical data, with particular reference to ultrasonic Doppler blood velocity waveforms". Em publicação.

AGRADECIMENTOS

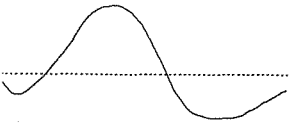
Os autores agradecem a sugestão do Dr. David H. Evans para o desenvolvimento deste trabalho; a captação dos dados pelo Engenheiro William Soares Filho; a classificação clínica e análise das arteriografias feitas pelo Dr. Orlando F. Brum, e a orientação e programas fornecidos pelo Professor Fernando Soares Schlindwein para utilização do microcomputador EB.



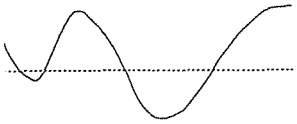
Média coerente total da população



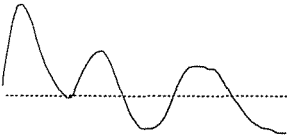
1ª. Componente Principal



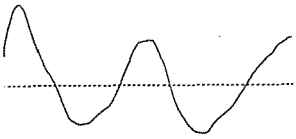
2ª. Componente Principal



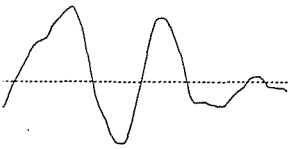
3ª. Componente Principal



4ª. Componente Principal



5ª. Componente Principal



6ª. Componente Principal

Figura 1 - Média coerente e Componentes Principais normalizadas em amplitude. O nível zero de velocidade de fluxo é indicado pela linha tracejada.

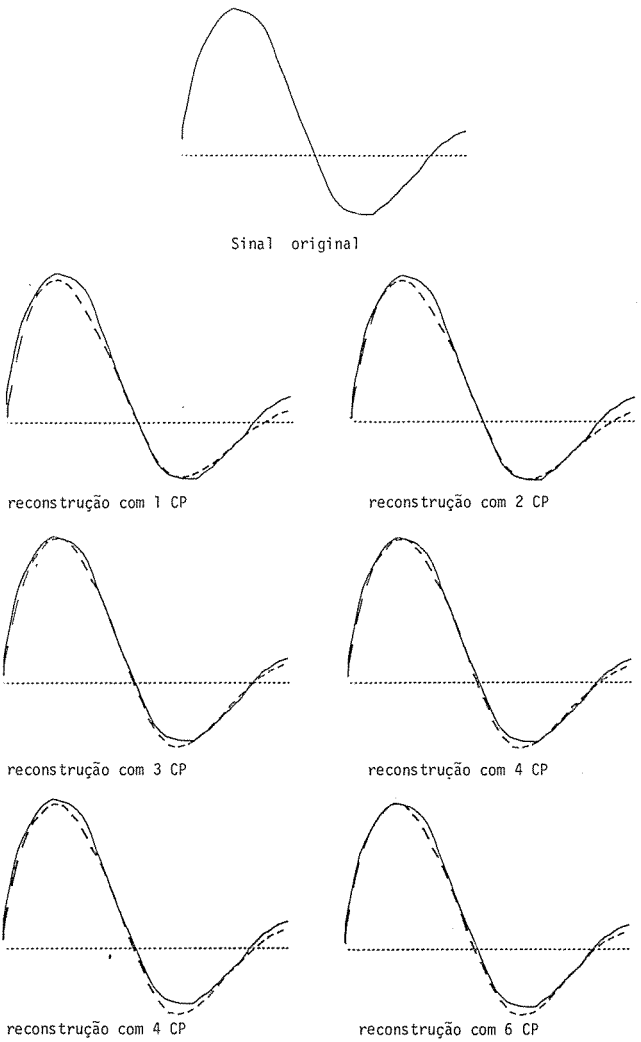
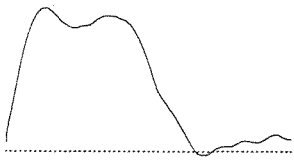
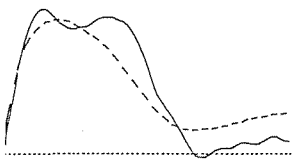


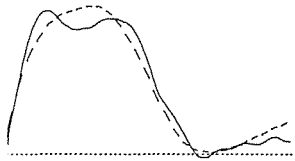
Figura 2 - Reconstrução de um sinal de velocidade de fluxo de um paciente normal. O sinal original é representado pelo traço contínuo e o reconstruído em linha tracejada.



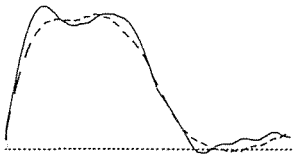
Sinal original



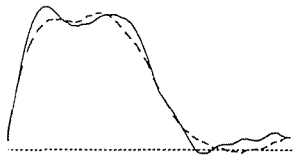
reconstrução com 1 CP



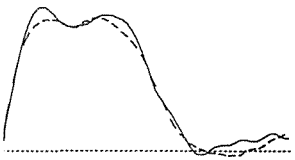
reconstrução com 2 CP



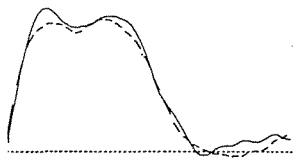
reconstrução com 3 CP



reconstrução com 4 CP



reconstrução com 5 CP



reconstrução com 6 CP

Figura 3 - Reconstrução de um sinal de velocidade de fluxo de um paciente com estenose arterial. O sinal original é representado pelo traço contínuo e o reconstruído em linha tracejada.

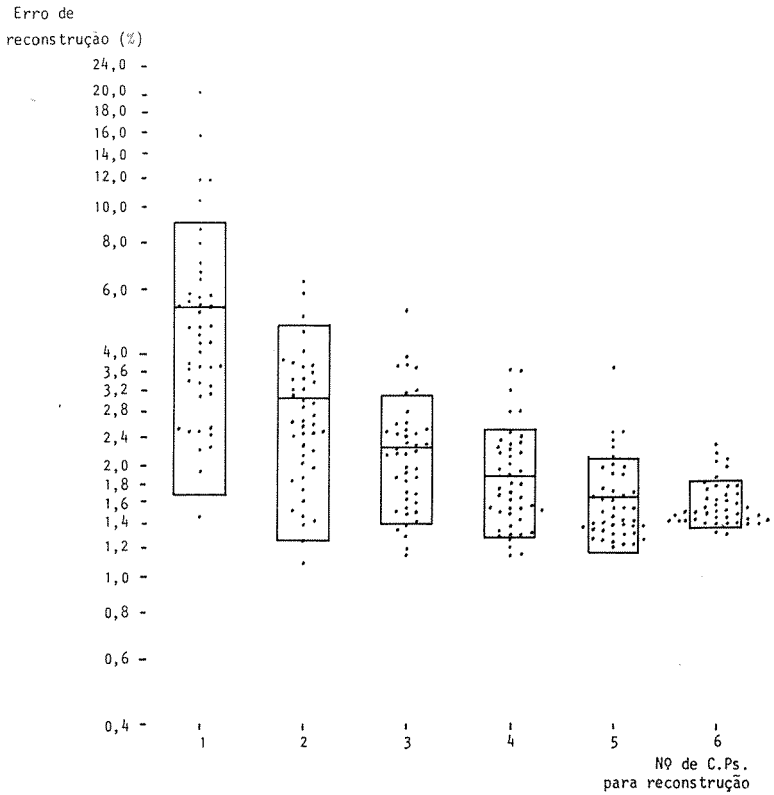


Figura 4 - Erro relativo de reconstrução de cada um dos 44 sinais, utilizando de 1 a 6 componentes.

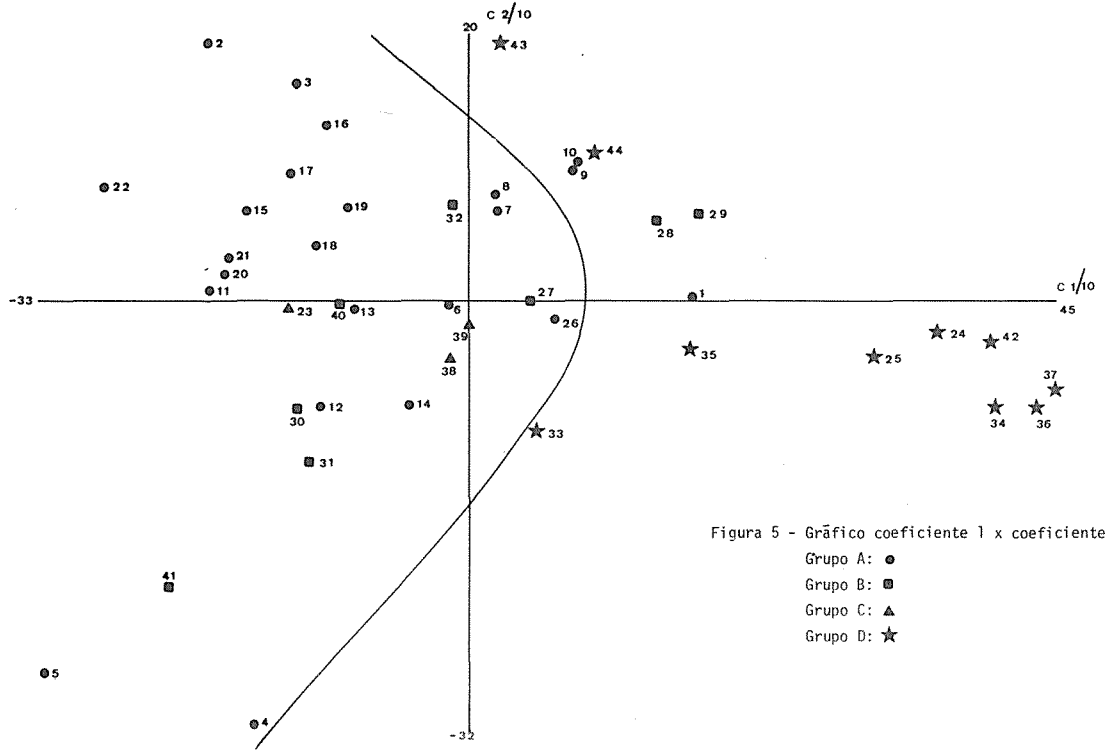


Figura 5 - Gráfico coeficiente 1 x coeficiente 2

Grupo A: ●

Grupo B: ■

Grupo C: ▲

Grupo D: ★

8°. CONGRESSO BRASILEIRO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA
UFSC, Florianópolis, Brasil — 7-10 - Novembro - 1983

UMA PROPOSTA PARA DETECÇÃO PRECOCE DE EPIDEMIAS COM ENFASE NO CASO DO SARAMPO

*Carlos A.C. Pires**; *Marlo Libel***; *Romney B. Panerai**

* Programa de Engenharia Biomédica — COPPE/UFRJ, C.P. 68510
21944 — Rio de Janeiro, RJ

**Unidade de Controle Epidemiológico — SSRS
C.P. 472 — 90000 — Porto Alegre, RS.

A detecção de epidemias de sarampo é importante tanto para melhor aproveitamento de recursos de saúde quanto pelo desenvolvimento de um sistema de detecção passível de aplicação a outros sinais epidemiológicos. Este trabalho apresenta um método objetivo para a detecção precoce de epidemias de sarampo baseado na aplicação da fórmula de Bayes para o cálculo da probabilidade de um dado número de casos caracterizar a existência de um surto epidêmico. O método foi desenvolvido utilizando os dados de ocorrência de sarampo em 150 cidades de maior número de casos no Rio Grande do Sul, no período de 1971 a 1980. Sendo o método aplicado a este mesmo período, seu desempenho foi avaliado pelo levantamento da Curva de Operação Característica (ROC): em 347 epidemias foi possível detectar 86% corretamente, com 11% de falsos alarmes e com uma antecedência média de 5 semanas em relação ao pico de epidemia. Finalmente, o método foi então testado com os dados de 1981, simulando assim a implementação do sistema: em 57 epidemias foi possível detectar 70% corretamente, com 12% de falsos alarmes e uma antecedência média de 4 semanas em relação ao pico epidêmico. A possibilidade de utilização do método mesmo sem recursos computacionais torna viável sua implementação com um mínimo de recursos financeiros.

A PROPOSAL FOR THE EARLY DETECTION OF MEASLES EPIDEMICS

ABSTRACT

This work presents an objective method for the early detection of measles epidemics based on Bayes' Theorem for the computation of the probability of epidemic outbreak associated with the weekly case occurences of measles. Case-occurences of measles from 150 towns of the state of Rio Grande do Sul, Brazil, in the period Jan/1971 to Dec/1980 have been used as the data set in which this study was based. A total of 347 epidemics were automatically detected yielding the corresponding probability distributions for the number of cases in epidemic and non-epidemic periods. Using this information to apply Bayes' Theorem, results an estimate of the weekly probability of epidemic outbreak. The performance of this detector was evaluated by comparing the original time series with the outcome of several probability threshold levels leading to the receiver operating characteristic (ROC) curve. For the period 1971-1980, it was possible to detect 86% of the epidemics correctly with only 11% of false alarms and an antecipation of 5 weeks in relation to the peak value. The data for 1981 was used for an unbiased test for the method: of a total of 57 epidemics it was possible to detect 70% correctly with 12% of false alarms, in average 4 weeks before the peak value. In addition it is shown how the method can be utilized without a digital computer, therefore not requiring large investments for its implementation.

INTRODUÇÃO

O sarampo é uma doença que embora seja considerada de caráter benigno, ocupa lugar de destaque como causa de mortalidade infantil, especialmente em populações de baixo nível sócio-econômico, onde é uma doença sempre grave devido a desnutrição crônica desta população. No Brasil, na faixa etária de 1 a 4 anos, em 1979 o sarampo foi a terceira causa de morte, entre as causas conhecidas, sendo somente precedida pela pneumonia e doenças infecciosas intestinais |7|.

A única forma de contrôle do sarampo atualmente disponível é a vacinação em massa e de rotina da população susceptível. A vacina para sarampo começou a ser efetivamente utilizada na década de 70, porém devido a alta infecciosidade do vírus causador desta doença, o sarampo não foi, e dificilmente será, uma doença totalmente erradicada. Para manter o sarampo sob contrôle, é necessário portanto uma vigilância permanente a fim de detectar epidemias o mais precocemente possível, e tomar medidas visando a proteção principalmente das populações de baixo nível sócio-econômico.

O objetivo deste trabalho é desenvolver um sistema de detecção de epidemias de boa confiabilidade e mínimo atraso na detecção, e cuja implementação seja viável com um mínimo de recursos financeiros. Utilizou-se para isto os dados de ocorrência de sarampo no Rio Grande do Sul, porque além dos mesmos apresentarem boa confiabilidade |6|, são também disponíveis desde 1971. Deve-se salientar também o interesse da Unidade de Vigilância Epidemiológica deste estado, em dispor de um método de detecção passível de implementação dentro do sistema de vigilância já existente.

A filosofia adotada para atingir-se este objetivo foi o desenvolvimento de um método que, mesmo sendo suficientemente simples para ser implementado sem o uso de computador digital, apresente boa confiabilidade de detecção. O método consiste na aplicação imediata do teorema de Bayes, visando a obtenção de uma função de probabilidade de epidemia dado o número semanal de casos a partir das séries históricas de 1971-1980.

METODOLOGIA

— Aplicação do Teorema de Bayes

A partir do conhecimento da série histórica de ocorrência semanal de sarampo em uma comunidade, é possível calcular-se a probabilidade do número de casos que ocorrem ser ou não devido a uma epidemia. Considera-se "epidemia" o aumento acentuado e rápido do número de casos seguido de um retorno aos níveis anteriores ao surto. Por não existir uma definição quantizada do que seja uma epidemia, assumiu-se para este trabalho que para ocorrer epidemia deveria haver um mínimo de 4 casos semanais de sarampo após o sinal ter sido alisado por um filtro passa-baixas.

Considerando-se a série histórica típica, ilustrada na figura 1, o "sinal epidemiológico" é constituído pela sequência de números que representam o total de casos de sarampo ocorridos durante uma semana em um dado município. São utilizadas 512 semanas do período 1971-1980. Somente as 150 cidades do Rio Grande do Sul com maior número total de casos de 1971 a 1980 foram consideradas. Nesta figura podem ser identificados períodos epidêmicos, indicados pela letra "E". Além de oscilações no número de casos durante epidemias, observa-se que também em períodos não-epidêmicos ocorrem casos de sarampo, porém com uma característica aleatória que poderia ser associada a presença de "ruído" em um sistema de comunicações.

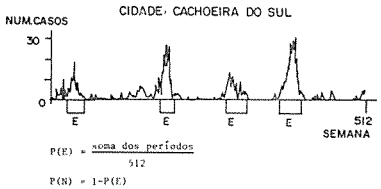


FIGURA 1 — Cálculo da probabilidade "a priori" de ocorrer epidemia em uma cidade, independente do número de casos.

O sistema de detecção de epidemia deve então responder a pergunta: "Dado um certo número semanal de casos de sarampo em um município, qual a probabilidade de que esteja-se em período epidêmico?". Esta probabilidade, P(E/C=X), pode ser calculada pela fórmula de Bayes |5|:

$$P(E/C=x) = \frac{P(E) \cdot P(C=x/E)}{P(E) \cdot P(C=x/E) + P(N) \cdot P(C=x/N)} \quad (1)$$

onde:
- P(E) : a probabilidade "a priori" de ocorrerem epidemias em uma cidade.
- P(C=x/E) : probabilidade de ocorrerem x casos (C) durante período epidêmico.
- P(C=x/N) : probabilidade de ocorrerem x casos durante período não-epidêmico.

Todas as probabilidades acima podem ser calculadas a partir dos próprios dados para cada uma das 150 cidades em estudo. Na figura 1 está indicado o cálculo P(E) e, consequente

mente, P(N). A estimação de P(C=x/E) e P(C=x/N) requer a classificação do sinal em "epidemia" e "não-epidemia", a metodologia desenvolvida para isso é apresentada a seguir.

Considerando-se a presença de flutuações aleatórias no sinal de número de casos, este foi inicialmente alisado com um filtro digital passa-baixa de fase nula, 4ª ordem e frequência de corte de 0,1πrad/T (frequência normalizada) |7| a partir de observações sobre o espectro típico do padrão epidêmico |6|. Utilizando-se o sinal filtrado, foi feita a marcação visual dos picos e períodos de epidemia. Tomando-se os valores correspondentes a "epidemia" e "não-epidemia" é possível construir-se histogramas para cada cidade conforme exemplificado na figura 2A. A partir destes histogramas calcula-se a probabilidade do número de casos ser igual ou maior do que L casos conforme indicado na figura 2B. O fato de se considerar sempre o número de casos como sendo maior ou igual a L, e não em um intervalo (L1, L2) qualquer, garante que estas funções de probabilidade serão monótonas. Isto não contraria a condição de exclusividade dos eventos no teorema de Bayes, já que:

$$P(C > X_L) = \sum_{j=1}^{n} P(C = X_j).$$

Calculadas as probabilidades P(X>L/E) e P(X>L/N), a fórmula de Bayes (equação (1)) pode ser adaptada para o cálculo correspondente de P(E/X>L) que é a probabilidade desejada, de ocorrer epidemia dado que o número

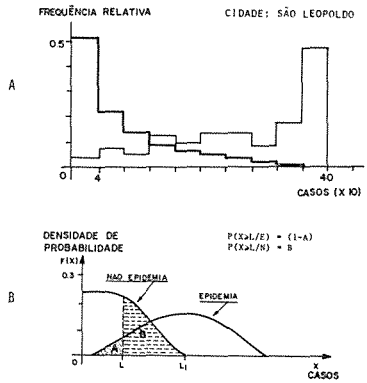


FIGURA 2 – A-Distribuição de frequência relativa do número de casos no sinal com e sem epidemia (E) e dado que não é epidemia (N), a partir do histograma de distribuição de frequência.

de casos é igual ou superior a um certo valor L. O cálculo desta probabilidade para todos os valores de L pertinentes, em cada cidade, leva a uma curva de probabilidade do tipo exemplificado pela figura 3 para a cidade de São Leopoldo. Através desta função é então possível obter-se a probabilidade semanal de ocorrência de epidemia. A figura 4 mostra o resultado obtido no caso de Porto Alegre, observando-se uma nítida associação de probabilidades elevadas com períodos epidêmicos.

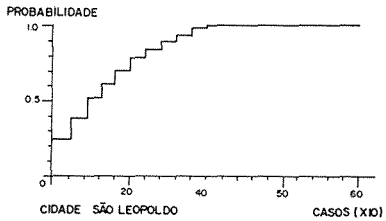


FIGURA 3 – Função de probabilidade do número de casos ser devido a uma epidemia, obtida pela aplicação do Teorema de Bayes.

– Avaliação do Sistema Detector

Para aplicação das curvas de probabilidade de ocorrência de epidemia (Figira 3) é necessário levar em consideração a variabilidade do sinal de ocorrência de sarampo. Um filtro casado poderia ser utilizado com o objetivo de se maximizar a relação sinal/ruído |6|. No entanto, devido as características não-causais do filtro casado |3|, sua utilização implicaria em atraso de detecção o que não é desejável. Como alternativa, empregou-se um filtro com resposta impulsiva exponencial com frequência de corte em 0.12πrad/T, cujo atraso provocado no sinal é tolerável para a detecção. O filtro proposto também tem a vantagem de permitir a implementação futura do método sem o uso de computador digital. A equação auto-regressiva do filtro, onde Y(n) corresponde a saída do sinal e X(n) a entrada, |2| é:

$$Y(n) = 0{,}7\ Y(n-1) + 0{,}3\ X(n) \qquad (2)$$

Para cada cidade o sinal de ocorrência semanal de sarampo foi alisado com o filtro acima e, aplicando-se a curva de probabilidade correspondente, obteve-se o sinal de probabilidade semanal. Estipulando-se um determinado nível de probabilidade P, probabilidades acima deste valor representariam detecções de "epidemias" sendo então possível uma comparação com os valores reais determinando-se desta forma a precisão do sistema e a precocidade (em relação ao pico epidêmico) da

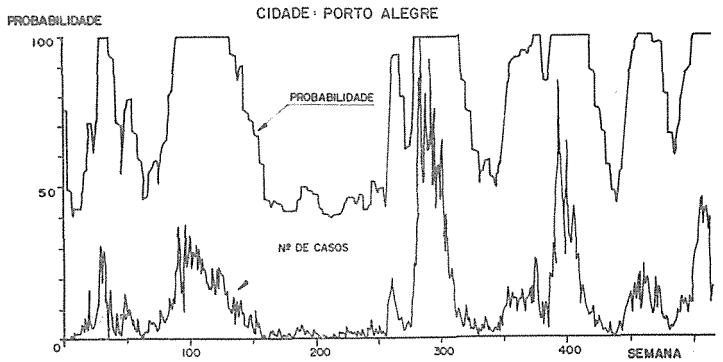


FIGURA 4 – Sinal de probabilidade obtido pela conversão do número de casos em probabilidade de ser este número devido ou não a presença de epidemia (curva superior). A curva inferior corresponde ao sinal original.

detecção. Uma vez que o limiar de probabilidade será sempre de escolha do epidemiologista, a avaliação do sistema foi feita para 20 níveis diferentes de probabilidade, não igualmente espaçados entre 0.3 e 1.0. Para cada nível determinou-se o número de detecções corretas. A representação da relação percentual de detecções corretas contra as falso-positivas, para cada um dos 20 níveis de probabilidades considerados, resulta na "Curva de Operação do Receptor" [9]. Esta representação foi adotada para sintetizar o desempenho do sistema. Esta avaliação foi separada em dois períodos distintos: 1971 - 1980, correspondendo ao próprio conjunto de dados que geraram as curvas de probabilidade, e para o ano de 1981, como uma simulação real do método enfrentando dados inéditos.

