

**METODOLOGIA PARA AVALIAÇÃO DO FLUXO
SANGUÍNEO EM CIRURGIAS VASCULARES COM
DOPPLER DE ONDAS CONTÍNUAS**

Autor: Paulo Celso Budri Freire

Orientador: Prof.Dr.Saide Jorge Calil

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS

FACULDADE DE ENGENHARIA ELÉTRICA

METODOLOGIA PARA AVALIAÇÃO DO FLUXO
SANGÜÍNEO EM CIRURGIAS VASCULARES COM
DOPPLER DE ONDAS CONTÍNUAS

PAULO CELSO BUDRI FREIRE

Orientador: Prof. Dr. SAIDE JORGE CALIL

Tese de Mestrado apresentada na
Faculdade de Engenharia Elétrica

Campinas - 1989

*Este exemplar corresponde a redação
final da tese defendida por Paulo
Celso Budri Freire, aprovada pela
comissão julgadora em 11 de Agosto de 1989*

SAIDE JORGE CALIL

Quero expressar minha gratidão
a todos que acreditaram e
contribuíram para a realização
deste trabalho. Em especial à
minha esposa Siomara.

AGRADECIMENTOS

Ao Prof. Dr. Saide Jorge Calil, pela orientação, paciência e apoio, que foram fundamentais para a realização deste trabalho.

À Profa. Dra. Ana Terezinha Guillaumon, pela colaboração e incentivo durante a realização dos testes experimentais.

Ao Prof. Dr. José Wilson Magalhães Bassani pelas sugestões e incentivo.

À Prof. Dra. Maria Adélia Collier Farias e Prof. Dr. Wang Binseng, pela colaboração.

Aos amigos Eng. Humberto Remígio Gamba, Eng. Eduardo Wu Jyh Herng, Eng. Jefferson Luiz Brun Marques, Eng. Samuel E. de Lucena, Eng. Alexandre Henrique Hermini, pela amizade e incentivo.

Aos técnicos Sr. Marcio Toshiharu Watoniki e Sr. Eugenio Carlos Carrara, pela preciosa colaboração.

Aos demais colegas e funcionários do Centro de Engenharia Biomédica, que de uma forma ou de outra, deram sua contribuição à este trabalho, e que sem eles seria imensamente mais difícil.

Aos pacientes a quem estou imensamente agradecido, pois foram grande incentivo à realização deste trabalho.

Ao CNPq pelo substancial apoio financeiro.

RESUMO

Atualmente, a principal dificuldade encontrada na cirurgia vascular é a avaliação do desempenho hemodinâmico da prótese vascular no período intra-operatório. O sistema descrito neste trabalho faz uso de um equipamento Doppler direcional de ondas contínuas, de um microcomputador e de um monitor cardíaco. O transdutor ultra-sônico é fixo sobre as artérias e/ou próteses usando um dispositivo especial, também desenvolvido neste trabalho, para avaliação local do fluxo sanguíneo. Um microcomputador de 16 bits conectado ao sistema ultra-sônico digitaliza, armazena numa memória circular e processa uma série de 12 ciclos representativos escolhidos no vídeo através do teclado, usando subrotinas também desenvolvidas neste trabalho. Estes sinais são somados, tendo o pico do complexo QRS como sinalizador, para obtenção do resultado médio. Um software especial foi desenvolvido para detectar o pico do QRS e calcular um total de sete parâmetros. Após a promediação, a curva resultante e os parâmetros calculados são mostrados no vídeo. Relatório impresso e arquivos em discos flexíveis podem ser obtidos. Os testes experimentais mostram que o sistema detecta distúrbios do fluxo sanguíneo nas anastomoses, e estes resultados podem auxiliar significativamente o cirurgião durante as cirurgias de revascularização.

ABSTRACT

At present, the main difficulty found in vascular surgery is the evaluation of intra-operative haemodynamic performance of vascular prosthesis. The proposed system uses a continuous wave Doppler directional ultrasonic equipment, a microcomputer and a cardiac monitor. The ultrasonic transducer is fixed on arteries and/or prosthesis using a special device, developed in this work, for on site blood flow evaluation. A 16-bit microcomputer connected to the ultrasonic system digitalizes, stores in a circular memory and processes a series of twelve mainly cycles chosen on screen by means of the keyboard, using functions also developed here. The signals are summed, having the peak of the QRS complex as trigger, to obtain the averaged result. A special software was developed to detect the QRS peak and calculate seven parameters. All the results, including the averaged curve are shown on the screen. Printed reports and files on floppy disk are possible. The results have shown that the system can help the surgeon in the evaluation of intra-operative anastomosis blood flow performance.

Keywords - Blood velocity analysis, Microcomputer, Ultrasonics, Pulse wave velocity.

Congressos e publicações

Apresentado em painel no X Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica, 14-18 de Setembro de 1987 - Rio de Janeiro - RJ - Brasil.

Publicado na revista Informática em Saúde, 2(7):9-11, Julho-Agosto 1988.

Demonstrado na I Feira de Tecnologia da Unicamp, Agosto de 1988.

Apresentado em exposição oral no II Congresso Brasileiro de Informática em Saúde, 24-28 de Outubro - São Paulo - Brasil.

Apresentado em exposição oral e publicado nos anais da IEEE Engineering in Medicine & Biology Society 10th Annual International Conference, Vol 10(1/4):0225-0226, 4-7 de Novembro de 1988 - New Orleans - LA - USA.

Obs.: Ver Anexo I (Capítulo VIII, página 127)

ÍNDICE

Agradecimentos.....	I
Resumo.....	II
Abstract.....	III
Congressos e Publicações.....	IV
Capítulo I. Introdução.....	1
I.1. Fisiopatologia da Arteriosclerose.....	5
I.2. Localização.....	5
I.3. Manifestações Clínicas da Arteriosclerose.....	6
I.4. Métodos Diagnósticos.....	7
I.5. Tratamento.....	13
I.6. Objetivo.....	14
Capítulo II. O Sistema Doppler de Ondas Contínuas.....	16
II.1. As Bases Físicas do Ultra-som.....	16
II.2. O Efeito Doppler.....	17
II.3. Interação do Ultra-som com Tecidos Biológicos.....	18
A Estrutura do Sangue.....	19
II.4. Interação do Ultra-som com o Fluxo Sanguíneo.....	21
II.5. Métodos para Processamento dos Sinais Doppler.....	24

Capítulo III. Os Parâmetros Calculados.....	28
III.1. índice de Pulsatilidade.....	29
III.2. Atraso Eletromecânico.....	30
III.3. Quociente de Amortecimento Proximal.....	31
III.4. Largura da Fase de Fluxo Sistólico.....	32
III.5. Tempo de Subida da Fase de Fluxo Sistólico.....	33
III.6. Tempo de Meia Subida da Fase de Fluxo Sistólico...	34
III.7. Outros Parâmetros.....	35
III.8. Influência da Variabilidade.....	35
Capítulo IV. Material e Metodologia.....	37
IV.1. O Sistema Proposto.....	37
IV.2. O "Hardware".....	40
Acoplamento Analógico.....	40
A Placa Conversora Analógico-Digital.....	41
O Microcomputador.....	42
O Sistema Doppler.....	42
O Monitor de Eletrocardiograma.....	43
O Gravador Analógico.....	43
A Impressora.....	44
IV.3. O "Software".....	45
Considerações Gerais.....	45
Linguagem de Programação e Subrotinas.....	47
1. Monitorização.....	49
2. Média Aritmética.....	54
3. Linha Média.....	54

4. Linha de Base.....	54
5. Pico Máximo e Mínimo.....	56
6. Início de Subida.....	56
7. Meia Subida.....	59
8. Parâmetros.....	59
9. Cálculo do Desvio Padrão.....	62
10. Promediação.....	64
11. Relatório.....	64
12. Impressão.....	66
13. Habilita e Desabilita IRQ2.....	66
14. Grava e Recupera de Disco.....	68
15. Canal 0, Canal 1 e Vídeo.....	69
16. Filtro.....	69

Estrutura da Memória RAM.....	71
-------------------------------	----

Funcionamento do Programa.....	73
--------------------------------	----

Capítulo V. Descrição dos Testes Realizados.....	77
--	----

V.1. Testes de Desempenho do Sistema.....	77
---	----

V.2. Testes de Avaliação de Fluxo.....	79
--	----

1. Testes "in vitro".....	80
---------------------------	----

2. Testes "in vivo".....	82
--------------------------	----

Capítulo VI. Resultados Obtidos.....	84
--------------------------------------	----

VI.1. Resultado dos Testes de Desempenho do Sistema.....	84
--	----

VI.2. Resultado dos Testes de Avaliação de Fluxo.....	92
---	----

1. Resultado dos Testes "in vitro".....	93
2. Resultado dos Testes "in vivo".....	101

Capítulo VII.116

VII.2. Discussão.....	116
-----------------------	-----

VII.1. Conclusões.....	119
------------------------	-----

Capítulo VIII.126

VIII.1. Glossário.....	126
------------------------	-----

VIII.2. Anexo I. Congressos e Publicações.....	127
--	-----

VIII.3. Anexo II. A Placa Conversora Analógico-Digital...	136
---	-----

1. Conversor Analógico-Digital.....	136
-------------------------------------	-----

2. Conversor Digital-Analógico.....	139
-------------------------------------	-----

3. Temporizador.....	140
----------------------	-----

4. Circuito de Controle e Interface.....	142
--	-----

5. Circuito de Suporte ao DMA.....	144
------------------------------------	-----

Capítulo IX. Bibliografia.....146

-X-X-X-X-X-X-X-

C A P Í T U L O I

Introdução

As doenças vasculares, de uma forma ou de outra, parecem envolver a maioria dos pacientes adultos encontrados em internações de longa permanência hospitalar. De fato, problemas circulatórios cerebrais, coronarianos e periféricos atualmente representam umas das maiores causas de morbidade e mortalidade no Brasil (RADIS, 1984). Na Figura I.1, que representa a mortalidade proporcional em capitais brasileiras, observa-se que as doenças do aparelho circulatório tornaram-se, a partir da década de 60, a principal causa de óbito. Como não existem dados da prevalência da arteriosclerose na população, a incidência desta doença é feita através dos dados referentes às mortes por doenças do aparelho circulatório (Coffman, 1975). A Figura I.2 apresenta a evolução da mortalidade por doenças do aparelho circulatório em capitais brasileiras e sua distribuição por causas específicas. Observa-se uma nítida tendência ao aumento da mortalidade por esta causa. Com o aumento do número de idosos devido ao aumento da vida média da população, estes problemas tenderão a aumentar (Conway, 1985). A Figura I.3 apresenta a mortalidade proporcional, por grupos de causas, segundo grupos etários. Observa-se a alta incidência das doenças do aparelho circulatório a partir da quinta década de vida.

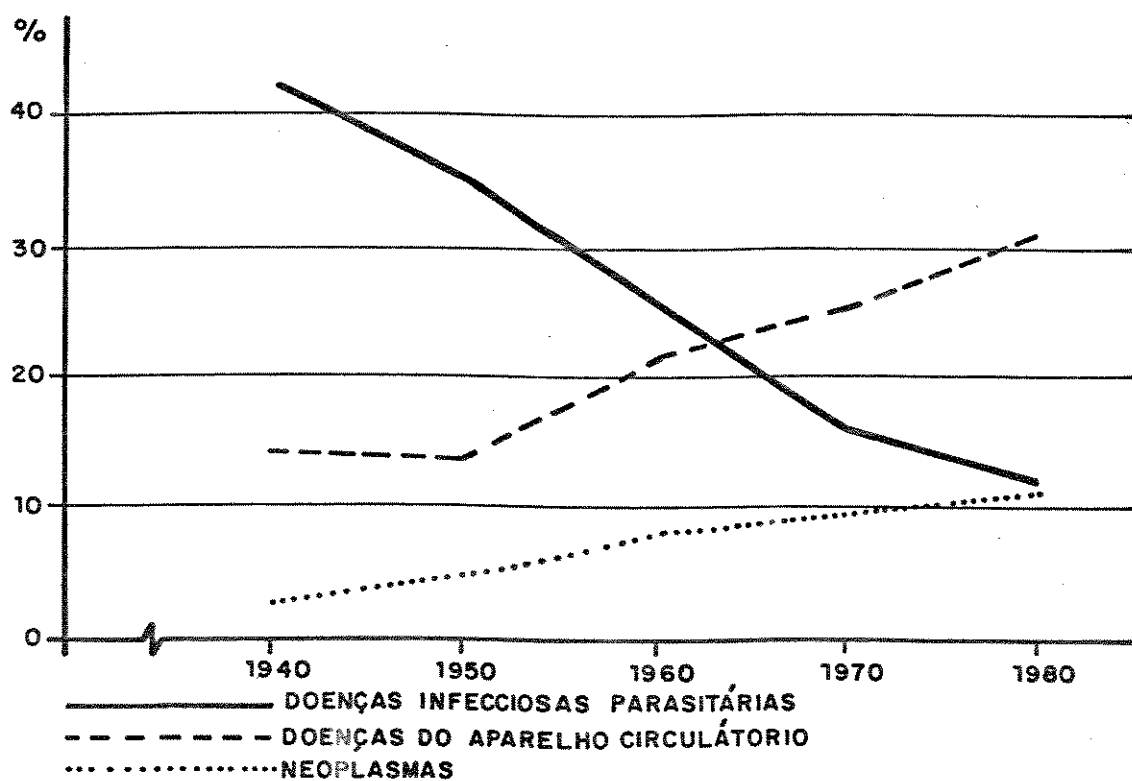


Figura I.1. Gráfico representativo da mortalidade proporcional, por algumas causas, em capitais brasileiras 1940/1980. Observa-se o aumento das mortes por doenças do aparelho circulatório a partir da década de 60. (Mod. seg. Mortalidade nas Capitais Brasileiras 1930-1980 Radis Dados 2:1-8, Ago. 1984).

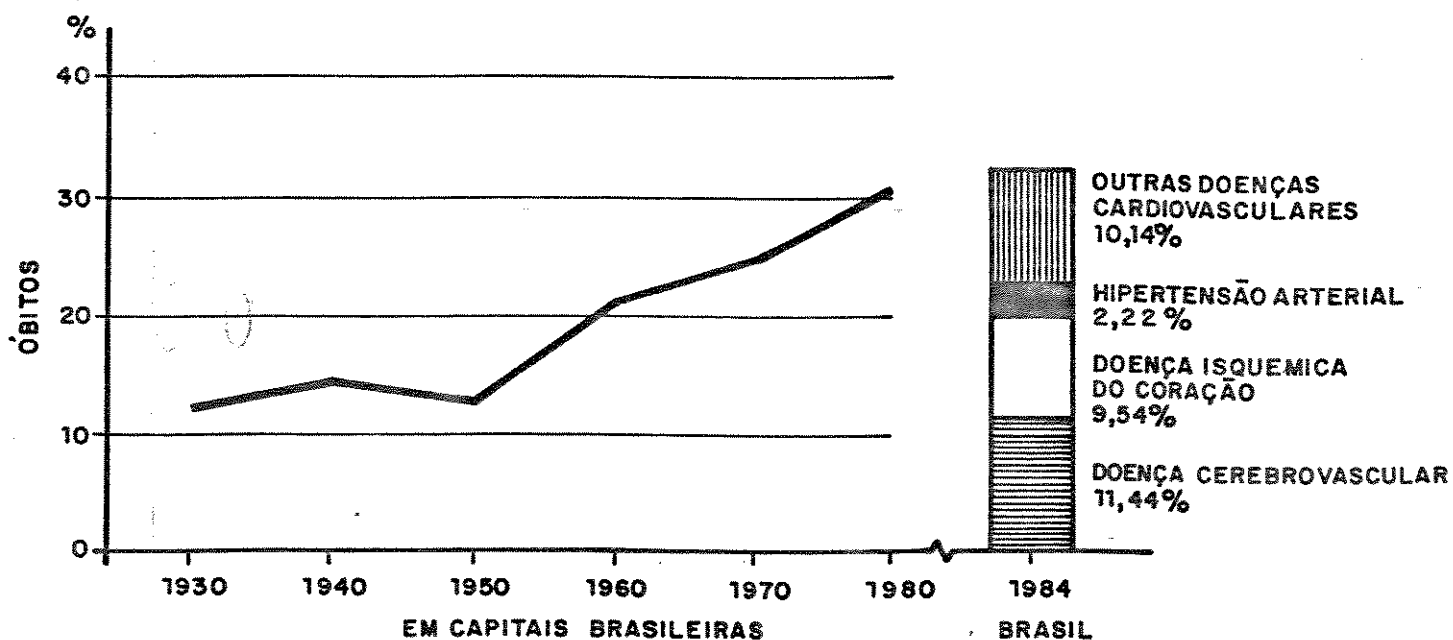


Figura I.2. Gráfico representativo da evolução da mortalidade por doenças do aparelho circulatório em capitais brasileiras, de 1930 a 1980, e sua distribuição por causas específicas (excluídas as causas mal definidas). (Mod. seg. Mortalidade nas Capitais Brasileiras 1930-1980 Radis Dados 2:1-8, Ago. 1984; e Centro de Informações em Saúde /CIS - Ministério da Saúde).

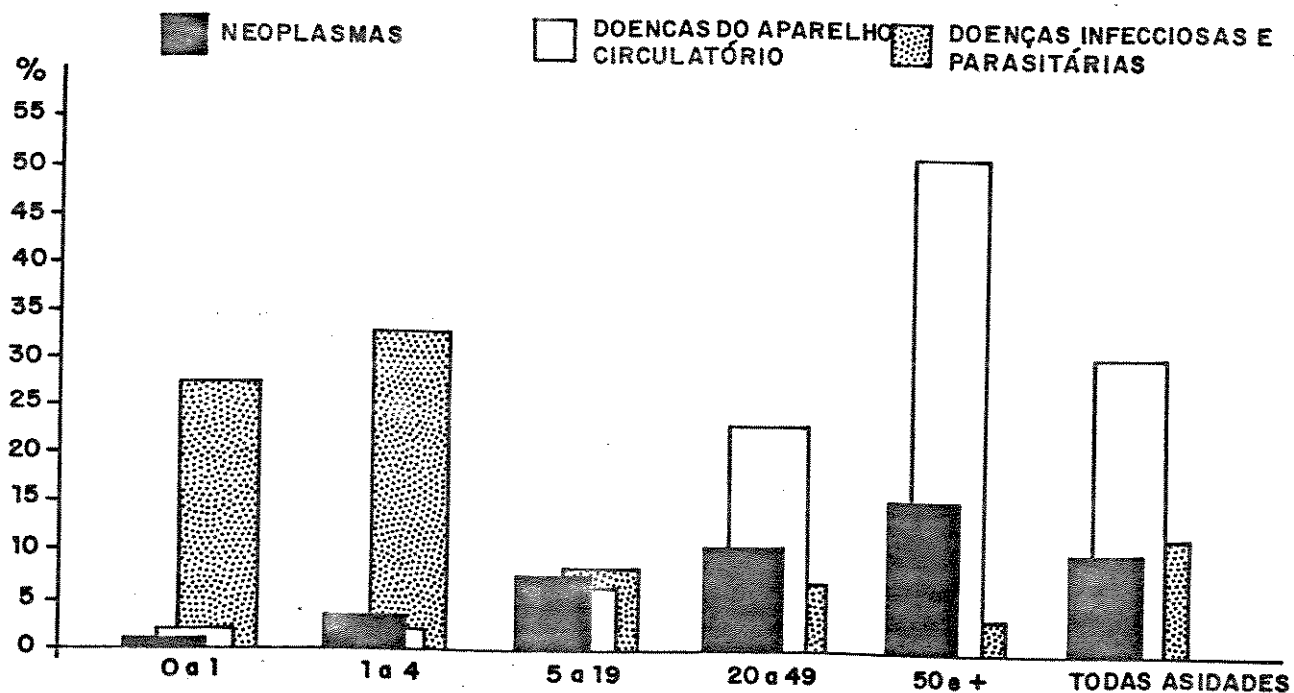


Figura I.3. Gráfico representativo da mortalidade proporcional por grupos de causas (excluídas as causas mal definidas), segundo grupos etários (excluídas as idades ignoradas). Brasil 1984. (Mod. seg. Divisão Nacional de Epidemiologia /DNE - Ministério da Saúde).

I.1.Fisiopatologia da arteriosclerose.

O termo arteriosclerose significa, literalmente, "endurecimento das artérias", mas é usado para indicar um grupo de processos que têm em comum o espessamento da parede arterial e a perda de elasticidade da mesma. São indicadas com este termo três variantes morfológicas: a aterosclerose, caracterizada pela formação de ateromas (depósitos circunscritos de lipídeos na íntima); esclerose calcificante da média de Monckeberg, que consiste na calcificação da camada média das artérias musculares, e a arteriosclerose, que é devido a uma proliferação fibromuscular ou endotelial, causando portanto um espessamento da parede das pequenas artérias e arteríolas. Em um mesmo indivíduo, em vasos diferentes ou num mesmo vaso, podem ocorrer duas ou tres destas variantes. De fato, frequentemente a aterosclerose e a esclerose da média de Monckeberg ocorrem juntas, principalmente nas artérias dos membros inferiores de indivíduos do sexo masculino com mais de 50 anos de idade (Vianna, 1981). Como a aterosclerose é de longe a forma mais comum e importante de arteriosclerose, os termos são usados indiferentemente (Coffman, 1975).

I.2.Localização.

As extremidades inferiores e bifurcações são mais comumente envolvidas. A artéria femoral superficial é afetada pela aterosclerose em cerca de 90% dos pacientes com doenças

vasculares periféricas, a seguir são as áreas aortoilíacas e poplíteas (Coffman, 1975).

I.3. Manifestações clínicas da arteriosclerose.

Os sintomas e sinais decorrentes da deficiente perfusão sanguínea são produzidos pela oxigenação inadequada dos tecidos distais à lesão arterial e secundários à diminuição no fluxo sanguíneo ou na pressão arterial, em repouso ou durante exercício (Coffman, 1975).

O sintoma mais comum da arteriosclerose obliterante em membros inferiores é a claudicação intermitente. O paciente experimenta dores espasmódicas, retesamento, dormência ou fadiga severa no grupo muscular que está sendo exercitado. A quantidade de exercício que produz a dor é mais ou menos constante em cada indivíduo, e a dor é rapidamente aliviada com repouso (Coffman, 1975; Rullière, 1980).

A dor em repouso é outro importante sintoma da doença arterial obstrutiva. Trata-se de um grave sinal, indicando que o suprimento sanguíneo não é suficiente sequer para as pequenas necessidades nutricionais da pele (Coffman, 1975).

Outros sinais e sintomas incluem a sensação de frio e peso, torpor, parestesias, alterações da cor na extremidade envolvida, engurgitamentos, fraqueza muscular e úlceras de difícil tratamento (Rullière, 1980).

A arteriosclerose é tipicamente multissegmentar e de evolução inconstante (Hamilton et al., 1981). Em um terço dos casos ocorre estabilização dos sinais e sintomas, e em dois terços ocorre agravamento. Em todos os momentos, a evolução pode ser complicada por um outro acidente vascular ateromatoso, como infarto do miocárdio, acidente vascular cerebral isquêmico e enterorragia por trombose mesentérica (Rullière, 1980).

I.4. Métodos diagnósticos.

O diagnóstico baseia-se principalmente nos sinais clínicos e sintomas apresentados pelo paciente.

Teoricamente o especialista vascular deseja informações sobre a doença aterosclerótica do paciente que incluam: (1) a localização precisa do processo, (2) o grau de redução do lúmen arterial, (3) a natureza das alterações patológicas que ocorrem nas paredes vasculares, e (4) a taxa de progressão da moléstia (Hartley & Strandness, 1969). Entretanto, o diagnóstico da arteriosclerose em praticamente todos os locais onde ocorre raramente é feito até que a doença tenha atingido um estágio avançado (Hartley & Strandness, 1969) e cause sinais e sintomas decorrentes da deficiente perfusão sanguínea.

Os meios diagnósticos compreendem anamnese e exame físico do paciente, normalmente acompanhado de procedimentos não-invasivos e/ou invasivos (Vianna, 1981; Carter, 1985). Cada procedimento

suplementar tem sua indicação e contra-indicação que devem ser do conhecimento do especialista. Dentre os procedimentos rotineiramente utilizados destacam-se:

1. Angiografia (com ou sem subtração digital),
2. Fluxometria eletromagnética,
3. Medida de pressão segmentar com ultra-som Doppler, e
4. Fluxometria ultra-sônica.

A angiografia é considerada como a técnica diagnóstica padrão, na qual um contraste radio-opaco é injetado dentro do sistema vascular desejado, e uma série de radiografias em diferentes planos são obtidas através do Raio X. Embora os estudos radiológicos ofereçam excelentes imagens do estado das paredes vasculares (entalhes, irregularidades, calcificações), da sede e extensão da obstrução, da importância da circulação colateral e do valor da circulação capilar definida pelo retardo da opacificação das veias (Rulhière, 1980), existem pelo menos duas grandes limitações deste método:

1. Este exame não está isento de riscos, particularmente em pacientes com doença multissistêmica (comum na população idosa) (Conway, 1985). Além disso, a natureza invasiva, dolorosa, de alto custo e com risco potencial de reações adversas devidas ao contraste utilizado (em pacientes com intolerância ao iodo e com grande insuficiência renal, seg. Rulhière, 1980 e Gédéon et al., 1979) limitam o seu uso em reavaliações regulares, particularmente durante e após intervenções cirúrgicas.

2. As imagens radiológicas não fornecem informações fisiológicas dinâmicas do local da anastomose (Mofford et al., 1986), e são limitadas na sua capacidade de identificar alterações funcionais, como uma alteração vascular transiente ou espasmo vascular. Um problema técnico como o não enchimento de um vaso pelo contraste pode levar a uma falsa conclusão de obstrução deste vaso (Campbell et al., 1986). Finalmente, as imagens radiológicas se apresentam uniplanares quando a obstrução vascular se apresenta espacialmente distribuída (Hamilton et al., 1981), causando uma disparidade entre o aspecto angiográfico e a severidade da lesão (Brum et al., 1986c).

A fluxometria eletromagnética está baseada na aplicação da lei de Faraday para o fluxo sanguíneo. Um magneto externo ao vaso sanguíneo em estudo fornece um campo eletromagnético permanente e homogêneo. Forças eletromotrizes são criadas pelo fluxo sanguíneo dentro do campo eletromagnético, e são detectadas por eletrodos externos. O sistema geralmente possui magnetos adaptáveis à diferentes diâmetros arteriais. Apresenta a desvantagem de ser um equipamento de alto custo, com relativa dificuldade de calibração dos magnetos (Calil, 1984) e grandes problemas de medição (Lunt, 1980).

As medições de pressão segmentar com ultra-som Doppler consistem na utilização de manguitos pneumáticos junto com o sistema Doppler direcional de ondas contínuas. A obtenção da pressão segmentar possibilita a localização aproximada e a

estimativa da severidade da lesão obstrutiva arterial. Por exemplo, uma pressão diferencial (entre dois segmentos de um mesmo membro) acima de 30 mmHg indica anormalidade (Halpern, 1985). A desvantagem deste método está na obtenção de falsos positivos quando não são utilizados manguitos corretamente dimensionados (Brum et al., 1986b), e subestima a severidade da lesão obstrutiva pois a redução do fluxo ocorre apenas quando a obstrução ultrapassa 60 % da luz do vaso (Calil, 1984).

Nas últimas duas décadas, diversos métodos não-invasivos vieram complementar a angiografia como auxílio no diagnóstico da aterosclerose. São:

- Esfigmanometria (Greator, 1979)
- Pletismografia com ar (Sumner, 1985a; Salles-Cunha et al., 1979; Clement et al., 1985).
- Pletismografia com água (Sumner, 1985a; Salles-Cunha et al., 1979).
- Pletismografia por impedância elétrica (Wheeler et al., 1985; Hill, 1979; Sumner, 1985a; Greator, 1979; Salles-Cunha et al., 1979).
- Pletismografia por efeito capacitivo (Salles-Cunha et al., 1979).
- Pletismografia com Strain-Gauge (Sumner, 1985a; Sumner, 1985b)
- Pletismografia fotoelétrica (Sumner, 1985a; Challoner, 1979; Salles-Cunha et al., 1979).
- Condutância e Varredura Térmica (Fronek, 1985)

- Fluxometria térmica e termografia (Salles-Cunha et al., 1979)
- Termografia Infravermelha (Fronek, 1985)
- Termografia com cristal líquido (Fronek, 1985)
- Fonoangiografia (Lees et al., 1985; Salles-Cunha et al., 1979)
- Fluxometria eletromagnética transcutânea (Salles-Cunha et al., 1979).
- Fluxometria ultra-sônica Doppler (Salles-Cunha et al., 1979)
- Arteriografia ultra-sônica Doppler (Sumner et al., 1985c; Pinardi & Sainz, 1977)
- Medidas de pressão segmentares com Doppler (Salles-Cunha et al., 1979)
- Ultra-sonografia Doppler B-Scan (Mofford et al., 1986; Rosenbloom & Flanigan, 1987)
- Laser Doppler (Holloway, 1983; Fronek, 1985)
- Tomografia Computadorizada
- Tomografia por Emissão de Pósitrons (Correia et al., 1985)
- Fluxometria por Ressonância Nuclear Magnética (Saloner, 1988).
- Ressonância Nuclear Magnética (Reeves & Pohost, 1985)

A técnica utilizada neste trabalho foi descrita inicialmente por Satomura em 1959, e em 1966 foi desenvolvido por McLeod o sistema ultra-sônico Doppler direcional de ondas contínuas, que possibilitou a diferenciação entre fluxo sanguíneo reverso e anterógrado (Lunt, 1975; Groshar et al., 1986).

A fluxometria ultra-sônica Doppler assume uma crescente importância dentre os métodos não invasivos utilizados na avaliação da fisiologia cardiovascular (Brum et al., 1986a). As principais vantagens desse método são: [1] não é invasivo, [2] não é traumático, [3] não causa desconforto ao paciente, [4] baixo custo, [5] facilidade de operação, [6] fornece dados fisiológicos, e [7] fornece medições dinâmicas. Entretanto apresenta igualmente importantes limitações técnicas que são: [1] dificuldade de uso em alguns pacientes (i.e., aqueles que são obesos ou tem variações anatômicas), [2] requer um conhecimento do operador tanto de anatomia humana como da dinâmica vascular, [3] tem uma resolução espacial finita que pode comprometer a medição de pequenos (1 mm) diâmetros vasculares, [4] tem uma capacidade de medição de velocidade finita que afeta as medições de velocidade fora da faixa de, aproximadamente, 2 a 200 cm/seg (Greene & Voyles, 1985), [5] na presença de placas ateromatosas calcificadas o sinal ultra-sônico é bastante prejudicado com uma atenuação da ordem de 1.000 vezes (Hartley & Strandness, 1969), e [6] no caso do Doppler de ondas contínuas não permite a discriminação de perfis de velocidade do sangue dentro do vaso sanguíneo assim como da profundidade das diversas lâminas de fluxo (Barnes, 1985).

Em vasos periféricos, a fluxometria Doppler é utilizada antes da arteriografia tanto para determinar a presença de fluxo, (técnica usada na determinação de pressões segmentares) como para obtenção de um registro da morfologia do sinal de velocidade de fluxo durante exames ambulatoriais rotineiros ou durante

intervenções cirúrgicas, com análise em tempo real (Prytherch & Evans, 1985; Ristow et al., 1986).

I.5. Tratamento.

Em muitos casos de insuficiência arterial periférica é necessária a intervenção cirúrgica, tendo em vista o avançado grau de estenose e conseqüente redução do fluxo sanguíneo. Dentre os métodos utilizados temos: [1] a dilatação transluminal (em pequenas e curtas estenoses/obstruções) (Johnston & Colapinto, 1982), [2] a tromboendarterectomia desobliterante (nas obstruções de pequena extensão, com risco de trombose secundária), [3] a colocação de enxertos arteriais, venosos (veias safena, cefálica ou basílica, seg Andros et al., 1986), ou próteses plásticas em derivação (nas obstruções extensas, com riscos de degeneração, trombose e fibrose), [4] a simpatectomia (nas lesões difusas e extensas da árvore arterial e quando os dois métodos anteriores foram insatisfatórios), e finalmente, [5] a amputação do membro, medida extrema utilizada quando a gangrena do membro é irrecuperável pelo tratamento clínico e simpatectomia (Vianna, 1981; Rulliere, 1980).

Apesar de haver métodos bastante sofisticados e de custo elevado para avaliação do fluxo sanguíneo na cirurgia (descritos acima), em muitos centros médicos o método comumente utilizado baseia-se na palpação da artéria pelo médico operador e a utilização do ultra-som Doppler para detecção do fluxo arterial.

Como são dois métodos distintos e não correlacionáveis, a comparação entre eles é impraticável, acarretando avaliações imprecisas do comportamento hemodinâmico da artéria operada. Como consequência temos uma alta reincidência de problemas circulatórios em pacientes operados (24-44% seg Berkowitz, 1985), e 80% dos insucessos cirúrgicos dentro do primeiro mes do pós-operatório são devidos aos erros técnicos (Berkowitz, 1985).

Desta forma, um sistema que permita ao cirurgião avaliar, durante a cirurgia, o comportamento da hemodinâmica arterial (formação de fluxo turbulento, vórtices, obstruções, compressões, torção do enxerto e "flaps" da íntima arterial) e posicionamento anatômico ideal dos enxertos arteriais, venosos e próteses plásticas, diminuiria a necessidade de reoperações (com diminuição da morbidade, mortalidade e custos) (Ristow et al., 1986; Mofford et al., 1986; Rosenbloom & Flanigan, 1987).

I.6. Objetivo.

Desde que Dopplerometria intra-operatória tem se revelado, a partir da década de 70, como um dos métodos objetivos mais práticos para a avaliação de reconstruções arteriais e venosas (Sumner et al., 1979; Ristow et al., 1986), o objetivo deste trabalho é desenvolver uma metodologia para a avaliação do desempenho de próteses vasculares nos períodos intra e pós-operatórios. Por meio desta metodologia, pretende-se a padronização da rotina de aquisição, processamento e avaliação

dos dados obtidos nos períodos pré, intra e pós-operatórios. A padronização é obtida com o uso de um mesmo processo de coleta de sinais ultra-sônicos e caracterização matemática, em tempo real, da curva de velocidade de fluxo sanguíneo arterial. Através de parâmetros matemáticos estudados por inúmeros autores (ver Capítulo III), qualquer anormalidade detectada alertará o cirurgião para o reparo imediato no mesmo tempo cirúrgico.

-X-X-X-X-X-X-

C A P Í T U L O I I

O Sistema Doppler de ondas contínuas

II.1. As bases físicas do ultra-som.

O termo ultra-som pode ser geralmente definido como um espectro de frequência sonora acima de 20 KHz, ou seja, composto de frequências acima da faixa de frequência audível pelo ouvido humano, que está entre 30 Hz e 20 KHz (Guyton, 1973). Geralmente o ultra-som utilizado para diagnóstico médico está numa faixa de 500 KHz e 20 MHz (Fisher & Altobelli, 1985) porém esta faixa pode ser maior ou menor de acordo com vários autores (Pinardi & Sainz, 1977; Gosling, 1976; Lunt, 1980; McDicken, 1981).

O termo transdutor ultra-sônico é comumente aplicado à todo dispositivo utilizado para enviar e receber ondas ultra-sônicas. Os transdutores são geralmente pequenos o suficiente para serem manipulados e podem ser mecânica e eletronicamente complexos. Os transdutores ultra-sônicos utilizados no diagnóstico médico contém cristais piezoelétricos que vibram numa determinada frequência quando estimulados eletricamente. As características do transdutor definem não somente a frequência do som emitido como também as aplicações clínicas para as quais é utilizado. No caso de um transdutor para ondas contínuas, dois cristais piezoelétricos são montados num mesmo suporte e isolados elétrica

e mecanicamente um do outro. Um dos cristais age como emissor e o outro como receptor. Dependendo da aplicação médica, o transdutor ultra-sônico pode ser construído para frequências que variam de 0,5 a 20 MHz e intensidades que variam de dezenas de mW/cm² até 100 mW/cm², que é o limite superior de segurança (Johnston et al., 1985; McDicken, 1981). A geometria do feixe depende basicamente das dimensões do elemento transdutor, do comprimento de onda, assim como do sistema de focalização (em plástico ou epóxi, seg Barnes, 1985). A largura do feixe determina a resolução lateral e podem ser obtidos atualmente feixes de menos de 1 mm de largura (Schlindwein, 1982).

II.2. O efeito Doppler

Quando o ultra-som é refletido de uma estrutura em movimento, o som que chega ao cristal receptor do transdutor difere em frequência daquela emitida pelo cristal emissor. Esta mudança de frequência do som recebido é denominada efeito Doppler. Esta frequência, denominada frequência Doppler (F_d , em KHz), é diretamente proporcional à componente da velocidade das partículas ou superfície em movimento (v , em cm/seg), à frequência do som emitido (F_e , em MHz), ao cosseno do ângulo de incidência do feixe ultra-sônico em relação à superfície exposta ao ultra-som ($\cos \theta$), e inversamente proporcional à velocidade de propagação do som no meio em questão (c , em cm/seg).

Esta correlação é dada pela simplificação da clássica

equação de Doppler, aplicado à transdutores coplanares (Burns & Jaffe, 1985; Strandness, 1985; Groshar et al., 1986; Greene & Voyles, 1985), ou seja:

$$F_d = \frac{2.F_e.v.\cos \theta}{c}$$

Em outras palavras, se a situação da interface entre dois meios com diferentes propriedades acústicas é estacionária, a frequência da onda refletida será a mesma daquela incidente. De outro lado, se uma interface estiver em movimento, causará um desvio de frequência de uma magnitude proporcional à velocidade da interface, na direção do eixo do feixe sonoro.

II.3. Interação do ultra-som com os tecidos biológicos

No corpo humano existem diferentes tipos de tecidos com diferentes composições e consequentemente diferentes impedâncias acústicas, sendo que a velocidade do ultra-som varia de acordo com as características do meio insonado (no caso tecido). Em estruturas compostas primariamente de água, como o sangue, músculos e órgãos viscerais, a velocidade do ultra-som é de aproximadamente 1540 m/seg (Fisher & Altobelli, 1985).

Quando um feixe ultra-sônico incide sobre e/ou atravessa um tecido biológico, grande parte do som é absorvida pelo próprio tecido, e somente uma pequena porção deste é refletida de volta para o transdutor. Este fenômeno, denominado atenuação (expresso

em decibéis), tem um comportamento exponencial com a profundidade e é proporcional à frequência utilizada. Para tecidos moles esta atenuação (A) é da ordem de 0,7 dB/cm.MHz (McDicken, 1981) e no sangue é da ordem de 0,1 dB/cm.MHz. Como exemplo, é mostrado que para frequências de 10 MHz (A = 7 dB/cm) a atenuação é duas vezes maior que a obtida com 5 MHz (A = 3.5 dB/cm) para uma mesma profundidade de insonação (Strandness, 1985). Em geral, para a maioria das aplicações vasculares, a frequência mais adequada está na faixa dos 5 MHz (Strandness, 1985; Johnston et al., 1985). A frequência ótima (Fo, em Mhz), em relação à profundidade do vaso (d, em cm) é dada pela equação (Johnston & Kassan, 1985):

$$F_o = \frac{9}{d}$$

Por outro lado, quando o feixe ultra-sônico atinge o interior de um vaso sanguíneo, ocorre um outro efeito, diverso da reflexão, denominado espalhamento acústico. Antes de formular a teoria descrevendo o espalhamento do ultra-som pelos elementos constituintes do sangue, é necessário primeiramente descrevermos a estrutura e constituição deste tecido líquido.

A estrutura do sangue

O sangue humano é composto de um plasma líquido no qual estão em suspensão os eritrócitos, leucócitos, e plaquetas. Mais de 99% das células que desempenham papel na determinação das características físicas do sangue são eritrócitos (Guyton, 1973).

O eritrócito é um disco biconcavo flexível com um diâmetro médio de 7,5 microns e uma espessura média de 2 microns. O volume corpuscular médio é de 90 microns cúbicos e há aproximadamente 5.000.000 de eritrócitos por mm³. Esta concentração corresponde ao hematócrito de aproximadamente 45%. É geralmente aceito que os eritrócitos são a maior fonte de espalhamento sonoro no sangue porque as células brancas, embora muito maiores que as vermelhas, são relativamente poucas em número (7.500 /mm³). As plaquetas, que são densamente distribuídas (350.000/mm³), são muito menores que os eritrócitos (Atkinson & Woodcock, 1982).

A forma das células não interfere nas características do espalhamento, porque o tamanho das células é muito menor que o comprimento de onda ultra-sônica, tornando-as alvos pontuais (Brum et al., 1986a). O comprimento de onda L é igual a relação entre a velocidade do som nos tecidos V e a frequência f utilizada, ou seja, $L = V/f$. Para uma frequência de 5 MHz e velocidade de 1540 m/s, o comprimento de onda L será 300 micras, ou seja, 40 vezes maior que a hemácia.

O sangue é normalmente um meio fluido homogêneo com características bem definidas. As composições anormais que podem ocorrer devido às condições patológicas incluem pequenas variações no hematócrito e mais raramente agregações de eritrócitos em conjuntos multicelulares conhecidos como "rouleaux" (Atkinson & Woodcock, 1982). Desse modo, o coeficiente de espalhamento depende do hematócrito e da desigualdade de impedância acústica entre as células e o plasma circundante.

II.4. Interação do ultra-som com o fluxo sanguíneo

Quando um feixe sonoro basicamente cilíndrico incide de maneira oblíqua (ângulo por volta de 45 graus) num vaso sanguíneo (Figura II.1), cada célula vermelha do sangue absorve uma pequena quantidade de energia sonora. Estas células refletem melhor as frequências maiores que as frequências menores. Este efeito ajuda a minimizar a atenuação progressiva das frequências mais altas em relação à profundidade do vaso (Strandness, 1985) (ver item II.3.). Como as dimensões dos eritrócitos são pequenas quando comparadas com o comprimento de onda da energia acústica (ver item II.3.), a onda refletida é irradiada em todas as direções, num fenômeno chamado espalhamento (Wells, 1983).

O fluxo pulsátil de sangue proveniente do coração se comporta de maneiras diversas dentro do seu leito vascular, de acordo com as características elásticas dos vasos e das alterações anatômicas, fisiológicas e patológicas presentes tanto no coração como no leito vascular (Calil & Roberts, 1985). Normalmente, o sinal de velocidade média de fluxo em artérias periféricas tem formato trifásico (Halpern, 1985). A primeira fase é positiva e corresponde à ejeção sistólica, a segunda fase é negativa, de menor amplitude, e corresponde ao refluxo de sangue que ocorre na diástole; e finalmente a terceira fase é novamente positiva, lenta e de baixa amplitude correspondendo a retomada do fluxo anterógrado ainda durante a diástole (Brum et al., 1986b; Strandness, 1985).

Devido à viscosidade do sangue, um perfil de velocidades

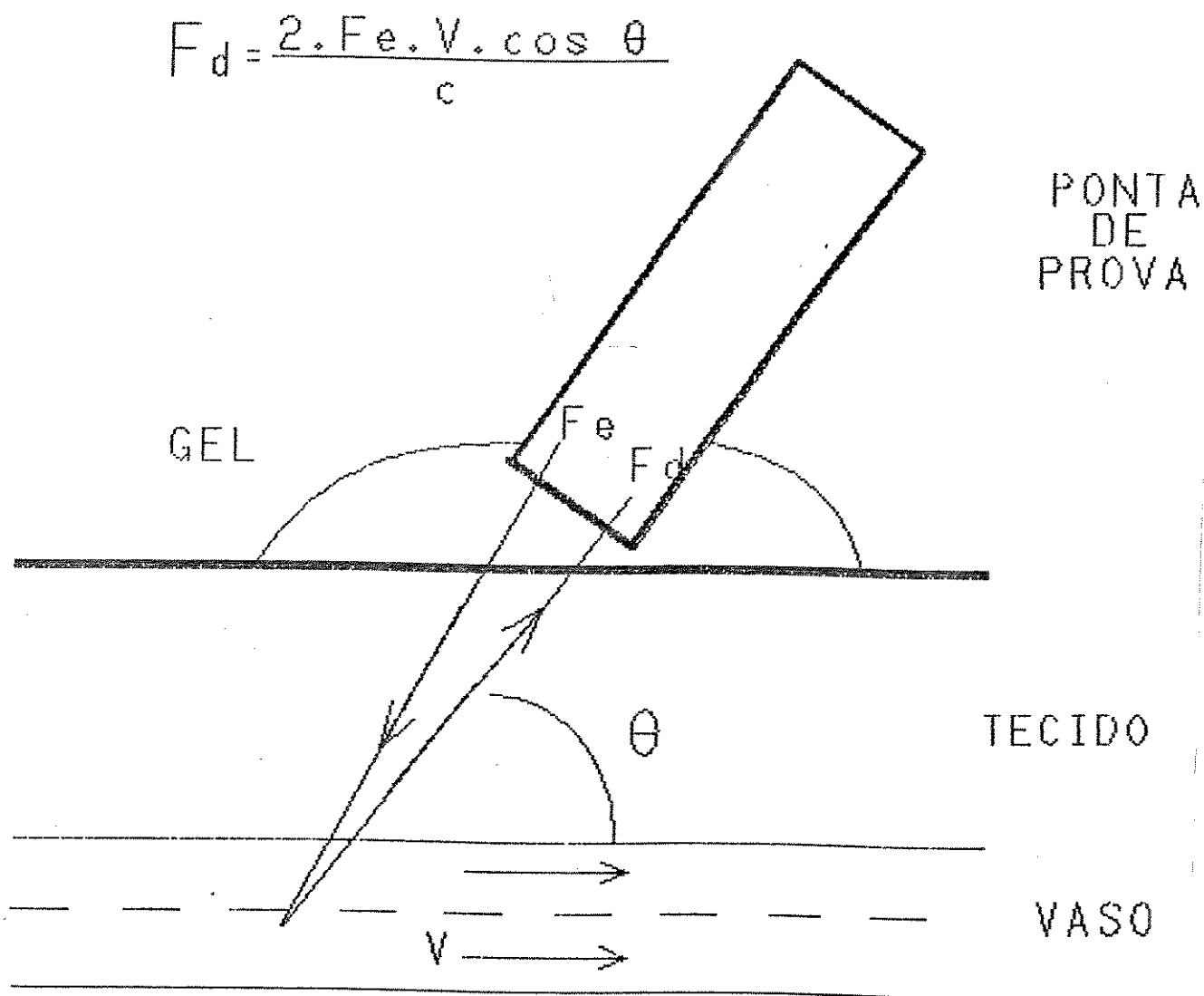


Figura II.1. Esquema representando o posicionamento da ponta de prova ultra-sônica sobre a pele. O acoplamento acústico é feito com gel colocado em volta do transdutor ultra-sônico. As setas dentro do vaso indicam o fluxo sanguíneo. Maiores detalhes no texto.

está presente em cada segmento do vaso sanguíneo, acarretando um espectro composto de várias frequências no sinal Doppler refletido. Este espectro de frequências pode ser bastante dinâmico e complexo nos vários estados fisiológicos e anatômicos que afetam o fluxo sanguíneo.