RESULTADOS

A Curva de Operação do Receptor (ROC) para o período 1971 - 1980 é representada na figura 5A distinguindo-se 3 grupos de cidades de acordo com sua ordem em relação ao número total de casos apresentados. Conforme se reduz o limiar de probabilidade de detecção, aumenta o número de detecções corretas, porém paga-se o preço de ocorrerem detecções falsas. Observa-se na figura 5 que o desempenho do sistema é função do número de casos. Em geral este fator está diretamente relacionado com a população de cada município. Supondo-se que seja tolerável uma ocorrência de 13% de falsos alarmes, a figura 5A mostra que é possível detectar corretamente 92% das epidemias para as grandes cidades, 85% para as médias e 87% para as pequenas cidades.

Uma característica importante na detecção de epidemias de sarampo é a precocidade de decisão. Para o caso presente também verifica-se a influência do número total de casos conforme ilustrado pela figura 5B. Utilizando-se novamente como referência a situação de 13% de falso-alarme, resultam precocidades médias de 8,4 e 2 semanas para as três categorias de cidades mencionadas acima. A implicação destes valores na implementação de um sistema de detecção eficaz será discutida posteriormente.

A figura 6 apresenta os resultados correspondentes ao ano de 1981 que, apresentando um número bem menor de epidemias, não seria o ideal para uma avaliação de desempenho, mas representa a simulação do detector operando em condições reais. Como seria de se esperar, houve uma queda de desempenho em relação ao período-base (1971-1980), mas ainda mantém-se um nível elevado de detecções corretas contra reduzidos falsos-positivos. No que diz respeito a precocidade, não se observam alterações significativas entre 1981 e o período 1971-1980.

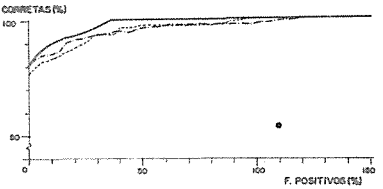


FIGURA 5A – Curva ROC para período 1971-1980. linha contínua: cidades de ordem 1 a 20 (55 epidemias); linha interrompida cidades de ordem 21 a 60 (110 epidemias); linha tracejada: cidades de ordem 61 a 150 (122 epidemias). Os percentuais são calculados em relação ao nº total de epidemias em cada caso.

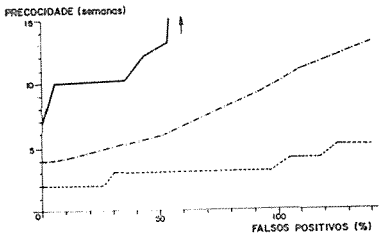
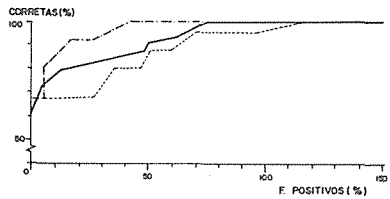


FIGURA 5B – Precocidade média para período 1971 - 1980. Linha contínua: cidades de ordem 1 a 20 (55 epidemias); linha interrompida cidades de ordem 21 a 60 (110 epidemias); linha tracejada cidades de ordem 61 a 150 (122 epidemias). Os percentuais são calculados em relação ao número total de epidemias em cada caso.

DISCUSSÃO:

O método proposto para a detecção precoce de epidemias de sarampo baseia-se unicamente na história de ocorrências em cada município o que resulta em um procedimento de rotina extremamente simples que pode ser realizado manualmente pelos responsáveis pela Vigilância Epidemiológica locais |8|. Apesar desta simplicidade, o sistema mostrou um desempenho satisfatório na simulação correspondente ao ano de 1981. Este resultado certamente estimula a sua implementação em caráter probatório permitindo assim uma avaliação com número mais significativo de episódios epidêmicos. Independentemente deste resultado futuro no entanto, vários aspectos do projeto devem ser discutidos e criticados.

A principal limitação do sistema de detecção proposto é a eventual não-estacionaridade da série temporal de ocorrência que afetaria diretamente a relação probabilidade x número de casos alisados (figura 3). Em princípio o período-base considerado (1971-1980) é bastante longo para representar alterações aleatórias no número de casos durante e fora de epidemias. Os resultados obtidos para o ano de 1981 indicam que, caso tenham havido alterações, estas não foram suficientes para prejudicar significativamente o desempenho do detector. Embora os dados referentes a 1982 ainda não tenham sido analisados, existem indicações de uma redução substancial no número de casos em todo o estado do Rio Grande do Sul, como consequência de uma nova estratégia de vacinação que vem sendo adotada. Neste tipo de situação pode-se prever um desempenho pobre no sistema, caso as curvas originais de probabilidade sejam mantidas. No entanto, é óbvio que estas curvas podem ser recalculadas periodicamente fazendo com que o sistema se adapte às novas condições. De forma mais elaborada, seria também possível uma atualização das curvas de probabilidade a cada semana, dando-se peso diferenciado as amostras mais recentes. Outro caminho seria o emprêgo de filtros adaptativos do tipo "tracking signal" |11|. Estas evoluções da presente proposta poderão vir a resultar em um sistema mais robusto, mas será imprescindível o uso de computador para elaboração rotineira dos cálculos, perdendo-se assim uma característica fundamental do detector no estágio em que atualmente se encontra.



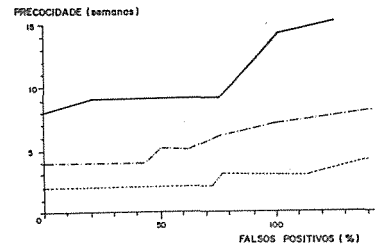


FIGURA 6 – Curva ROC (A) e precocidade média (B) para período de 1981. Linha contínua: cidades de ordem 1 a 20 (16 epidemias). Linha interrompida: cidades de ordem 21 a 60 (16 epidemias). Linha tracejada: cidades de ordem 61 a 150 (25 epidemias). Os percentuais são calculados em relação ao total de epidemias em cada caso.

Embora para um serviço de Vigilância Epidemiológica seja extremamente importante tomar ciência, em tempo hábil, do início de um processo epidêmico, a utilidade do sistema de detecção desenvolvido ficará sempre dependente da forma como esta informação deverá ser utilizada. Em primeiro lugar caberá ao epidemiologista determinar o nível de probabilidade em que deseja operar, incluindo ajustes deste limiar em função de flutuações sazonais, etc. A determinação do limiar de detecção será função do curto associado a detecções falso-positivas ou falso-negativas, embora a última seja de difícil estimativa. Considerando-se os valores de precocidade obtidos para as cidades maiores (ordem 1 a 60)

pode-se inclusive pensar em bloqueio de surtos por revacinação em massa, uma vez que o início de uma epidemia tenha sido detectado. No entanto, os resultados obtidos para as cidades menores, apresentando uma precocidade de apenas 2 semanas indicam que neste caso não seria possível pensar-se em bloqueio. Mesmo assim, observa-se que as primeiras 60 cidades contribuem com cerca de 65% do total de casos de sarampo no estado.

Uma vez que as notificações de ocorrência de sarampo correspondem somente a cerca de 10% dos casos reais |4|, cidades com pequena população apresentam uma variabilidade muito maior no número de casos, não havendo uma distinção muito nítida entre "epidemia" e "não-epidemia". Esta situação, que pode ser definida como de "baixa relação sinal/ruído", explica a menor eficiência do detector para município pequenos. Mesmo neste caso, no entanto, pode-se prever uma melhoria no sistema de detecção levando-se em conta não só o número de casos, mas também o padrão temporal do episódio epidêmico. Para o sarampo já foi identificada uma estrutura bastante peculiar em que cada epidemia é constituída por uma sequência de microepidemias com diferentes amplitudes e latências |10|. A utilização deste conhecimento, para a elaboração de um sistema de detecção está sendo testada por Infantosi |12|.

Para finalizar, deve-se ressaltar que o método aqui apresentado não depende de qualquer característica própria do sarampo, sendo portanto adaptável para aplicação na vigilância epidemiológica de outras doenças em que a tomada de medidas preventivas seja fundamental.

AGRADECIMENTOS

Os autores agradecem a colaboração da Unidade de Vigilância Epidemiológica da Secretaria de Saúde e Meio Ambiente do Rio Grande do Sul no fornecimento dos dados. A equipe de pesquisa envolvida no processamento de sinais epidemiológicos conta também com a participação dos Profs B. McA.Sayers, do Imperial College, Antonio Fernando C. Infantosi e Flavio Fonseca Nobre do Programa de Engenharia Biomédica, cujas sugestões agradecemos.

REFERÊNCIAS

1. BRASIL (1982), Estatísticas de Mortalidade 1979. Brasília, Ministério da Saúde.
2. HAMMING, R.W. (1977), "Digital Filters". Englewood, Prentice-Hall.
3. LATHI, B.P. (1979), "Sistemas de Comunicação". Rio de Janeiro, Guanabara Dois.
4. LIBEL, M. (1982), "Avaliação do Sistema de Vigilância Epidemiológica do Rio Grande do Sul". Reunião Nacional para Discussão da Estratégia de Vacinação do Sarampo. Fundação SESP, Rio de Janeiro.
5. MOLINA,E.C. (1931), "Bayes' Theorem, an Expository Presentation". The Bell System Journal. Vol. 10, nº 2:276-283.
6. NADAL, J. (1981), "Emprego de Filtros Casados na Detecção de Surtos Epidêmicos de Sarampo". Tese de Mestrado, COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro.
7. OPPENHEIN, A.V. and SHAFFNER, R.W.(1975), "Digital Signal Processing". Englewood, Prentice-Hall.
8. PIRES, C.A.C. (1983), "Detecção de Surtos Epidêmicos de Sarampo". Tese de Mestrado, COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro.
9. ROSSING, R.G. and HATCHER, W.E. (1980), "A Graphic Method for the Evaluation of Diagnosis Tests". Meth. Inform. Med. Vol. 19 nº 3:149-155.
10. SAYERS, B. McA., INFANTOSI, A.F.C., PANERAI, R.B., NOBRE, F.F. (1982), "Exploratory pattern-analysis study of a multifocal measles epidemic". IEE Proceedings, Part A, Vol. 129:693-701.
11. TRIGG, D.W. and LEACH, A.G. (1976), "Exponential smoothing with an adaptative responses rate". Operational Research Quartely, Vol. 18:53-59.
12. INFANTOSI, A.F.C. (1983), Tese de Doutorado, Comunicação pessoal.

8°. CONGRESSO BRASILEIRO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA
UFSC, Florianópolis, Brasil — 7-10 - Novembro - 1983

GENERACION AUTOMATICA DE CUESTIONARIOS PARA ANAMNESIS MEDICA ASISTIDA POR ORDENADOR

J.J.Pluss, F.A.Namias y A.O.Provenzal

Consejo Nacional de Investigaciones Científicas y Técnicas
CONICET y Departamento de Cibernética, Fac. de Ingeniería,
Universidad Nacional de Rosario, UNR .
Avda. Pellegrini 250, ROSARIO, C.P. 2000, Rep. Argentina -
Tel.: (041) 67176 - Telex: CIROS 41817 .

RESUMEN.

En este trabajo se presenta un sistema que posibilita la automatización de la anamnesis médica, basado en la estructura del *diálogo orientado polisecuencial complejo* . Una de las características más relevantes del sistema, es su independencia respecto a la especialidad médica para la cual va a ser utilizado, lo que permite que esta técnica pueda adaptarse practicamente a cualquier tipo de cuestionario de naturaleza tutorial y basado en un argumento predefinido .

Los aspectos contemplados en la publicación, se refieren a la serie de procedimientos dispuestos para confeccionar un cuestionario destinado al interrogatorio médico y de manera tal que los mismos puedan ser desarrollados por un usuario sin mayores conocimientos sobre computación .

La implementación incluye el soporte de software que a través de procesos interactivos y por lotes, dispone los recursos para la creación de cuestionarios, la ejecución de los mismos y, la recuperación de la información para los listados protocolizados y de consultas .

AUTOMATED GENERATION OF QUESTIONNAIRES FOR MEDICAL ANAMNESIS ASSISTED BY COMPUTER

ABSTRACT.

We present a system that makes possible the automatization of the medical anamnesis, based on the structure of the complex polisequential oriented dialog . One of the most outstanding characteristics of such system is its independence as regards the medical speciality in which it will be used, what lets this technique adapt to almost any kind of tutorial nature questionnaire based on a predetermined plot .

The studied aspects in this paper are related to the group of processes available to make a questionnaire for the medical interview, so that they could be used without much knowledge of computers .

Its implementation involves the software base which by means of interactive and batch processes, dispose the resorts to make and execute questionnaires and to retrieve the information for protocolized list and questions .

1. INTRODUCCION

Un criterio generalizado es que la *relación médico-paciente*, caracterizada por la entrevista del médico con el enfermo, es fundamental ya que está asociada a una tarea intelectual que realizada cuidadosamente, se constituye en una parte esencial del tratamiento. No obstante este reconocimiento, frecuentemente no es efectuado con propiedad, debido a que la carga de trabajo del cuerpo médico ha crecido vastamente, como resultado de la demanda de asistencia de la población (0) . Consecuentemente ha sido vital planificar métodos para solucionar este problema de atención masiva modificando incluso los esquemas asistenciales de tal manera que se pueda *subsidiar (1) y/o asistir(2)(3)* el desarrollo de esta actividad. En este sentido el uso de sistemas de cuestionario médico automatizado proporciona ayuda, tanto al médico como al paciente, atendiendo naturalmente a ciertas limitaciones que deben ser precisamente reconocidas (4)(5) .

La indagación de los síntomas, así como los antecedentes personales y hereditarios de los pacientes, implican en alguna medida una tarea rutinaria que puede ser asistida por un ordenador, permitiendo que el médico encuentre rapidamente la información pertinente que oriente el juicio clínico(6)(7) . Sin entrar entonces a considerar detalles que involucran aspectos concernientes a la funcionalidad y a la propia filosofía del sistema de anamnesis médica asistida por ordenador, desde el punto de vista de la finalidad propuesta, este método puede ser caracterizado sinteticamente, en base a los productos que se obtienen de su aplicación; en efecto:

Un protocolo detallado y normalizado con una gran cantidad de datos perfectamente legibles y altamente confiables para la evaluación crítica del médico, en el cual se incluyen además, relaciones basadas en la aplicación de proposiciones lógicas que permiten medir(según una norma estadística), ciertos parámetros o funciones que hacen al estado del paciente y sus perspectivas.

Un archivo histórico que almacena los datos que puedan presentar mayor interés para el seguimiento evolutivo del paciente contemplando los aspectos dinámicos en términos de la acción terapéutica y de las características de la afección tratada. Además, como subproducto, debe posibilitar recurrir a la información para su procesamiento con fines estadísticos y consultas.

2. MODELO

La modelización de un sistema de anamnesis automatizada como el descripto brevemente en la sección anterior, requiere de una gran variedad de preguntas interrelacionadas que cubran el espectro de distintas afecciones, supuestamente vinculadas, y que posibiliten el seguimiento evolutivo en todas las fases posibles de las enfermedades:*progresivas, regresivas e intermitentes(8)*. Esto implica establecer para el usuario, dos etapas perfectamente distinguibles, por un lado la asociada a la tarea de definir los cuestionarios de anamnesis en toda su extensión, y en segundo término; aplicarlos en el tratamiento de los pacientes. En consecuencia, los objetivos a que apunta la modelización de este sistema de anamnesis médica asistida por ordenador, consiste en proporcionar los elementos necesarios para lograr que los especialistas destinatarios de esta técnica queden habilitados para utilizar el sistema, participando integralmente de un modo fácil y conveniente en la elaboración de los programas que sustentan los cuestionarios de las anamnesis.

En términos informáticos, la idea es administrar los recursos de software que posibiliten el desarrollo de una base de datos generada a partir de un conjunto de interrogatorios originados en los cuestionarios que tipifican una o varias afecciones. Por otra parte, es necesario disponer de un programa que acceda a la base de datos y ejecute el interrogatorio, almacenando la información requerida para el seguimiento evolutivo y produciendo el dossier para el médico .

3. DIALOGO ORIENTADO Y ANAMNESIS

Admitiendo que la anamnesis médica responde a una actividad planificada con la finalidad de obtener información sobre el estado del paciente, puede adoptarse como hipótesis que este tipo de diálogo, esta caracterizado por ciertos aspectos funcionales. Esta idea contempla a la relación médico-paciente durante la anamnesis tradicional conforme al hecho de que ha medida que el paciente revela los síntomas de su afección, el médico explota todo o parte de la reseña, para dirigir su investigación en el sentido que conduce a la formulación del juicio clínico. Concretamente, se interpreta que el coloquio médico-enfermo es un régimen de *intercomunicación* basado en un guión específico y en el cual el interrogador despliega una actividad tutorial con respecto al interrogado(9). Luego, este proceso conversacional está virtualmente dirigido, quedando en consecuencia limitados los grados de libertad; ya que las acciones propias del diálogo *(estímulo-respuesta)* resultan en principio previsibles y teoricamente al menos, están determinadas.

Las circunstancias destacadas en el párrafo precedente establecen la funcionalidad del diálogo aplicado en la anamnesis médica y concuerdan con la denominación de *diálogo orientado* definido como aquél que se elabora con referencia a un objetivo prefijado que constituye realmente su entorno y a un conjunto de reglas que comandan el desarrollo del mismo .

De las dos formas posibles que puede tomar el diálogo orientado: *interrogatorio polisecuencial "simple" o "complejo"*, se elegido este último para su utilización en la implementación de un sistema de anamnesis médica. Basicamente, el interrogatorio polisecuencial complejo implica una sucesión de preguntas y respuestas que pueden depender de una o más de las opciones selec

cionadas por el interrogado con anterioridad a cada siguiente estímulo. Por tanto, el itinerario del diálogo presenta diferentes alternativas fundamentadas en decisiones tomadas en distintos instantes de tiempo y que requieren de una estructuración lógica secuencial.(10)

4. DIALOGO POLISECUENCIAL COMPLEJO

Haciendo abstracción del modelo de aplicación y concentrando la atención en lo concerniente a las características funcionales en cuanto a la previsibilidad, existe en consecuencia: *un conjunto finito de estímulos S asociado a un conjunto finito de respuestas R.* O sea, el par (s_i, R_i) donde $R_i(r_{1i}, r_{2i}, \cdots, r_{qi})$, es denominado ITEM, para el cual r_{ji} es una opción de las respuestas a un estímulo genérico s_i . El R_i puede contener varias opciones: **todas las cuales son respuestas posibles; *algunas de las cuales son respuestas posibles; *solo una de las cuales es posible (estímulos con respuestas binarias)* y finalmente, *una respuesta libre.* La idea determinada rigurosamente por el contenido semántico de las opciones se resume en que no existen opciones antagónicas, el antagonismo es parcial por grupos, todas son antagónicas entre sí, y para terminar, las respuestas de texto libre.

El itinerario del diálogo se establece en función de un conjunto de operadores definido como $\emptyset$. En forma general, los operadores asociados a un estímulo responden a distintas funciones lógicas (binarias) en las que intervienen configuraciones de las respuestas correspondientes al propio estímulo y a opciones de uno o más de las preguntas formuladas con anterioridad. Mediante el mecanismo de los operadores es posible crear una red que represente al diálogo, contemplando todas las alternativas planificadas previamente. El grafo mostrado en la figura 0, representa una pregunta en cada nodo y cada rama, es un elemento de decisión que define el itinerario del diálogo a partir de un vector de estado(que contiene el valor binario de las opciones) el que es identificado posteriormente como *vector de últimas respuestas, VUR* .

De las características del diálogo orientado polisecuencial complejo, puede notarse la equivalencia con un programa de computación con ramificaciones pero sin bucles (es decir: un grafo orientado sin ciclos), y es uno de los conceptos fundamentales utilizados en el desarrollo del sistema.

5. IMPLEMENTACION DEL SISTEMA

El sistema de anamnesis, el cual está orientado para la utilización en microcomputadoras, se divide basicamente en tres subsistemas según el esquema que se observa en la figura 1 .

5.1. CREACION DEL CUESTIONARIO Y RELACIONES

Este subsistema es el encargado de generar y mantener el cuestionario y las relaciones lógicas para cada aplicación.

El primer programa cumple la función de actualizar los datos que forman el cuestionario. La figura 2 muestra la estructura de los datos y cada registro de ITEMS tiene asociados uno o más registros de LEYENDAS, las que pertenecen a alguno de los siguientes tipos:

5.1.1. leyenda que corresponde a la pregunta.

5.1.2. descripción para el proceso de protocolo(el esqueleto protocolar).

5.1.3. la descripción de las opciones seleccionadas, las cuales a su vez se identifican según el tipo de respuesta que aceptan:

*datos de formato libre

*datos binarios

Prosiguiendo con la descripción, cada registro de ITEMS, puede apuntar a una cadena de registros de ITINERARIOS, los que contienen además el puntero hacia otros registros de itinerarios y los siguientes datos:

5.1.4. una función booleana en correspondencia con el operador $\emptyset$.

5.1.5. un puntero dirigido hacia ITEMS, con el número de la próxima pregunta si es verdadera la condición expresada en 5.1.4 con lo cual se completa la condición del operador $\emptyset$.

El segundo programa se utiliza para actualizar el archivo de RELACIONES. Los registros de este archivo tienen los siguientes componentes:

5.1.6. una función lógica(similar a la de ITINERARIOS), cuyas variables deben ser opciones de tipo binario en el cuestionario.

5.1.7. un mensaje(conclusión y/o sugerencia) que se imprime si es verdadera la expresión indicada en 5.1.6. .

Finalmente, existe un programa batch (los anteriores son obviamente interactivos) que posibilita la reorganización de los archivos mencionados anteriormente. Este renumera las preguntas, opciones y relaciones, eliminando además los registros anulados durante la ejecución de los programas previos.

5.2. MODULO DE ANAMNESIS

El programa que ejecuta el cuestionario propiamente dicho, selecciona las preguntas que se exhiben a partir de la estrura generada con el módulo de creación y de las opciones que se hayan elegido.

La figura 3 representa un ejemplo en el cual las preguntas realizadas en distintas entrevistas con un mismo paciente son indicadas mediante un punto. Este ejemplo coincide con la realidad, ya que hay preguntas que se efectúan una sola vez (fecha de nacimiento), y otras que están condicionadas pudiendo no llegar a formularse(causa de fallecimiento del padre, en la medida que no se registre su fallecimiento); mientras que un tercer grupo corresponde a preguntas que se realizan siempre(11). En la figura 3, tomando una vista desde la derecha, el primer punto que se encuentra corresponde a la última respuesta dada para dicha pregunta. De esta vista solo se toman las respuestas binarias que son las que se utilizan en la toma de decisiones

(ITINERARIOS y RELACIONES), obteniéndose lo que ya ha sido denominado vector de últimas respuestas, VUR. Cada elemento de este vector de estado se corresponde en forma biunívoca con la última respuesta dada para una opción del interrogatorio. Los valores que puede asumir un elemento del vector son los siguientes: *verdadero, falso o nunca respondido* (OR-exclusivo). Para este último caso en la creación del interrogatorio se le puede asignar el valor que asume en las funciones lógicas (por omisión) .

En lo que respecta a la fase operatoria, al comenzar el cuestionario el programa toma como datos iniciales el VUR, el que luego es actualizado durante la entrevista, y al concluir la misma se regraba el vector para ser utilizado en los programas de la próxima entrevista del paciente .

Al finalizar el cuestionario, se emite un listado de protocolo basado en los datos fijos del paciente, los datos con formato libre y el VUR. Además, se imprimen las leyendas que corresponden a las funciones lógicas verdaderas de RELACIONES.

5.3. RECUPERACION DE LA INFORMACION

Este módulo contempla una serie de consultas, las que naturalmente pueden ser impresas, y que se resumen a continuación:

5.3.1. vector de respuestas de un paciente.
5.3.2. respuestas a preguntas seleccionadas.
5.3.3. datos fijos de pacientes.
5.3.4. dossier con las entrevistas.