Através de processamento eletrônico da frequência média do sinal Doppler, pode-se obter a velocidade média (V_m) como uma função do tempo. Desta maneira há uma relação direta entre o espectro de frequência e a velocidade, ou seja, quanto maior a frequência média, maior a velocidade. Quanto maior for a frequência emitida, melhor será a resolução, porém menor será a penetração. Vasos sanguíneos abaixo da pele necessitam menor penetração ultra-sônica que os vasos profundos, entretanto, um sinal emitido em maior frequência pode ser utilizado para melhorar a resolução e as formas de onda de velocidade de fluxo sanguíneo (Fisher & Altobelli, 1985).

Deve-se salientar que a velocidade sanguínea intravascular é raramente homogênea e existe mais frequentemente como um arranjo de velocidades diferentes e multidirecionais. Explicação: o fluxo sanguíneo nas artérias femorais é, por natureza, pulsátil e de perfil parabólico. Devido à constante desaceleração do sangue causada pela resistência periférica e à complacência arterial distal, em diferentes instantes num mesmo segmento arterial, pode-se ter lâminas de fluxo com diferentes velocidades e sentidos (Fuentes, 1982; Greene & Voyles, 1985).

A equação seguinte permite o cálculo do fluxo volumétrico

sanguíneo ($\dot{Q}$) conhecendo-se o diâmetro do lúmen vascular (D) e a velocidade média (V_m) (Greene & Voyles, 1985):

$$\dot{Q} = \frac{V_m \cdot \pi \cdot D^2}{4}$$

Como ilustração, na artéria femoral normal de 6 a 8 mm de diâmetro, a velocidade do fluxo varia de 14 a 33 cm/s, com um fluxo volumétrico entre 469 - 526 ml/min (Yurenev & Bogdanova, 1986).

II.5. Métodos para processamento dos sinais Doppler.

O ultra-som Doppler de ondas contínuas pode ser analisado por uma das quatro principais técnicas (Strandness, 1985; Pinardi & Sainz, 1977; Barnes, 1985):

1. Interpretação Auditiva
2. Análise Espectral do Som
3. Imagem Dinâmica Vascular
4. Processamento Analógico dos Sinais Ultra-sônicos

1. A interpretação auditiva, apesar de sua precisão exceder 90% no diagnóstico de doenças arteriais e venosas, requer considerável experiência (Barnes, 1985).

2. Na análise espectral, os componentes de frequência e amplitude presentes no sinal Doppler são analisadas "on line" ou "off line" (Abdel-Azim & Hottinger, 1983; Barnes, 1985).
3. Na imagem dinâmica vascular, a ponta de prova do Doppler de ondas contínuas é acoplado a um braço mecânico de posicionamento espacial, o qual transfere os sinais para posições apropriadas num vídeo com memória. Uma imagem a partir de pontos é criada quando a velocidade do fluxo sanguíneo exceder a um determinado valor (Barnes, 1985). É também denominado "Echoflow" ou arteriografia ultra-sônica (Pinardi & Sainz, 1977).
4. O mais simples e barato método de processamento analógico dos sinais ultra-sônicos é o "zero-crossing detector", ou seja, detector de cruzamentos de zeros. Neste método, um pulso é gerado toda vez que o sinal Doppler cruza o nível zero vindo do negativo para o positivo. Por exemplo, para uma senóide, a frequência dos pulsos na saída do cruzador de zero será a mesma do sinal presente na entrada. Para um sinal que possui um espectro contínuo de frequências, o número de cruzamentos por zero está sujeito a variações estatísticas sendo que a frequência média do cruzador de zero depende da distribuição do espectro de energia do sinal Doppler. Em consequência, para um sinal com várias componentes de frequência, não podemos nos referir a apenas uma componente, mas sim, a uma faixa de frequências. Somente se a forma do perfil de velocidade do fluxo permanecer invariável, ou seja, se a forma do espectro de energia do sinal Doppler permanecer invariável, a saída do cruzador de zero será diretamente proporcional ao aumento da velocidade, o que não

ocorre na prática, pois sabe-se que o perfil de velocidade varia muito durante o ciclo cardíaco. Na realidade o sinal de saída do cruzador de zeros corresponde à média quadrática da frequência do sinal de entrada (Lunt, 1975).

O equipamento Doppler que utiliza este método de processamento de sinal ultra-sônico apresenta algumas desvantagens. Entre elas, destacam-se: (1) trabalha insatisfatoriamente com uma relação baixa sinal-ruído, ou seja, funciona adequadamente quando esta relação exceder 20 dB (Roberts & Sainz, 1979); (2) sua saída é dependente da amplitude e frequência do sinal de entrada (Lunt, 1975); (3) como o sinal recebido deve ser processado antes de entrar no cruzador de zeros, este processador pode apresentar uma resposta não linear em relação à frequência. Desse modo, esta resposta pode afetar o espectro de frequência do sinal recebido e alterar o sinal de saída do cruzador de zeros (Lunt, 1975); (4) os movimentos das paredes dos vasos sanguíneos, que ocorrem durante o ciclo cardíaco, produzem uma variação de frequência Doppler da ordem de 200 Hz e alteram a resposta do cruzador de zeros (Brum et al., 1986b), distorcendo assim o traçado (principalmente as frequências geradas pelos movimentos das paredes durante a sístole cardíaca) (Lunt, 1975); (5) como o cruzador de zeros fornece a média quadrática da frequência e não sua média, as mudanças dos perfis de fluxo (parabólico, não parabólico ou plano) podem afetar a saída do detector mesmo com a velocidade permanecendo constante (Lunt, 1975), superestimando o valor da velocidade média instantânea de fluxo ao redor de 16% (Lunt,

1975; Pinardi & Sainz, 1977); [6] se houver um fluxo parabólico no interior de um vaso e se o feixe ultra-sônico não irradiar completamente o vaso (por mudança do ângulo ou desalinhamento da ponta de prova em relação ao eixo do vaso), haverá mudança do espectro de frequência do cruzador de zeros conforme a região do vaso examinada. Experimentalmente foi observado que o espectro de frequência do cruzador de zeros diminui conforme a proximidade da parede lateral do vaso (Lunt, 1975); e, finalmente, [7] como as artérias e veias frequentemente estão muito próximas, pode haver uma combinação dos sinais venosos e arteriais. O Doppler direcional é capaz de indicar o fluxo reverso devido à veia, porém, haverá má interpretação quanto ao sentido correto do fluxo se, simultaneamente, estiverem presentes fluxos em sentidos diversos. O único método de processamento capaz de quantificar esta situação é a análise de frequência (Lunt, 1975).

Apesar das limitações descritas acima, os equipamentos que utilizam este processamento podem detectar variações de velocidade de aproximadamente 5 % (Lunt, 1975). O equipamento utilizado neste trabalho faz uso deste método de processamento.

-x-x-x-x-x-x-

C A P Í T U L O I I I

Os parâmetros calculados

Conforme visto anteriormente, o objetivo deste trabalho é avaliar o comportamento do fluxo sanguíneo através do sinal ultra-sônico Doppler em tempo real, durante cirurgias de revascularização arterial. Para isto, serão utilizados parâmetros matemáticos, que traduzam características qualitativas do formato de onda de velocidade de fluxo sanguíneo femoral. Dessa maneira, é possível extraírmos informações confiáveis e comparáveis, padronizando uma avaliação que de certa forma é bastante subjetiva.

Dentre os diversos parâmetros descritos e estudados na literatura, para avaliação das artérias femorais e ilíacas, e devido à maior incidência de doença arteriosclerótica nestas artérias (Capítulo I), escolhemos os seguintes:

III.1. índice de Pulsatilidade

III.2. Atraso Eletromecânico

III.3. Quociente de Amortecimento Proximal

III.4. Largura de Fase de Fluxo Sistólico

III.5. Tempo de Subida da Fase de Fluxo Sistólico

III.6. Tempo de Meia Subida de Fase de Fluxo Sistólico

Estes parâmetros, além de serem utilizados no Brasil, são

independentes do ganho e da amplitude da forma de onda, e demonstram bom desempenho no diagnóstico das lesões proximais associadas ou não a comprometimento femoro-poplíteo (Brum et al., 1986c).

III.1. índice de Pulsatilidade.

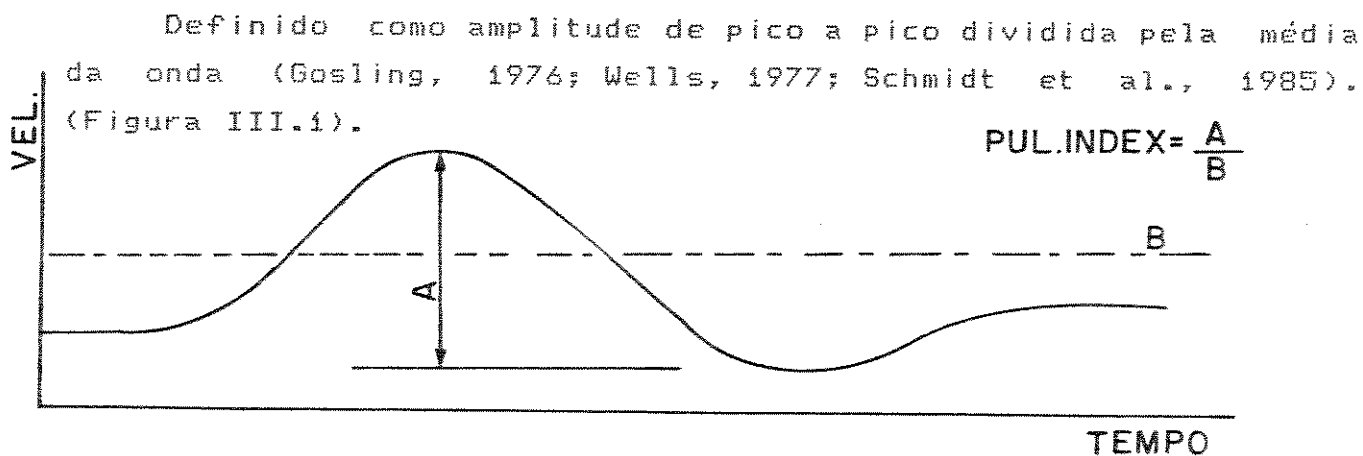


Figura III.1. índice de pulsatilidade. A = amplitude de pico a pico. B = média da onda.

Este índice está relacionado à resistência arterial distal ao ponto de medida, bem como à complacência arterial (Schlindwein, 1982). Como este índice varia de batimento a batimento cardíaco, diminuindo com o aumento da frequência cardíaca e da pressão arterial (Fuentes, 1982), o erro decorrente desta variabilidade torna-se aceitável se for calculado sobre uma amostra de dez curvas no mínimo (Atkinson & Woodcock, 1982). Calculado desta forma, este índice é uma relação

que normaliza a onda de fluxo e é independente do ângulo da ponta de prova, distância do vaso e do eixo central do fluxo (Johnston & Taraschuk, 1976; Strandness, 1985). Tem a capacidade de discriminar estenoses acima de 50% do lumen vascular (Johnston et al., 1981; Jorgensen et al., 1986) e é simples de ser calculado em tempo real. O índice de pulsatilidade femoral é muito alterado nas lesões proximais aorto-iliacas e nas lesões multi-segmentares, ou seja, índices com valores abaixo de 3,9 sugerem a incidência de doença aorto-iliaca, porém não deve ser usado isoladamente (Hamilton et al., 1981). O índice de Pulsatilidade femoral apresenta precisão de 85%, especificidade de 93% e sensibilidade de 88% (ver glossário) (Kitslaar et al., 1981). (Este índice pode ser aplicado as outras artérias e é descrito por Skidmore et al., 1981 e Humphries et al., 1981).

III.2. Atraso Eletromecânico.

É definido como o tempo decorrido desde o pico R da onda QRS do eletrocardiograma até o pico máximo da curva de velocidade de fluxo (Schlindwein, 1982) (Figura III.2). Está relacionado com a complacência arterial à montante. O valor médio, para artéria femoral, na população é 267 ms (Desvio Padrão = 26 ms) (seg Schlindwein, 1982). Um valor superior pode significar uma obstrução, ou mesmo uma diminuição da luz do vaso. Um valor inferior poderá ser causado por rigidez da parede arterial (Brum et al., 1986c). Exemplo: segundo Schlindwein (1982), um paciente com obstrução completa da artéria femoral superficial esquerda apresentou um atraso eletromecânico de aproximadamente 305 ms,

enquanto na artéria normal do membro inferior oposto apresentou um valor em torno de 289 ms.

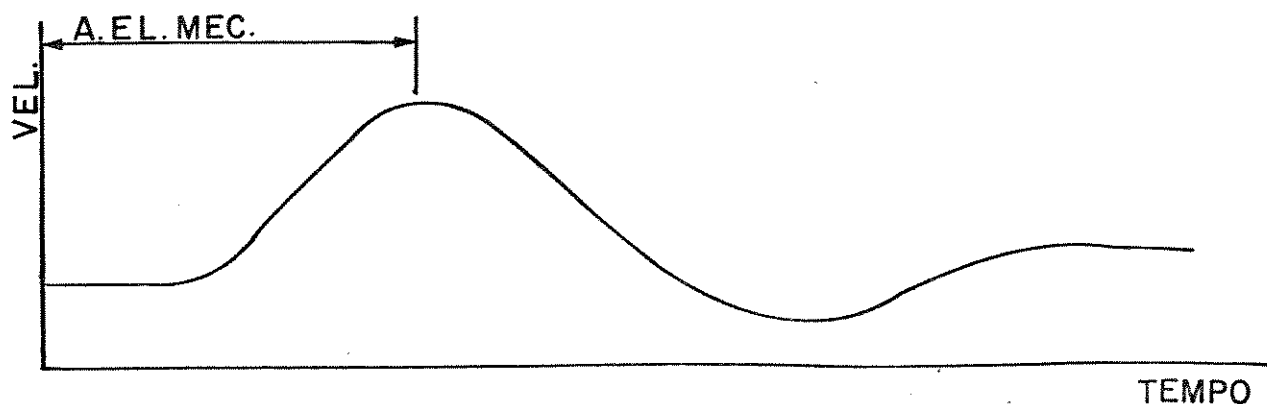


Figura III.2. Atraso Eletromecânico.

III.3. Quociente de Amortecimento Proximal.

Descrito inicialmente por Waters et al. em 1977 (seg. Brum et al., 1986c), consiste na relação entre o atraso eletromecânico e o tempo decorrido até a metade da subida da onda de fluxo durante a fase sistólica (Figura III.3.) (Atkinson & Woodcock, 1982). A medida do QAP parece proporcionar bom auxílio na avaliação da circulação aorto-ilíaca (Fuentes, 1982). O valor normal médio na população é de 1,32 (Desvio Padrão = 0,11) (seg. Schlindwein, 1982). Valores acima de 1,4 podem significar doença arterial proximal. Valores abaixo de 1,4 não tem significância pois podem ser encontrados tanto em indivíduos normais como naqueles com obstrução distal. Deve-se ter em consideração que nos indivíduos com lesões proximais e distais coexistentes apresentam um QAP com

valores médios situados em torno de 1,4 (Fuentes, 1982). Apresenta 73,9% de sensibilidade, 81,8% de especificidade e 78,6% de precisão (Brum et al., 1986c).

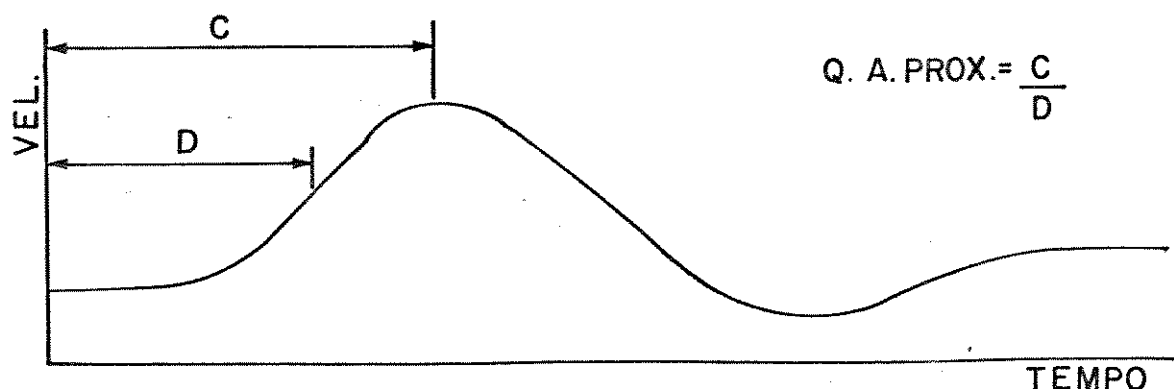


Figura III.3. Quociente de Amortecimento Proximal.

III.4. Largura da fase de Fluxo Sistólico.

É a largura medida a meia amplitude do fluxo sistólico (Figura III.4.). Está relacionado à resistência periférica. Em artérias femorais normais tem duração de 151 ms (Desvio Padrão = 35 ms) (Schlindwein, 1982). Com aumento da resistência periférica este valor aumenta. Exemplo: segundo Schlindwein (1982), em

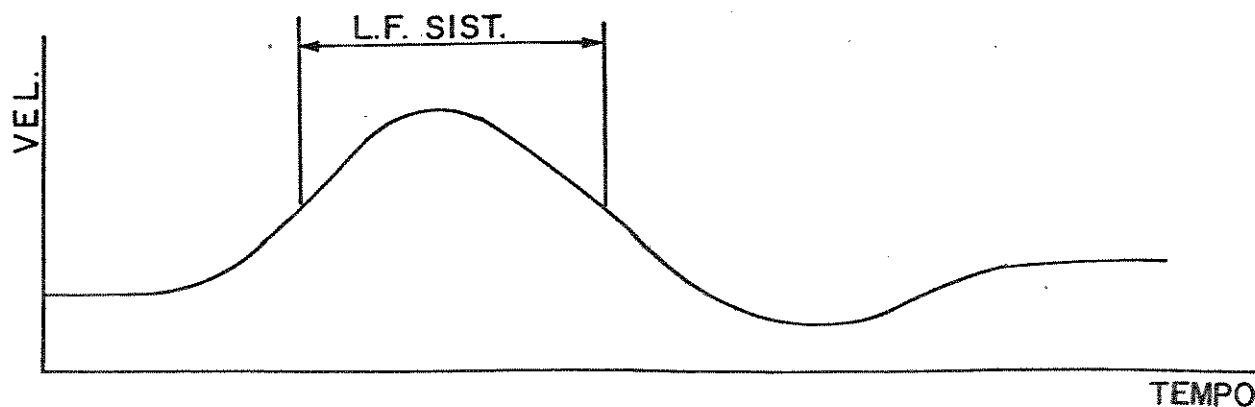


Figura III.4. Largura da fase de Fluxo Sistólico.

alguns pacientes com aterosclerose obliterante generalizada, a largura da fase de fluxo sistólico pode ultrapassar 200 ms, e chegar até 500 ms em alguns casos.

III.5. Tempo de Subida de Fase de Fluxo Sistólico.

É o tempo decorrido desde o início da fase de subida do fluxo sistólico até o pico máximo da curva de velocidade (Brum et al., 1986c). É também conhecido como "Rise Time" (Figura III.5.). Está relacionado com a complacência proximal bem como às resistências proximal e distal (Schlindwein, 1982). Apresenta 64% de sensibilidade, 88,9% de especificidade e 78,7% de precisão (Brum et al., 1986c). Os valores estão em 79,09 ms (DP = 1,91) para artérias normais, 115,45 ms (DP = 0,98) para artérias com doença proximal e 79,39 ms (DP = 10,61) para artérias com doença

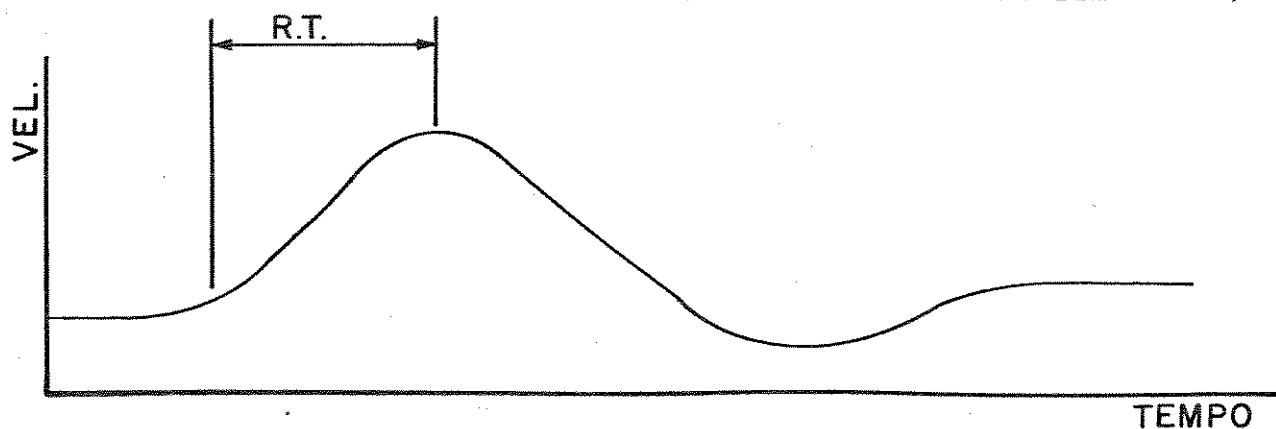


Figura III.5. Tempo de subida de fase de fluxo sistólico (RT).

distal (Hamilton et al., 1981). O índice de Pulsatilidade inferior a 2,5 e "Rise Time" superior a 90 ms parecem diagnosticar importante doença aorto-femoral (Hamilton et al., 1981). Exemplo: segundo Schlindwein (1982), num paciente que

apresentava obstrução completa na ilíaca direita e redução de calibre da aorta abdominal (ambas com intensas e extensas irregularidades nas paredes causadas por ateromas), os valores observados na femoral direita foram: "Rise Time" = 159 ms e índice de Pulsatilidade = 0,93.

III.6. Tempo de Meia Subida de Fase de Fluxo Sistólico.

É o tempo decorrido desde o pico R da onda QRS do eletrocardiograma até a metade de subida de fase de fluxo sistólico (Schlindwein, 1982, Fuentes, 1982) (Figura III.6.).

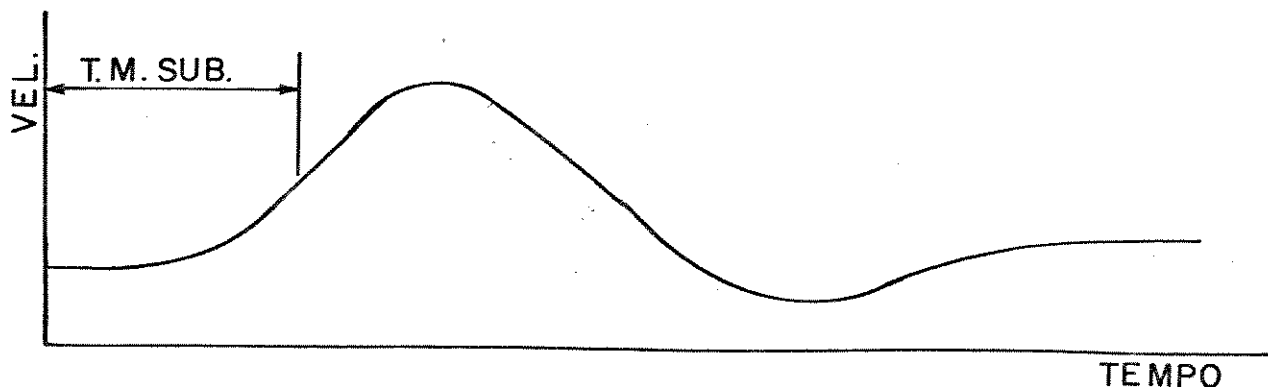


Figura III.6. Tempo de meia subida de fase de Fluxo Sistólico.

Seu valor médio na população é de 205 ms (Desvio Padrão = 31 ms) (Schlindwein, 1982). É utilizado para calcular o QAP. Não existem valores absolutos deste parâmetro que indiquem especificamente uma patologia vascular. Exemplo: segundo Schlindwein (1982), em paciente com estenose nas ilíacas comuns este valor ultrapassa 248 ms. Em outro paciente com obstrução completa da femoral superficial esquerda foi observado um valor de aproximadamente 650 ms.

III.7. Outros Parâmetros

Existem outros parâmetros descritos na literatura como: Decay Time (*), Damping Factor (*), Height-width Index (*), Path Length Index (*), Transfer Function Index (*), Ascending and Descending Slopes (Meerhaeghe et al., 1986); Área sob a curva de fluxo reverso, Pico diastólico de fluxo reverso, Tempo entre o pulso do R do ECG e 50% do pico sistólico no flanco de descida, Variância do fluxo direto e Derivada máxima e mínima da onda de fluxo (Fuentes, 1982).

Estes parâmetros carecem de maiores estudos experimentais em nosso meio, porém podem ser extraídos da onda de velocidade de fluxo sanguíneo e intercorrelacionados.

* Encontrados no livro "Noninvasive Diagnostic Techniques in Vascular Disease", editado por E. F. Bernstein, 1985.

III.8. Influência da Variabilidade

Muitas variáveis biomédicas estão sujeitas a pequenas ou grandes flutuações, devido a fatores fisiológicos, físicos ou ruídos e interferências. Como consequência, estas variáveis exibem normalmente uma ampla variabilidade, que tem um efeito negativo sobre a resolução efetiva da variável, aumentando o grau de incerteza encontrado em medições individuais (Fuentes, 1982).

Assim, para cada parâmetro, é necessário calcular o coeficiente de variação das médias obtidas para os indivíduos

normais. Isso permite avaliar a dispersão de cada parâmetro para um mesmo indivíduo, ciclo por ciclo cardíaco e também a mesma dispersão para uma população, de indivíduo para indivíduo. Os parâmetros utilizados neste trabalho apresentam, segundo amostras de tamanhos diversos, a seguinte variabilidade (Schlindwein, 1982; Fuentes, 1982):

Parâmetro	Num indivíduo	Na população
Pul.Index	13-16%	49%
Rise Time	19-21%	18%
A.El.Mec.	7-8%	10%
T.M. Sub.	6.5-7%	15%
Q.A.Prox.	7-9%	9%
L.F.Sist.	10%	23%

Estes dados permitem concluir que a completa estimativa dos tamanhos mais recomendáveis das amostras a utilizar, assim como o tipo de coleta de dados, poderá ser feita quando se dispuser de resultados estatisticamente significantes, principalmente em relação ao número de pacientes envolvidos (Fuentes, 1982).

-x-x-x-x-x-x-x-

C A P Í T U L O I V

Material e Metodologia

IV.1.0 Sistema Proposto.

O sistema proposto (Figura IV.1.) pode ser dividido, basicamente, em dois conjuntos de equipamentos: (a) o responsável pela aquisição de sinais biológicos, e (b) o responsável pelo processamento destes sinais.

(a) Os sinais biológicos utilizados são dois: a curva representativa da velocidade média instantânea do fluxo sanguíneo intravascular e o eletrocardiograma. O primeiro sinal utilizado é obtido através de um equipamento ultra-sônico Doppler de ondas contínuas, cujo transdutor ultra-sônico (ponta de prova) é colocado sobre as artérias sob investigação, com auxílio de um dispositivo esterelizável (Figura IV.2), também desenvolvido neste projeto e de desempenho comprovado nos testes realizados durante intervenções cirúrgicas. O segundo sinal biológico é obtido com a utilização de um monitor de eletrocardiograma, cujos eletrodos são posicionados sobre a pele do paciente. Opcionalmente estes dois sinais biológicos podem ser gravados em fitas magnéticas (e posteriormente reproduzidos) com auxílio de um gravador analógico.

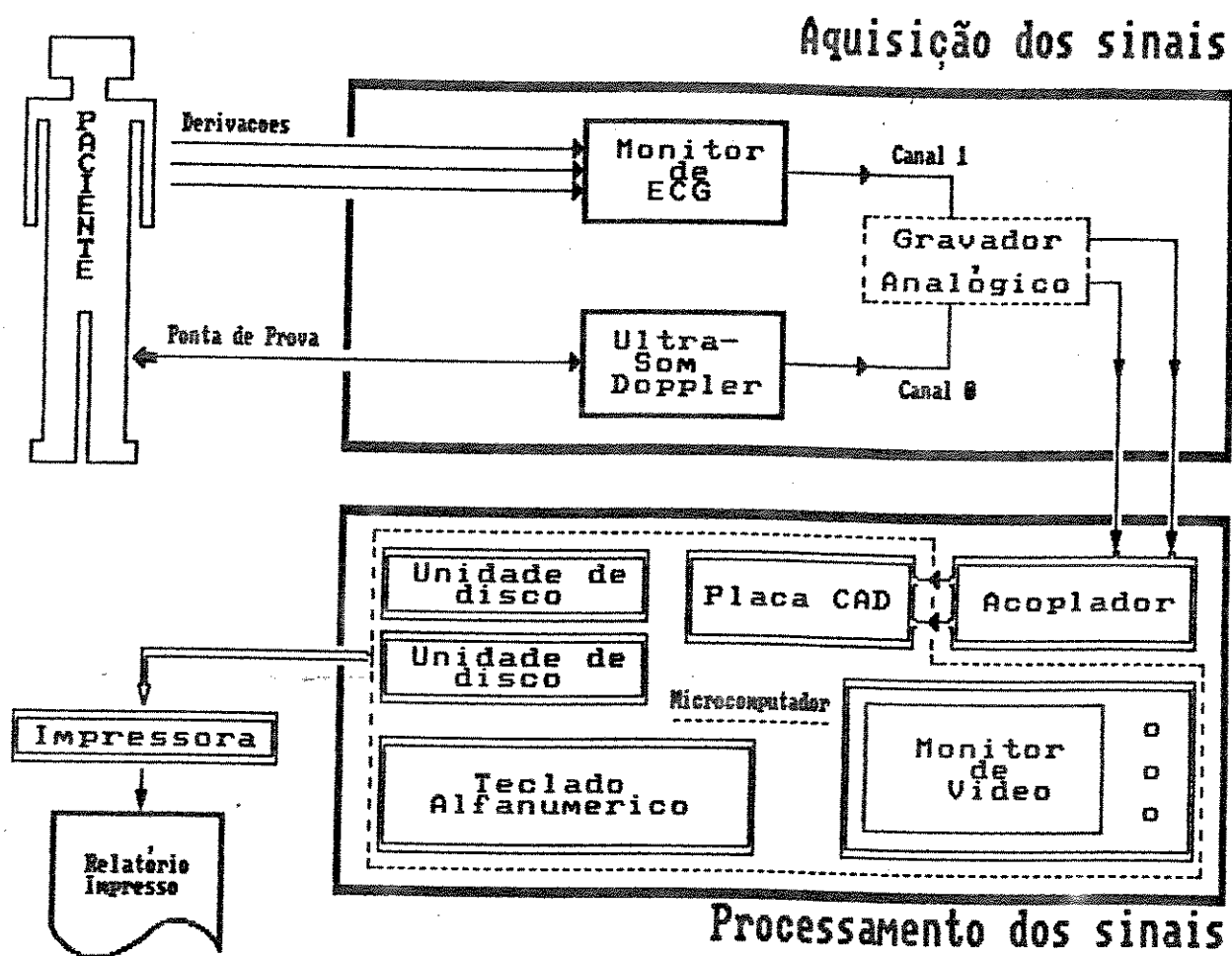


Figura IV.1. Diagrama de blocos do sistema para avaliação do fluxo sanguíneo em cirurgias vasculares. Detalhes no texto.

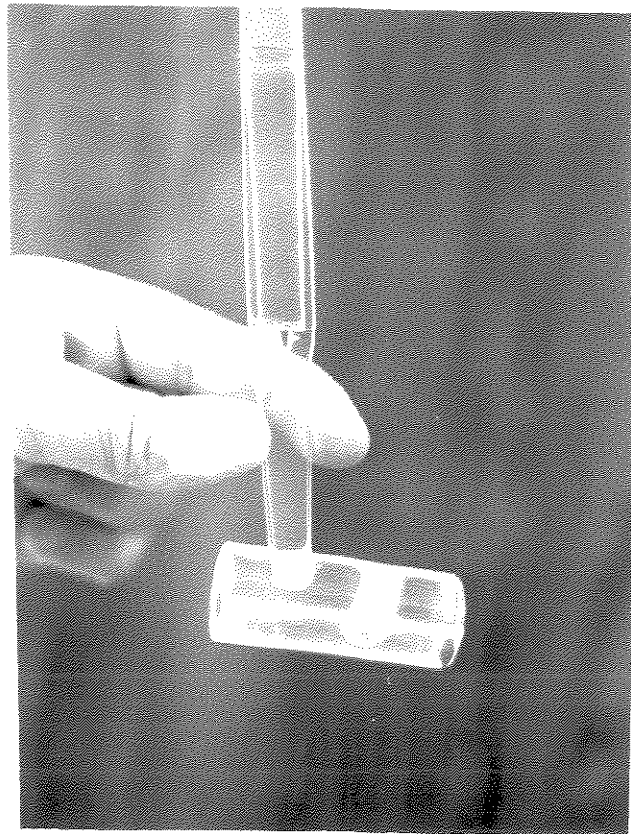


Figura IV.2. Fotografia do dispositivo para fixação do transdutor ultra-sônico.

(b) O processamento destes sinais é feito através de um microcomputador, que contém uma placa conversora analógico-digital (CAD), duas unidades de discos flexíveis, um monitor de vídeo monocromático e um teclado alfanumérico (Figura IV.1.). Em algumas ocasiões, os sinais biológicos obtidos do paciente

(descritos no parágrafo anterior) podem apresentar variações indesejáveis que dificultam o seu processamento pelo microcomputador (como por exemplo, variações da linha de base do ECG e sinais de grandes amplitudes que saturam o conversor analógico digital). Estas dificuldades foram solucionadas utilizando-se um acoplamento analógico (descrito no próximo item) na entrada do conversor analógico-digital. Desse modo, pode-se adequar os sinais biológicos de acordo com as necessidades do processamento. Os resultados do processamento podem ser visualizados no monitor de vídeo, arquivados em discos flexíveis ou impressos na forma de relatórios pela impressora matricial acoplada ao microcomputador.

IV.2. O Hardware.

Acoplamento Analógico

Na entrada da placa CAD utilizada para o eletrocardiograma (ECG), foi empregado um circuito de atenuação constituído de um potenciômetro variável de 1 Kohm e um capacitor de 4,7 μ F, ligados em série, que limitam as flutuações da linha de base deste sinal, permitindo a simplificação da rotina de detecção do pico R do ECG (Figura IV.3.). Um segundo potenciômetro variável de 1 Kohm é também utilizado na entrada do sinal representativo da velocidade de fluxo (sinal Doppler). Este potenciômetro permite controlar a amplitude do sinal de entrada evitando assim a saturação do CAD.

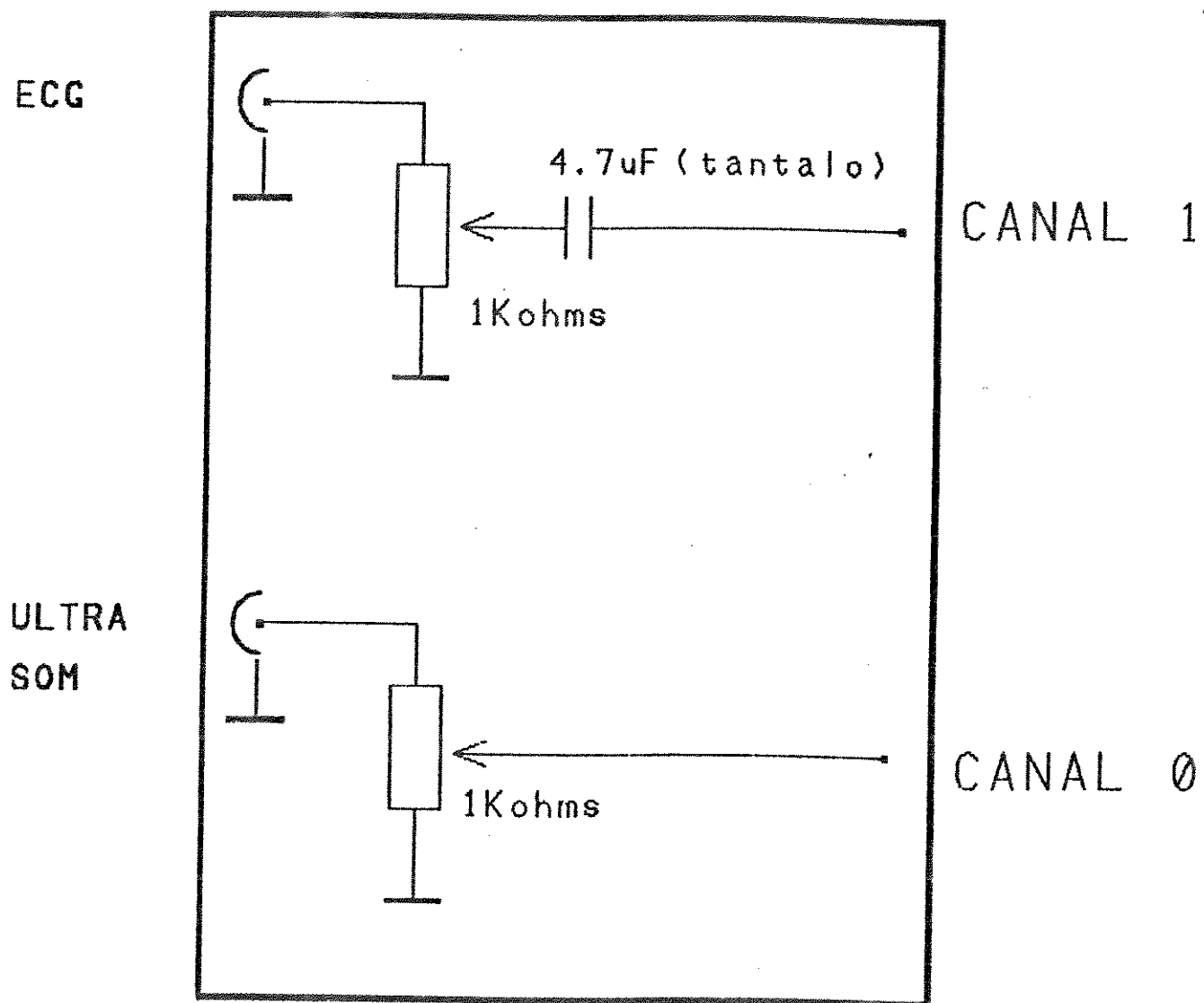


Figura IV.3. Esquema do acoplador analógico.

A Placa Conversora Analógico-Digital

A placa Analógico-Digital utilizada (CAD10/26 Lynx Tecnologia Eletrônica), possibilita a conversão de sinais

analógicos em digitais num tempo típico de 20 microssegundos, com 10 bits de resolução. Através de programação por "software" e "hardware" é possível controlar as diversas funções disponíveis, como exemplo, o tempo de amostragem e a forma de aquisição dos sinais. Para maiores detalhes à este respeito, consultar o Anexo II no Capítulo VIII.

O Microcomputador.

O microcomputador utilizado foi MICROTEC XT2002, produzido pela Microtec Sistemas Indústria e Comércio S.A., configurado com um monitor de vídeo monocromático (fósforo verde), dois "drivers" para discos flexíveis de 5 1/4" e um disco rígido de 5 1/4" com 20 Mbytes. Possui 704 Kbytes de memória RAM, BIOS em EPROM de 8 Kbytes, interface para impressora paralela, e processador INTEL 8088 operando em 8 MHz.

Foi utilizado este equipamento pela sua facilidade de acesso à memória de vídeo e capacidade de memória RAM, os quais foram fatores limitantes no microcomputador de 8 bits (houve necessidade de pelo menos 80 Kbytes para a montagem do programa).

O Sistema Doppler.

O aparelho utilizado é um Doppler Direcional (DD702 da IMBRACRIOS Indústria Brasileira de Crios Ltda), com transdutores

ultra-sônicos de 5MHz e 10MHz. Utiliza-se a saída de osciloscópio (saída do cruzador de zeros), com conector tipo RCA, para captação do sinal representativo da curva de velocidade de fluxo a ser apresentado no monitor de vídeo do microcomputador.

Apesar dos vários inconvenientes em relação ao processamento dos sinais através do cruzamento por zero (Capítulo II, item II.5), este equipamento é largamente utilizado nas clínicas de todo o país e encontrado no mercado nacional.

O Monitor de Eletrocardiograma.

O aparelho utilizado é um Monitor de Anestesia com Imagem Congelada e Frequência Cardíaca (modelo 4-ITC/FC da FUNBEC, Fundação Brasileira para o Desenvolvimento do Ensino de Ciências), com possibilidade de monitorização de frequências de 0 a 200 bpm (precisão de aproximadamente 2%). O acoplamento deste equipamento com microcomputador é feito utilizando-se a saída auxiliar, a qual fornece o sinal de ECG com nível de 1V/mV.

O Gravador Analógico.

Tendo em vista a existência de componentes de baixa frequência na sinal captado, é necessário o uso de um gravador de frequência modulada (FM). Assim, o equipamento utilizado é o "Instrumentation Tape Recorder", (modelo 3968A da Hewlett-

Packard) com capacidade para gravação em oito canais, em fita magnética 3M888. O emprego deste gravador FM é opcional, e permite a gravação e reprodução dos sinais analógicos para processamento "off line". Como será descrito no Capítulo V, este gravador permitiu a reprodução contínua dos sinais analógicos utilizados nos testes de desempenho do sistema, além de criar um arquivo de sinais analógicos para utilização em futuros experimentos.

A Impressora.

A impressora utilizada (Alice - Elebra), oferece recursos gráficos utilizados tanto para a confecção de relatórios como para a impressão direta das imagens apresentados no monitor de vídeo do computador. A escolha desta impressora deveu-se à sua disponibilidade durante o trabalho, porém qualquer impressora matricial com recursos gráficos pode ser utilizada.

IV.3. O Software.

Considerações Gerais.

O programa desenvolvido neste trabalho tem a função de amostrar em tempo real, processar e apresentar no monitor de vídeo, as curvas representativas da velocidade média instantânea de fluxo e do eletrocardiograma (ECG). Após a observação, por meio do monitor de vídeo, da qualidade dos sinais amostrados, podem ser efetuados diversos cálculos matemáticos que estimam o comportamento do fluxo sanguíneo intravascular. Para efetuar estes cálculos foi utilizado um sinal de sincronismo entre as duas curvas amostradas. Este sinal é o pico R do ECG, detectado em tempo real durante a aquisição dos sinais.

O controle do "software" e interação operador-microcomputador, é feito por meio dos menus e do teclado onde o operador seleciona o tipo de tarefa a ser executada e fornece dados do paciente e do sistema ao microcomputador. O sistema permite gerar arquivos em disco flexível ("mini-floppy disk") e imprimir relatórios contendo todos os sinais observados e processados (Figura IV.4).

Os cinco seguintes procedimentos permitem a obtenção dos parâmetros de "velocidade de fluxo sanguíneo": 1. Amostragem dos Sinais, 2. Detecção do Pico da onda R do ECG, 3. Promediação do sinal de velocidade de fluxo (sinal Doppler), 4. Cálculo dos Parâmetros Matemáticos, e 5. Apresentação dos Resultados.

Obs.: Ver adiante a descrição do funcionamento do programa.