6. CONCLUSIONES

Desde el punto de vista informático, el propósito ha sido el de conseguir que el usuario natural de esta técnica, un profesional médico; pueda desarrollar los cuestionarios de una manera fácil y conveniente sin necesidad de realizar una capacitación especial en computación. Adicionalmente, el problema ha sido enfocado de tal forma que permite independizar el sistema del tipo de cuestionario o especialidad médica a la cual asiste. En efecto, la metodología presentada en el trabajo es apta para desarrollar interrogatorios para otras aplicaciones, incluyendo por ejemplo, la enseñanza.

Estableciendo la funcionalidad del diálogo, el sistema propuesto para su automatización está provisto de un alto grado de flexibilidad para su utilización. No obstante, el empleo de esta técnica debe reconocer ciertas limitaciones que hacen a la condición humana del enfermo o del alumno y, de las posibilidades del ordenador en estas actividades .

7. HARDWARE

El sistema de generación automática de cuestionarios fue desarrollado en un ordenador COMPUSYST 2000, cuya CPU está basada en un microprocesador Z-80, con 64K en memoria principal. El sistema operativo es el CP/M, el almacenamiento en diskettes es de 2x512K y el lenguaje de programación el BASIC .

8. REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS

00. SOFFER, A.; Searching questions and inappropiate answers; CHEST,81; May 5,1982; pg. 533.

01. BEVERAGGI, E.M.; Curso sobre nuevas perspectivas en la organización del centro asistencial privado; Sociedad de Medicina del Hospital Italiano de Rosario; Septiembre 11, 1982.

02. GARCIA TURIELLA, R.; Técnica Grupal sobre la relación médico-paciente; Policlínico Carrasco; Agosto 18, 1982 .

03. ZIPORYN, T; Computer-assisted medical decision-making:interest growing; JAMA, Aug 27, 1982; Vol.248/N°8; pg. 913 .

04. PLUSS, J.J.; BONGIOVANNI, R.C. y PROVENZAL, A.O.; Anamnesis médica asistida por ordenador: relación médico-paciente; REVISTA 2¡¡, Vol.1/N°1; 1982 .

05. BLOIS, M.S.; Clinical judgment and computers; The New England Journal of Medicine Vol.303/N4; July 24, 1980, pg. 192 .

06. PLUSS, BONGIOVANNI y SORRIBAS; Introducción a la anamnesis de angor pectoris asistida por ordenador; Depto. de Cibernética, Fac.Ingeniería,UNR; 1981 .

07. PLUSS, BONGIOVANNI, SORRIBAS y PROVENZAL; Anamnesis de angor pectoris asistida por ordenador; Depto. de Cibernética, Fac. Ingeniería, UNR; 1981 .

08. PLUSS y BONGIOVANNI; Informe sobre la dinámica del modelo de anamnesis asistida por ordenador; Depto. de Cibernética, Fac. Ingeniería, UNR; 1981 .

09. HURST, J.W.(editor); The heart; McGraw-Hill Book Co., 1972; pg. 137 .

10. HOUZIAUX, M.O.; Vers l'enseignement assisté par ordinateur; Presses Universitaires de France, 1972; cap.I .

11. BEAMAN, P.D.; A medical information system and data language for ambulatory practices; COMPUTER, Vol.12/N°11; Nov.1979, pg. 19 .

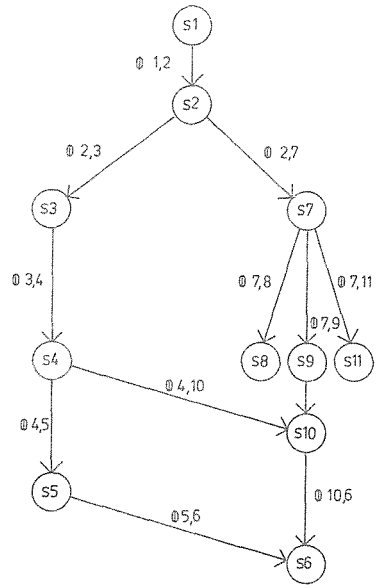


FIGURA 0. Grafo: itinerarios del diálogo .

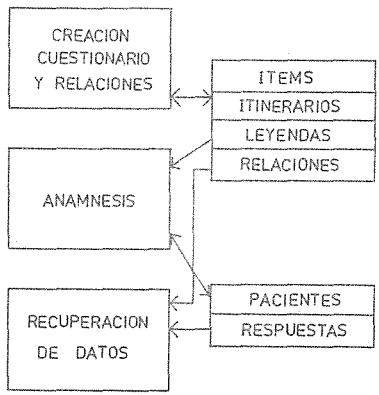


FIGURA 1. Relación módulos-archivos .

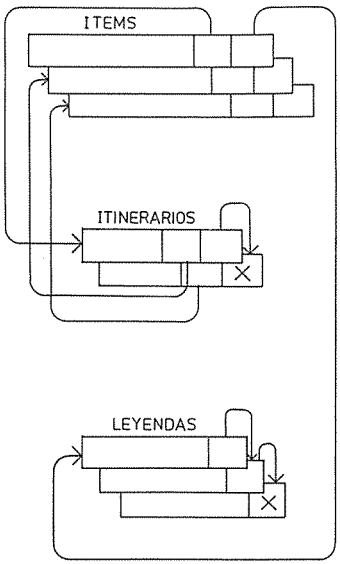


FIGURA 2. Arquitectura del cuestionario .

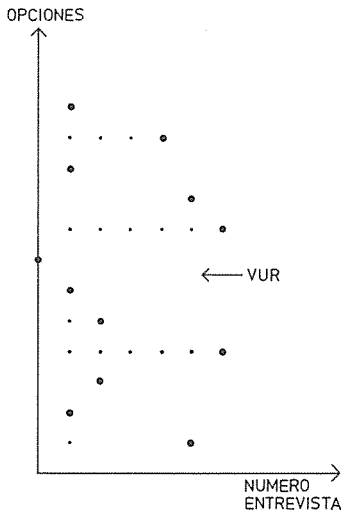


FIGURA 3. Respuestas vs. entrevistas .

8°. CONGRESSO BRASILEIRO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA
UFSC, Florianópolis, Brasil — 7-10 - Novembro - 1983

SISTEMA DE TELEMETRIA DO ECG UTILIZANDO RADIOFREQÜÊNCIA

* LEUNAM ROCHA REVOREDO
** GURDIP SINGH DEEP
* DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA ELÉTRICA - CT - UFRN
CAMPUS UNIVERSITÁRIO - NATAL-RN - CEP: 59.000
** DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA ELÉTRICA - C.C.T. - UFPb
CAMPUS UNIVERSITÁRIO - CAMPINA GRANDE - PB - CEP: 58.100

R E S U M O

Neste trabalho, um sistema de rádio-telemetria para sinal de ECG é apresentado. Emprega-se modulação FM/FM no transmissor, no qual está incluído um amplificador de ECG de baixo custo e boa rejeição ao sinal de 60 Hz. No receptor, é utilizado um rádio-receptor comercial de FM (88-108 MHz) como 1º demodulador. O sinal na saída para fone de ouvido do receptor é novamente demodulado para recuperar o sinal transmitido.

RADIO-TELEMETRY OF ECG SIGNAL

In this paper, a complete radio-telemetry system for ECG signal is presented. Two stages of modulation FM/FM are employed in the transmitter, which also includes a low cost ECG amplifier with good immunity to 60 Hz interference. The receiver includes a commercial FM receiver (88-108 MHz) for first demodulation and the signal at the ear-phone output of the receiver is demodulated to recover the transmitted signal.

I - INTRODUÇÃO (1) (2) (3) (4) (5)

Biopotenciais bem como outros sinais estão sendo freqüentemente processados por rádio-telemetria, uma técnica que utiliza um "link" de comunicação sem fio entre o paciente e os equipamentos para processamento dos sinais. Desta maneira envia-se a informação a uma distância, permitindo ao pessoal hospitalar a monitoração de pacientes à distância. É muito útil para monitoração de pacientes em salas de cirurgia ou unidades de terapia intensiva. Uma vantagem adicional desta técnica de monitoração é que esta possibilita isolamento efetivo entre o paciente e os equipamentos de monitoração e processamento.

A seguir é descrito o sistema de telemetria incluindo características do amplificador ECG, circuitos para modulação e demodulação e resultados de testes efetuados no laboratório.

II - DESCRIÇÃO DO SISTEMA MONOCANAL (6) (7) (8) (9)

O sistema de telemetria monocanal para sinais de ECG é composto por um amplificador ECG, um transmissor e um receptor FM. As configurações para o amplificador ECG já são por demais conhecidas da literatura especializada. Entretanto, optou-se aqui por uma configuração diferencial que utiliza amplificadores operacionais e que tem alta impedância de entrada e alto CMRR. No transmissor é utilizada a técnica de modulação FM/FM e a freqüência da portadora na primeira modulação é na faixa de áudio (5 KHz). O filtro passa-faixa utilizado entre os dois moduladores (Fig. 1) limita a banda de passagem do sinal na saída do primeiro modulador. A freqüência da portadora no segundo modulador é na faixa de 88 a 108 MHz.

O sistema receptor (Fig. 2) é composto de um rádio-receptor comercial de FM (88-108 MHz) com saída para fone de ouvido, um filtro passa-faixa com freqüência central igual a da subportadora (5 KHz), um demodulador de FM, um amplificador AC, podendo este ser acoplado a um registrador, osciloscópio ou outro monitor.

III - O AMPLIFICADOR ECG (10)

Na figura 3 é mostrado o circuito do amplificador ECG utilizado no sistema desenvolvido. O amplificador tem entradas diferenciais e utiliza acoplamento direto, com seu ganho ajustável entre 820 e 2.320 através de um potenciômetro. A técnica de "Bootstrap" foi utilizada para aumentar a impedância de entrada do "buffer", empregando realimentação AC. Evita-se saturação na saída do "buffer", quando a ligação do eletrodo com a entrada do "buffer" é interrompida. É possível ajustar o nível DC na saída do amplificador A_5 no valor desejado.

Para minimizar a interferência de 60 Hz, o qual é um sinal de modo comum para amplificador diferencial, usa-se realimentação negativa de modo comum através do amplificador A_4 e em cuja saída é ligado o eletrodo RL. O ruído medido no amplificador ECG com as entradas ligadas à terra, foi menor que 20 mVpp.

IV - O SISTEMA MODULADOR-TRANSMISSOR FM/FM (11)

O sistema de modulação FM/FM está mostrado na figura 4. A primeira modulação em freqüência é feita usando V.C.O. do C.I. LM4046, com freqüência da portadora sendo 5 KHz e que corresponde a uma tensão DC de 4,5 V na sua entrada. A excursão do sinal na entrada do V.C.O. é da ordem de ±2 volts. O desvio máximo em freqüência do modulador é de 500 Hz. O sinal na saída do 1º modulador (V.C.O.) é uma onda quadrada; Usa-se um fil-

tro ativo passa-faixa de 2ª ordem (amplificador A_6 na Fig. 4) com freqüência central de 5 KHz e faixa de passagem de 1.200 Hz, para que o sinal modulante na entrada do segundo modulador tenha seu espectro de freqüência limitado.

No segundo modulador de freqüência, usa-se um oscilador Colpitts a transistor em base comum. Nesta configuração, variação da transcondutância do transistor em função da tensão de entrada, controla a freqüência de oscilação do circuito. A freqüência da portadora neste modulador é de 90 MHz com desvio máximo de freqüência de aproximadamente 5 KHz. A potência irradiada é da ordem de 2 mW. É necessário a utilização de uma blindagem adequada para diminuir os efeitos das capacitâncias parasitas e obter uma estabilidade satisfatória de freqüência.

V - O SISTEMA RECEPTOR-DEMODULADOR DE FM/FM (12) (13) (14)

O sinal irradiado pelo transmissor acima descrito, é captado por um receptor comercial de FM (88 a 108 MHz). Neste receptor efetua-se a primeira demodulação (Portadora em RF) e o sinal FM resultante, na saída para fone de ouvido, é novamente demodulado usando técnica tradicional de demodulação FM, como mostrado em diagrama de blocos da figura 2. Mostra-se o circuito detalhado deste demodulador na figura 5. A freqüência central do filtro ativo passa-faixa é de 5 KHz e sua faixa de passagem é de 1.200 Hz. Gera-se pulsos com largura de 150 µseg nos cruzamentos de zeros do sinal FM na entrada deste demodulador. É importante observar que a largura dos pulsos gerados pelo monoestável deve ser menor que o menor período do sinal a ser demodulado. A tensão média deste trem de pulsos na saída do monoestável representa a freqüência do sinal na entrada. Emprega-se um filtro ativo passa-baixa tipo Sallen-Key de 4ª ordem (amplificadores A_8 e A_9 na figura 5) para determinar o valor médio do sinal. A freqüência de corte superior nominal deste filtro é 100 Hz. O amplificador AC não inversor na saída do demodulador tem ganho ajustável e pode ser usado para calibrar o sistema, sendo sua freqüência de corte inferior nominal de 0,05 Hz.

VI - RESULTADOS E COMENTÁRIOS

As derivações I, II e III do ECG foram transmitidas e recebidas, sendo registrados os sinais, como mostrados na figura 6. A distância entre o transmissor e o receptor foi de aproximadamente 100 m.

O consumo do sistema transmissor é da ordem de 50 mW e pode ser alimentado com baterias de 9 volts.

O consumo do sistema receptor (exceto o Radio-receptor FM) também é relativamente pequeno e da mesma ordem do consumo do sistema transmissor, podendo também ser alimentado a baterias de 9 volts. O ruído do sistema completo e sem sinal modulante foi menor que 20 mVpp.

O ponto crítico do sistema transmissor é a estabilidade do modulador RF, mas este problema foi minimizado com uma boa blindagem.

VII - AGRADECIMENTOS

Desejamos agradecer ao CNPq pelos recursos financeiros que foram cedidos para este projeto, e que foram dados sob a forma de Bolsa e Auxílio para material de consumo e equipamentos.

Desejamos também agradecer aos professores do Departamento de Fisiologia - Grupo Biofísica - UFRN, o empréstimo de equipamentos imprescindíveis às medições e registros.

BIBLIOGRAFIA

(1) LARSEN, J.L., DILLMAN, R.F., MARDIZGI, A.M., TRERDOCH, R.N.: "An effective EOG Telemetry System", Hewlett-Packard Journal, April, 1982.

(2) KLEIN, F.F., DAVID, D.A.: "A Low-powered 4 - Channel Physiological Radio Telemetry System for use in surgical Patient Monitoring",IEEE Trans. on Biomedical Engineering, Nov., 1976.

(3) CACERES, A.A.; "Biomedical Telemetry" Ed. Academic, New York, 1976.

(4) MACKAY, R.S.: "Biomedical Telemetry", John Wiley e Sons, New York, 1970.

(5) FRYER, T.B.: "Implantable Biotelemetry Systems", Ames Research Center, 1971.

(6) TAUB, H., SHIELLING, D.L.: "Principles of Comunications Systems", McGraw-Hill Company, 1977.

(7) CLARKE, K.K., HESS, D.T.: Comunication Circuits: Analysis and Design", Adsison-Wesley Publishing Company, Inc., 1971.

(8) LATHI, P.B.: "Comunications Systems", John Wiley e Sons Inc., New York, 1968.

(9) WEBSTER, J.G.: "Medical Instrumentatior - Application and Design", Hougtor Mifflin Company, Boston, 1978.

(10) THOMAS, H.E.: "Handbook of Biomedical Instrumentation and Measurement" Reston Publishing Company, Inc., Reston, 1974.

(11) "COS-MOS Integrated Circuits - Applicz tion Notes", RCA, SSD-203 C, Data Book Series, ICAN-6101, 1975.

(12) "LINEAR DATA BOOK", National Semiconductor Corporation, USA, 1976.

(13) Referência (12), p.9-23 - 9-28.

(14) LANCASTER, D.: "Active-Filter Cookbook", Howard W. Sons Co., Inc., USA, 1975.

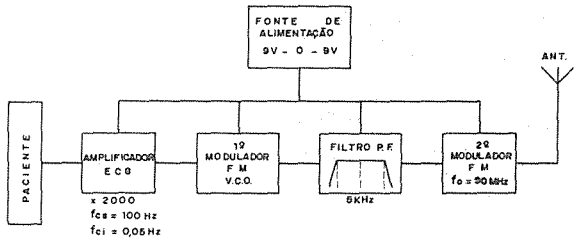


FIG. 1 - DIAGRAMA DE BLOCOS DO MODULADOR-TRANSMISSOR DE FM / FM

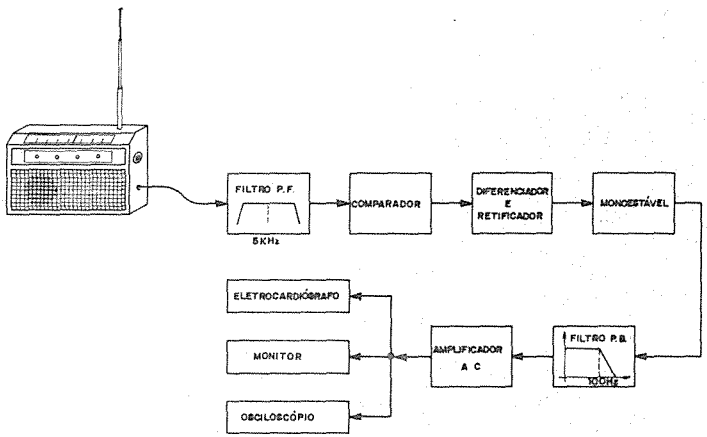


FIG. 2 - DIAGRAMA DE BLOCOS DO RECEPTOR - DEMODULADOR DE FM / FM

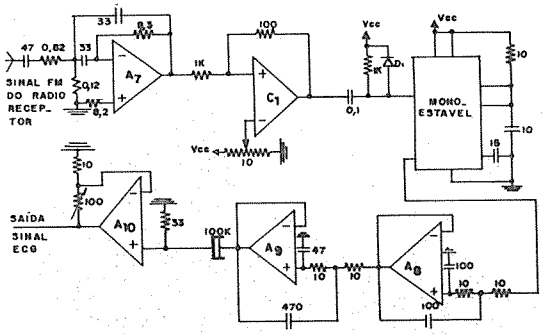


FIG.5_ 2º DEMODULADOR FM
(RES. EM KΩ_ CAP. EM nF)

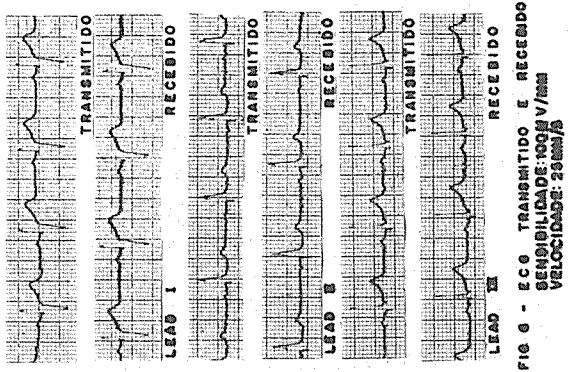


FIG 6 - ECG TRANSMITIDO E RECEBIDO
SENSIBILIDADE:10mm/mV
VELOCIDADE: 25mm/s

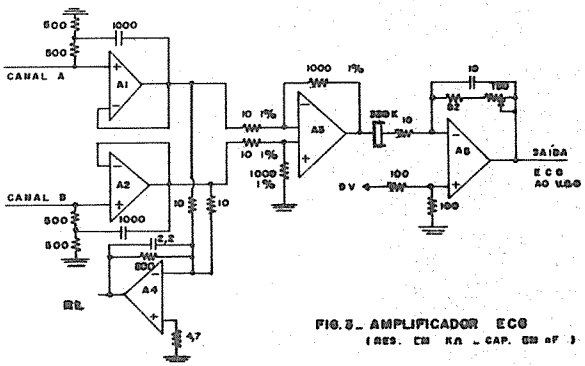


FIG.3_ AMPLIFICADOR ECG
(RES. EM KΩ _ CAP. EM nF)

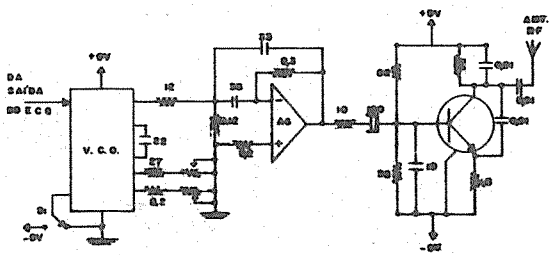


FIG.4_ MODULADOR FM/FM
(RES. EM KΩ _ CAP. EM nF)

8°. CONGRESSO BRASILEIRO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA
UFSC, Florianópolis, Brasil — 7-10 - Novembro - 1983

CONSTRUÇÃO DE UM MAGNETOCARDIÓGRAFO HOSPITALAR

P.Costa Ribeiro, I.R.Eghrari, A.C.Bruno, C.A.Bastos, J.P.von der Weid, A.P. Pi con, A.Piccoli e E.Joaquim

Depto.de Física, PUC/RJ
Caixa Postal 38006
Rio de Janeiro, Rj, BRASIL

RESUMO

Diversos aspectos da construção, montagem, instalação e operação de um magnetocardiógrafo supercondutor são apresentados neste trabalho. São também apresentadas algumas considerações sobre magnetocardiografia, bem como os principais pontos relacionados com a operação do SQUID, construção do elemento sensor, do criostato para hélio, do sistema de recuperação de hélio gasoso e do sistema antivibratório do magnetocardiógrafo.

ABSTRACT

Several aspects of the construction, assembling, instalation and operation of a superconducting magnetocardiographer are presented in this paper. Some coments are also made on magnetocardiography, as well as the main aspects related to the operation of the SQUID, the construction of the sensing element, the helium Dewar, the helium recuperation system and the anti-vibration system for the magnetocardiographer.

I) Introdução

O magnetocardiograma (MCG) é o registro do campo magnético gerado pelo coração, campo este produzido pelas mesmas correntes iônicas que são detectadas através dos potenciais elétricos medidos na superfície do corpo através do eletrocardiograma(ECG). No entanto, o MCG representa o registro de uma média diferente dessas correntes e pode então fornecer informações novas sobre o mesmo gerador das correntes elétricas do coração.

Enquanto o ECG aparecia em 1903, o primeiro registro magnetocardiográfico só era realizado em 1963 por Baule e McFee, devido principalmente aos problemas de sua medida: o campo magnético do coração situa-se em torno de 10^{-11} Tesla (T). A magnetocardiografia, porém, só se revelou como o mais novo método de avaliação da atividade muscular do coração, depois de 1970 com o trabalho de Cohen e colaboradores, onde utilizou-se pela primeira vez um dispositivo supercondutor extremamente sensível denominado SOUID ("Superconducting Quantum Interference Device").

Os principais trabalhos realizados em estudos pilotos de Magnetocardiografia (vide (1), (2), (3) e referências citadas nestes) demonstraram as perspectivas promissoras do método por diversos motivos:

1. O MCG é um método não invasivo e não necessita contato físico com o paciente.
2. O MCG enfatiza alguns comportamentos da atividade elétrica do coração de forma mais marcante que o ECG. Em pacientes com infarto de miocárdio, por exemplo, o traçado do MCG demonstrou ter uma relação maior do desvio ST que no ECG(2).
3. O SOUID sendo capaz de medir campos DC (constantes) permite a detecção de correntes contínuas não detectáveis pelo ECG.
4. Há evidências de que o MCG enfatiza mais as correntes primárias geradas na despolarização cardíaca do que as correntes secundárias geradas do volume condutor toráxico. Assim,o MCG seria uma representação mais próxima do que ocorre no coração propriamente dito, não sofrendo o sinal magnético influências das inomogeneidades do volume condutor como no caso do ECG(3).
5. O avanço crescente de técnicas de criogenia e o desenvolvimento tecnológico na construção de dispositivos de alta sensibilidade para medidas de campos magnéticos muito pequenos, permitirão em breve a construção de sistemas magnetocardiográficos completos de custo relativamente baixo e de fácil operação em hospitais e clínicas médicas.