AVALIAÇÃO HEMODINÂMICA VASCULAR

Centro de Engenharia Biomedica - UNICAMP

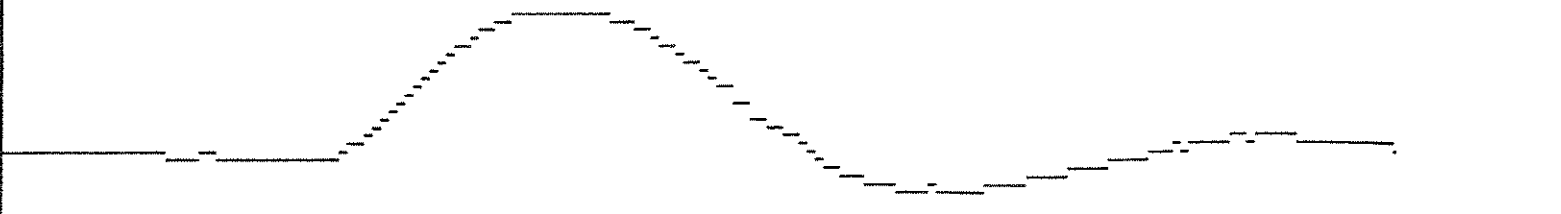
IDENTIFICAÇÃO

Nome: R.G.:
 Sexo: Raça: E.Civil: Data Nascim.: / / 1
 Natural.: Data do exame: 30/09/ 1988
 Medico: Dr. Hora: 16:15 hrs
 A.P.e F.:
 Q.D.:
 E.F.: PA x Peso Kg Obs.:
 H.D.:

PROMEDIADO COM 12 PERIODOS COMPLETOS

[ARQUIVO1

Registro:
 Data: 30/09/1988 Hora: 16:15
 Femoral Direita ? 5 Mhz



				Tempo (escala 1:100 ms)
PUL. INDEX	= 7.33	+0.54	6.48	+ 3.18
RISE TIME	= 95	+22ms	95	+ 17 ms
A.EL.MEC.	= 305	+14ms	267	+ 26 ms
T.M.SUB.	= 250	+11ms	205	+ 31 ms
Q.A.PROX.	= 1.22	+0.10	1.32	+ 0.11
L.F.SIST.	= 175	+09ms	151	+ 35 ms
				FRQ. CARD. = 70 bpm
				CICLO = 850 ms
				LUZ VASO = 0000 mm
				FLUXO = 0000 ml/seg
				T.AC.MAX. = 0000 seg

Figura IV.4 Relatório impresso contendo a indentificação do paciente, a curva de velocidade de fluxo femoral (promediada) e os parâmetros calculados. A coluna central apresenta os valores médios normais da população, para cada parâmetro calculado sobre a artéria femoral normal (Schlindwein, 1982).

Para a obtenção dos parâmetros da curva representativa da velocidade média instantânea do fluxo sanguíneo arterial, foi desenvolvido um programa em linguagem ASSEMBLY 8086 (DOS 3.20). Para melhor desempenho do programa, utilizou-se apenas esta linguagem, tanto para gerar listagens de saída, como para gerar arquivos e menus. Justifica-se o uso desta linguagem pela sua velocidade de execução, compiladores disponíveis durante o trabalho e conhecimento do programador. Outra linguagem, como Pascal e C, pode perfeitamente ser utilizada.

Este programa é composto de duas partes distintas, ou sejam, o (a) programa principal e (b) as subrotinas.

(a) O programa principal tem a função de apresentar o programa e selecionar, através do menu principal, as diversas funções disponíveis (Figura IV.5.), ou sejam, identificação do paciente, configuração do sistema, arquivar e gravar em disco, apresentar a memória RAM e sair do programa.

(b) Para cada função selecionada no programa principal, foram desenvolvidas subrotinas específicas. Esta subrotinas são enumeradas e detalhadas abaixo:

1. Monitorização
2. Média Aritmética
3. Linha Média
4. Linha de Base
5. Pico Máximo e Mínimo

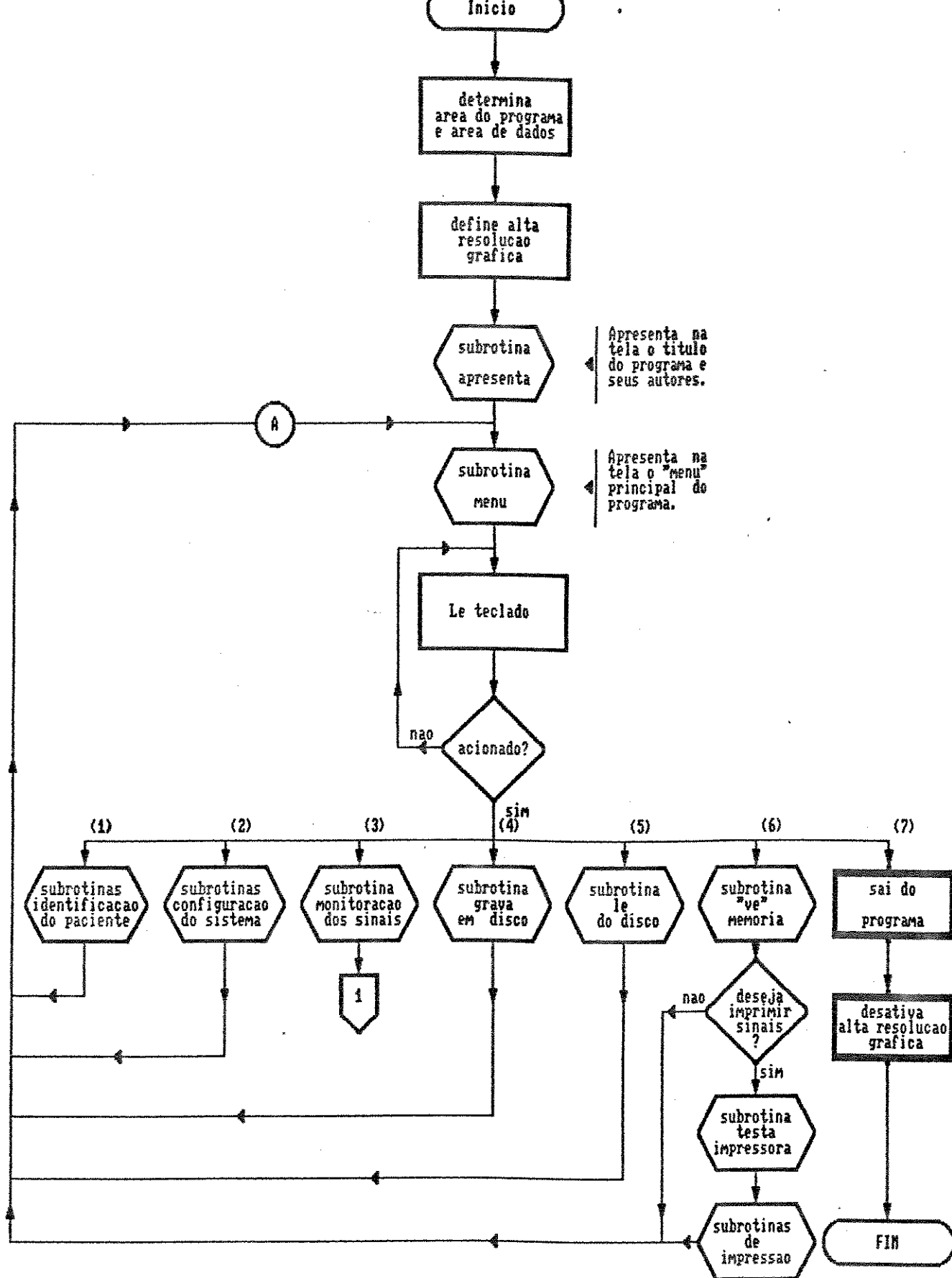


Figura IV.5. Diagrama de blocos representando o programa principal.

6. Início de Subida
7. Meia Subida
8. Cálculo dos Parâmetros
9. Cálculo do Desvio Padrão
10. Promediação
11. Relatório
12. Impressão
13. Habirq2/Desirq2
14. Grava e Recupera do Disco
15. Canal 0, Canal 1 e Vídeo
16. Filtro

1. Monitorização.

Esta subrotina contém todos os endereços dos vetores de segmento e deslocamento, e os controles dos contadores da placa conversora analógico-digital (CAD). Tem a finalidade de aguardar a interrupção gerada pela CAD e endereçar as aquisições. Quando a tecla C é acionada durante a fase de aquisição, o conteúdo da memória RAM pode ser visualizada. Caso os sinais sejam de qualidade adequada e somem um total de 12 ciclos completos, é possível, através do acionamento da tecla "P", iniciar-se o processamento dos sinais memorizados. Terminado o processamento, os valores calculados e a curva promediada são apresentados no monitor de vídeo. Acionando-se a tecla "I" pode-se imprimir "hardcopy" dos sinais e valores calculados na impressora. A tecla "Barra" serve para retornar à aquisição, e a tecla "ESC" para retornar ao menu principal (Figuras IV.6 a IV.9).

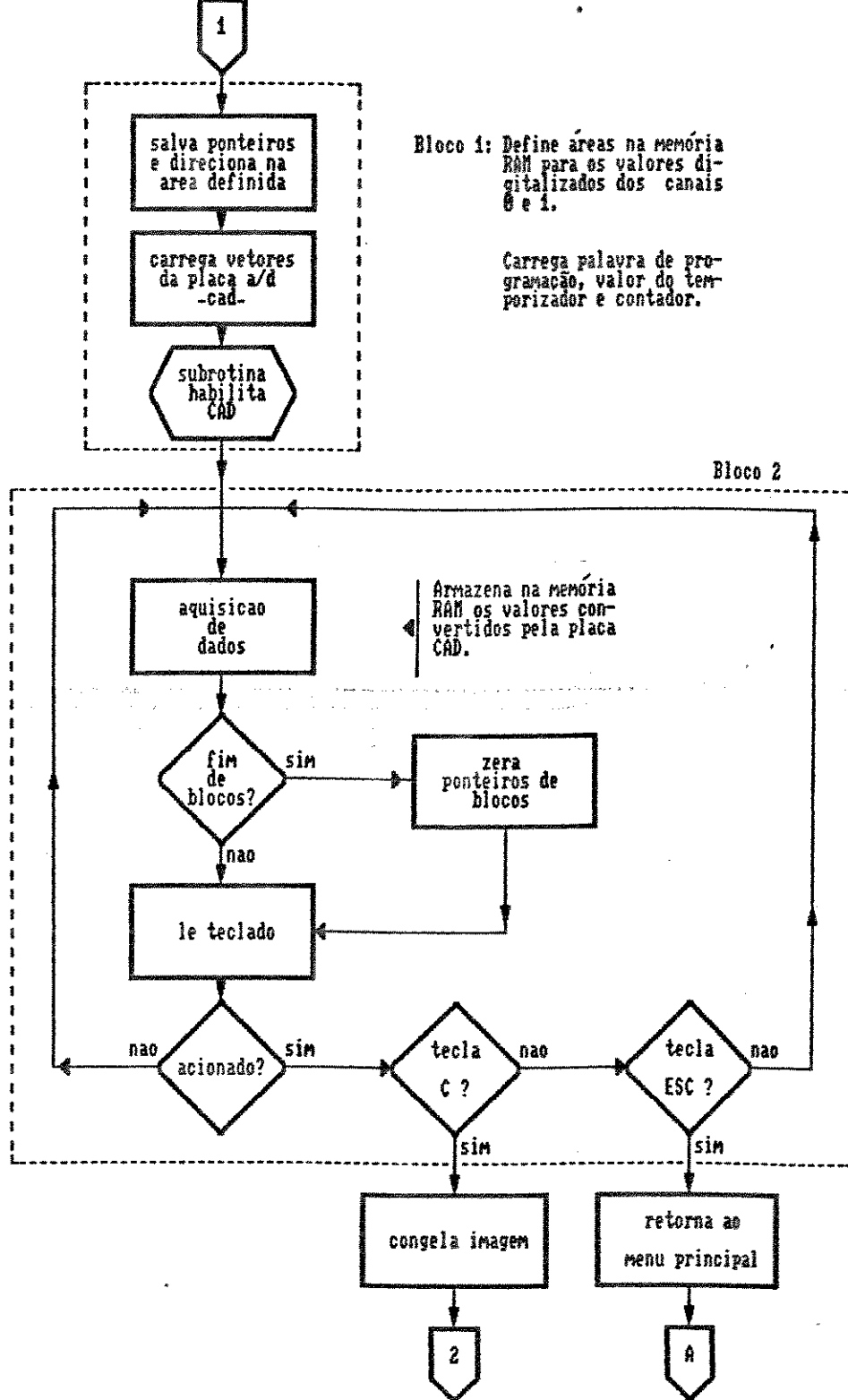


Figura IV.6. Diagrama de blocos representando a subrotina de monitorização dos sinais biológicos (ultra-sônico e ECG). O número 2 no fim do diagrama indica sua continuação na figura seguinte (IV.7.).

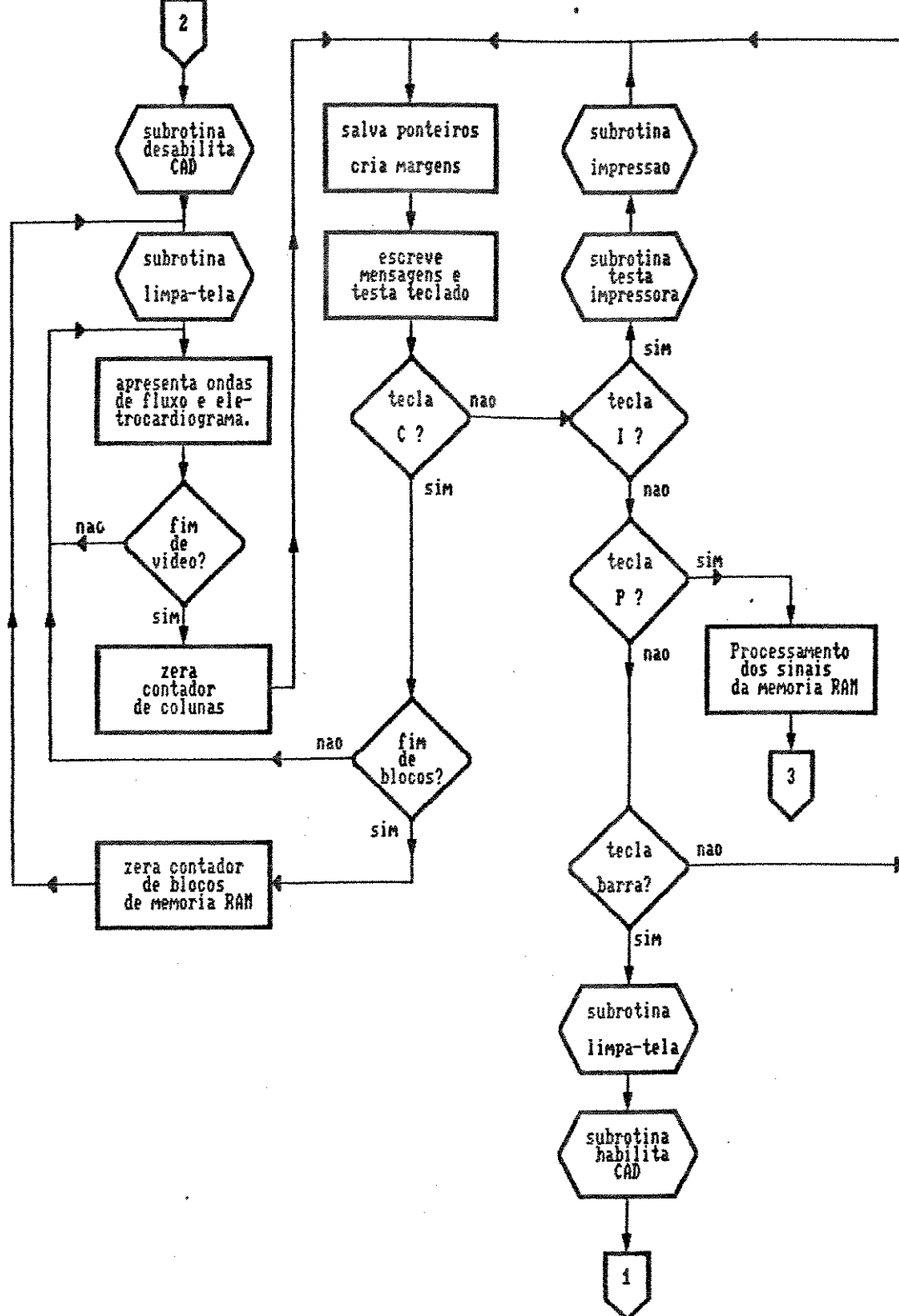


Figura IV.7. Diagrama de blocos representando a continuação da subrotina de monitorização dos sinais biológicos (ultra-sônico e ECG). O número 3 no fim do diagrama indica a continuação na figura seguinte (IV.8.), e o número 1 indica o retorno à figura anterior (IV.6.).

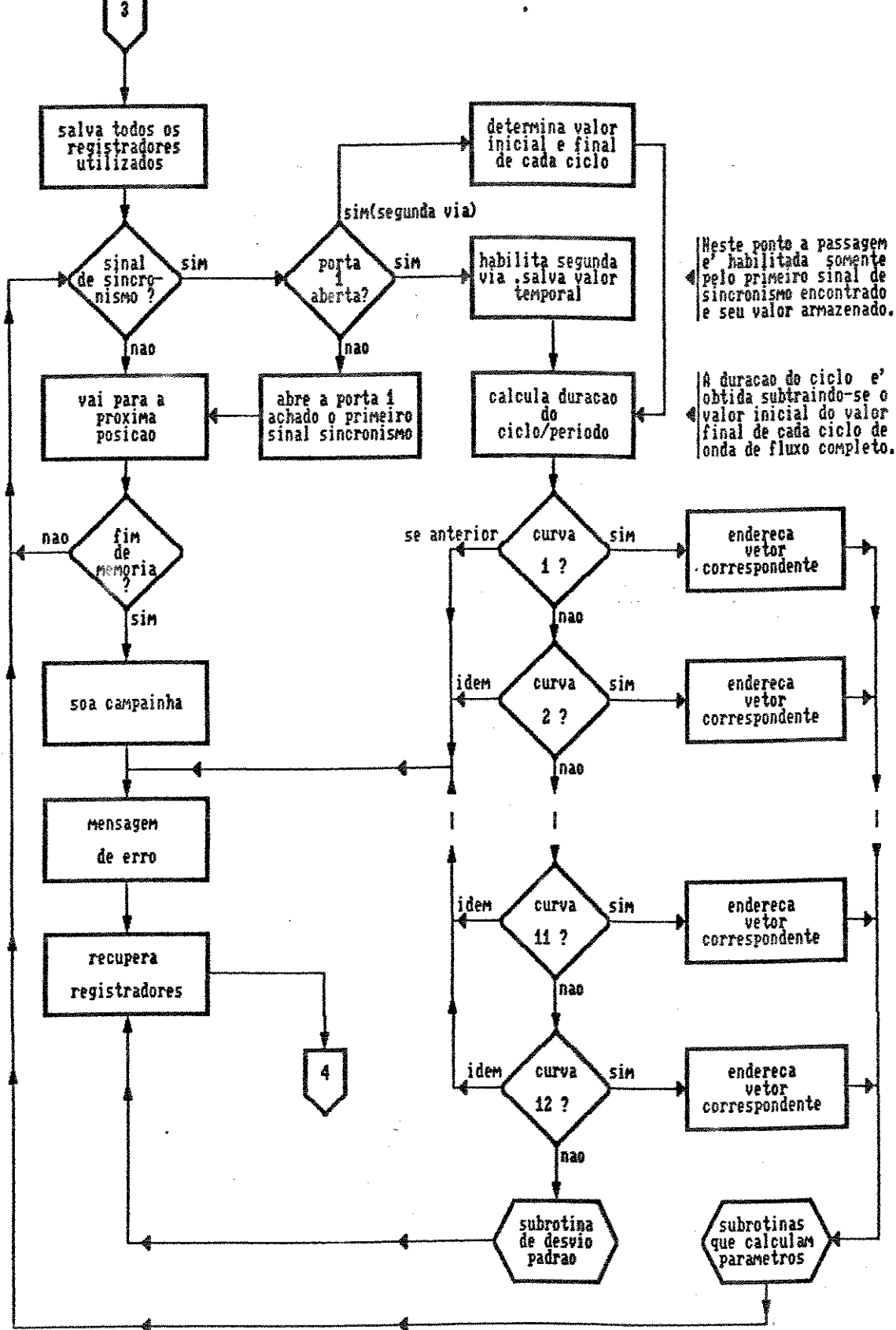


Figura IV.8. Diagrama de blocos representando a continuaco da subrotina de monitorizaco dos sinais biológicos (ultra-sônico e ECG). O número 4 no fim do diagrama indica a continuaco na figura seguinte (IV.9.).

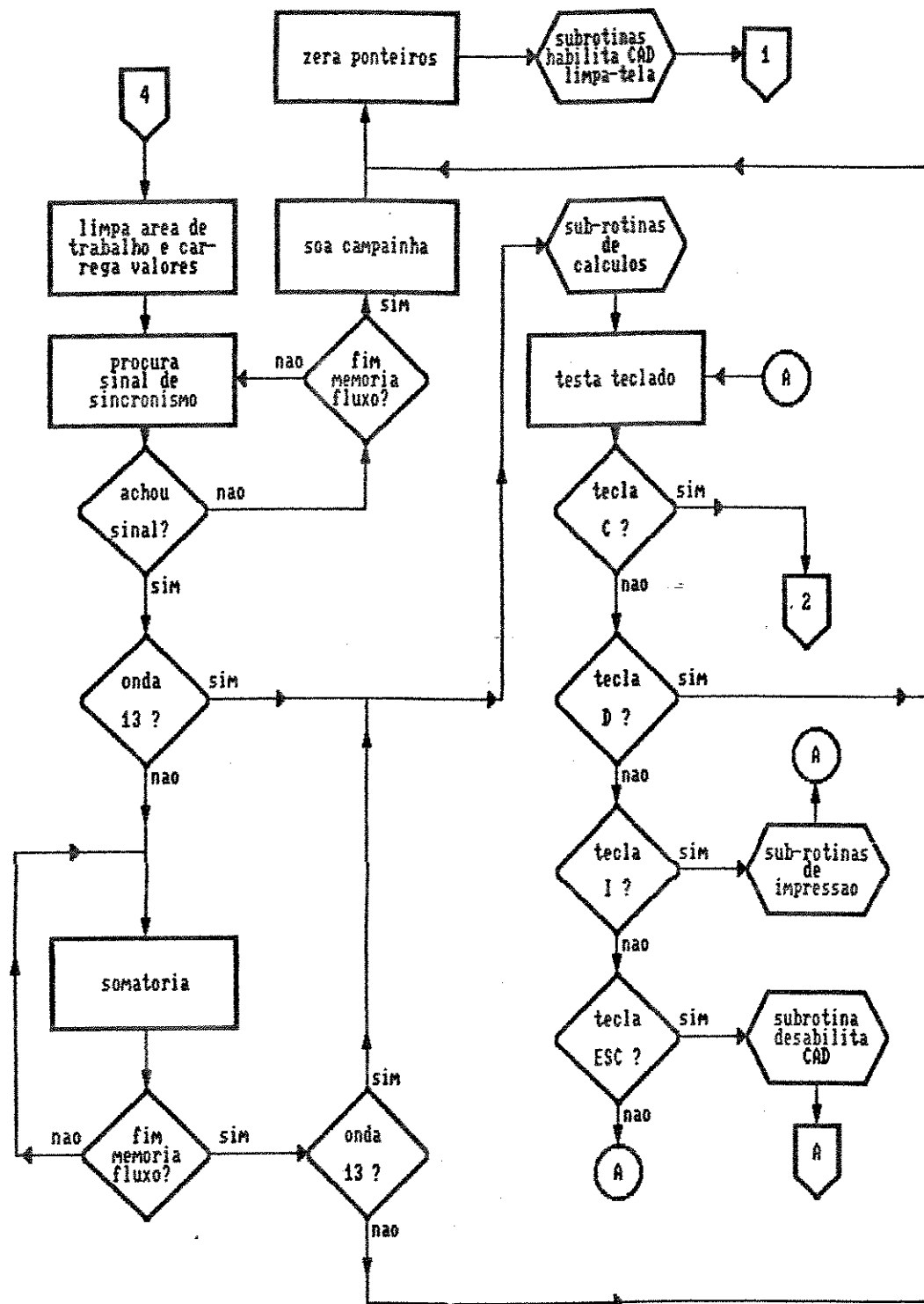


Figura IV.9. Diagrama de blocos representando a continuação da subrotina de monitorização dos sinais biológicos (ultra-sônico e ECG). O números no diagrama indicam os retornos às figuras anteriores.