Neste trabalho apresentamos uma visão geral da técnica da magnetocardiografia, bem como alguns aspectos da instalação de um magnetocardiógrafo no Instituto do Coração do HCFMUSP.

II) SOUID

O elemento sensor básico usado em magnetocardiografia é denominado SOUID e apareceu no fim da década de sessenta. Trata-se de um dispositivo que surgiu como aplicação das propriedades denominadas de supercondutividade que apresentam certos metais e ligas metálicas à temperaturas muito baixas e em particular do Efeito Josephson. O esquema básico para utilização de um SOUID se encontra na Fig.1.

A curva característica desse circuito aparece na Fig.2 e tem uma configuração típica de triângulos que se sucedem relacionando tensão no circuito LC e fluxo magnético DC de entrada no SOUID. Através de um circuito que realimenta fluxo para dentro do sensor, pode-se estabelecer como ponto de operação uma extremidade de triângulo. Assim o fluxo medido será proporcional à tensão na saída.

Dado o reduzido tamanho e a geometria peculiar do SQUID, é necessário a utilização de um sistema que "transporte" o fluxo externo que se deseja medir, para dentro do SQUID. É utilizado então um transformador de fluxo constituído de fio supercondutor que permite a manutenção de correntes D.C. persistentes, funcionando assim como um transformador A.C. acoplando 2 circuitos magnéticos.

III)Discriminação Sinal X Ruído

O ruído magnético urbano é da ordem de 10^{-7}T, quatro ordens de grandeza maior que o sinal magnético cardíaco. O grande problema é pois como dissociar o sinal do ruído. Existem basicamente duas técnicas para realizar essa dissociação. A primeira é a construção de uma câmara magneticamente blindada de modo que no seu interior não haja ruído. A segunda técnica, é uma técnica de discriminação espacial que consiste em privilegiar sinais gerados por fontes próximas e atenuar sinais gerados por fontes distantes, podendo ser então utilizada em ambiente não blin-

dado magneticamente tal como um hospital por exemplo. Em ambos os métodos de discriminação do ruído utiliza-se técnicas de filtragem analógica e/ou digital para conformar o sinal e eliminar ruído em determinadas faixas de frequência (10). A técnica de discriminação espacial aqui utilizada é obtida através do emprego de um transformador de fluxo enrolado em configuração de gradiômetro, onde o sinal medido é o gradiente do campo magnético. Mais explicitamente o princípio é o seguinte. Dado que as fontes de ruído estão a uma certa distância do sensor, podemos descrever bem o ruído através de uma expansão em série de Taylor. O ruído na direção z poderia então ser descrito como:

$$B_z(z) = B_z(z_o) + \left.\frac{\partial B_z}{\partial z}\right|_{z_o} (z-z_o)$$

onde Z_o é a origem da expansão. O ruído é então a soma de um sinal espacialmente constante com uma parcela de gradiente constante. Num primeiro tipo de gradiômetro denominado gradiômetro de 1ª ordem, uma espira sensora está enrolada no sentido oposto da outra, de forma a anular campos de intensidade espacialmente constante (Fig.3A), privilegiando o sinal do coração mais próximo a uma espira.

Uma medida da eficiência dessa técnica para anular a contribuição do ruído constante espacialmente consiste na medida do balanceamento do gradiômetro. Um método de medida deste balanceamento do gradiômetro de 1ª ordem foi desenvolvido anteriormente(4).

Um ambiente não blindado possui no entanto fontes de ruído que não podem ser descritos somente pelos dois primeiros termos da expansão de Taylor. Este é certamente o caso quando fontes de ruído se encontram próximas do gradiômetro. É necessário então considerar termos de ordem mais elevada na expansão acima:

$$B_z(z) = B_z(z_o) + \left.\frac{\partial B_z}{\partial z}\right|_{z_o} (z-z_z) + \left.\frac{\partial^2 B_z}{\partial z^2}\right|_{z_o} \frac{1}{2} (z-z_o)^2 + \ldots$$

São necessarias configurações mais complexas de gradiômetros para anular os termos sucessivos dando origem aos gradiômetros de 2ª ordem (anula o termo constante e a primeira derivada do campo), 3ª ordem(anula o termo constante, 1ª e 2ª derivadas), etc... Uma configuração simples de gradiômetro de 2ª ordem consiste em dois gradiômetros de 1ª ordem conectados em série e em oposição, de forma a além de anular o campo constante a anular também o gradiente (Fig.3B).

Cada um dos gradiometros de ordem mais elevada que a primeira podem ser obtidos com diferentes combinações de espiras e de distâncias entre as mesmas de modo que é importante para a escolha da configuração adequada, conhecer a dependência espacial do sinal cardíaco afim de otimizar a relação sinal x ruído. Usando os resultados obtidos por Cohen et al[5] foi possível determinar essa dependência na direção do eixo do gradiômetro usualmente colocado perpendicularmente ao plano torácico. Assim construiu-se um gradiômetro de 3ª ordem capaz de detectar o sinal cardíaco com uma relação sinal ruído de cerca de 50/1[6].

A realização prática desse gradiômetro foi feita através de um processo elaborado onde o transformador de fluxo é embebido em resina epoxi[7].

IV) DEWAR de Hélio Líquido

Tanto o SQUID como os transformadores de fluxo por utilizarem propriedades de supercondutividade devem ser utilizados em baixas temperaturas. Para isto usa-se Hélio líquido cuja temperatura é de 4.2K. O SQUID e o transformador de fluxo são colocados dentro de um Dewar (criostato) de Hélio e o conjunto é assim mantido a 4.2K (Fig.4).

A construção desse Dewar requer cuidados especiais. A presença de um Dewar intermediário de Nitrogênio líquido (de temperatura de ebulição de 77K) normalmente utilizado nos Dewars de Hélio é proibitiva já que o nitrogênio líquido é uma fonte de vibrações mecânicas, devido à ebulição do líquido, e de ruído magnético, pela presença do oxigênio paramagnético dissolvido. O emprego de material metálico deve também ser evitado para minimizar as flutuações magnéticas provenientes do ruído Johnson, bem como às correntes induzidas geradas no metal por campos magnéticos expúreos de baixa frequência.

Torna-se então necessário a construção de um dewar não metálico, sem guarda de nitrogênio. Utiliza-se assim um dewar de fibra de vidro, com superisolamento substituindo o dewar de nitrogênio, obtido através do uso de múltiplas camadas de um filme fino de poliester aluminizado e de uma blindagem de alumínio resfriada pelo gás que escapa do Dewar. O conjunto de camadas e blindagens se encontra no interior da dupla-parede do Dewar, evacuada com bombeamento secundário e mantida em vácuo através de pequena quantidade de carvão ativado. A técnica aqui empregada é basicamente a mesma desenvolvida em um Dewar de superi

solação de vidro anteriormente construído[8].

Para que se possa utilizar o método de discriminação espacial com a máxima eficiência é necessário que a espira inferior do transformador de fluxo esteja o mais próximo possível da fonte de sinal magnético (coração) e é fundamental então minimizar as distâncias entre o fundo do recipiente que contém Hélio e a parte inferior externa do Dewar. Essa exigência coloca dificuldades suplementares na obtenção de um bom superisolamento.

A fibra de vidro foi confeccionada com o emprego de um tecido de malha fina e de uma resina epoxi de polimerização à temperatura ambiente.

A colagem dos diferentes tubos e flanges de fibra de vidro representou um desafio não desprezível visto ser necessário a manutenção de uma boa vedação apesar das enormes tensões provocadas pelos sucessivos resfriamentos inomogêneos do Dewar.

A eficiência da superisolação ainda não está otimizada e as perdas da ordem de 2ℓ por dia de Hélio líquido limitam a permanência do Hélio a 3 dias.

V) Recuperação do Hélio Gasoso

Tendo em vista o alto custo do Hélio, necessário ao resfriamento do SQUID e do transformador de fluxo foi projetado e construído um sistema portátil de recuperação de Hélio para ser instalado em ambientes hospitalares[9].

Um conjunto constituído por um balão de armazenagem temporária do Hélio gasoso evaporado do Dewar e um compressor para retirar o Hélio do balão e armazená-lo em vasos de pressão foi assim construído. O balão de armazenagem temporária foi obtido com o emprego de câmaras de ar de trator. O compressor que não pode apresentar fugas, nem contaminar o Hélio com óleo, foi adaptado sob encomenda a partir de um compressor de ar comercial e permite comprimir o Hélio até 20 atmosferas em recipientes de gás domestico, préviamente limpos.

O controle automático que aciona o compressor foi realizado com a utilização de "switchs" mecânicos e "relays" comandados por um indicador de nível do balão.

VI) Suporte Anti-Vibratório e Mesa

Embora o campo magnético terrestre seja temporal e espacialmente constante, numa pequena região,a presença de objetos magnetizaveis na proximidade do transformador de fluxo geram gradientes de campo não desprezíveis que serão detectados se o sistema estiver vibrando na frequência de interesse do MCG, isto é, entre 0 e 100Hz.

Torna-se então necessário que o Dewar seja fixo num sistema anti-vibratório. O sistema aqui utilizado é constituído por 2 caixas laterais que recebem o suporte em forma de U do Dewar. Os lados do U são constituídos por pranchas verticais interligadas horizontalmente de modo a fixar rigidamente o suporte dentro das caixas laterais que são enchidas com areia, de maneira a aumentar a massa de todo o conjunto, para que este funcione como um filtro de atenua para frequências de vibração mecânica altas (acima do Hertz).

A mesa sobre a qual fica o paciente é também de madeira do tipo X-Y, sendo os deslocamentos feitos sobre rolimãs de plástico não magnético.

VII) Instalação do Magnetocardiógrafo no INCOR/SP

Visando a escolha de um local para instalação do magnetocardiógrafo, foi feito um estudo comparativo entre 5 diferentes locais, no prédio do INCOR, com o objetivo de encontrar um local que satisfizesse as seguintes características:

a) baixo ruído magnético ambiental

b) interferência de rádio-frequência reduzida

c) vibrações mecânicas reduzidas

d) espaço suficiente para a instalação do suporte magnetocardiofo (com local próximo para a instalação do sistema de recuperação de hélio gasoso)

e) facilidade de acesso por parte dos pacientes.

As justificativas dos três primeiros pontos acima é dada a seguir:

a) baixo ruído magnético ambiental: apesar do sensor utilizado para as medidas do sinal magnético cardíaco ser um gradiômetro, de 3ª ordem (ver seção III),sendo assim muito mais sensível a fontes de sinal magnetico próximo ao mesmo, o seu desbalanceamento intrinseco leva à deteção de perturbações (geradas por motores, elevadores, chaveamento elétrico,etc) Sendo assim, é preferível escolher um local onde tais perturbações sejam mínimas.

b) interferência de rádio-frequên

cia reduzida: O SQUID, dispositivo supercondutor utilizado na medição do magnetocardiograma, é muito sensível à rádio-frequência (RF) (faixa de rádio-frequência comercial em AM e FM, bem como frequências superiores). É possível utilizar-se uma blindagem de folha de alumínio para evitar a RF; no entanto se esta for de grande intensidade, mesmo com a blindagem pode-se não chegar a resultados satisfatórios; por outro lado, a colocação excessiva de alumínio pode vir a gerar ruído por correntes de Foucalt induzidas no mesmo e captadas pelo sensor. Assim, é preferível instalar o sistema em um local onde haja uma baixa intensidade de RF.

c) vibrações mecânicas reduzidas: apesar do magnetocardiógrafo ser montado sobre um sistema anti-vibratório, este só é capaz de filtrar altas frequências (maiores que alguns hertz). As vibrações geram ruído no sinal do magnetocardiógrafo, já que este, por ter um desbalanceamento inerente, ao vibrar um meio de campo magnético homogeneo como o campo terrestre gera um sinal associado às vibrações. Daí a busca por um local com vibrações reduzidas no piso, para evitar que o sistema vibre.

Considerando os critérios acima, foram estudados cinco diferentes locais, chegando-se à escolha do 4º andar do prédio, onde o magnetocardiógrafo foi instalado em uma sala da ala de residência médica, que satisfez em grande parte aos requisitos mencionados.

VIII) Resultados Obtidos

Os resultados obtidos se encontram em outro trabalho que consta dos anais deste congresso sob o título "Padrão magnetocardiográfico em normais - resultados preliminares".

Bibliografia

(1) D.Cohen, Report of the Low-Field Group, FBNML/MIT, Dez. 1975

(2) M.Saarinen, P.J.Karp, T.E. Katila e P.Siltanen: The Magnetocardiogram in Cardiac Disorders. Card. Res.8 820-834 (1974)

(3) I.R.Eghrari, E.Costa Monteiro, P. Costa Ribeiro, J.P.von der Weid, P.M.Oliveira e A.Paes de Carvalho: On the Influence of the Volume Conductor in Magnetocardiography: An Experimental Approach.Il Nuovo Cimento (em impressão

e

I.R.Eghrari, P.Costa Ribeiro,J.P. von der Weid e P.M.Oliveira: A Multiple Dipole Model for Magnetocardiography and a Proposal for the Inverse Problem Solution" (submetido à IEEE Trans.on Biomed Eng.).

(4) I.R.Eghrari e P.Costa Ribeiro: Simple Method for Checking the Balance of Gradiometers Used with SQUIDS. Rev.Bras. Fis,10: 115-119 (1980)

(5) Vide Ref. 1

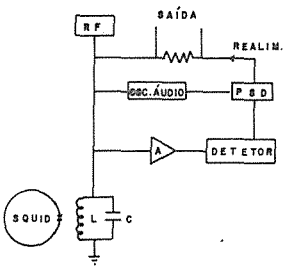
(6) A.C.Bruno e P.Costa Ribeiro: A Symetry Third Order Gradiometer without External Balancing for magnetocardiography, Criogenics, 324-326 (1983)

(7) I.R.Eghrari, J.P.von der Weid, P. Costa Ribeiro, O.Symko: "On the Recording of Phase and Amplitude Relationship for the ECG and MCG" in Biomagnetism, S.N.Erné. Eds. Berlin (1981)

(8) A.P.Picon, I.R.Eghrari, P. Costa Ribeiro: Um Dewar de Hélio sem Guarda de Nitrogênio e de Fácil Execução, Rev.Bras. Fis, 11,863-868 (1981)

(9) C.A.Bastos, P.Costa Ribeiro e A. P.Picon: Um Pequeno Sistema para Recuperação de Hélio (em preparação).

(10) Para um exemplo de técnica de filtragem digital vide nestes anais o trabalho "Aplicação do Filtro de Wiener em Magnetocardiografia"



IG.1- Esquema básico do circuito para utilização do SQUID.O SQUID se encontra acoplado indutivamente ao circuito LC.

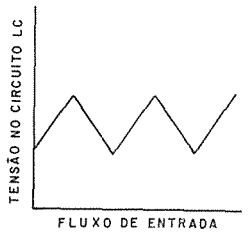
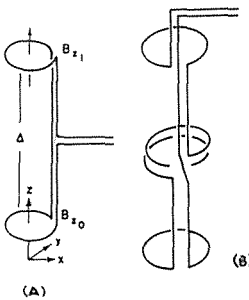


FIG.2- Curva característica de um SQUID



IG.3- (A) Transformador de fluxo na forma de gradiômetro de 1ª ordem. Para $A_1.B_{z_1} = A_2.B_{z_2}$ o fluxo total induzido no gradiômetro é zero

(B) Gradiômetro de 2ª ordem

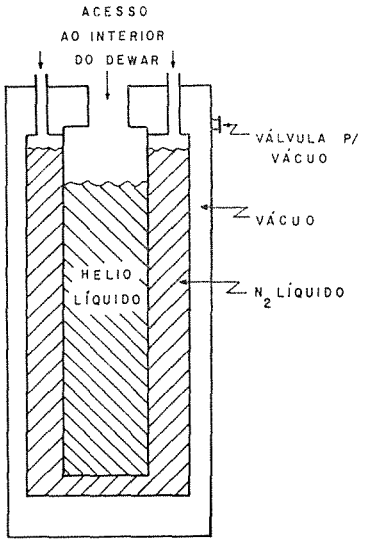


FIG.4- Representação esquemática de um Dewar convencional,utilizando guarda de nitrogênio

8°. CONGRESSO BRASILEIRO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA
UFSC, Florianópolis, Brasil — 7-10 - Novembro - 1983

EFEITO DO ULTRA-SOM SOBRE O DESENVOLVIMENTO DO CALO OSSEO, OTIMIZAÇÃO DO PARÂMETRO FREQUÊNCIA DE REPETIÇÃO DOS PULSOS.

T.RIOLO; R.P.GONÇALVES; J.B.VOLPON; L.R.DUARTE; J.B.P. PAULIN e C.A.M.XAVIER.

Programa de BIOENGENHARIA - USP (São Carlos/Ribeirão Preto)
Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto-USP.

Este trabalho esta inserido em um projeto maior, no qual esta sendo estudado o efeito do ultra-som sobre o desenvolvimento do calo ósseo. Cada parâmetro, tempo de aplicação, amplitude, largura e frequência de repetição dos pulsos foi estudado para otimizar o uso deste recursos terapêutico. Neste trabalho padronizou-se os demais parâmetros e usou-se o ultra-som com as frequências de repetição de: 100, 500 e 1000 pps.

Em coelhos, de idade e peso controlados, foi feita uma osteotomia incompleta do rádio direito.

O desenvolvimento da falha óssea no 15º dia após a cirurgia foi analisado por técnicas morfométricas (Teoria de Chalkley em cortes histológicos. Com esta técnica analisou-se a área relativa dos diversos tecidos que preenchem a falha óssea.

Foram usados 17 animais, sacrificados 15 dias após a cirurgia. Destes animais, 9 foram estimulados pelo ultra-som e 8 serviram de controle. A reparação da falha óssea provocada foi acompanhada pela radiografia imediatamente após a cirurgia, ao redor do 8º dia e no dia do sacrifício (15º dia).

A B S T R A C T

"Effects of ultra-sound upon the development of a experimental diaphyseal bone defect.
Optmization of the frequency Parameter of Pulses Repetition Rate

This work is part of a major research project dealing with the effect of ultra sound upon the development of a experimental diaphyseal bone defect. Each parameter, applying time, amplitude, width and frequency of repetition of pulses, was studied in order to determine the use of this therapy. In this work the following frequency of repetition were used: 100, 500 and 1000 Hertz, the other parameters being standard. A incomplete osteotomy was done in the right radius bone of rabbits with the same age and weight.

Seventeen animals were sacrificed 15 days after surgery. The osteotomy of 9 animals were stimulated by ultra-sound and 8 were used as controls. The repair of the diaphyseal bone defect was followed by X-Ray at the 8º and 15º days after surgery (day of sacrifice).

The development of the bone defect at the 15º day after surgery was analised through histological and morphometric techniques (Chalkley).

I - Introdução

1.1- Noções gerais sobre ultra-som e seu emprego na recuperação de tecidos orgânicos.

São chamadas de Ultra-som, vibrações elásticas, maiores que 20 KHz não perceptíveis aos ouvidos humano.

Essas vibrações são obtidas através de aplicações de tensões elétricas oscilantes, num cristal piezoelétrico, que pode ser o quartzo, ou cerâmica especial. Este cristal se contrairá e se expandirá na freqüência da tensão à ele aplicada (piezoeletricidade).

Portanto, quando um cristal piezoelétrico é submetido às condições de tensões oscilantes, emitirá essas ondas, que denominan-se Energia Ultrassônica.

Muitos tecidos biológicos possuem a propriedade da piezoeletricidade, daí a aplicação da terapia Ultrassônica na recuperação desses tecidos.

A piezoeletricidade do osso foi constatada por Fukada[1] (Japão 1957), assim como todos tecidos constituídos por colágeno.

A energia ultra-sônica causa um impacto mecânico sobre o osso, que ao se deformar, sob a ação do impacto, desenvolve cargas elétricas pelo efeito piezo elétrico. O aparecimento dessas cargas elétricas dá origem a um campo elétrico que imediatamente age sobre as células mesemquimais aumentando bastante sua atividade mitótica, resultando num acrescimo de células precursoras de colágeno e da matriz mineral, ou seja, osteoblastas. Essa aceleração na diferenciação celular, sob a ação de um campo elétrico foi descrita por Beçker[2].

Sendo assim, esta técnica pode ser utilizada para o tratamento de fraturas complicadas e situações patológicas, como pseudoartroses, osteotomias de alongamento para correção de defeitos da poliomielite, fraturas de escafóide e da tíbia, enfim na recuperação de tecidos ósseos (Duarte[3] 1977; Xavier[4] 1981). Estudos nesse sentido também foram realizados na USP e Guy's Hospital de Londres.

No presente trabalho nos propomos a estudar o efeito de várias freqüências do ultra-som sobre falhas ósseas provocadas no osso rádio de coelho, a fim de otimizar o emprego do ultra-som sobre o calo ósseo.

II - Material e Métodos

2.1- O animal escolhido foi o coelho Nova Zelândia, de ambos os sexos, com a idade entre 3 a 4 meses.

O coelho foi o animal escolhido, devido à sua fácil obtenção.

No coelho, os ossos do antebraço estão fortemente unidos, não necessitando, portanto, em caso de osteotomia imobilização (Volpom[5] e colaboradores 1982).

Foram utilizados um total de 17 coelhos, nove dos quais foram estimulados e 8 foram os controles.

Os 9 animais foram divididos em 3 grupos de 3, que receberam estimulação ultrassônica com diferentes freqüências de: 100, 500 e 1000Hz.

2.2- Aparelho Estimulador
Gerador de Ultra-som pulsante,
Freqüência de pulsação ≅ 2MHz
Transdutor construído com cerâmica PZT.

2.3- Técnicas Cirurgicas
Na pata direita, dianteira do coelho, foi realizado, na região medial do rádio, uma osteotomia com o emprego de uma serra cilíndrica, de espessura 10^{-3}m, que provocou

uma falha óssea.

Esta osteotomia não foi total, isto, para se manter o alinhamento do osso. Músculo e pele foram suturadas e à pata aplicou-se um curativo de gase presa à pele com esparadrapo.

2.4- Técnicas de Estimulação

Um dia apos a osteotomia, os curativos eram retirados, o local devidamente desinfetado com metiolate.

Sobre a pele foi colocado gel acoplante, e sobre ele o cabeçote do estimulador de ultra-som. O gel acoplante serve de meio para a propagação das ondas do ultra-som.

Para cada 3 coelhos variou-se a freqüência para 100Hz, 500 Hz e 1000Hz, os demais parâmetros foram constantes para todos os animais, ou seja: largura do pulso = 50μs ; tempo de aplicação = 20 minutos; amplitude = 30V.

Esse processo se repetiu durante 15 dias, ininterruptamente.

2.5- Técnicas de Avaliação

2.5.1- Avaliação Radiológica

Foi realizada logo após a osteotomia, um controle radiológico com os seguintes parâmetros: tempo 0,10 seg.; tensão 44KV e intensidade de corrente = 25mA.

Após os 15 dias de estimulação com o ultra-som, foi feito outro controle radiológico imediatamente após o sacrifício do animal.

2.5.2- Avaliação Histológica

Os animais foram sacrificados após os 15 dias, previstos, na Cirurgia Experimental do H.C.R.P. com o emprego de anestesia.

Os ossos foram imediatamente fixados e descalcificados em solução de Bouim de acordo com a técnica de Gonçalves e Olivério[6] (1965). A descalcificação foi completada com a mesma técnica com T.C.A.

Depois de descalcificadas as peças foram processadas para inclusão em parafina. Cortes Histológicos com 7μm de espessura foram coradas pelo azul de Alcian e Fucsina básica, que permite diferenciar vários tecidos.

2.6- Técnica Morfométrica

Finalidade: analizar quantitativamente a região do preenchimento , na falha óssea provocada.

2.6.1- Método de Chalkley: é um método morfométrico que avalia diretamente a razão da área ou volume dos componentes de tecidos ou orgãos sob quaisquer condições, onde os vários componentes são claramente distinguíveis.

III - Resultados

3.1- Avaliação Radiológica

Os resultados da avaliação radiológica encontra-se na fig. (1).

A coluna da esquerda (A,C,E,C) representa as osteotomias logo após a cirurgia.

A fig. B mostra o aspecto da falha óssea de um animal não estimulado pelo ultra-som. Observa-se que há formação de calo ósseo, porém a falha óssea não está preenchida por tecido radio-opaco.

Nas figuras D, F e H estão representadas as falhas ósseas dos animais estimulados com as freqüências de 100Hz 500Hz e 1000Hz, respectivamente.

Na figura percebe-se que o ultra-som provocou o preenchimento da falha óssea com maior quantidade de tecido radiopaco.

Há uma variação individual, mas

de modo geral a estimulação com 1000Hz de freqüência, foi a mais efeiciente .

No osso representado na fig. H, o calo ósseo é expesso e com preenchimento quase total com tecido radiopaco , provavelmente tecido ósseo neoformado.

3.2- Avaliação Histológica

A fig. (2) representa o aspecto histológico das falhas ósseas 15 dias após a osteotomia.

O animal controle, não estimulado pelo ultra-som (fig. A) mostra que a falha óssea esta preenchida em parte por tecido conjuntivo fibroso, havendo também cartilagem madura, a quantidade de osso neoformado está pouco representada.

A figura B amostra do animal estimulado com 500Hz de freqüência, com ultra-som, sugere a presença de tecido conjuntivo fibroso, cartilagem madura, cartilagem jovem e um pouco mais de tecido ósseo neoformado.

A figura C, lâmina do coelho estimulado com ultra-som de freqüência 500 Hz, mostra tecido conjuntivo fibroso , cartilaginosó maduro, cartilaginoso jovem e pequena quantidade e osso neoformado.

A figura D, lâmina do animal estimulado com a freqüência de 1000Hz indica apresença do tecido cartilaginoso , do tecido conjuntivo fibroso, de cartilagem jovem e grande quantidade de tecido ósseo neoformado.

Referências Bibliográficas

(1) FUKADA, E. and YASSUDA, K.:"Piezoeletricity im Bone". Journal of Physical. Society of Japan - 12, 1158, 1957.

(2) BECKER, R.O.:"Stimulation of Partial Limb Regeneration in Rats". Nature, 235: 109, 1972.

(3) DUARTE, L.R.: "Ultrasonic Stimulation of Fracture Healing" Proceeding of the 11th International Conference om Medical Engineering - sec. 19.1, pg. 248 - Octawa - Canada, 1976.

(4) XAVIER, C.A.M. and DUARTE, L.R.:"A noninvasive Form of Ultrasound Stimulation of Ununit Fractures".(Apresentado no XV World Congres.of Sicot" - Rio setembro, 1981).

(5) VOLPON, J.B; XAVIER, C.A.M. and GONÇALVES, R.P.: "The use of Descalcified Granulated Homologous Cortical Bone Matrix in the Correction of Diaphyseal Bone Defect" An Experimental Study in Rabbits. School of Medicine of Rib. Preto-USP, 1982.

(6) GONÇALVES, R.P. and OLIVÉRIO, L.G. "Electrical Descalcification of Bone" (Departamento de Mcrfologia da Faculdade de Medicina-USP-Ribeirão Preto (1965).

T A B E L A I

Os dados abaixo, indicam a área em valor absoluto, dos diferentes tecidos de preenchimento da falha óssea, valores obtidos após transformação angular das porcentagens obtidas pela técnica Chalkley.

TRATAMENTO	TIPO DE TECIDO			
	conjuntivo fibroso	cartilaginoso jovem	cargilaginoso maduro	Ósseo Neoformado
Controles	22,6	15,3	28,3	22,8
Estimulado 100Hz	11,6	10,1	22,0	38,5
Estimulado 500Hz	20,5	21,4	28,5	25,1
Estimulado 1000Hz	22,6	6,9	23,5	43,5

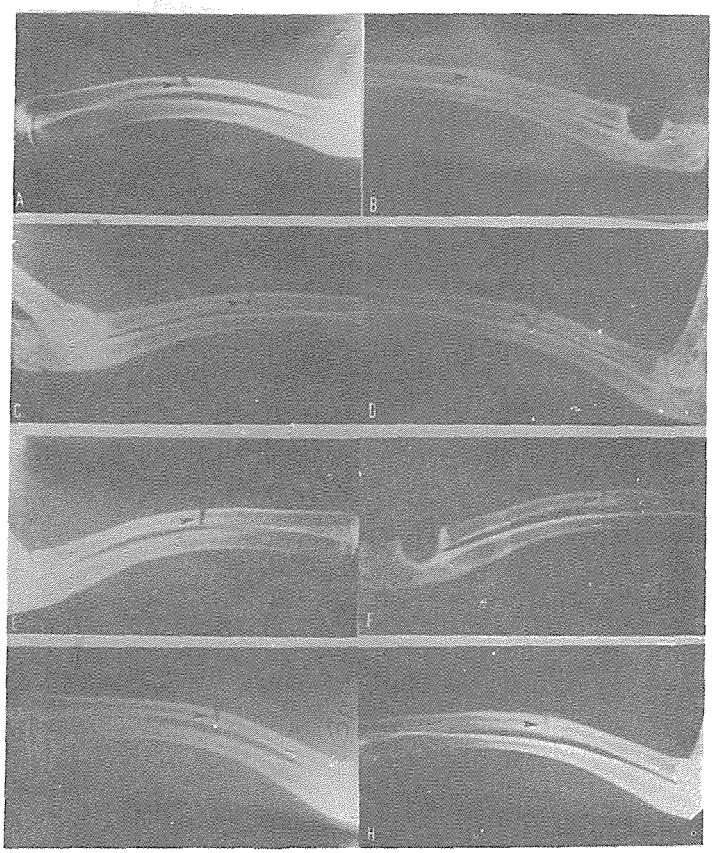


Fig. 1 - Controle Radiológico

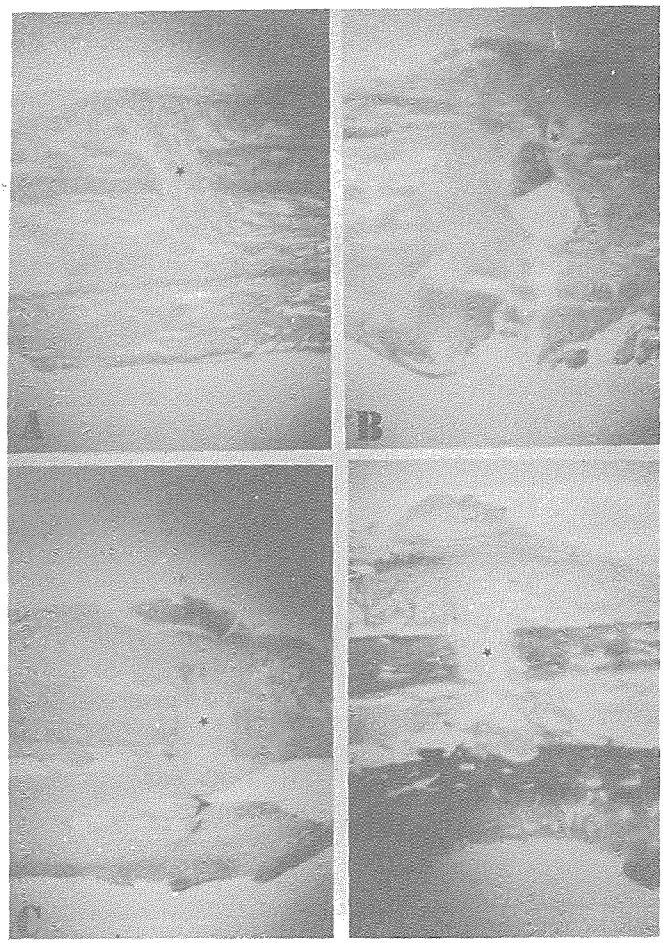


Fig. 2 - Controle Histológico

8°. CONGRESSO BRASILEIRO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA
UFSC, Florianópolis, Brasil — 7-10 - Novembro - 1983

SISTEMA MICROCOMPUTARIZADO DE ADQUISICION Y PROCESAMIENTO DE SEÑALES BIOLOGICAS

Alex Schnake S., Fernando de Mayo I., Luis Yacher S.

Departamento de Ingeniería Eléctrica
Universidad de Chile
Casilla 5037, Santiago 3
Chile

RESUMEN

Se presenta la realización de un sistema microcomputarizado de adquisición y procesamiento de señales biológicas, desarrollado para la Unidad de Neurofisiología y Biofísica del Instituto de Nutrición y Tecnología de los Alimentos, Universidad de Chile.

El equipo se implementó en base a un microcomputador Rockwell AIM-65, y permite adquirir hasta ocho señales analógicas de entrada a alta velocidad, analizarlas en línea y desplegar simultáneamente hasta dos señales en un osciloscopio o inscriptor. Adicionalmente la información puede almacenarse en un medio magnético para efectuar análisis más elaborados fuera de línea.

Se desarrolló un software que comprende un conjunto de programas para adquirir y procesar señales de (a) potenciales evocados medidos directamente sobre la corteza cerebral, (b) EEG y potenciales evocados en humanos, (c) actividad bioléctrica recogida con microelectrodos.

Se muestran los resultados de funcionamiento y aplicaciones del equipo y se hace una evaluación del desarrollo.

MICROCOMPUTER SYSTEM FOR DATA ACQUISITION AND PROCESSING BIOLOGICAL SIGNALS

ABSTRACT

This paper describes the implementation of a verstile microcomputer system for data acquisition and processing of biologial signals. The system was developed as a research tool for the Laboratory of Neurophysiology and Biophysics, Institute of Nutrition and Food Technology, University of Chile.

The system designed, based on the Rockwell AIM-65 microcomputer can multiplex eight analog input signals, and analyze them on line. Output capability include two analog signal that can be applied to an oscilloscope or trend plotter. Information is stored in a magnetic media for further and more elaborate analysis.

The software developed include programs for data acquisition and processing of (a) evoked potentials from animal experimentation (b) EEG and evoked potentials on humans (c) biolectric activity obtained with microelectrodes.

Operating results of the equipment and typical applications are described.

1. INTRODUCCION

El Laboratorio de Nuerofisiología y Biofísica del Instituto de Nutrición y Tecnología de los Alimentos de la Universidad de Chile ha venido desarrollando en los últimos años investigaciones sobre el rol de la corteza cerebral en la analgesia farmacológica y en los efectos de la desnutrición en las funciones cerebrales superiores. Refs[1,2,3,4].

En el estudio de estas funciones se utilizan técnicas electrofisiológicas de potenciales evocados que permiten la exploración de la actividad somato-sensorial del sistema nervioso. Esto es, la modificación transitoria del potencial eléctrico de una determinada región del cerebro provocada por la estimulación a distancia de un grupo de receptores sensoriales o sensitivos (mediante sonido, luz o somestesia).

Este fenómeno electrofisiológico posee características y parámetros bien definidos que son la latencia, la amplitud, la duración, el número de ondas y la forma. A partir de estos parámetros se obtiene información sobre el largo de la vía de conducción, número de contactos sinápticos, grado de mielinización de las fibras nerviosas, cantidad de neuronas que se despolarizan, sincronismo de la despolarización, etc.

En experimentación animal, los potenciales evocados son registrados mediante electrodos aplicados directamente sobre la corteza cerebral y el análisis de sus parámetros se realiza normalmente sobre un conjunto de fotogra-

fías obtenidas de cada experimento. Este es un proceso largo y complejo y que está sujeto a factores subjetivos de interpretación personal.

En humanos, el registro de los potenciales evocados se realiza utilizando electrodos extracraneanos aplicados sobre el cuero cabelludo. En este caso los electrodos detectan tanto la actividad bioeléctrica espontánea (EEG) como la actividad bioeléctrica provocada. Dado que la primera es el orden de los mV y la segunda del orden de los μV es imprescindible usar técnicas de promediación para rescatar la información útil del ruido de fondo.

Las técnicas de potenciales evocados se utilizan actualmente tanto en el diagnóstico clínico como en el seguimiento de planes de rehabilitación de diversas patologías que afectan al sistema nervioso [5].

Hoy en día existen equipos disponibles en el comercio que permiten adquirir y promediar señales eléctricas, sin embargo, ellos son aún de elevado costo [6].

En este contexto, el Laboratorio de Neurofisiología y Biofísica en colaboración con el Departamento de Ingeniería Eléctrica se planteó el objetivo de diseñar y construir una unidad de recolección y análisis de señales biológicas. Dicha unidad, basada en microprocesadores, permitiría obtener en línea algunos parámetros de los potenciales evocados y además formar un archivo de datos para su procesamiento estadístico en diferido.

El equipo se orientó al uso de los investigadores y dedicado a las aplicaciones y necesidades del Laboratorio. Se desarrolló en base a un microcomputador de proposito general, el Rockwell AIM-65, y se diseñó el hardware adicional de las etapas de entrada y salida con componentes digitales de alta integración de última tecnología [7].

El software confeccionado, que le da la potencialidad y versatilidad, comprende tanto programas de manejo del equipo como de procesamiento propiamente tal. Los primeros permiten operar el equipo a través de comandos interactivos y los segundos incluyen la adquisición y análisis de potenciales evocados obtenidos en experimentación animal, potenciales evocados en humanos, EEG y actividad bioeléctrica recogida con microelectrodos.

2. DESCRIPCION DEL HARDWARE

El sistema está construido en torno a un microcomputador Rockwell AIM-65 de propósito general y de bajo costo. A este equipo se han agregado circuitos electrónicos de expansión de memoria y de interfaz entradas y salidas análogas. Se ha incluido también fuentes de poder adecuadas, un medio magnético de grabación de datos constituido por una grabadora de audio común, un gabinete y un panel de conexiones y acondicionamiento de señales.

La elección de los elementos se realizó adaptándose a los recursos disponibles y estableciendo un compromiso entre calidad y costo. Con el objeto de lograr un bajo costo, bastante menor que el costo de equipos disponibles en el mercado, en alguna medida comparables, se descartó la incorporación de otras opciones, tales como una pantalla de video con opción gráfica, unidad de diskette, etc. No obstante, se consideró que los componentes incluidos en el diseño fueran de la mejor calidad y tecnología.

Con el mismo criterio, y considerando la existencia del equipamiento estándar que se tiene en el Laboratorio de Neurofisiología, se excluyeron del equipo los elementos primarios de recolección de señales, tales como electrodos, preamplificadores, filtros pasabanda; estímuladores y elementos de despliegue como oscilos copios y registradores.

Los principales componentes del equipo se muestran en el diagrama de bloques de la Figura 1, en el cual se ilustra una aplicación en obtención de potenciales evocados en humanos a partir del EEG, que es una de las aplicaciones consideradas. En este caso la estimulación, generada externamente, es detectada por el microcomputador el cual inicia la adquisición de una señal por cada uno de los canales que estén activos. Este último dato, así como todos los parámetros con que se realiza la adquisición tales como duración de la señal, ganancia, resolución, etc., son programables por el usuario.

Las señales son recogidas por electrodos, preamplificadas y filtradas externamente, y digitalizadas por el módulo de entrada del equipo. El acondicionamiento externo puede realizarse con un electroencefalógrafo o simplemente con amplificadores mono canales de ganancia fija, ya que el equipo incluye una etapa amplificadora propia de ganancia programable.

Los valores digitales son almacenados en memoria, y las señales reconstruidas por medio de conversores digital/análogos, lo que permite visualizarlas en un osciloscopio o registrador. Las señales de interés pueden grabarse en cassette para efectuar posteriormente análisis más elaborados en diferido.

La operación a través de comandos interactivos se supervisa con el visor, teclado e impresora del microcomputador.

2.1. Microcomputador

El microcomputador Rockwell AIM-65 es un computador en una sola tarjeta; basado en la CPU 6502 de 8 bits, de 4 kilobytes de memoria RAM (de lectura y escritura), que fue ampliada a 15 kilobytes con una tarjeta. Como elementos auxiliares de hardware cuenta con dos relojes programables, interfaz de audio, interfaz para teletipo y puertas de entrada/salida digital.

Los elementos de despliegue y comando (interfaz hombre-máquina) son un display alfanumérico de 20 caracteres, un teclado ASCII com

pleto con 54 teclas y una impresora térmica de 20 columnas de ancho.

En cuanto al software, el AIM-65 utilizado cuenta con un Programa Monitor que permite programar y usar todos los componentes del microcomputador, y un Programa Intérprete de BASIC. Ambos programas están grabados en memoria permanente (ROM), ocupando 8 kilobytes cada uno.

Los programas de aplicación están grabados en cassette y se cargan en memoria RAM cuando se van a utilizar.

2.2. Módulo de Entradas Análogas

Está compuesto básicamente por un módulo híbrido de adquisición de señales SDM857JC y por un amplificador de instrumentación de ganancia programable PGC3606AG, fabricados por Burr Brown Inc.

Se dispone de ocho canales de entrada diferenciales, con una impedancia de entrada de 10^{10} ohm y un rechazo de modo común de entre 90 y 114 decibeles. La adquisición puede ser unipolar o bipolar, según se programe por software. La ganancia del amplificador también es programable por software, y puede variar entre 1 y 1024 V/V.

Según el modo y la ganancia, el rango de entrada puede variar desde 0 a 5 milivolts hasta -5 a +5 volts. La resolución de la conversión análogo/digital es de 1 en 4096 partes, lo que permite resolver hasta 1 microvolt en el rango menor.

En cuanto a la velocidad, con un canal de entrada activo es posible tomar hasta 25.000 muestras/segundo. Con dos o más canales activos, la adquisición varía entre 3.300 y 7.000 muestras/segundo, según la ganancia.

El error total del módulo de entrada está en el rango ± 0.1% y ± 0.25% dependiendo de los parámetros de adquisición.

2.3. Módulo de Salidas Análogicas

Está construido en base a conversores digital/análogos marca Datel modelo DACHZ12BGC. Existen dos salidas análogas totalmente independientes, y se puede seleccionar para cada una de ellas uno de varios rangos de salida posibles, tanto en voltaje contínuo como en corriente continua, unipolar o bipolar. Lo anterior permite adaptarse prácticamente a cualquier equipo periférico de despliegue o registro.

La resolución de los conversores es de 12 bits o 1 en 4096 (± 0.024% del rango). Su tiempo de establecimiento es de sólo 3 microsegundos, es decir, menos que el tiempo mínimo que necesita el microcomputador para poner un nuevo dato en la salida, lo cual permite desplegar señales a alta velocidad en forma repetitiva para obtener imágenes estables y sin parpadeo en un osciloscopio.

El error total del módulo de salida es inferior a ± 0.1%.

2.4. Unidad de Almacenamiento de Datos

Como medio de almacenamiento de datos el equipo cuenta con una grabadora de cassette convencional, que se conecta al computador a través de una interfaz incluida en este último. En los cassettes se almacena todo tipo de información digital, incluyendo datos (señales adquiridas y resultados de su análisis) y programas.

Un cassette común de 60 minutos de duración puede almacenar aproximadamente 120 kilobytes de información formateada, la cual se graba o lee a una velocidad cercana a 35 bytes/segundo.

Existe la opción de utilizar una grabadora externa, para lo cual las líneas de audio son conmutables con un selector.

2.5. Gabinete y Elementos Auxiliares

El equipo es alimentado por dos fuentes de poder lineales que proporcionan los cuatro voltajes continuos requeridos, con una regulación de ± 0.1% (± 0.05% para la alimentación de los módulos de entradas y salidas análogas, lo cual es independiente de la alimentación del microcomputador). Las fuentes de poder incluyen todas las protecciones habituales, así como un filtro de línea supresor de transientes en la red de corriente alterna.

Para ubicar todos los componentes que se han mencionado, incluyendo las fuentes de poder, se diseñó y construyó un gabinete para montaje de sobremesa. El gabinete mide 500 x 600 x 165 mms (ancho x largo x alto) y pesa sólo 12 kgs (completo) lo que facilita su ubicación. Los conectores, interruptores, etc. están instalados en una placa desmontable.

El equipo cuenta con circulación de aire forzada mediante un ventilador eléctrico, que le permite funcionar a temperaturas ambientes entre 5 y 33 °C.

2.6. Panel de Conexiones y Acondicionamiento de Señales

Se diseñó este panel con el objeto de independizar el conexionado de señales del gabinete del microcomputador, lo cual contribuye a mantener reducidas las dimensiones de este último. El panel y el gabinete se conectan con un cable multiconductor con enchufes especiales en ambos extremos.

Para cada uno de los ocho canales de entrada análogos, el panel incluye un enchufe para cable coaxial, un selector que permite habilitar o deshabilitar la entrada y un circuito de protección contra sobrevoltajes. Para los dos canales de salida análogos, el panel incluye un enchufe para cable coaxial y un circuito de protección contra cortocircuitos y sobrevoltajes.

El panel incluye también una entrada para

la señal de activación del muestreo, que en experiencias de adquisición de potenciales evocados será tomada del estimulador. Esta señal es acondicionada y aislada ópticamente del microcomputador, lo que permite usar cualquier tipo de pulso como señal de activación.

La figura 2 ilustra el equipo instalado en el Laboratorio.

3. DESCRIPCION DEL SOFTWARE

Antes de desarrollar los programas de aplicación propiamente tales, se creó una estructura de programación y de operación que sirve de base para realizarlos, con lo cual se logra que desde el punto de vista del usuario exista una forma de operar única independiente de la aplicación. Esto permite que el equipo sea operado por personal no especializado en sistemas digitales, normalmente el médico o investigador en neurofisiología, con un mínimo de entrenamiento previo.

Cada programa está formado por un conjunto de comandos, que se ejecutan al ser digitados por el operador. Cuando se ejecuta un comando se lleva a cabo una operación o secuencia de operaciones perfectamente identificadas y fácilmente asimilable por el operador. La ejecución es totalmente interactiva, es decir, hay una constante comunicación entre máquina y usuario, con un uso intensivo de las posibilidades que ofrecen el visor, teclado e impresora. La mayoría de los comandos son de uso opcional, ya que la máquina asume al principio de cada programa valores típicos para las distintas variables. Esto contribuye a minimizar la atención requerida por el equipo, impidiendo que el investigador que lo utiliza se distraiga de las labores experimentales que le son propias.

Los programas confeccionados, orientados a las necesidades del Laboratorio de Neurofisiología son los siguientes:

3.1. Programa N° 1: Adquisición de Potenciales Evocados

Permite adquirir bloques de señales de potenciales evocados, medidos directamente en la corteza cerebral de ratas u otros animales, tomados en un máximo de dos canales de entrada simultáneos. La adquisición es sincronizada con el estímulo, y en cada bloque se puede almacenar 5 ó 10 señales por canal (estos valores son los que normalmente se usan en las mediciones).

Se puede programar los siguientes parámetros: número de canales activos, cantidad de señales por canal y por bloque, resolución de la adquisición (0.024% del rango o 0.4% del rango), duración de la señal a adquirir y ganancia del amplificador interno.

A medida que se van adquiriendo las señales, son desplegadas repetitivamente por los canales de salida, lo que permite obtener imágenes estables en un osciloscopio conectado a éstos. Se puede detener la adquisición en cualquier momento y eliminar señales cuyo forma de onda resulte distorsionada o no sea representativa, etc.

Completado un bloque, es posible grabarlo en cassette o cinta magnética para su posterior análisis en diferido con el programa N°2. (La grabación de un bloque completo toma aproximadamente 2 minutos). Se puede entonces adquirir un nuevo bloque, y así sucesivamente hasta completar la experiencia.

3.2. Programa N° 2: Análisis de Potenciales Evocados

Este programa permite promediar las señales de potencial evocado contenidas en un bloque, y así obtener una señal representativa del conjunto, es decir, la señal promedio correspondiente al potencial evocado medida en un animal bajo determinadas condiciones experimentales. El programa permite desplegar las señales en forma repetitiva a través de los canales de salida, con una velocidad de despliegue programable y la señal puede observarse en forma completa o parcial.