2. Média-Aritmética.

Como as formas de onda de velocidade de fluxo variam a cada ciclo cardíaco (que também varia a cada batimento cardíaco), a média aritmética é calculada sobre os 12 ciclos completos presentes na memória RAM circular (Figura IV.10). A soma é efetuada ponto a ponto de acordo com sua posição temporal e a média armazenada numa região definida da memória RAM. A plotagem destes pontos no monitor de vídeo representa a curva promediada (Figura IV.4.).

3. Linha Média.

Para o cálculo do parâmetro índice de Pulsatilidade, definido do Capítulo III, é necessário obtermos o valor médio de todas as curvas. Esta subrotina soma todos os valores encontrados em cada curva, tanto da promediada como daquelas 12 escolhidas, e divide pelo número de pontos presentes em cada curva. Para a curva promediada, o ciclo é definido pelo menor intervalo de tempo entre dois pico R de ECG encontrado nas 12 curvas originais escolhidas.

4. Linha de Base.

A linha basal é definida pela média aritmética dos primeiros 16 pontos de cada curva, que pertencem ao final do período diastólico do ciclo cardíaco anterior. Este valor é utilizado como valor inicial na determinação dos picos máximo e mínimo de todas as curvas.

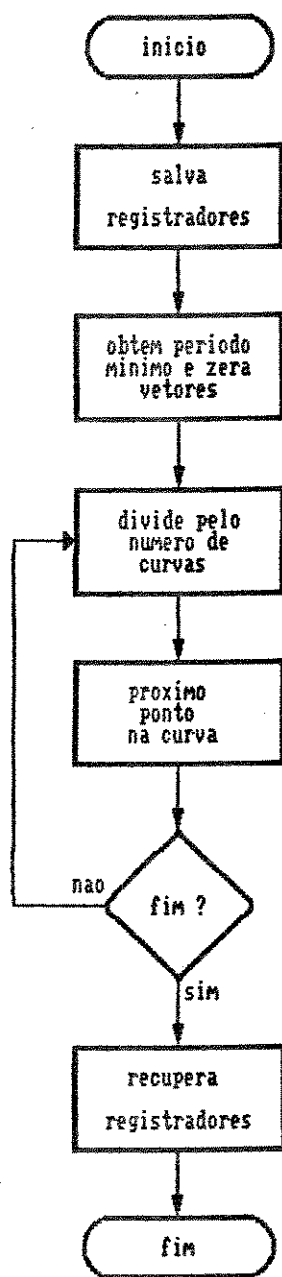


Figura IV.10. Diagrama de blocos representando a subrotina de cálculo da média aritmética efetuada sobre a curva promediada representativa da velocidade média instantânea de fluxo (sinal do equipamento ultra-sônico Doppler).

5. Pico Máximo e Mínimo.

Os picos máximo e mínimo de cada curva são obtidos através de comparação de valores imediatamente consecutivos até a conclusão de cada ciclo (Figura IV.11). Seus valores e posições temporais são armazenados em área definida da memória RAM. Estes valores são necessários para o cálculo de alguns parâmetros como, por exemplo, atraso eletromecânico e índice de pulsatilidade (ver Capítulo III). Os valores máximo e mínimo foram fixados pelos primeiros valores obtidos.

6. Início de Subida

A técnica de detecção através de derivadas crescentes consecutivas (Schlindwein, 1982) não foi satisfatória porque apresentou razoável erro de detecção na presença de ruídos no início de subida sistólica (testado com o uso do gravador FM). Desse modo, optou-se pela detecção por derivada decrescente consecutiva a partir do pico máximo de cada curva. Quando o valor for inferior ao valor da linha basal e logo em seguida ultrapassá-lo e permanecer constante por 20 ms, o valor mínimo temporal após o primeiro cruzamento da linha basal é memorizado como início de subida de fase sistólica (Figura IV.12.).

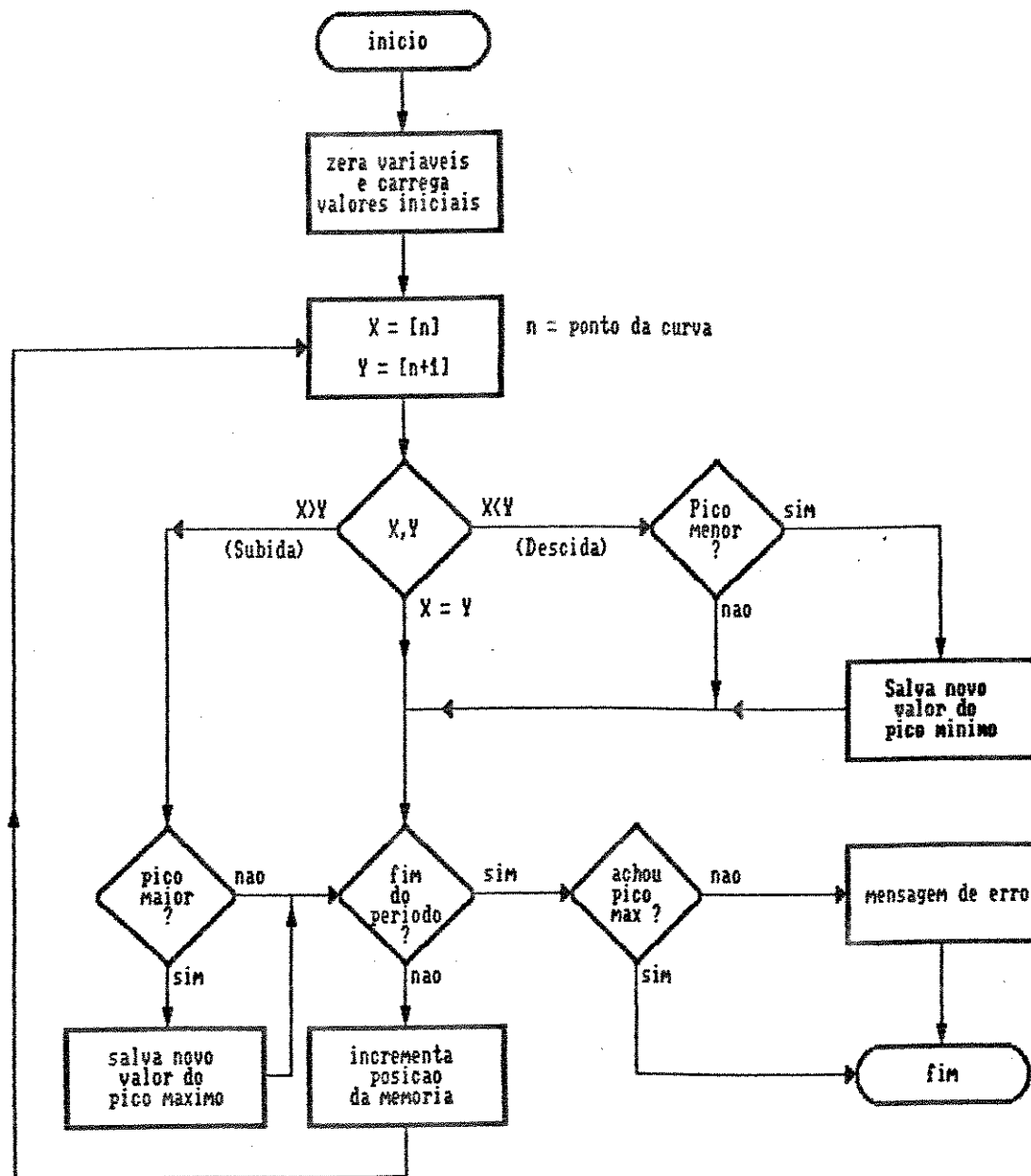


Figura IV.11. Diagrama de blocos representando a subrotina de detecção de picos máximos e mínimos das curvas representativas da velocidade média instantânea de fluxo (sinal do equipamento ultra-sônico Doppler).

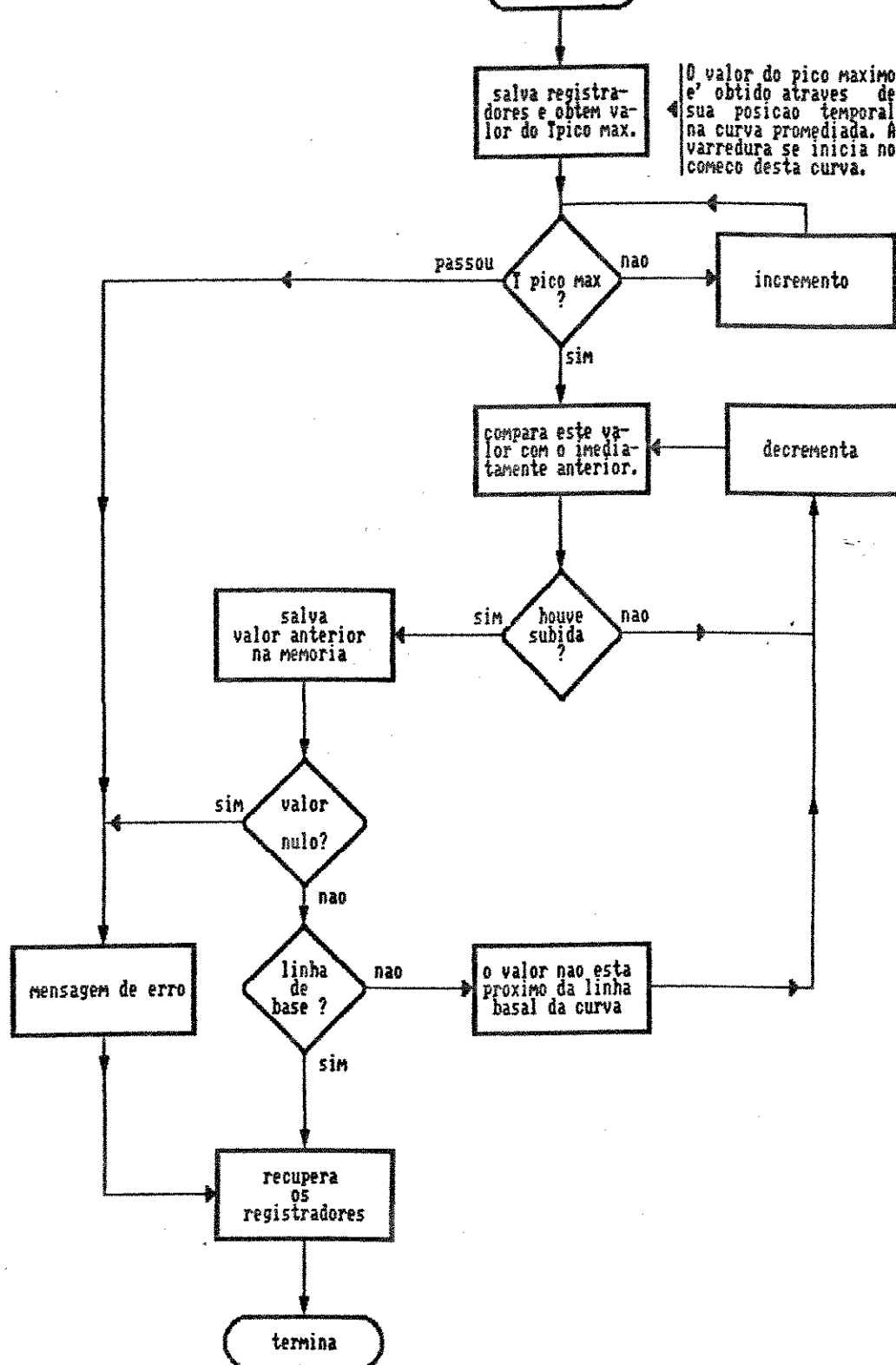


Figura IV.12. Diagrama de blocos representando a subrotina de detecção do início de subida de fase sistólica nas curvas representativas da velocidade média instantâneo de fluxo (sinal do equipamento ultra-sônico Doppler).

7. Meia Subida.

Sabendo-se o valor tanto do pico máximo da curva como do início de subida da fase sistólica, a metade da diferença entre estes valores representa o valor da meia subida. Sua posição temporal é obtida através de comparação de valores a partir do valor de início de subida da fase sistólica. A posição temporal do valor que mais se aproximar do valor desejado, sem ultrapassá-lo, representa a posição temporal da meia subida da fase de fluxo sistólico (Figura IV.13). Calculado desta forma, esta metodologia apresenta um erro de 5 ms em relação ao valor real.

8. Parâmetros.

Como definido anteriormente (Cap. III), os diversos parâmetros matemáticos necessitam tanto de valores numéricos como temporais para serem calculados. As subrotinas anteriores fornecem estes valores, e esta subrotina obtém os parâmetros relacionando estes valores entre si, armazenando os resultados em áreas definidas da memória RAM. Como exemplo temos a subrotina para determinação da largura de fase de fluxo sistólico (Figura IV.14).

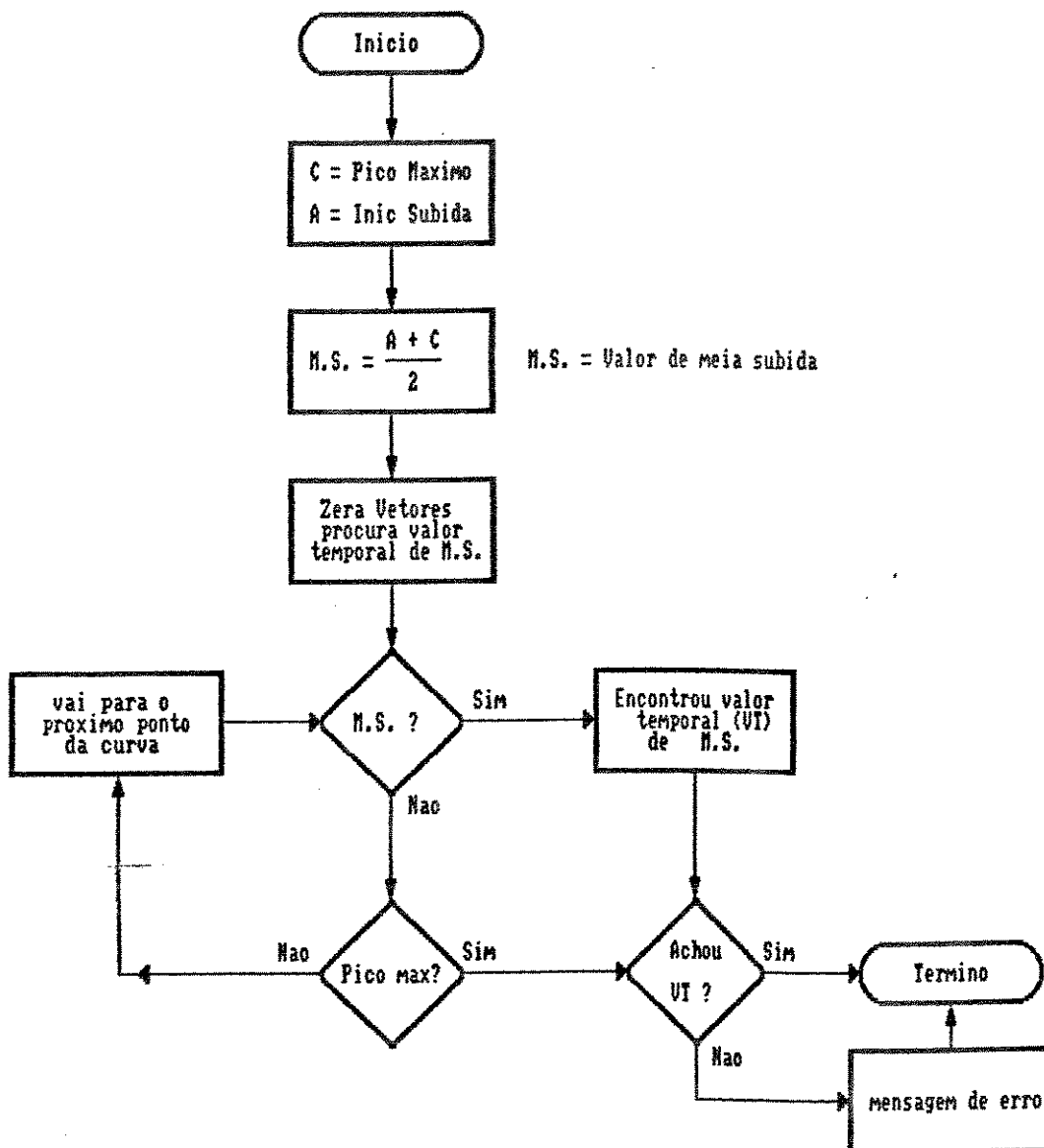


Figura IV.13. Diagrama de blocos representando a subrotina de cálculo da meia subida de fase de fluxo sistólico e seu valor temporal, sobre as curvas representativas de velocidade média instantânea de fluxo (sinal do equipamento ultra-sônico Doppler).

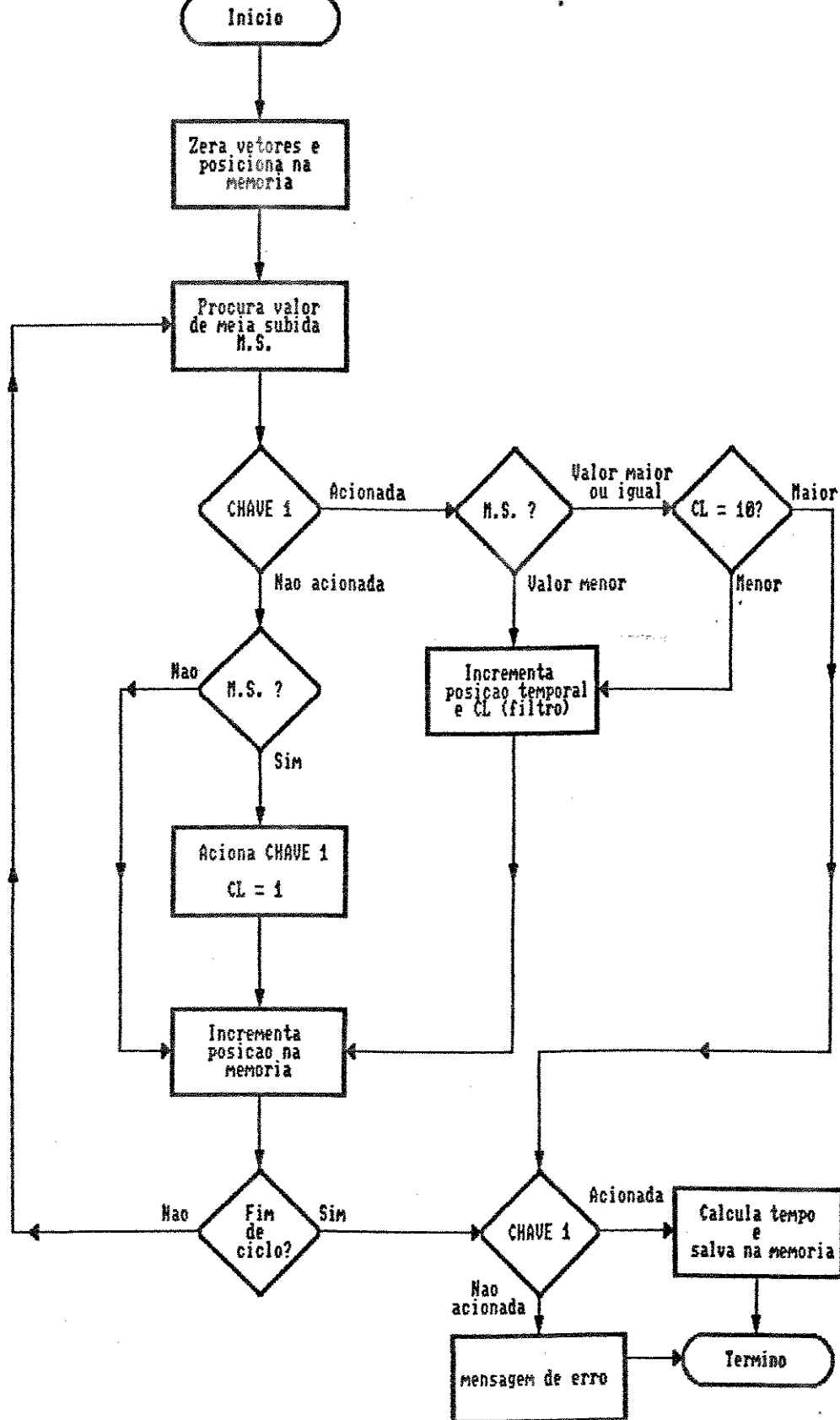


Figura IV.14. Diagrama de blocos representando a subrotina de cálculo da largura de fase de fluxo sistólico.

9. Cálculo do Desvio Padrão.

Quando comparamos as doze curvas em relação à uma mesma característica quantitativa, não basta conhecermos somente sua média (curva promediada), pois o valor médio não nos diz quão variáveis são estas curvas. Talvez o valor mais útil de medida de variabilidade destas doze curvas seja o Desvio Padrão.

Para o cálculo do Desvio Padrão (Figura IV.15), calcula-se inicialmente a média aritmética, ou seja, a soma das medidas individuais dividida pelo número de indivíduos. A média da amostra (curva promediada) é subtraída de cada valor individual (cada uma das 12 curvas) e a diferença (desvio) é elevada ao quadrado. Soma-se todos os valores individuais representados na amostra (soma de todos os desvios) e divide-se por 11 ($N-1=12-1$), que representa 1 grau de liberdade. A raiz quadrada deste valor é o Desvio Padrão desejado. A equação abaixo representa o que foi descrito acima:

$$s = \sqrt{\frac{\sum (x - \bar{x})^2}{N - 1}}$$

Onde

s = Desvio Padrão

x = cada uma das 12 curvas

$\bar{x}$ = curva promediada

N = tamanho da amostra = 12

Obs.: A variância também é muito utilizada, bastando elevar-se o desvio padrão ao quadrado.