Es posible conocer su amplitud en cualquier instante de tiempo, así como los valores extremos (máximo y mínimo) y sus tiempos de ocurrencia, en cualquier instante de tiempo. Se puede asociar y calcular para cada señal cinco parámetros, que habitualmente serán: latencia, amplitud máxima positiva, tiempo de ocurrencia de ésta, amplitud máxima negativa y su tiempo de ocurrencia.

Posteriormente el programa permite cargar un segundo bloque de señales en memoria, correspondiente a los potenciales evocados de otro animal medidos en similares condiciones experimentales, y obtener de éste su señal promedio y parámetros. Las señales promedio y sus parámetros correspondientes a ambos animales, pueden a su vez ser promediadas y así sucesivamente, hasta obtener finalmente una señal representativa de todo el grupo de animales bajo similares condiciones experimentales, con los valores medios y desviaciones estándar de cada parámetro definido. Esta señal se puede conservar en cassette indefinidamente, y posteriormente se le puede agregar señales promedio de otros animales, si fuera el caso, o simplemente repetir o hacer extensivo el análisis de su forma de onda.

3.3. Programa N° 3: Adquisición y Análisis de Electro-Encefalograma (EEG) y Potenciales Evocados en Humanos

Permite adquirir muestras de señales de EEG tomadas hasta en 8 canales de entrada simultáneamente. Se puede programar la cantidad de canales activos, y la resolución, duración de señal y ganancia de la adquisición. Esta última también se puede fijar automáticamente adquiriendo una señal de prueba.

Las señales adquiridas se pueden desplegar

repetitivamento por los canles de salida, con velocidad de despliegue programable, obteniéndose una imagen estable en un osciloscopio o su registro en un inscriptor. Se puede observar segmentos ampliados de la señal, medir amplitudes en cualquier instante de tiempo, calcular amplitud e instante de ocurrencia de cualquier valor externo, y acondicionar la señal desplazándola verticalmente (offset) o cambiando su ganancia. También es posible grabar las señales en cassette para un análisis en diferido.

En el caso que se desee obtener potenciales evocados en humanos a partir del EEG, se puede sincronizar el inicio de la adquisición con la señal de estímulo externa, y tomar sucesivas muestras de la señal, las cuales se van promediando en memoria. Después de una cierta cantidad de sumas, el ruido de fondo del EEG desaparece relativamente por su carácter aleatorio, y aparece la forma de onda de la señal de potencial evocado que interesa.

La cantidad de sumas a efectuar es programable pero también puede especificarse una cantidad indefinida de sumas, debiendo en este caso el experimentador detener el proceso de adquisición cuando considere que ha obtenido la señal de potencial evocado en forma clara.

El proceso de adquisición repetitiva. sincronizada con el estímulo y de sumación de las señales es totalmente controlado por el programa y no se requiere intervención del investigador. Por otra parte en todo momento puede observar la forma de onda de la señal resultante en el osciloscopio, en forma estable e ir apreciando el efecto de la promediación. En cualquier momento se puede detener el proceso, grabar la señal resultante en cassette y posteriormente agregarle nuevas sumas. Este programa también se puede utilizar en experimentación animal.

3.4. Programa N° 4: Adquisición y Análisis de Actividad Espontánea o Evocada Recogida con Microelectrodos.

Este programa fue desarrollado principalmente para adquirir señales de respuestas celulares unitarias ("spikes"), las cuales por su corta duración requieren de una alta tasa de muestreo.

El programa considera activo solamente un canal de entrada, el cual muestra con una frecuencia de hasta 20.000 muestras por segundo, a partir de un instante dado, sincronizado con una señal externa.

La duración de la señal y la ganancia de la adquisición es programable. Esta última se puede fijar automáticamente con una señal de prueba. La señal recogida se despliega por los canales de salida completa o parcializada, y su amplitud puede determinarse para cualquier instante de tiempo.

4. APLICACIONES

El equipo se encuentra funcionando en la Unidad de Neurofisiología y Biofísica desde mediados de 1982 constituyendo una herramienta de gran utilidad para la medición de parámetros temporales, amplitudes, promediación, análisis estadístico y almacenamiento en medio magnético de potenciales evocados.

Se ha empleado en diversas investigaciones relacionadas con electrofisiología del dolor, donde las técnicas de potenciales evocados permiten detectar la excitación de un grupo de células neuronales a través de un aumento de las amplitudes de las respuestas evocadas [8, 9].

También se ha utilizado para detectar el nivel de acción, pre o postsinaptico, de bloqueadores monoaminérgicos mediante la sumación temporal de potenciales evocados en la corteza frontal de la rata [10].

Recientemente, este equipo se ha empleado en el estudio del grado de maduración de las proyecciones noradienérgicas hacia la corteza frontal en ratas sometidas a desnutrición experimental [11].

En cuanto a investigación en humanos, el equipo se comenzará a utilizar en proyectos de investigación relacionados con la evaluación del efecto detrimental de la desnutrición sobre las funciones cerebrales superiores. Se pretende establecer un correlato entre actividad bioeléctrica evocada y coeficiente intelectual, lo que permitiría el seguimiento de tratamientos rehabilitadores.

5. CONCLUSIONES

Se ha diseñado y construido un sistema de adquisición y procesamiento de señales biológicas en base al microcomputador Rockwell AIM-65, incluyendo el hardware de las etapas de entrada y salida y expansión de memoria. Se ha confeccionado un software para las aplicaciones requeridas del Laboratorio de Neurofisiología y los programas que permiten una fácil operación del equipo.

Queda de manifiesto la factibilidad de realizar un sistema de adquisición de datos y procesamiento, a un bajo costo, y que cumpla con las especificaciones normalmente ofrecidas en los equipos comerciales.

El funcionamiento del equipo ha quedado probado en diversas investigaciones realizadas en dicho Laboratorio y, hoy en día, constituye un valioso apoyo en los estudios electrofisiológicos que se llevan a cabo. Esto confirma que el diseño cumple con los objetivos propuestos.

El sistema ofrece suficiente flexibilidad y capacidad por lo que se pueden agregar otras opciones, para lo cual se hace necesario desarrollar el software respectivo y específico de la aplicación. Además con la incorporación de otros periféricos de mayor costo, por ejemplo, un terminal gráfico y unidad de diskette, la

unidad básica realizada resulta técnicamente competitiva.

6. REFERENCIAS

[1] Soto Moyano R., Pacile C, Hernández A. "Increase of cortical excitability induced by pentazocine", J. Pharm. Pharmacol 32:599 (1980).

[2] Hernández A., Pacile C, Perez H., Ruiz S. Soto Moyano R., "Cortical facitilatory effect of meagenamic acid", Arch. Internet. Pharmacady 244:100 (1980).

[3] Soto Moyano R. Ruiz S. Perez H. Carrullo R. Hernández A. "Effect of prenatal malnutrition of cortical reactivity of the rat parietal association area", Inter. J. Neuroscience 13:99 (1981).

[4] Soto Moyano R., Hernández A. "Morphine induced cortical excitation and its influence on thalomic sometosensory evoked activity", Arch. Internat. Pharmacadyn 254:214 (1981).

[5] G. Acuña, S. Ehijo, P. Estevez, C. Holzmann, C. Perez "Analizador clínico de bajo costo para señales nuerofisiológicas" Anales 5° Congreso Chileno de la Asociación Chilena de Control Automático, 1982.

[6] Carol Tryal "Watching the brain at work" IEEE Spectrum, March 1983.

[7] F. De Mayo, L. Yacher, A. Schnake "Desarrollo de un sistema de adquisición de datos" Anales IV Congreso Chileno de la Asociación Chilena de Control Automático ACCA., U. de Chile, Santiago, 1980.

[8] Neira Susana, "Efectos de la excitación cortical inducida por morfina sobre la actividad bioeléctrica en la sustancia gris perioconductal", Tesis para optar al título de Químico Farmaceutico, U. de Chile.

[9] Galleguillos Jorge, "Estudio electrofisiológico de la acción de Nefopan en la actividad elèctrica de la corteza cerebral de la rata", Tesis para optar al título de Químico Farmaceutico, U. de Chile.

[10] Hernández A, Perez H, Ruiz S, Soto Moyano R., "Temporal summation in rat prefrontal pyramidall cells, differential effects of pre an post synaptic neurochemical manipulations" Accepted for publication in Brain Research, 1983.

[11] Soto Moyano R., "Efecto dela nutrición en la actividad bioeléctrica evocada", Seminario Internacional IBRO/UNESCO/OMS sobre Desnutrición y funciones cerebrales superiores", Santiago, Chile, 15-29 Abril 1983, Editorial Universitaria, U. de Chile.

AGRADECIMIENTOS

Los autores de este trabajo agradecen el aporte y colaboración de los Doctores: Rubén Soto Moyano y Alejandro Hernández. del Instituto de Nutrición, en le desarrollo del proyecto.

Este trabajo fue financiado por los proyectos B-1020-801, B-1020-8123, B-1020-8233 del Departamento de Desarrollo de la Investigación, DDI, de la Universidad de Chile.

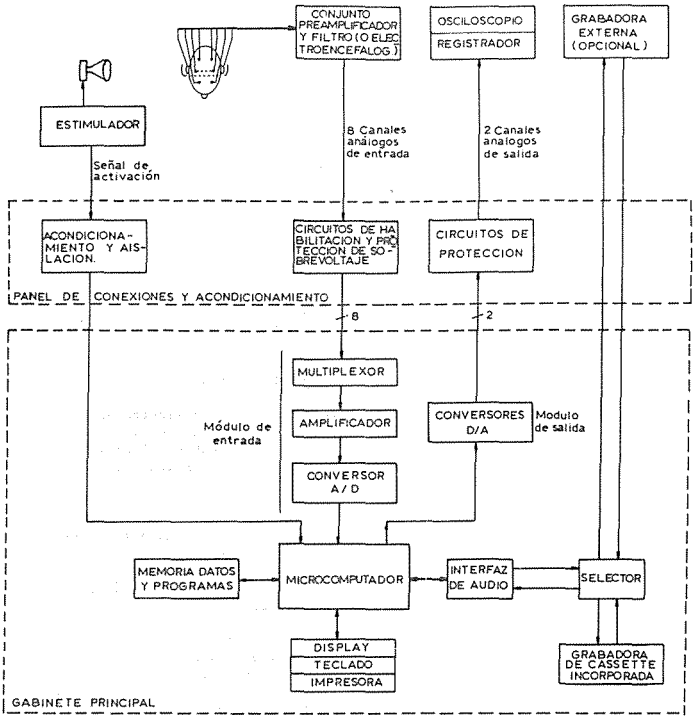


Fig. 1 Diagrama de Bloques del Sistema de Adquisición y Procesamiento de Señales Biológicas.

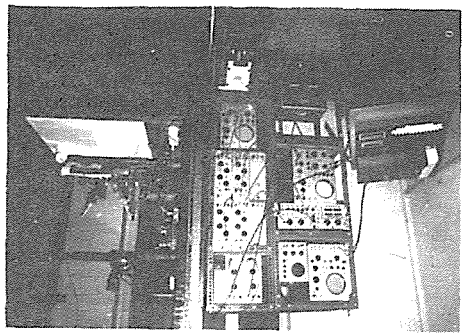


Fig. 2 Sistema Microcomputarizado de Adquisición y Procesamiento, operando en el Laboratorio de Neurofisiología y Biofísica.

8°. CONGRESSO BRASILEIRO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA
UFSC, Florianópolis, Brasil — 7-10 - Novembro - 1983

ALGORITMOS COMPUTACIONALES PARA DETECCION DE LA ONDA R DEL ECG EN LA DERIVACION II.

Gonzalo Téllez F. * Eduardo Morales S. ** Francisco Torres E. ***

Universidad de Santiago de Chile. Facultad de Ingeniería, Departamento de Ingeniería Eléctrica

Casilla 10233 Correo Central Santiago - Chile.

* Ing. M.Sc. ** Ing. Candidato M.Sc. *** Ing.

RESUMEN. En el estudio de fenómenos biológicos es importante poder disponer de un sistema de sincronismo, que permita definir claramente el desarrollo de un evento o ciclo de información. En estos casos es frecuente utilizar el electrocardiograma (ECG) en alguna de sus derivaciones, como elemento de sincronismo (una especie de reloj biológico).

Una de las derivaciones del ECG frecuentemente empleada es la llamada derivación II. La componente R en esta derivación es preferida por su característica aguda, así como por su amplitud, para producir este sincronismo. No obstante, en la práctica surgen dificultades al momento de realizar la detección como el ruido electromiográfico generado por movimientos del paciente, o por otra parte, problemas patológicos que modifican la relación entre ondas que componen el ECG y, por consiguiente, dificultan la identificación de la componente R.

En este trabajo se desarrollaron 4 algoritmos computacionales de detección de la onda R del ECG, en la derivación II, con el objeto de utilizarlas en procesos de sincronización de señales biológicas. Se efectúo un estudio de las condiciones reales que presentan los registros electrocardiográficos, a fin de efectuar la simulación computacional del ECG.

Haciendo uso del ECG simulado se procedió a probar los algoritmos implementados, bajo variadas condiciones de señal y ruido. Finalmente, basados en los resultados de estas pruebas, se efectuó un levantamiento estadístico que permitió concluir acerca de las características particulares de cada método y, a partir de ellas, efectuar recomendaciones referentes a sus condiciones ideales de uso.

Cabe destacar que, aunque se ha utilizado la derivación II del ECG, los resultados pueden ser fácilmente extrapolados a otras derivaciones del electrocardiograma.

Los programas fueron desarrollados en lenguaje Atari Microsoft Basic, en un computador ATARI-800 de 64 K bites de memoria. Sin embargo, dadas sus características, pueden ser implementados también en otros lenguajes y rodados en computadores diferentes.

1.- INTRODUCCION.

En el estudio de fenómenos biológicos es importante poder disponer de un sistema de sincronismo, que permita definir claramente el desarollo de un evento. En estos casos es frecuente utilizar el ECG, en alguna de sus derivaciones, como elemento de sincronismo. Para tal efecto se escoge alguna de sus componentes como referencia, procediendo a detectarla. Sin embargo, en la práctica surgen una serie de dificultades en el momento de realizar la detección, como consecuencia del ruido o alteraciones morfológicas presentes en el electrocardiograma.

El objetivo de este trabajo es el de implementar y probar una serie de algoritmos computacionales, que permitan identificar, con la mayor precisión posible y en presencia de ruido o interferencias, la onda R del ECG en la derivación II.

2.- EL ECG Y SU DERIVACION II.

Como es sabido, los líquidos corporales presentan características de conductividad eléctrica que permiten a los potenciales de acción, generados en las fibras del corazón, ser registrados en la superficie del cuerpo. El registro de estas variaciones durante el ciclo cardíaco es el electrocardiograma. La magnitud y morfología de las ondas individuales del ECG varía con la ubicación física de los electrodos, dando origen a las llamadas derivaciones. Estas son sistemas que permiten captar en la mejor forma posible, y con ventajas específicas, los potenciales de acción generados por el corazón.

Entre las derivaciones bipolares de Einthoven, la llamada derivación II se caracteriza por la magnitud y aguzamiento de su onda "R", haciéndola particularmente atractiva con fines de sincronización, a través de la detección de su componente R. En la figura 1 se aprecia el ECG en la derivación II, captado en individuos normales (1, 4).

Entre las características más relevantes, de acuerdo a nuestro objetivo, de un registro ECG, cabe destacar la variabilidad de la frecuencia cardíaca instantánea, como la característica de duración practicamente constante de la onda R, para todo el rango de frecuencias cardíacas normales (1, 3, 5).

Por otra parte, se han considerado patologías cardíacas como la taquicardia, bradicardia y bloqueos, concluyendo que, en la derivación II, las características de magnitud y duración de la onda R no se ven afectadas considerablemente (1, 4).

3.- MODELACION DEL ECG.

De acuerdo al objetivo de detección de la onda R, el modelo utilizado está cosntituído por un tren periódico de ondas triangulares, según se muestra en la figura 2.

Conforme a las características relevantes del ECG el modelo considera la posibilidad de variar tanto sus parámetros propios, tales como amplitud máxima, período propio (τ) y frecuencia cardíaca, como también, atendiendo a la variabilidad de la frecuencia cardíaca instantánea, permite que cada ciclo de onda R sea diferente a su predecesor, mediante un proceso aleatorio de inicio del muestreo de cada ciclo.

4.- ALGORITMOS DE DETECCION.

Se desarrollaron 4 algoritmos de detección, cuyos métodos de operación se eligieron fundamentalmente por su simplicidad y rapidez, con miras a una detección on-line. La estructura de operación de los cuatro métodos es esencialmente la misma y se muestra en la figura 3.

Los métodos surgen de las combinaciones de dos señales de entrada (tren de ondas R y derivada del tren anterior) y

de dos modalidades de detección por nivel (nivel de entrada y niveles de entrada y salida). Así, los métodos utilizados quedan resumidos en la Tabla 1.

Con el objeto de simular las perturbaciones que afectan y dificultan la detección de la onda R, se perturbó las señales de entrada con ruido aleatorio de distribución normal y uniforme. La elección de ruido asociado con estas distribuciones, dice relación con el empleo que pueda darse a los resultados obtenidos en este trabajo, atendiendo a que algunos estudios podrían verse facilitados por las propiedades estadísticas en ellas encontradas.

Se desarrollaron dos algoritmos para la generación de ruido uniforme y normal, siendo este último sometido a test de hipótesis a fin de confirmar la normalidad de la distribución obtenida, lo cual se consiguió mediante la utilización del paquete computacional estadístico IBM SAS (2).

5.- CONDICIONES DE PRUEBA.

Las siguientes son las condiciones de prueba utilizadas para estudiar cada uno de los algoritmos de detección.

a) Niveles de ruido variables entre 0 y 50% del valor de la amplitud máxima de la señal de entrada.
b) Niveles de detección de la onda R iguales a 50% y 70% de la amplitud máxima de la señal.
c) Frecuencia de muestreo de 200 Hz, pensando en una detección on-line.
d) Número de ciclos sucesivos analizados igual a 30.

La figura 4 ilustra la estructura de trabajo empleada.

6.- RESULTADOS.

Con el objeto de comparar y concluir acerca de los resultados obtenidos se utilizaron los siguientes parámetros :

a.- DESVIACION ABSOLUTA. A partir del inicio del muestreo de un ciclo R, se numeran las muestras, con respecto a una referencia cero inicial; así el pico real de la onda R se ubica referido a esta posición y se indica por el número de orden de la muestra más cercana. La "desviación absoluta" da cuenta de la magnitud del desplazamiento, en unidades de "media muestra", que arrojó el resultado de la detección, comparada con la posición correcta ya indicada.

El detalle de los valores obtenidos para la desviación absoluta, en una de las pruebas, se muestran en la tabla 2. En esta tabla MS y MD indican método simple y método de derivadas, respectivamente. El sufijo U indica que se ha utilizado ruido uniforme. Los métodos 2 y 4 emplean cada uno dos niveles de detección (entrada y salida).

b.- ERROR RELATIVO EN % (E %). Para cada condición de prueba se calculó E % como:

$$E\ \% = \frac{\Sigma\ \text{Núm. muestras desv. abs.}}{\text{Núm. muestras tot. en los ciclos analizados.}} \times 100$$

c.- ERROR RELATIVO PROEMDIO ($\bar{E}$ %). Este índice se calculó a partir de los resultados de error absoluto, para cada condición de ruido y nivel de detección por separado. Mediante este índice se logra independizar, en cierta medida, los efectos del tipo de ruido y niveles de detección, sobre la detección.

d.- TIEMPO DE PROCESAMIENTO PROMEDIO. Este parámetro da cuenta de la rapidez de operación de los algoritmos, bajo las diferentes condiciones de prueba.

Refiriéndonos a la tabla 2, para el método 1 se observa que no hay aciertos totales en la detección. Sin embargo, todos los casos poseen desviaciones similares, tanto positivas como negativas, e independientes del nivel de rui

do presente en la señal.

Para el método 2 se obtuvo un gran porcentaje de detecciones correctas (desviación cero) y su dispersión aumentó conjuntamente con el nivel de ruido presente en la señal de ECG.

Con respecto al método 3, se observa un comportamiento similar al método 1. Finalmente, el método 4 entrega una precisión prácticamente constante de aciertos, independiente de los niveles de ruido presentes.

En la tabla 3 se presenta una síntesis de los valores para el error absoluto, en presencia de ruido uniforme, en cada uno de los métodos en estudio y bajo las condiciones de prueba ya señaladas.

Haciendo uso de la medida de error, para pruebas de niveles de detección de 50% y 70%, se puede observar la baja sensibilidad de los métodos 1 y 3 a la variación de estos niveles, como también un mejoramiento de la precisión del método 2 ante aumentos de los mismos niveles. El método 4 disminuye su capacidad de localizar el pico de la onda R, ante un aumento de los niveles de detección de entrada y salida.

Con respecto a los tiempos de procesamiento, se aprecia baja sensibilidad de esta variable a los cambios de niveles de detección. Los métodos 3 y 4 (por derivada) poseen tiempo de procesamiento aproximadamente un 50% mayores que sus correspondientes 1 y 2. Los resultados referentes a los tiempos, se pueden apreciar mejor en la figura 5.

7.- CONCLUSIONES.

A partir de los resultados obtenidos, es posible entregar algunas recomendaciones acerca de las condiciones ideales de uso de cada uno de los métodos propuestos para detectar la onda R del ECG.

Observando la figura 5 y las tablas 3 y 4, se aprecia que el método 1 entregó un error promedio de 6.25%, bajo toda condición de prueba, lo que permitiría inferir, dentro de las limitaciones inherentes de los resultados, esta magnitud de error cuando el método se utilizara con señales que presentan ruido de amplitud poco definida. Dada su sensibilidad a los cambios en los niveles de detección, podrían utilizarse valores dentro del rango de 50% a 70% de la amplitud máxima de la onda R. Por otra parte, debido a la estructura propia de este método, su error está claramente ligado a la frecuencia de muestreo utilizada, observándose que el error de detección disminuye progresivamente a medida que la frecuencia de muestreo es incrementada.

Con respecto al método 2, el que mostró menor error relativo promedio, resulta efectivo en presencia de niveles de ruido bajo (del orden de 20% de la amplitud máxima de la onda R). De acuerdo a su sensibilidad a los cambios en los niveles de detección, se recomendaría utilizar niveles de detección altos (del orden del 70%). Por otra parte, considerando su error y tiempo de procesamiento bajos, operaría satisfactoriamente con frecuencias de muestreo bajas. Esto permitiría ganar en rapidez de operación, sin perjuicio de que un aumento de la frecuencia de muestreo pueda significar una disminución del error, que compense la pérdida de velocidad de operación.

Para el método 3 se observó un comportamiento similar al método 1, bajo toda condición de prueba, excepto en lo que se refiere a tiempo de procesamiento, donde se muestra más lento. Así, ante la alternativa de usar el método 1 ó 3, sería más favorable el primero, puesto que se ganaría en velocidad.

El método 4 presentó un error promedio de 4.25%, el que se mantuvo prácticamente para todo nivel de ruido. En particular, para niveles mayores que el 30%, el error no presenta crecimiento notable. Así, esta característica permite hacer uso de este método ante condiciones severas de ruido. En

cuanto a los niveles de detección se recomendarían bajos (del orden de 50%), atendiendo a las características ya mencionadas. La consideración de frecuencia de muestreo sería análoga a la hecha para el método 2.

En general, la mayoría de los aspectos discutidos en los párrafos anteriores pueden ser resumidos a través de la tabla 4.

8.- REFERENCIAS.

1.- GUYTON W.F.; Manual de Fisiología médica; séptima edición; Ed. Manual Moderno, S.A., México; 1980.

2.- MANUAL DE REFERENCIA; Programas de aplicaciones estadísticas, S.A.S.; IBM; 1980.

3.- SAYERS. B. Mc.A., RUGGIERO C., FEUERLICHT J.; Statistical variability of biomedical data : Part 1, The influence of serial correlation on mean value estimate; Med. Inform., Vol. 6, N°1, pp 1-11 ; 1981.

4.- SELKURT E.E.; Fisiología ; Ed. Guanabara.

5.- TELLEZ F.G. ; Propiedades estadísticas de parámetros obtenidos de señales de flujo sanguíneo arterial, medido por ultra sonido; Tesis M.Sc., Univ. Fed. de Río Jan. : 1982.

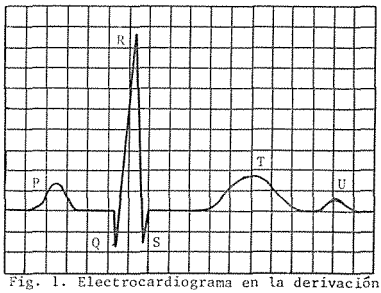


Fig. 1. Electrocardiograma en la derivación II, captado en individuos normales.

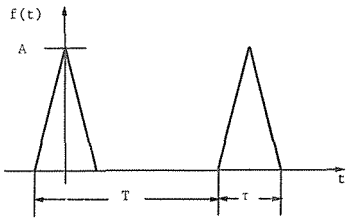


Fig. 2. Modelación del ECG utilizando un tren de ondas triangulares.

TABLA 1

Algoritmos de Detección

METODO	SEÑAL ENTRADA	CRITERIO DETECCION
1	ECG	1 NIVEL
2	ECG	2 NIVELES
3	DERIVADA ECG	1 NIVEL
4	DERIVADA ECG	2 NIVELES

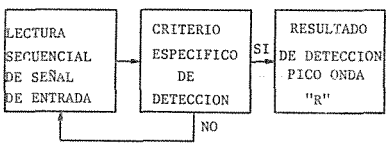


Fig. 3. Estructura de operación de los métodos de detección.

TABLA 2

Resultados de pruebas con ruido uniforme y niveles de detección del 50%

SEÑAL	% RUIDO	METODO DETECC.	MUESTRAS DE DESVIACION: -2	-1.5	-1	-0.5	0	0.5	1	1.5
			NUMERO DE CASOS							
MS	0	1	-	-	-	2	-	28	-	-
MSU	10	1	-	-	-	30	-	-	-	-
MSU	20	1	-	-	-	26	-	4	-	-
MSU	30	1	-	-	-	25	-	5	-	-
MSU	50	1	-	-	-	29	-	1	-	-
MS	0	2	-	-	-	-	30	-	-	-
MSU	10	2	-	-	-	1	29	-	-	-
MSU	20	2	-	-	-	10	18	2	-	-
MSU	30	2	-	-	6	7	12	5	-	-
MSU	50	2	-	-	3	2	1	24	-	-
MD	0	3	-	-	-	2	-	28	-	-
MDU	10	3	-	-	-	4	-	26	-	-
MDU	20	3	-	-	-	6	-	24	-	-
MDU	30	3	-	-	-	3	-	27	-	-
MDU	50	3	-	10	-	4	-	15	-	1
MDU	0	4	-	-	-	16	14	-	-	-
MDU	10	4	-	-	-	17	12	1	-	-
MDU	20	4	-	-	-	14	16	-	-	-
MDU	30	4	-	-	-	10	14	6	-	-
MDU	50	4	-	-	-	16	14	-	-	-

TABLA 3

Error absoluto en presencia de ruido uniforme.

CONDICIONES : RUIDO UNIFORME NIV.DETEC. 50%	ERROR RELATIVO EN %			
% RUIDO	MET. 1	MET. 2	MET. 3	MET. 4
0	6.25	0.00	6.25	3.34
10	6.25	0.21	6.25	3.75
20	6.25	2.50	6.25	3.34
30	6.25	5.00	6.25	3.34
50	6.25	6.67	10.00	3.34

TABLA 4

Condiciones recomendadas de uso.

METODO	ERROR RELATIVO PROMEDIO (%)	NIVELES DE DETECCION RECOMENDADOS (%)	FRECUENCIA IDEAL DE MUESTREO	CONDICION IDEAL DE USO SEGUN CARACTERISTICAS DEL RUIDO
M1	6.25	50-70	ALTA >> MINIMA	NIVEL DE RUIDO VARIABLE 0-50 %
M2	2.62	70	BAJA $\approx$ MINIMA	NIVEL DE RUIDO BAJO $\sim$ 20 %
M3	6.65	50-70	ALTA >> MINIMA	NIVEL DE RUIDO VARIABLE 0-50 %
M4	4.20	50	BAJA $\approx$ MINIMA	NIVEL DE RUIDO ALTO $\geq$ 30 %

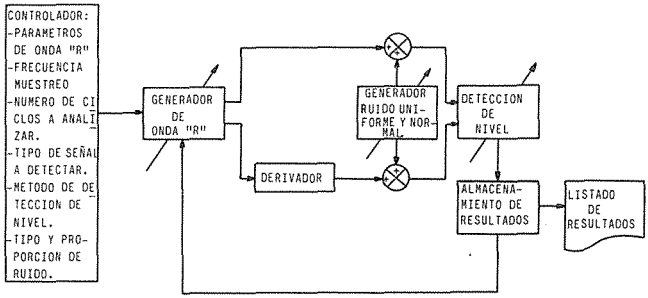


Fig. 4. Diagrama de bloques del programa de simulación y detección.

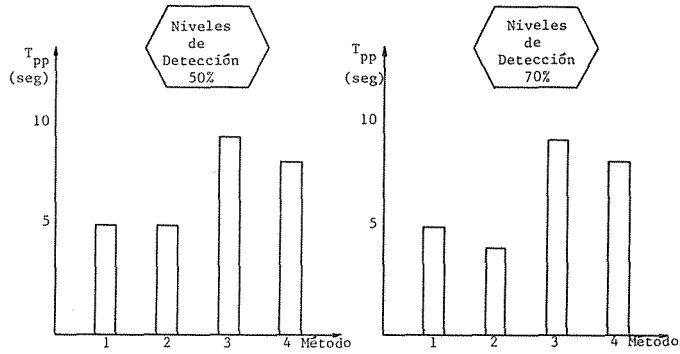


Fig. 5. Gráficos de tiempo promedio de procesamiento para todos los métodos de detección.

8°. CONGRESSO BRASILEIRO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA
UFSC, Florianópolis, Brasil — 7-10 - Novembro - 1983

"INCUBADORAS DE NEONATOS CONTROLADAS POR MICROCOMPUTADORES"

Ing. Hernán Villanueva
Ing. Ramón Salazar
Ing. Bernardo Barraza
Departamento de Electrónica
Facultad de Ingeniería
Universidad de Tarapacá
Avda. 18 de Sep. 2222 Arica
CHILE.

R E S U M E N

Este trabajo comprende el diseño y construcción de un prototipo electrónico para el control y manejo de variables tanto físicas como fisiológicas de interés en el tratamiento de neonatos en incubadoras. Estas variables son adquiridas y procesadas por un sitema microcomputador de bajo costo, caracterizando al sistema por su versatilidad y posibilidad de admitir nuevos sensores de variables fisiológicas, al aumentar su potencial de tratamiento y de diagnóstico en tiempo real.
La incorporación de esta unidad, en cualquier incubadora de tipo convencional, sin modificar su estructura, aumenta el grado de atención e informa--- ción que entrega transformándola en una unidad de tratamiento intensivo a - un costo marginal relativamente bajo.

EL PROBLEMA FISIOLOGICO

Se denomina prematuros a los niños nacidos antes de tiempo, generalmente en el séptimo u octavo mes de embarazo, con un peso - casi siempre inferior a 2500 gr. Presentan escasa actividad, llanto débil, respiración irregular (tendencia a la cianosis), mala - regulación térmica, etc. (1).
Los procesos de regulación de temperatura - en el prematuro son inadecuados y le es posible mantener su temperatura únicamente -- dentro de un rango muy limitado de condi-- ciones ambientales. El está impedido por - la relación superficie-volumen del cuerpo - relativamente grande, piel fina, tejido subcutáneo insuficiente, incapacidad para temblar o sudar y una masa de tejido metabólico menos activa. Por esto, el ambiente que rodea el infante prematuro es de gran trascendencia en términos de mantenimiento de - la temperatura del cuerpo, regulación de metabolismo, morbilidad y mortalidad (3).
Es importante también controlar la temperatura ambiental de la incubadora debido a la predisposición del infante a ataques de apnea cuando ocurre cambios rápidos de temperatura. Los infantes que han sido sometidos a un descenso térmico, presentan inicialmente un consumo de oxígeno mayor cuando -- son expuestos a un recalentamiento demasiado rápido, los movimientos respiratorios se incrementan en un 34% y la respiración es - cualitativamente superficial e irregular(2).
Ante todo infante con insuficiencia respiratoria debe procederse a la administración - de oxígeno. El empleo adecuado de éste -- puede contribuir eficazmente a salvar la vida de infantes cianóticos, hipóxidos o disneicos, pero el uso indiscriminado de altas concentraciones de oxígeno puede conducir a la fibroplasia retrolental y displasia broncopulmonar (4).

En relación con la actividad cardíaca de - los prematuros, ella muestra perturbaciones bidireccionales que pueden describirse como variabilidad. La exacta apreciación dependiente de la instrumentación usada (5). -- Cuando se cumple es condición, el análisis

matemático de la variabilidad proporciona una herramienta adicional para la asistencia del prematuro.

Las incubadoras para infantes fueron desarrolladas para entregar aislación y un ambiente adecuadamente controlado, de calor - húmedad y concentración de oxígeno, con el fin de ayudarlos a que alcancen un nivel de desarrollo tal que puedan realizar sus funciones vitales por sí mismos.

ESPECIFICACIONES TECNICAS DE LA UNIDAD DE CONTROL.

1. Sistema de Control: Control automático - de temperatura ambiente, seleccionable manualmente por el operador con un rango de - operación de 25°C a 36°C y con una exactitud de ± 0.3°C.

Control automático de la concentración ambiental de oxígeno, seleccionable manualmente por el operador en el rango del 20% al - 100% y con una exactitud mayor que el 5% de la concentración real.

2. Sistema de Indicación Visual: Indicación visual digital permanente en el rango de operación ambiente, temperatura corporal, -- pulsaciones cardíacas, variabilidad de las pulsaciones cardíacas del neonato y de la - concentración ambiental de oxígeno.

3. Sistemas de Alarmas: Alarmas audiovisuales para estados sobre y bajo el rango normal de operación de la temperatura ambiental, temperatura corporal y pulsaciones cardiacas. Posee también alarmas audiovisuales para estados de apnea con capacidad de memorizar un ataque de apnea posterior a la recuperación del neonato. Así como alarma audiovisual para concentración de oxígeno - superior a un 40%.

La unidad también considera alarmas audiovisuales para fallas del sitema eléctrico, tales como falla del motor del ventilador y mal conección y/o fallo de cortocircuito o circuito abierto de los sensores.

Todas las especificaciones están de acuerdo a la norma que establece el "Emergency Care Research Institute Plymouth Meeting Pennsylvania U.S.A.", para incubadoras de circulación forzada, clase 1.

UNIDAD DE CONTROL Y ALGORITMO DE CONTROL

La Figura 1, muestra la configuración de la solución final elegida para el sistema completo unidad de control e incubadora.

El corazón del sistema es un Microcomputador que posee una Unidad de Control de -- Procesos (CPU), Memoria de Programa de -- Control (EPROM), memoria de Datos o variables (RAM) y Puertos de Entrada/Salida -- que permitan la comunicación de él con el medio exterior (PPI y "Latches").

Al microcomputador llegan diferentes tipos de señales. En primer lugar, desde - el panel de control adquiere los valores de operación deseados de las variables a controlar (temperatura ambiente) y concentración de oxígeno. Un segundo tipo son los valores límites para las alarmas de - máxima y mínima, las cuales son prefijadas por el operador.

Los sensores entregan un tercer tipo de - señales al Microcomputador, sin embargo - para su procesamiento ellos deben ser previamente acondicionadas a niveles eléctricos adecuados y convertidas por el conversor A/D a señales manejables por el Microcomputador.

El último tipo de señales lo constituyen las alarmas las cuales provienen de circuitos electrónicos que detectan fallas por comparación de niveles eléctricos.

El Microcomputador procesa las señales -- que representan los valores de operación deseados y las señales provenientes de -- los sensores, mediante un algoritmo de -- control, entregando como resultado una decisión a los circuitos de potencia que manejan el calefactor y la válvula solenoide. Al mismo tiempo actualiza la indicación audiovisual correspondiente.

1. Sensores:

La medición de temperatura corporal y ambiental se efectúa mediante sondas que consisten de un termistor, encapsulado adecuadamente y provisto de un par de terminales que llegan a un conector tipo telefónico. Los termistores empleados en este caso son Yellow Spring de la Serie 400

La resistencia eléctrica de los termistores guarda una relación funcional con su temperatura dada por la siguiente expresión:

$$\frac{1}{T} = A + B\,(\ln R) + C\,(\ln R)^3 \quad (1)$$

donde R representa la resistencia eléctrica del termistor expresada en ohms y T la temperatura del termistor en grados Kelvin. Las constantes A, B y C son entregadas por el fabricante y varían de acuerdo a la región de trabajo del termistor.

El nivel de concentración de oxígeno es captado por un sensor Bio-Marine OM301. Las moléculas de oxígeno del ambiente difunden hacia el interior del sensor reaccionando electroquímicamente con un electrolito de hidróxido de potasio, lo cual produce una corriente directamente proporcional al nivel de O_2 captado por el sensor.

Para la detección de los estados de apnea se dispone de un colchón seccional de aire, fabricado por CIG LTD. Australia, el que se ubica dentro de la incubadora y sobre el cual descansa el neonato. Cada sección del colchón se conecta por medio de un tubo flexible a un distribuidor múltiple de flujo de aire que aloja en su centro a un termistor.

Las pulsaciones cardíacas se detectan mediante un sensor de pulsaciones periféricas fabricado por Tecktroniks. Este sensor opera mediante luz y requiere de una acción capilar no restringida, consta de un diodo fotoemisor y de una resistencia receptora fotosensible. Al aplicar el sensor al dedo pulgar del neonato la luz emitida por el diodo se refleja sobre la piel del dedo dependiendo de la cantidad de sangre en los vasos capilares en cualquier instante de tiempo variando así la resistencia eléctrica del receptor.

2. Circuitos Acondicionadores:

Convierten la variable física bajo medición a una señal eléctrica análoga, en los niveles de corriente y voltaje adecuados para excitar los circuitos de las etapas siguientes.

El circuito acondicionador de temperatura ambiente y de temperatura corporal entrega un voltaje directamente proporcional a la variación:

$$V(R) = K\,R(T) - R(50.6) \quad (2)$$

K = Ganancia del circuito acondicionador

R(50.6) = Resistencia del termistor a 50.6°C

R(T) = Resistencia del termistor a una temperatura T.

V(R) = Voltaje de salida del circuito acondicionador para una temperatura T.

La no-linealidad en la conversión temperatura-voltaje, hace necesario resolver las ecuaciones (1) y (2) para cada lectura de voltaje de salida del circuito acondicionador y obtener el correspondiente valor de temperatura.

Con el objeto de evitar decisiones erróneas del microcomputador por mala conección de los sensores, circuito abierto, flexiones excesivas de sus terminales o cortocircuitos, el circuito acondicionador entrega, por medio de comparadores, dos bits de status que indican la existencia o no de fallo en los sensores.

El acondicionamiento de la señal proveniente del sensor de oxígeno se realiza por medio de un amplificador no inversor de ganancia variable, el cual entrega una señal de voltaje directamente proporcional a la concentración de oxígeno presente en el ambiente del sensor.

En el circuito acondicionador y de medición de pulsaciones cardíacas, su salida digital es procesable directamente por el microcomputador.(6).

La onda "R" de la señal proveniente del sensor es conformada en pulsos eléctricos, los cuales son monitoreados permanentemente por un diodo verde emisor de luz (LED), indicador de pulsaciones cardíacas, el que permite además al operador la correcta instalación del sensor en el neonato.

El período de la onda "R" conformada, proporciona la base de tiempo "T" a un contador binario de cuenta ascendente, lo cual significa transformar el número de pulsaciones cardíacas por minuto (PPM) a unidades de tiempo. También el contador recibe un tren de pulsos de frecuencia constante proveniente de un generador reloj y entrega una cuenta binaria igual al número de pulsos que llegaron a su entrada durante la base de tiempo, e inversamente pro

$$PPM = \frac{K}{CB}$$

PPM = Pulsaciones por minuto

CB = Cuenta binaria entregada por el contador

K = 2048

La conversión de la cuenta binaria del contador a PPM la realiza el microcomputador, cada vez que desee haciendo el cuociente entre la constante numérica-escogida y la cantidad presentada en su puerta de entrada.

Para la detección de estados de apnea, la variación de resistencia del termistor en el distribuidor múltiple del colchón de apnea, es transformada a un voltaje análogo, por medio de un generador de corriente constante. Este voltaje es conformado en pulsos, los cuales son monitoreados permanentemente por un LED verde indicador de movimientos respiratorios normales y por un amplificador de audio a través de un "bip" en su parlante.

En caso de detención de los movimientos respiratorios por un período ajustable en el rango de 15 a 20 segundos, un circuito detector de ausencia de pulsos entrega una señal que es almacenada por un circuito de memoria que indica, por medio de un LED naranja, la presencia de un estado de apnea aún después de haber ocurrido.

A la vez la salida del detector de ausencia de pulso alimenta un LED rojo y activa un generador de tono que hace audible una alarma para indicar con ellos la presencia de un estado de apnea.

En caso de recuperación del neonato tanto el LED rojo como el tono de alarma por parlante se desactivan automáticamente. El LED naranja permanece indicando un estado anterior de apnea hasta que el circuito de memoria es limpiado por el operador.

Un amplificador, no-inversor de ganacia variable, permite además, un ajuste de sensibilidad del sistema detector de estado de apnea de acuerdo al peso del neonato.

3. Sistema Multiplex y Conversión Análoga-Digital.

El multiplex canaliza las señales análogas eléctricas hacia el conversor análogo-digital. Está formado por interruptores análogos de muy baja resistencia en estado de cierre, ubicados en el cero virtual de un sumador de ganancia unitaria. El conversor análogo-digital está formado por un conversor digital-análogo de 12 bits; la conversión A/D se realiza por --- Software.

La interface con el microcomputador se realiza por medio de una puerta de Entrada/Salida programable (PPI) 8255.

4. Sistema Microcomputador

Usa una Unidad Central de Procesos INTEL 8080, con una longitud de palabra de ocho bits y con capacidad aritmética de doble precisión decimal o binaria. (7).

Se utiliza una configuración "standard" con un generador reloj 8224, con un cristal de 18,432 MHz un controlador de sistema 8228 y 8212 como excitadores de línea de direccionamiento.

Los programas de control se almacenan en forma permanente en EPROMS (1702A/2708) con una longitud de 2Kbyte expandible. Las variables y/o datos se almacenan en memorias RAM, 2111 de 0.5 Kbyte de longitud expandible.

El sistema emplea siete puertas de entrada/salida de 8 bits cada una, cinco "latches" 8212 y una "PPI" 8255, las que son decodificadas como localizaciones de memoria por 8205. Los valores de temperatura ambiente y de concentración de oxígeno deseados así como los valores de alta y baja para las alarmas, se ajustan en consola por medio de 21 interruptores tipo "Thumb-Wheel" de entrada digitada decimal y salida BCD, agrupados en unidades de tres interruptores representando un valor decimal de tres dígitos. Cada grupo de tres, es seleccionado por una 8205 y multiplexado hacia dos puertas de entrada 8212 para ser leídos en forma secuencial por el microprocesador.

La temperatura ambiente, la temperatura corporal, la concentración de oxígeno y las pulsaciones cardíacas se muestran en consola por medio de indicadores digitales LED de siete segmentos en cifras de tres dígitos. La variabilidad de las pulsaciones, se muestra en cifra de dos dígitos.

Cada una de estas cantidades es seleccionada por un 8205 mientras que una puerta de salida 8212 entrega la información a los circuitos de retención que excitan los LED mediante dos bytes sucesivos de datos. El proceso es análogo al de lectura de los "Thumbwheel Switches" y se realiza en forma secuencial.

El diagrama de flujo de las grandes tareas que realiza el sistema microcomputador se muestra en la Figura 2. Al nivel de Sub-tareas significa que el microcomputador debe dar respuesta al precedimiento de partida que sigue el operador cuando se conecta el poder a la incubadora. Debe realizar periódicamente el estado operativo del sistema eléctrico. Realiza la lectura de los datos desde la consola y los visualiza, convierte datos en código BCD a binario y vice-versa, lee señales digitales como ser las PPM y alarmas, realiza la selección de los canales del multiplex, hace la conversión análogo-digital, efectúa multiplicaciones y divisiones con aritmética de doble precisión, cálcula interpolaciones de segunda orden, controla en modo "ON-OFF" y proporciona las variables de temperatura ambiente y concentración de oxígeno, maneja los actuadores y activa las alarmas cuando corresponde.

IV REFERENCIAS

1. J.P. CARRAHAN: "Medicina Infantil"
2. MOTIL & KETHLEN BACKBURN MICHAEL: "Temperature Regulation in the Neonates". Clinical Pediatrics, Vol. 12 Nº 11 (Nov. 1973).
3. YASHIRO KIMIO ADAMS & FOREST: "Preliminary Studies on The Thermal Environment of Low-Birth-Wait-Infants". The Journal of Pediatrics, vol. 82 Nº 6: 991-994 (June 1973).
4. SUN SYAN & PETCABAGE ELEINE: "Stabilization of High Risk Infant Prior to Transport".
5. L.A. GEDDES & L.E. BACKER: "Principles of Applied Biomedical Instrumentation"(1975).
6. R. HODGOON: "A Personalizad Heart-Rote Monitor with Digital Read-Out", Motorola --- AN-174.
7. MCS-80 INTEL: "Microcomputer System User's Manual".

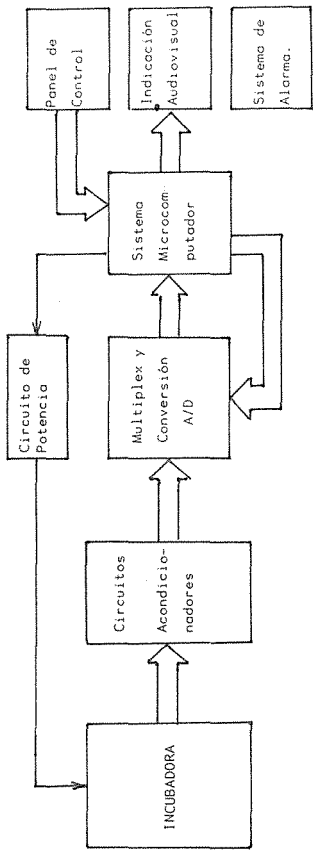


Figura Nº 1 DIAGRAMA DE BLOQUES DEL SISTEMA.

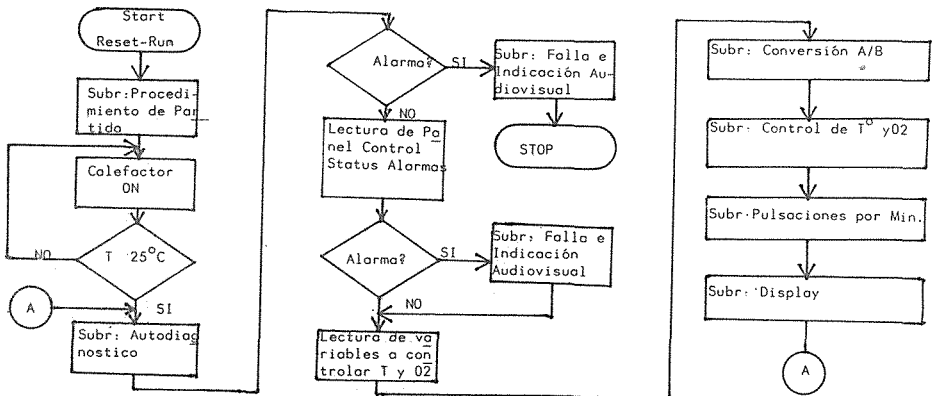


FIGURA Nº 2 DIAGRAMA DE FLUJO FUNCIONAL.