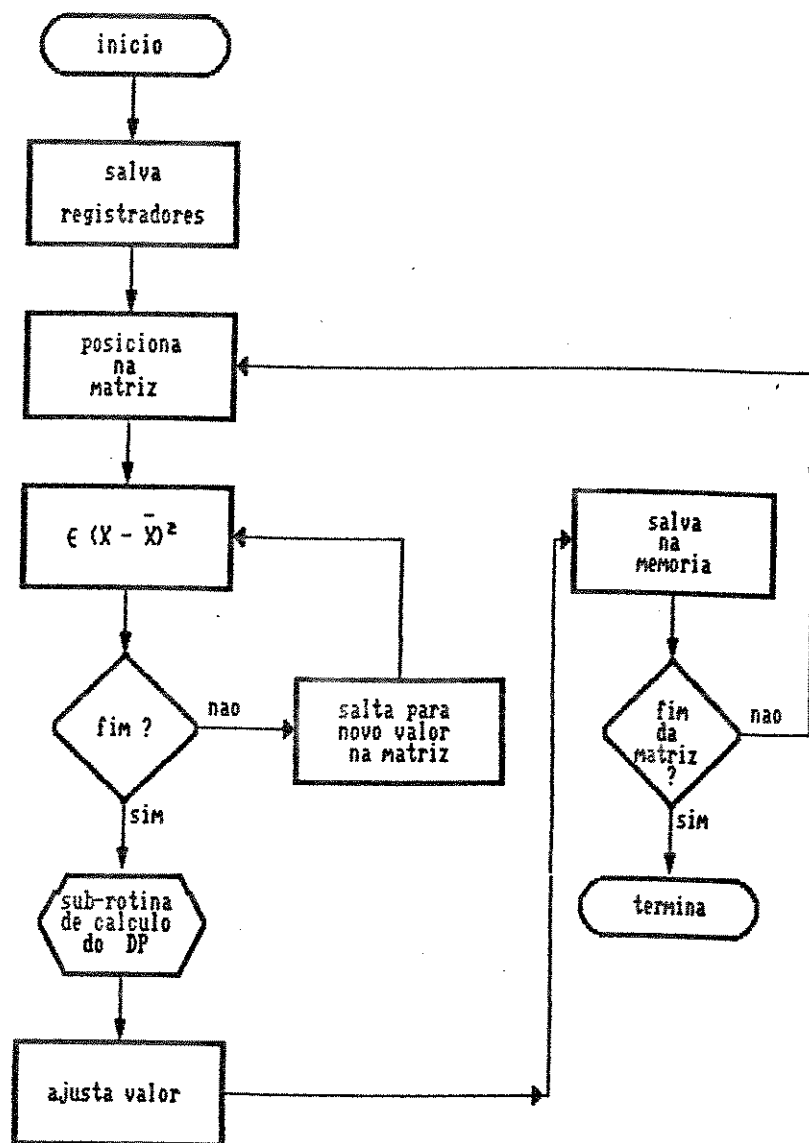


Figura IV.15. Diagrama de blocos representando a subrotina desvio padrão.

10. Promediação.

Esta subrotina (Figura IV.16.) apresenta os valores da curva promediada no monitor de vídeo. No eixo das ordenadas está a curva representativa da velocidade média instantânea do fluxo sanguíneo, enquanto no eixo das abscissas está o tempo, em escala de 1:100 ms (Figura IV.4.). A curva promediada sofre uma ampliação de 3 vezes o tamanho normal neste último eixo para melhor visualização no monitor. Esta subrotina faz também a apresentação dos parâmetros obtidos, com seus respectivos desvios padrões, a média descrita na literatura para fluxo femoral, e o ciclo e frequência cardíaca.

11. Relatório.

Esta subrotina gera um relatório na impressora que contém todos os dados referentes ao paciente (nome, sexo, raça, idade, data do exame, anamnese, exame físico, hipótese diagnóstica) e à configuração do sistema ultra-sônico. Junto com estes dados, também é impressa a curva promediada e seus respectivos parâmetros (Figura IV.4.).

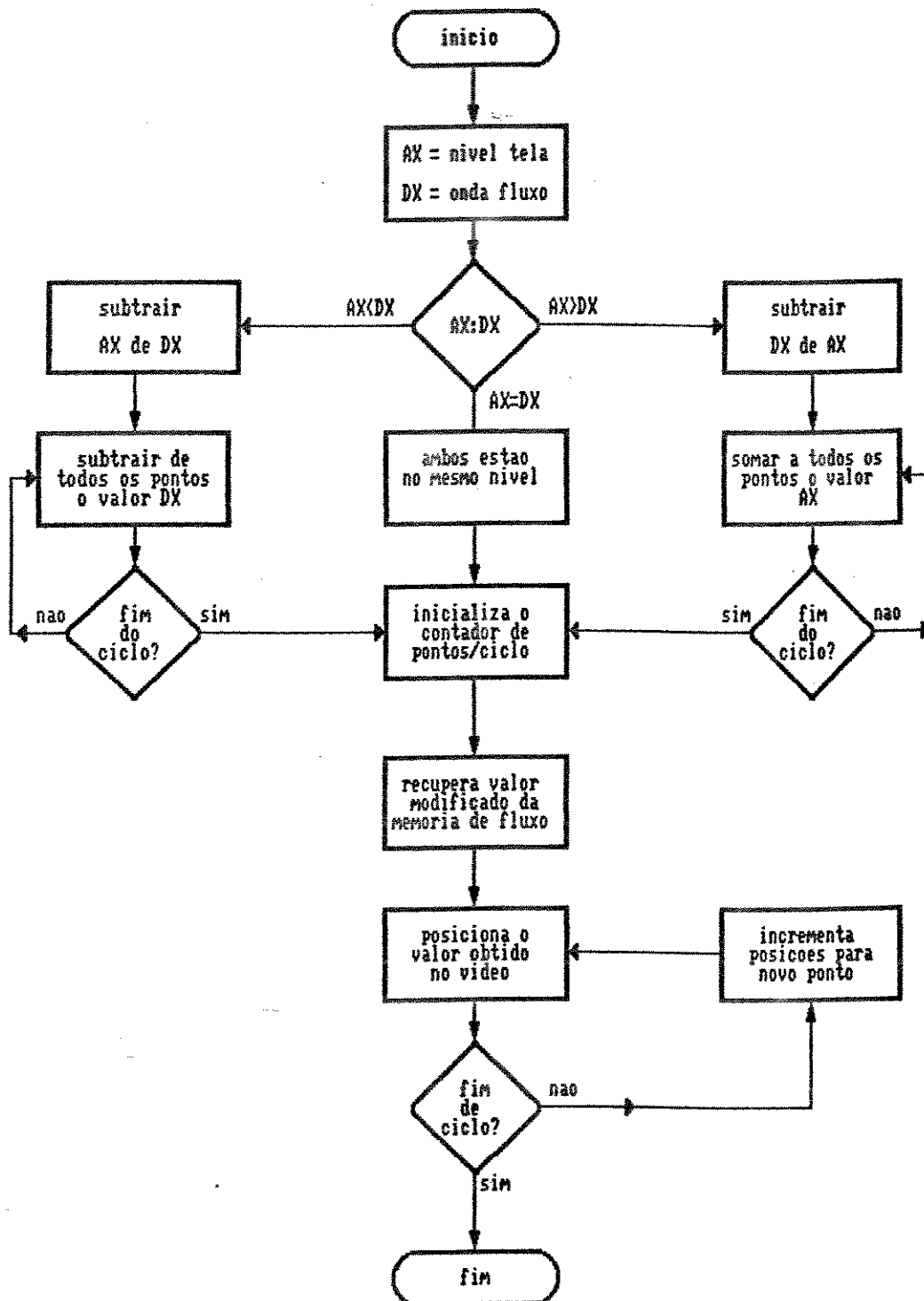


Figura IV.16. Diagrama de blocos representando a subrotina de promediação.

12. Impressão.

Para a confecção de relatórios impressos houve dificuldades de reprodução de gráficos compostos em telas de alta resolução diretamente para a impressão em papel. Devido à linguagem de programação utilizada, optou-se em copiar a tela diretamente para a impressora, como meio de se obter um registro permanente em papel o mais fidedigno possível, evitando-se qualquer artefato ou distorção nas ondas. Assim sendo, desenvolveu-se esta subrotina de descarga de tela que faz a leitura direta da memória de vídeo e configura 5 agulhas da cabeça de impressão correspondendo aos primeiros bits das cinco primeiras linhas da tela. A impressão progride de bit em bit, e de 5 em 5 linhas até completar a descarga da tela (Figura IV.17).

13. Habilita e Desabilita Interrupção 2 do PC.

A aquisição e conversão dos dados no Conversor Analógico-Digital (CAD) se realizam independentemente do controle do PC. O armazenamento destes dados convertidos na memória RAM do microcomputador, se efetua a partir do pedido de interrupção gerado pela placa CAD.

No conector de expansão do microcomputador tipo IBM PC/XT estão disponíveis 6 entradas mascaráveis para pedido de interrupção. Quando devidamente programadas e acionadas, estas entradas interrompem o trabalho normal do processador central para que ele possa tratar do dispositivo que pediu a interrupção.

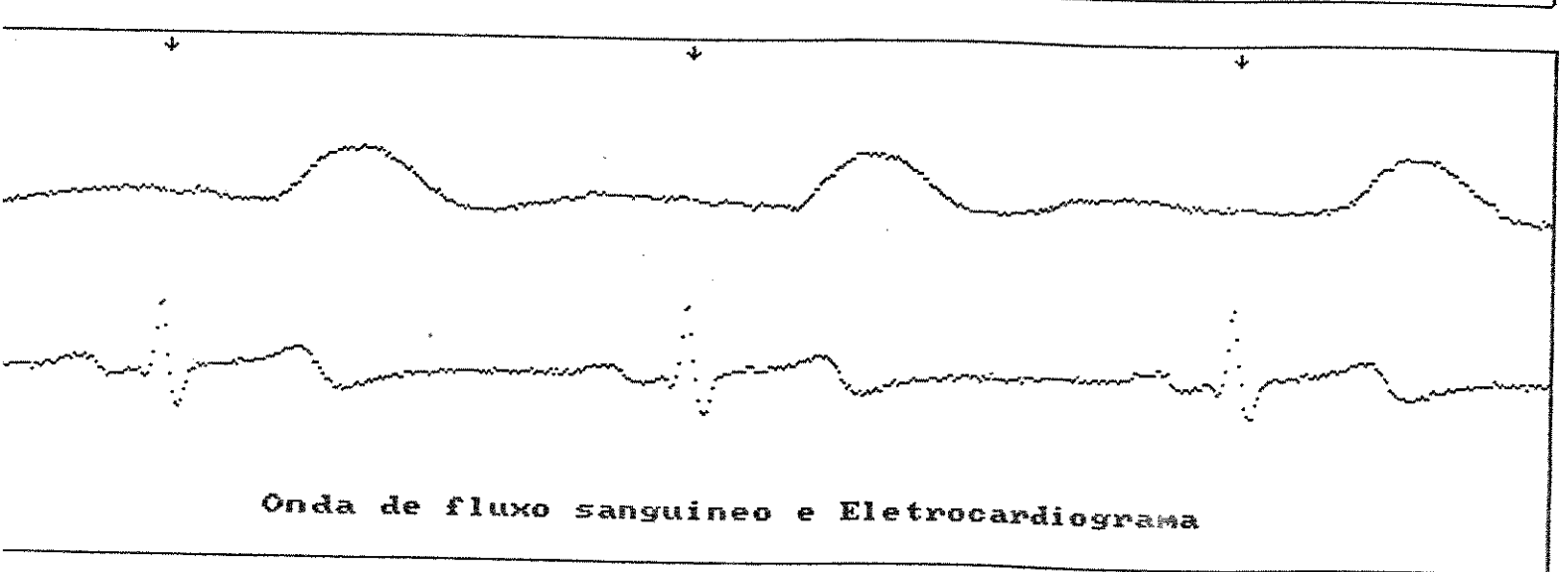
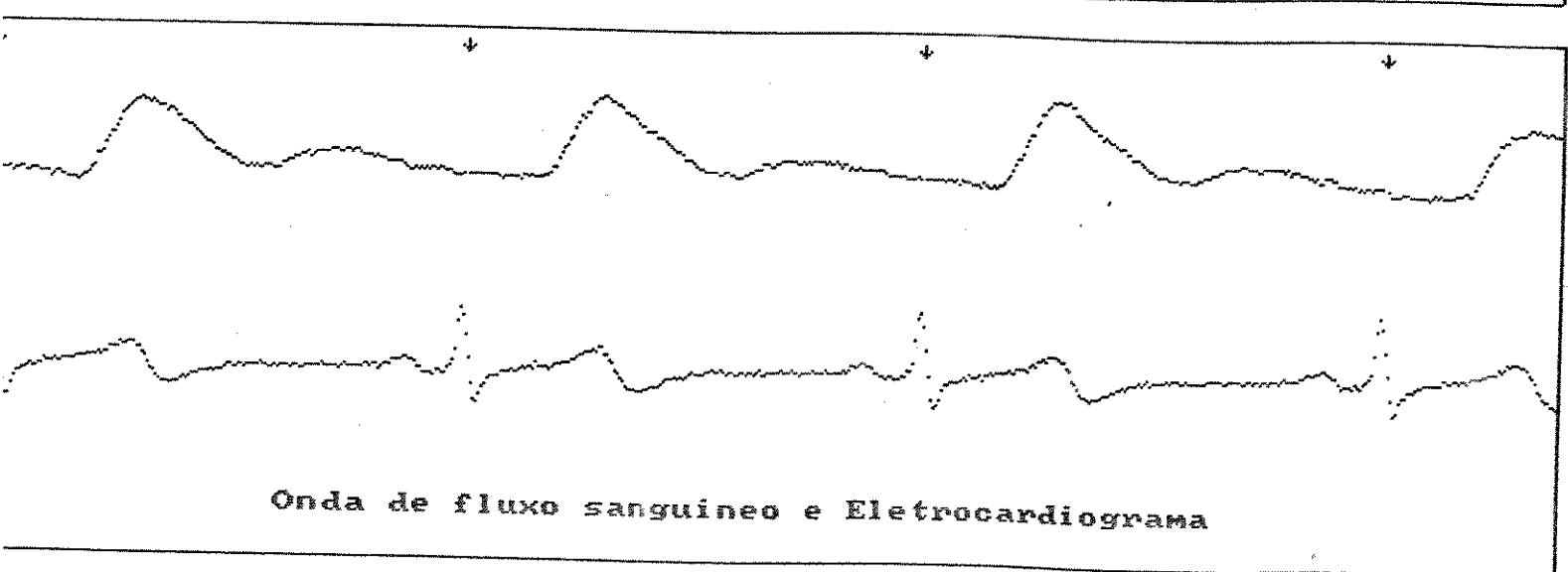
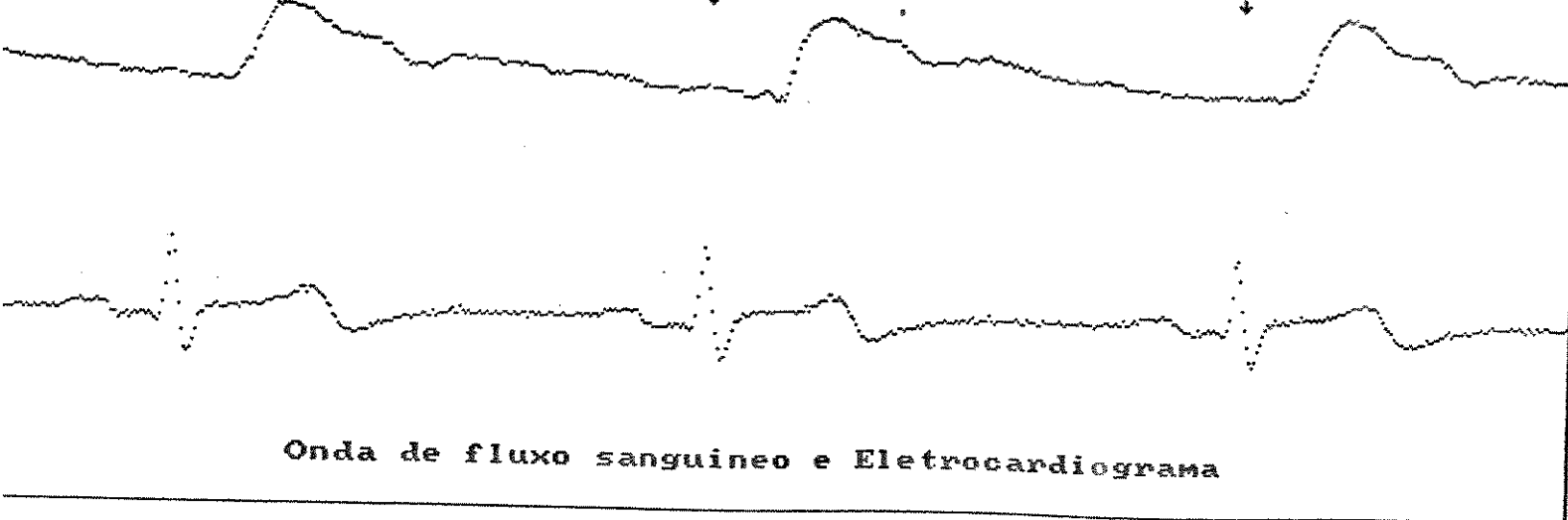


Figura IV.17. Impressão de tela de alta resolução. De cima para baixo, estão impressas as curvas de velocidade média instantânea de fluxos sanguíneos em artérias carótida externa, braquial e femoral superficial, de indivíduos assintomáticos. O Eletrocardiograma e a detecção de suas ondas R (setas) também estão impressos.

Terminado o tratamento do dispositivo, o programa volta a ser executado a partir do ponto em que foi interrompido. As interrupções disponíveis num PC padrão e que contenha outras placas são interrupções 2, 3 e 7 (IRQ2, IRQ3 e IRQ7 respectivamente). Foi escolhida a primeira (IRQ2) pela sua prioridade.

Estas subrotinas ativam e desativam o atendimento da interrupção IRQ2 conforme as necessidades do programa, de acordo com a modificação da máscara de interrupção do sistema, que constitui-se de um byte armazenado num registrador localizado na posição 21h da área de E/S do PC/XT.

14. Grava e Recupera de Disco Flexível.

Estas subrotinas foram desenvolvidas neste trabalho para gerarem arquivos em discos e recuperá-los posteriormente. A partir do nome do arquivo, esta subrotina lê o diretório do disco flexível e, se não houver arquivo de mesmo nome, arquiva os dados do paciente e do sistema; os sinais de fluxo sanguíneo e do eletrocardiograma, e a curva promediada e os parâmetros anteriormente calculados. Para a leitura do disco basta fornecer o nome do arquivo desejado.

Com estas subrotinas pode-se criar diversos arquivos de pacientes e utilizar os mesmos dados para calcularmos futuramente qualquer outro parâmetro desejado.

15. Canal 0, Canal 1 e Vídeo

Na placa CAD foram escolhidos dois canais de entrada de sinais analógicos, ou seja canal 0 e canal 1. Ao canal 0 é apresentado o sinal de fluxo sanguíneo e ao canal 1 o sinal do ECG. Estas subrotinas fazem a leitura de cada valor digitalizado e o endereça na área de memória RAM pré-definida. A seguir, a subrotina Vídeo apresenta as duas ondas simultaneamente no vídeo, quando são avaliadas quanto às suas qualidades. A detecção do pico de onda R do complexo QRS é feita nesta subrotina, após o sinal ser filtrado pela rotina Filtro (ver explicação adiante).

O pico da onda R do complexo QRS é detectado em tempo real utilizando-se temporizadores e detectores de subida. Como a onda R tem duração de aproximadamente 25 ms, um temporizador é carregado com 20 ms para se eliminar ruídos de duração inferior. Há detectores de subida, de falsa subida (devido a ruídos do sinal e a presença da onda P) e de descida de onda. Um filtro temporal de 160 ms de duração é acionado após detecção de um pico R para se eliminar as ondas T cujo pico ocorre normalmente após 140 ms do complexo QRS.

16. Filtro.

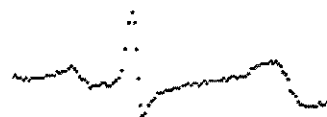
A maior dificuldade encontrada neste projeto foi a detecção do pico da onda R do eletrocardiograma em tempo real. Feita somente através de "software", o sistema proposto não faz uso de

filtros ativos suplementares ("hardware") por necessidade de simplificação e custos.

Os algoritmos descritos na literatura para a detecção do pico R foram testados (Marshall, 1986; Burger, 1980), porém sem resultados satisfatórios durante as flutuações da linha de base do ECG, causadas principalmente pelos movimentos musculares e respiração.

A solução mais adequada foi feita com um acoplamento analógico na entrada do CAD (Figura IV.3.) e um "software" de detecção que independe destas flutuações. A amplitude do sinal do ECG é ajustada pelo acoplador analógico, evitando-se assim a saturação da placa CAD. Para a detecção do pico R, as ondas P, R e T do ECG sofrem um processamento a nível digital, onde as ondas R, de maior amplitude se sobressaem (Figura IV.18). Com exceção desta onda, todas as outras desaparecem ou se tornam insignificantes (inclusive os ruídos da linha de base do ECG), sendo facilmente eliminadas pela subrotina de detecção da onda R. O resultado desta técnica permite detecção de picos mesmo com pequenas flutuações da linha de base. Este método funciona satisfatoriamente se forem mantidas as condições de entrada do sinal de ECG, com uma relação sinal ruído de 2,25 dB.

Onda	Valor convertido	3 "shifts" à direita	3 "shifts" à esquerda
P	00000111	00000000	00000000
R	00111111	00000111	00111000
T	00001111	00000001	00001000



Forma original



Forma final

Figura IV.18. Esquema representando o processamento do sinal de ECG realizado pela subrotina filtro.

Estrutura de memória RAM

A Figura IV.19 auxilia a compreensão da disposição do programa e dos dados na memória de acesso aleatório (RAM) do microcomputador. Os blocos reservados aos dois canais (sinais digitalizados provenientes dos equipamentos ultra-sônico Doppler e de eletrocardiograma) foram dimensionados de acordo com o número de colunas de alta resolução do monitor de vídeo, ou seja, 640 pontos. Como o programa foi dimensionado para frequências cardíacas acima de 60 bpm (que é a frequência cardíaca mínima

basal para a maioria da população), houve necessidade de 4 blocos de 640 pontos para cada canal. Havendo necessidade de processamento de sinais de indivíduos com frequência cardíaca basal inferior a 60 bpm, basta acrescentar mais um bloco de 0280h para cada canal.