8°. CONGRESSO BRASILEIRO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA
UFSC, Florianópolis, Brasil — 7-10 - Novembro - 1983

A HIDRAULIC SIMULATOR FOR CARDIOVACULAR STUDIES

M. M. WERNECK AND N. B. JONES

Graduate Division of Biomedical Engineering
University of Sussex, Brighton BN1 9QT, England

Pulse duplicators and circulatory simulators have been extensively used in the past few decades. These experiments have been concerned with the problem of pulsatile flow and pressure wave shapes with applications for example in pulse propagation, wave reflection, arterial impedance and performance of heart valves. The simulators developed so far range from the simpler sinosoidal generator to more sophisticated wave shaping devices using cams and mechanical filters.

Nevertheless, there are some applications where more realistic wave shapes are desired, as for example in studies of vascular impedance. In this case the wave shape should be very similar to the one produced by the heart on those particular conditions because slight variations of the input wave could lead to umpredicted variations on the resultant pressure wave.

The model described here has been designed for simplicity and versatility and it is able to simulate any band limited flow wave shape. It receives a signal from the computer which is proportional to the integral of the flow wave shape to be simulated. This signal is then processed by the system control logic that receives three different types of feedback: position from the actuator; velocity from the motor axle and flow velocity from a electromagnetic flow meter probe placed on the outlet of the model. Throught an interface, the control logic drives a switching amplifier that controls the motor. The motor then throught mechanical links drives the actuator connected to the piston.

This model will be useful for studying vascular input impedance by comparing wave shapes of flow and pressure resultant from simulated vessel branches with known data from different parts of the cardio-vascular system.

INTRODUCTION

Pulse duplicators and circulatory simulators have been used for various investigations in the past few decades. These investigations, both theoretical and experimental have been concerned with the problem of pulsatile flow and pressure in distensible tubes, with applications for example, in pulse propagation, wave reflection, impedance and performance of heart valves (2,3,5,6). Simulators for these purposes range from the simple sinosoidal wave generators to more sophisticated wave shaping devices using cams and mechanical filters.

There are some applications where physiologically realistic waveshapes are desired, as for example in arterial input impedance studies or for in vitro determination of valve characteristics. In these cases it is very difficult to use a cam system as it is necessary to change the cam and engage in extensive tuning procedures for each different frequency and waveshape (1,4). Moreover, since such a model has a different source impedance to that of the real heart, it can not be considered to be an exact model as its behavior changes in different way in response to changes in the load impedance connected to it.

The model described here has been designed for simplicity and versatility, that is, to be easy to use and also to be able to simulate any band limited waveshape without re-tuning before each experiment. It has been decided that valves would not be used since it is very difficult to predict their behavior mathematically under different conditions. In this model the behavior of the heart valves can be simulated together with the flow as a whole.

THE BASIS OF THE SIMULATOR

This type of model can be split into two main blocks. The first, block A, is responsible for the transformation of the electrical information (velocity or flow waveform) into a mechanical movement. It is comprised of the computer interface, control logic, amplifier motor and mechanical links. The second, block B, is responsible for the transformation of the mechanic movement into the liquid velocity, and it is comprised of a simple cylinder-piston apparatus assumed to be an ideal flow source.

As the heart is neither a pure flow source nor a pure pressure source, a model can be built as an ideal flow source and later the compliance of the heart can be added. In this case the model will behave very much as a real heart, no matter what input impedance is attached to it. Moreover, if this impedance resembles that of the artery in which the flow is to be simulated, the required velocity and pressure waveshapes will be generated concurrently.

The system in block A has been designed on the basis of position control, that is, the main feedback loop uses position information. This has been decided for two main reasons: firstly the velocity alone does not represent "complete" information since it lacks boundary conditions (e.g. initial position); and secondly, it is very difficult to measure the velocity at such a low frequency unless very expensive velocity transducers are used. Therefore, as the position information is the main control, block A acts as a low pass filter mechanically reproducing the position information and bloch B acts as a hydraulical differentiator, that is, transforming the position into liquid velocity.

THE CONTROL SYSTEM

Fig.1 shows the block diagram of the system. The motor that drives the actuator is a printed armature motor and has been chosen for its fast response, having a time constant of 4.4ms with 0.7Nm (about 98 oz.in) of torque. This kind of motor has a linear voltage to velocity characteristic which makes it suitable for positioning. The motor is controlled by a switching class C amplifier with two Darlington pairs (one for each direction), driven by a 6KHz variable width train of pulses. These pulses are produced by a linear pulse width modulator which receives both position and velocity error information from the feedback loop.

Delay logic has been added between the direction control and the amplifier driver so as not to allow a change in direction to occur before the Darlington transistors concerned have time to switch off completely, thus avoiding both pairs conducting at the same time.

As has been mentioned, the model acts as a hydraulical differentiator and its input is a position waveshape. It is therefore, necessary to integrate the velocity waveshape over one whole period in order to use it as a control signal. This is done by an off-line a computer program which analyses the velocity waveshape (given by samples), produces its power spectrum, filters where necessary, and finally integrates the signal storing its samples in a file. Another program reads these samples and outputs them in real time to a D/A converter. After being suitably amplified, the signal is finally fed into the control logic. Fig. 2 shows a picture of the model.

DISCUSSION

Fig. 3 is a representation of the transfer function of block A (electronic to mechanical). Note the nearly unity gain and the phase shift resembling that of a low pass filter. Fig. 4a shows the transfer function of block B (mechanical to hydraulic) over a range from zero to 10 Hertz, indicating a constant phase shift of minus 90 degrees and a linear gain. Fig. 4b shows the same transfer function in a range up to 25 Hertz. It can be seen that the frequency response is acceptable up to about 10 Hertz. The overall frequency response, that is block A plus block B is represented in fig. 5a. and 5b. As the model does not respond well to frequencies above 10 Hertz the graph in fig. 5b is thought to be unreliable. This graph is included to show the trend of the response for higher frequencies. From fig. 5b it can be seen that the frequency response is sufficient for reproducing waveshapes such as that shown in fig. 6 (the flow in the femoral artery of a dog). The power spectrum of this waveshape is represented in fig.7. Note that harmonics above the sixth (about 12Hz) are negligible.

The graph in fig. 8 is the integral form, whose samples are to be used for the model. The integration has smoothed the waveshape and the higher harmonics have been reduced as shown in fig.9. Those harmonics are of little significance for the final integral waveshape, but it is very important that they are reproduced by the model because the effect of differentiation will again emphasise them.

Thus, it is very important to keep the signal to noise ratio in the input wave much smaller than the one desired for the overall system. Fig.10 shows the input signal and final simulated flow measured in the output of the model by an electromagnetic flowmeter.

It is hoped that this model will be useful for studying the input impedance of simulated vessel branches using several different types of tubing. Comparing the results with known input impedances of several parts of the arterial system will give us an oportunity to learn more about the factors influencing the shape of blood vessel input impedance characteristics.

REFERENCES

1) Dagan J.(1982) Pulsatile mechanical and mathematic model of the cardiovascular system. Med & Biol. Eng. & Comput. Vol20,pp601-607.

2) Lou Y.S.(1976) Experimental Study of finite amplitude pulsatile pressure waves in elastic tubes. J. Biomech. Vol.9 pp747-753.

3) Martin T.R.P.(1977) In vitro evaluation of replacement of aortic valves.D.Phil thesis, University of Sussex.

4) Swanson W.M. and Clark R.E.(1977) A simple cardiovascular system simulator design and performance. J. of Bioeng. Vol.1 pp135-145.

5) Taylor M.G.(1959) An experimental determination of the propagation of fluid oscillations in a tube with a viscoelastic wall; together with an analysis of the characteristics required in an electrical analogue. Phys in Med. Biol. Vol.4 pp63-82.

6) Westerhof N., Elzinga G. and Spikema P. (1971). An artificial arterial system for pumping hearts. J. of Applied Physiol Vol.31 pp776-781.

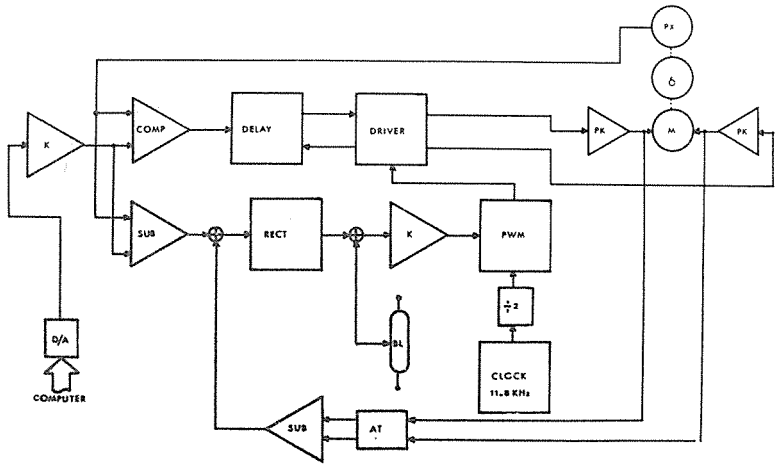


Fig.1) BLOCK DIAGRAM OF THE SYSTEM. K:amplifier; COMP:comparator ; PK: power amplifier; M:motor; 6:gear ratio; PX: position transducer; SUB:subtractor; RECT:rectifier; PWM:pulse width modulator; BL:backlash; AT:attenuator.

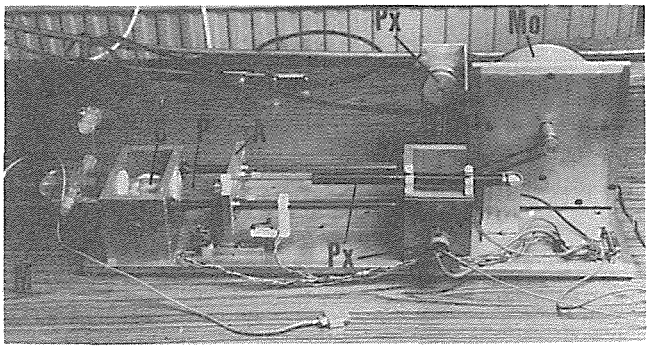


Fig.2) THE MODEL (m: outlet manifold; c: cylinder; p: piston; a: actuator; px: position transducers; mo: motor).

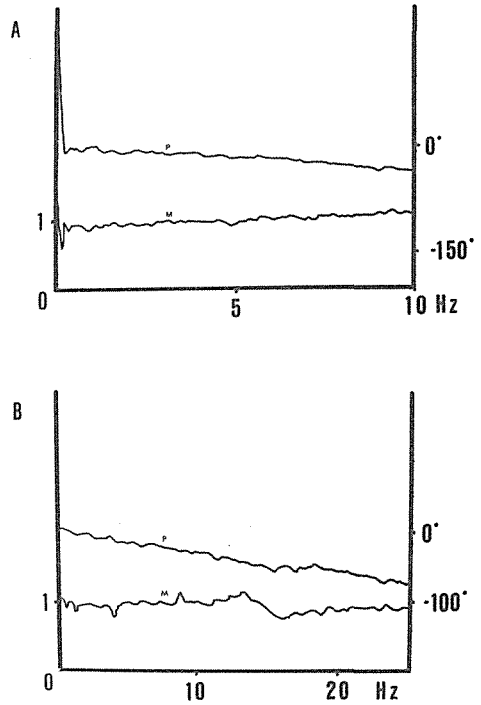


FIG.3) A: TRANSFER FUNCTION OF BLOCK A (analysed up to 10Hz)
B: 25Hz analysis (p: phase; m: modulus).

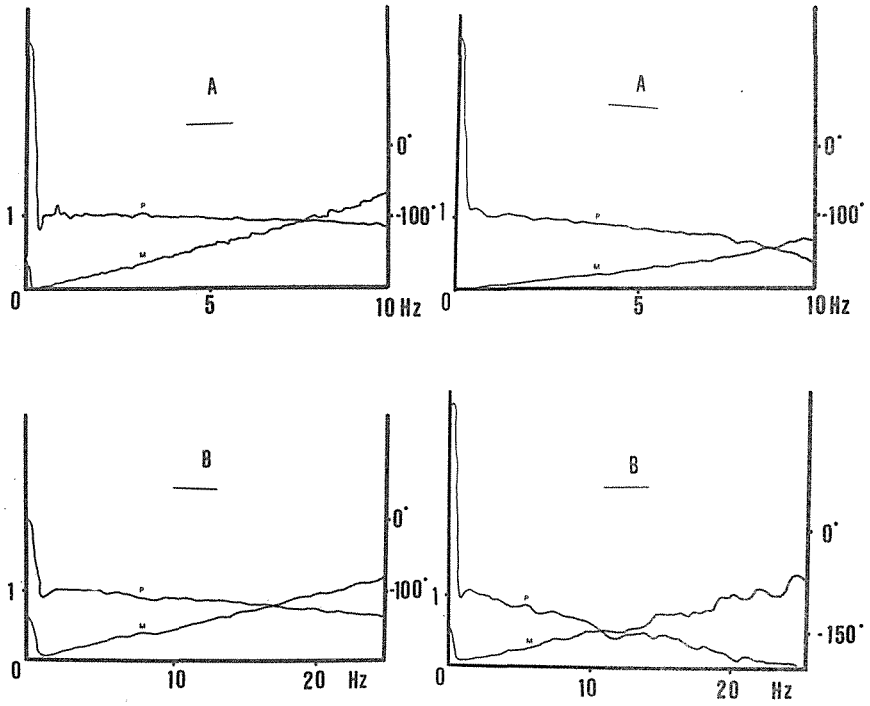


FIG. 4) A: TRANSFER FUNCTION OF BLOCK B ANALYSED UP TO 10 Hz.

B: 25 Hz ANALYSIS (p: phase; m: modulus).

FIG. 5) A: OVERALL FREQUENCY RESPONSE ANALYSED UP TO 10 Hz.

B: 25 Hz ANALYSIS (p: phase; m: modulus).

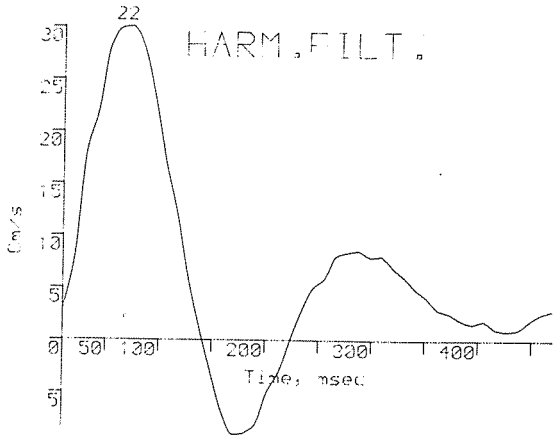


FIG. 6) FLOW IN FEMORAL ARTERY OF A DOG.

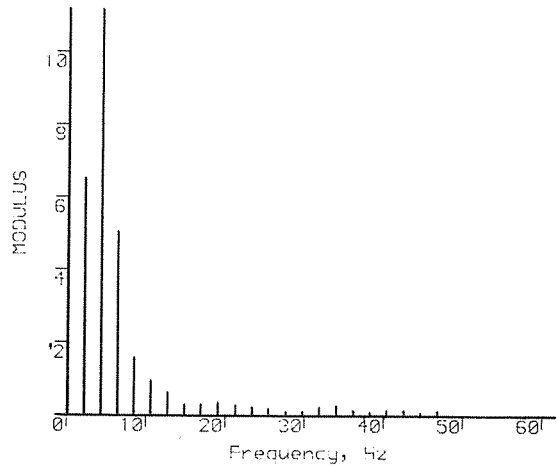


FIG. 7) POWER SPECTRUM OF SIGNAL IN FIG. 6

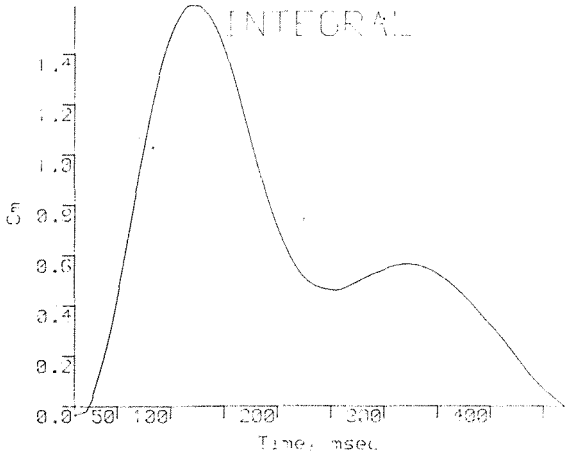


FIG. 8) INTEGRAL SIGNAL.

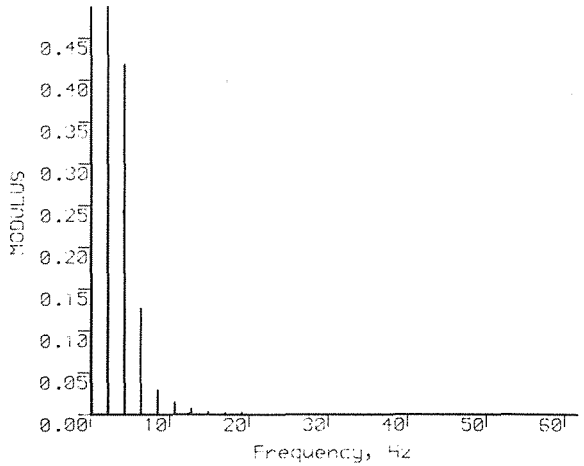


FIG. 9) POWER SPECTRUM (MODULUS) OF INTEGRAL SIGNAL.

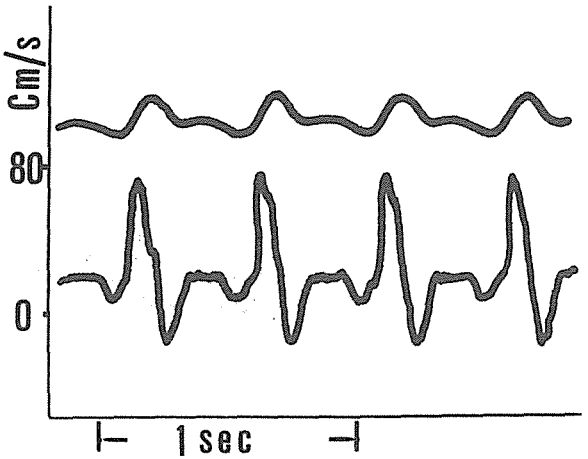


FIG.10) UPPER TRACE: Integral signal from the computer (1Volt/div); LOWER TRACE: Simulated flow. Note that the lower trace is the first derivative of the upper one.

ÍNDICE DE AUTORES

ABATTI, P.J. 1
ALBERTO, J. 7
ALEKNA, V.J. 72
ALEKSEJENCO, E.C. 18
ALIAGA, O.A.J. 12
AMARAL, D.A. 23
ARIAS, J.E. 177
AVASTHI, P.S. 29, 38
AYALA, L.B. 45

- B -

BARBOSA, R.B. 50
BARRAZA, B. 321
BARRETO NETO, M. 64, 67, 72
BASTOS, C.A. 294
BELL, P.R.F. 112
BIANCONI, R. 58, 189
BRUNO, A.C. 294
BULACIO, E. 64, 67, 72
BUNDONIS, A.J. 18, 76

- C -

CALIL, S.J. 81
CAMARGO, M.E. 87
CAPPELLINI, V. 94, 97
CAPRIHAN, A. 199, 266
CHANG Y.L. 256
COSENTINO, L. 7

- D -

DEEP, G.S. 288
DEGASPERI, F.J. 141
DUARTE, L.R. 300
DÜCHTING, W. 101

- E -

EGHRARI, I.R. 106, 294
ELDRIDGE, M.W. 38
EMILIANI, P.L. 94
ESCOLA, J. 7
EVANS, D.H. 112, 118

- F -

FARIAS, M.A.C. 1, 23, 125
FEIJÓ, S. 177
FERREIRA, R.T. 245
FORTUNA, A.B.P. 256
FREITAS, M.T.P. 125
FREITAS JR., M.G. 131
FRÈRE, A.F. 240
FUENZALIDA, M. 171
FURUIE, S.S. 136

- G -

GAETE, L. 171
GANDRA, S.T. 199
GERASEEV, V. 141
GEWEHR, P.M. 149, 155
GLARIA B., A. 161
GODOY, M. 136
GONÇALVES, R.P. 300
GRASS, J. 171
GREENE, E.R. 29, 38
GUEDES, R. 50

- H -

HERNÁNDEZ, C. 177
HERNÁNDEZ, L. 171
HOLZMANN P., C. 183

- I -

IGLESIAS, J.E.S. 205
ILLANES, J. 171

- J -

JOAQUIM, E. 294
JONES. N.B. 327

- K -

KOHN, A.F. 58, 189, 194
KREIMER, C. 7

- L -

LEITE, J.J. 136, 215
LEMUS, D. 171
LIBEL, M. 276
LIMA, C.E.G. 199
LOPES, C.B. 45

- M -

MACHADO, R.J. 205
MACPHERSON, D.S. 112
MANCARDI, F. 7
MASSONE, C.A. 64, 67, 72
MAYO I., F. 307
MELO, C.P. 125, 215
MELONI, L.G.P. 221, 226
MIRA, J. 177
MOFFA, P.J. 136, 215
MONTEIRO, E. 64
MORALES S., E. 314
MURRAY, A. 161

- N -

NADAL, J. 232
NAMIAS, F.A. 282
NISKIER, C. 106
NISSI, R.F. 240
NOBRE, F. 199
NOGUEIRA, A.C.R. 245
NUNES, P.R.R.L. 251

- O -

OLIVEIRA, L.L. 205
OLIVEIRA, W. 67, 256
OLIVEROS V., G. 261

- P -

PANERAI, R.B. 50, 106, 232, 266, 276
PAULIN, J.B.P. 300
PELLEGRINI, P.F. 94
PEREIRA, A. 64
PEREIRA, W.C.A. 266
PEREZ F., C. 183
PETRULYTE, G.S. 76
PICCOLI, A. 294
PICON, A.P. 294
PILEGGI, F. 215
PIRES, C.A.C. 276
PLUSS, J.J. 282
PROVENZAL, A.O. 282

- Q/R -

RABELLO, D.M.M. 215
RADHARAMANAN, R. 87
RAJSTENSKY, I. 18
REVOREDO, L.R. 288
RIBEIRO, P.C. 294
RIGUERA, J.E. 87
RIOLO, T. 300
ROBERTS, V.C. 81
RODRIGUES, H.O. 45

- S -

SALAZAR, R. 321
SCHLINDWEIN, F. 199
SCHNAKE S., A. 307
SORTICA, G.B. 87
SILVA, L.H. 205

- T -

TAGLIAFERRI, A.A. 64, 67, 72
TÉLLEZ F., G. 314
TERZI, R.G.G. 256
TORRES E., F. 314
TORTELLY, A. 72

- U/V -

VENETSANOPOULOS, A.N. 97
VIEIRA, R.W. 256
VILLANUEVA, H. 321
VOGELSAENGER, Th. 101
VOLPON, J.B. 300
VON DER WEID, J.P. 294
VOYLES, W.F. 29, 38

- W -

WANG B. 149, 155, 221, 226
WERNECK, M.M. 327

- X -

XAVIER, C.A.M. 300

- Y/Z -

YACHER S., L. 307
YEOMANSON, C.W. 118

PROGRAMA DE ENGENHARIA BIOMÉDICA
Secretaria

Impresso nas Oficinas Gráficas da
Universidade Federal de Santa Catarina,
em setembro de 1983.

Florianópolis, SC, Brasil