-0000:0000	ÁREA RESERVADA	Programa Principal	
		+	
-0000:X	PARA O PROGRAMA	Subrotinas	
-X:0000	ÁREA RESERVADA	Dividida em	0000--0280
	PARA O CANAL 0	4 blocos de	0280--0500
	ONDA MECÂNICA	0280h bytes	0500--0780
		Total:2500	0780--09FF
-X:09FF			
-X:0A00	ÁREA RESERVADA	Dividida em	0A00--0C80
	PARA O CANAL 1	4 blocos de	0C80--0F00
	ECG	0280h bytes	0F00--1180
		Total:2500	1180--13FF
-X:13FF			
-X:1400			
-X:171C	ÁREA VETORIAL		
-X:1800			
-X:2000	ÁREA DA CURVA PROMEDIADA		

Figura IV.19. Esquema da disposição da memória RAM do microcomputador. A área reservada aos dois canais (0 e 1) corresponde à memória RAM circular. Na área Vetorial estão os cálculos dos diversos parâmetros.

Inicialmente o programa faz a apresentação do título e dos autores. A seguir, através do pressionamento da tecla BARRA, é apresentado o MENU PRINCIPAL. Este "menu" permite selecionar pelo teclado as diversas opções disponíveis, ou sejam, (1) identificar o paciente, (2) configurar o sistema, (3) monitorar os sinais biológicos, (4) gravar em disco, (5) ler do disco, (6) apresentar no vídeo os sinais presentes na memória RAM, e (7) retornar ao sistema operacional DOS 3.20 (Figura IV.20).

(1) A opção identificação do paciente inicia-se com a apresentação dos dados disponíveis na memória do microcomputador. Qualquer modificação destes dados pode ser feita ao se acionar a tecla asterisco (*). Os diversos campos disponíveis podem ser preenchidos consecutivamente, como nome do paciente, registro geral, sexo, cor, estado civil, data nascimento, data do exame, médico responsável, história da moléstia atual, exame físico, e diagnóstico inicial. Ao acionar a tecla ESC há retorno ao "menu" principal.

(2) A configuração do sistema permite fornecer o diâmetro do vaso, e selecionar a artéria examinada e a frequência da ponta de prova ultra-sônica (5 ou 10 MHz).

(3) A monitorização dos sinais biológicos se inicia com a habilitação da placa conversora analógico-digital (CAD). Como mencionado em capítulo anterior, a placa CAD através dos dois canais selecionados, armazena na memória RAM do microcomputador,

em tempo programável e constante, os valores digitalizados correspondentes às amostragens dos sinais analógicos provenientes do aparelho de ultra-som Doppler e do monitor de eletrocardiograma. Através da subrotina Monitora (descrita anteriormente), é possível selecionar pelo teclado as opções desejadas, como congelar a imagem no vídeo e apresentar os sinais armazenados na memória RAM (tecla C), processar os sinais biológicos (tecla P), imprimir os sinais biológicos e o relatório (tecla I), voltar a monitorar (tecla BARRA) e voltar ao "menu" principal (tecla ESC).

Para o processamento dos sinais biológicos existe uma rotina de detecção de sinalização da onda R do eletrocardiograma colocada em sincronismo com a onda de velocidade de fluxo sanguíneo. Esta rotina faz uma varredura da memória RAM da onda de velocidade de fluxo sanguíneo até encontrar este sinal de sincronismo, e quando encontrado é disparado um contador de duração de ciclo. Ao mesmo tempo há transferência dos valores do canal 0 para uma área de trabalho reservada, até que um novo sinal de sincronismo seja detectado. Deste modo, se houver uma série de ciclos consecutivos na memória, estes são divididos pelos sinais de sincronismo e somados na área de trabalho. Este processo, conhecido como **promediação** ocorre até perfazer a soma de 12 ciclos consecutivos. Se não houver 12 ciclos na memória do canal 0, ou seja, da velocidade de fluxo sanguíneo, o programa soa um "beep" e retorna a monitorar automaticamente.

(4) Para a gravação dos sinais biológicos e dos resultados obtidos do processamento destes sinais basta fornecer um nome ao

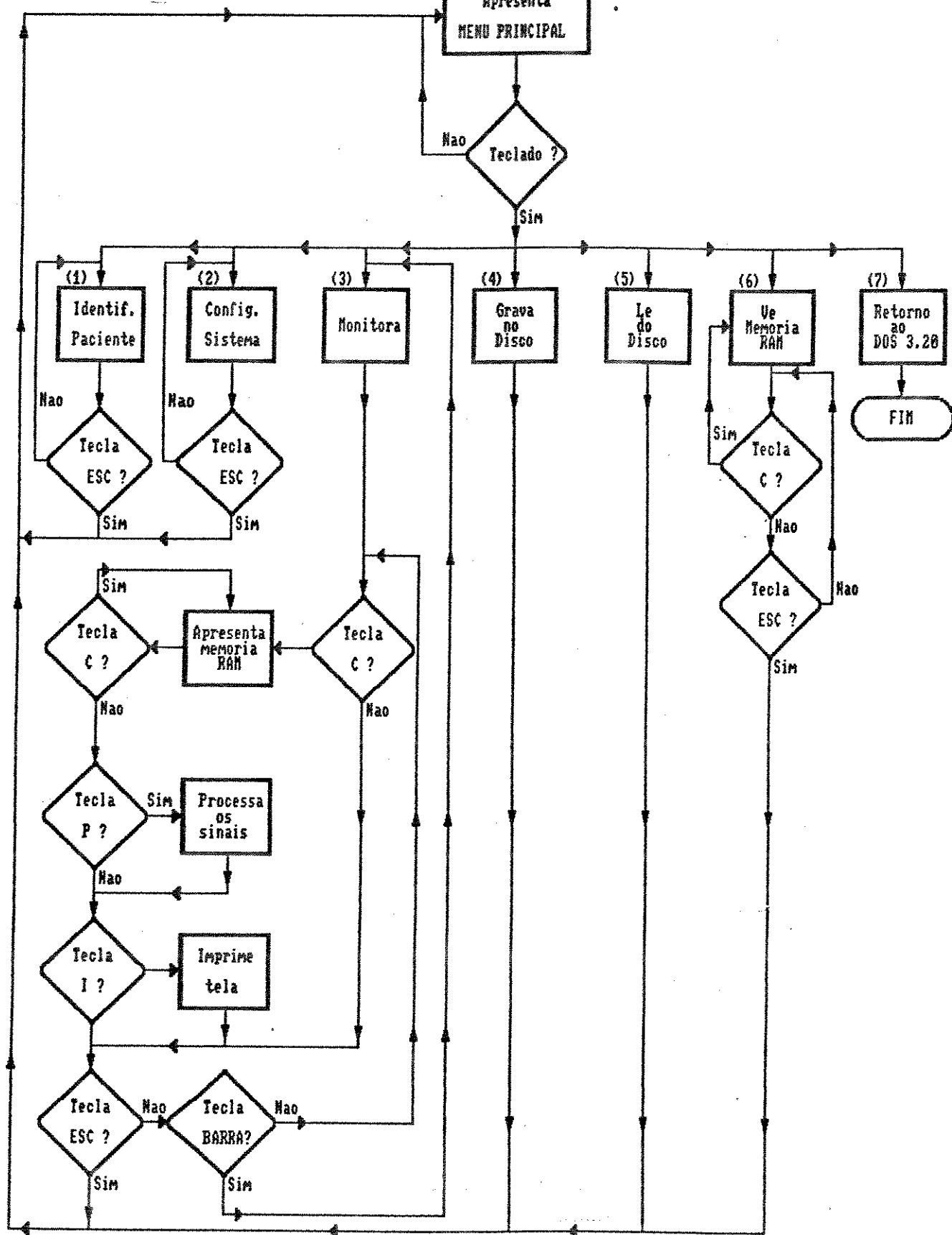


Figura IV.20. Diagrama de blocos simplificado do funcionamento do programa.

novo arquivo. A subrotina Grava-em-Disco (descrita anteriormente) lê automaticamente o diretório do disco flexível ("driver" A) e se este nome já existir, pede a confirmação da gravação. Após a gravação correta, há retorno automático ao "menu" principal. É possível abortar a execução desta subrotina acionando-se a tecla ESC.

(5) Para a leitura de um arquivo em disco flexível, este deve estar no Driver A. A subrotina Le-do-Disco (descrita anteriormente) compara o nome do arquivo desejado com o diretório do disco. Se existir o arquivo desejado, este é lido automaticamente e há retorno ao "menu" principal. Se o arquivo não existir, um novo nome de arquivo é pedido. É possível abortar a execução desta subrotina acionando-se a tecla ESC.

(6) Por meio da tecla C é possível visualizar o conteúdo da memória RAM, que são apresentados sequencialmente.

(7) O programa retorna ao sistema operacional DOS 3.20 e o cursor ("prompt") é posicionado no canto superior esquerdo da tela do monitor de vídeo.

-X-X-X-X-X-X-X-X-

C A P Í T U L O V

Descrição dos Testes Realizados com o Sistema Desenvolvido.

Para verificação do comportamento do sistema desenvolvido, foram realizados dois tipos distintos de testes: (V.1.) testes para avaliação do desempenho do sistema desenvolvido, e (V.2.) testes para avaliação do comportamento do sistema perante fluxos turbulentos e laminares.

V.1. Testes de Desempenho do Sistema.

Para testar o comportamento do sistema desenvolvido em relação à diversos sinais de entrada pré-estabelecidos, e estimar a confiabilidade de sua resposta à estes sinais, foram elaboradas quatro fases de testes, que são descritas a seguir:

Na primeira fase, foi necessário avaliar o sistema na sua capacidade de reconhecer os picos máximos de ondas. Desse modo, um gerador de função (Simpson, modelo 420A) forneceu uma sequência de ondas triangulares cujos picos máximos se assemelham ao pico da onda R do eletrocardiograma (ECG) humano. Como já descrito em capítulo anterior, a detecção do pico R do ECG é necessária para estabelecer o início de cada onda representativa da velocidade média instantânea de fluxo, obtida pelo equipamento ultra-sônico Doppler. A frequência de pulsos utilizada variou de

0 a 5 Hz, cuja amplitude foi ajustada pelo acoplador analógico (já descrito no Capítulo IV), para se evitar a saturação do conversor analógico digital.

Na segunda fase, foi necessário avaliar o comportamento do sistema utilizando-se um sinal de ECG completo (pela sua complexidade e necessidade no presente trabalho). Para isto, foi utilizado um simulador de ECG, desenvolvido no Laboratório de Engenharia Médica do Centro de Engenharia Biomédica da UNICAMP (Lucena, 1989), para gerar sinais de ECG de diferentes frequências e amplitudes. Esta fase foi necessária também para avaliar e ajustar os filtros digitais da rotina de detecção do pico R do QRS.

Na terceira fase, foi necessário avaliar o desempenho do sistema frente aos sinais biológicos reais. Assim, foram utilizados sinais representativos da curva de velocidade de fluxo sanguíneo, obtidas a partir do cruzador de zeros do sistema Doppler de ondas contínuas, de artérias superficiais (braquial e femoral). O transdutor ultra-sônico (ponta de prova) foi posicionado transcutaneamente (em ângulo de aproximadamente 45 graus) sobre a artéria desejada. O acoplamento acústico foi obtido com o gel adequado para este transdutor (Aquasonic 100). Este sinal, juntamente com o eletrocardiograma do mesmo indivíduo, foram gravados (em dois canais distintos) em fita magnética com o uso do gravador FM. Os dois sinais acima (ultra-sônico e ECG) foram, desse modo, constantemente reproduzidos e os cálculos dos parâmetros matemáticos (Capítulo III), puderam ser comparados.

Finalmente, na quarta fase de avaliação de desempenho, o sistema foi testado "in loco", isto é, em ambulatório e em cirurgias vasculares, onde existem variáveis não previstas nos testes de laboratório. Nos testes em ambulatório, os sinais biológicos (ultra-som Doppler e ECG) foram obtidos transcutaneamente de artérias superficiais de pacientes com doenças vasculares, e de pacientes renais portadores de fístulas arterio-venosas artificiais. Já nos testes efetuados em cirurgias vasculares, foram utilizadas artérias femorais de cão e homem. No animal, o transdutor foi posicionado (em ângulo de aproximadamente 45 graus) diretamente sobre a artéria femoral, dissecada e exposta. O acoplamento acústico foi feito com sangue presente na ferida cirúrgica. Na artéria femoral humana, o transdutor, esterilizado à gas, foi posicionado sobre a artéria com o auxílio do dispositivo especial de fixação (também esterilizado à gas e já descrito em capítulo anterior). O acoplamento acústico, neste último teste, foi feito com solução fisiológica estéril.

V.2. Testes para avaliação do fluxo

Os testes anteriores (item V.1.) permitem estimar o comportamento do sistema frente à diversos sinais de entrada. Como o sistema desenvolvido neste trabalho realiza diversos cálculos matemáticos a partir destes sinais de entrada, é preciso estimar a confiabilidade destes cálculos. Desse modo, foram

realizados dois tipos distintos de testes: testes "in vitro" e testes "in vivo".

1. Testes "in vitro"

Para estes testes, foi utilizado um simulador de fluxo, desenvolvido no Centro de Engenharia Biomédica da Unicamp e já descrito na literatura (Hermini & Calil, 1988). Este simulador, por meio de um motor de passos controlado por microcomputador, gera fluxos pulsáteis semelhantes aos encontrados nas carótidas comuns e femorais humanas. Para simular as artérias e veias, um sistema de condução artificial foi construído com tubos de polipropileno (diâmetro interno de aproximadamente 2,5 mm), dentro do qual circula uma mistura de amido de milho e água (numa proporção de 1 colher de sopa para 1 litro de água fervida). Esta solução aquosa apresenta propriedades semelhantes ao sangue humano normal, quanto à sua capacidade de refletir as ondas ultra-sônicas e às dimensões das partículas em suspensão (Patterson, 1981).

Estando o sistema assim constituído (Figura V.1), foi possível testar o comportamento do fluxo líquido frente à diversas condições. Por ser o tubo de polipropileno flexível, algumas modificações na sua forma puderam ser realizadas sem dificuldades. Uma das modificações foi a construção de desvios, ou seja, de caminhos alternativos para o fluxo líquido. Este desvio é comumente feito numa artéria, durante as cirurgias vasculares, com a finalidade de "saltar" uma região obstruída deste mesmo vaso. É também conhecido como "by-pass".

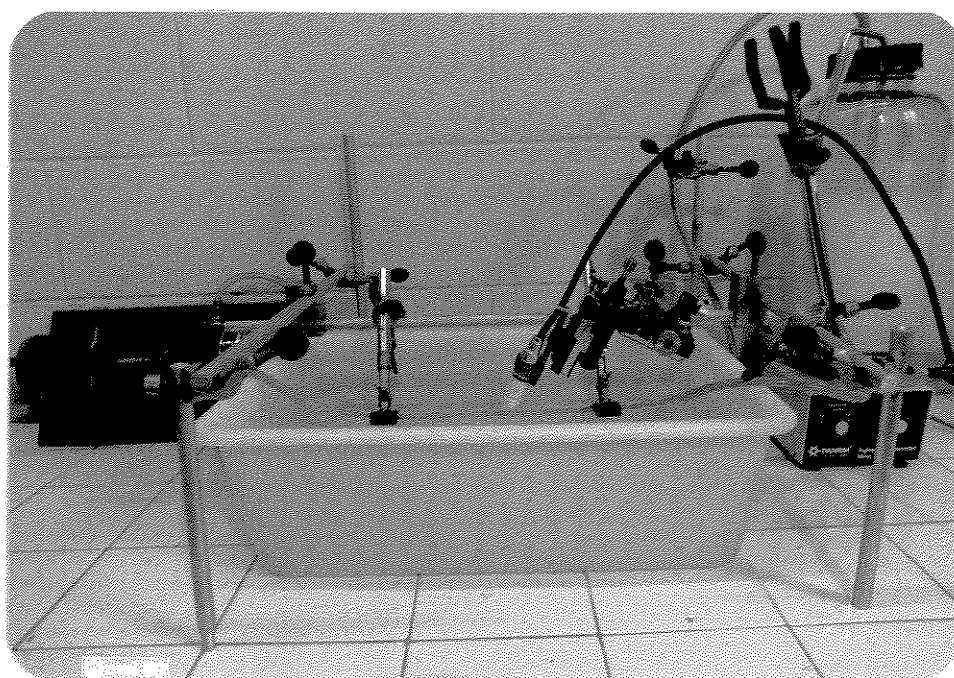


Figura V.1. Fotografia do simulador de fluxo utilizado no trabalho. Observa-se à esquerda, o motor de passo (acoplado ao microcomputador). Um conjunto de tubos desempenha a função do leito vascular, dentro do qual flui água com amido. O transdutor é posicionado mecanicamente sobre este tubo.

2. Testes "in vivo"

Nestes testes foram utilizadas artérias de cão e de pacientes do Hospital das Clínicas da Unicamp.

No cão foi utilizada a artéria femoral superficial, devidamente dissecada e exposta. Numa primeira etapa, obteve-se sinais de velocidade de fluxo arterial com a artéria íntegra, posicionando-se o transdutor ultra-sônico (em ângulo de 45 graus aproximadamente) diretamente sob a artéria em questão. O acoplamento acústico foi realizado com o próprio sangue da ferida cirúrgica. Na etapa seguinte, foi dissecado um segmento da veia femoral, o qual foi utilizado para a construção de um "by pass" sobre a artéria femoral. Após a sutura adequada deste "by pass", foram efetuados, nesta região, vários registros do sinal de velocidade média instantânea do fluxo sanguíneo (sinal Doppler). Estes registros foram necessários para avaliar o comportamento e detectar os possíveis distúrbios do fluxo sanguíneo.

Nos testes realizados em seres humanos, foram utilizadas artérias de indivíduos assintomáticos e daqueles portadores de insuficiência vascular periférica. Devido à falta de cirurgias vasculares programadas no Hospital das Clínicas da Unicamp e pelas dificuldades apresentadas no transporte de todos os aparelhos deste sistema para outras cidades, não foi possível, até o final deste trabalho, a obtenção de dados relativos às avaliações hemodinâmicas intra-operatórias. Portanto, estes testes "in vivo" foram realizados apenas transcutaneamente.

Nestes testes, os sinais biológicos (provenientes do ultrassom Doppler e ECG) foram obtidos transcutaneamente posicionando o transdutor ultra-sônico (em ângulo de 45 graus) diretamente sobre diversas artérias periféricas (femorais, poplíteas, tibiais anteriores e posteriores) e acoplado acusticamente com a utilização de gel apropriado. Os indivíduos examinados permaneceram em decúbito dorsal para facilitar tanto o posicionamento dos eletrodos do ECG como para obter melhor registro do mesmo. O ajuste dos sinais analógicos foi realizado pelo acoplador analógico. Todos os sinais e resultados obtidos foram armazenados em discos flexíveis. Meia hora foi o tempo necessário para examinar cada paciente, porém, a maior parte deste tempo foi gasta no posicionamento adequado do transdutor sobre a artéria desejada.

Obs.: O dispositivo especial, que fixa o transdutor ultra-sônico em ângulo de 60 graus em relação ao vaso examinado (Figura IV.2.), foi testado numa cirurgia vascular quando à sua dimensão e forma.

-x-x-x-x-x-x-x-

C A P Í T U L O V I .

Resultados Obtidos

Os resultados abaixo foram obtidos dos testes descritos no capítulo V. Assim sendo, estes resultados podem ser divididos em dois grupos: (VI.1.) aqueles obtidos nos testes de avaliação de desempenho do sistema, e (VI.2.) aqueles obtidos nos testes de avaliação do comportamento do fluxo de líquidos.

VI.1. Resultados dos Testes de Desempenho do Sistema

A comportamento do sistema desenvolvido neste trabalho pode ser avaliado pelos resultados apresentados nas quatro fases de testes realizados e descritos no capítulo V.

Na primeira fase, como foi mencionado, foi testada a capacidade do sistema em reconhecer os picos máximos de ondas produzidas por um gerador de pulsos. Como se observa na Figura VI.1., a detecção automática (indicado pelas setas) do pico máximo de cada onda funciona adequadamente, apesar da frequência do sinal ser muito superior à frequência cardíaca máxima encontrada na prática médica. A resposta do sistema é satisfatória dentro do espectro de frequências entre 0 e 5 Hz.

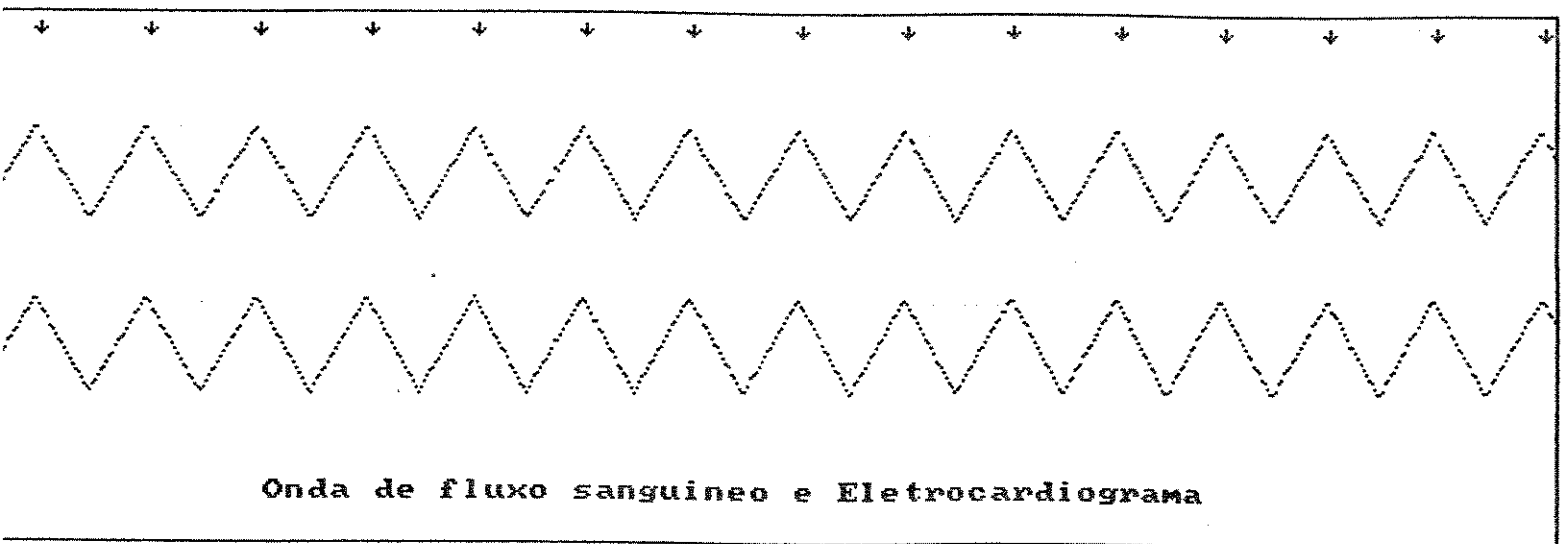
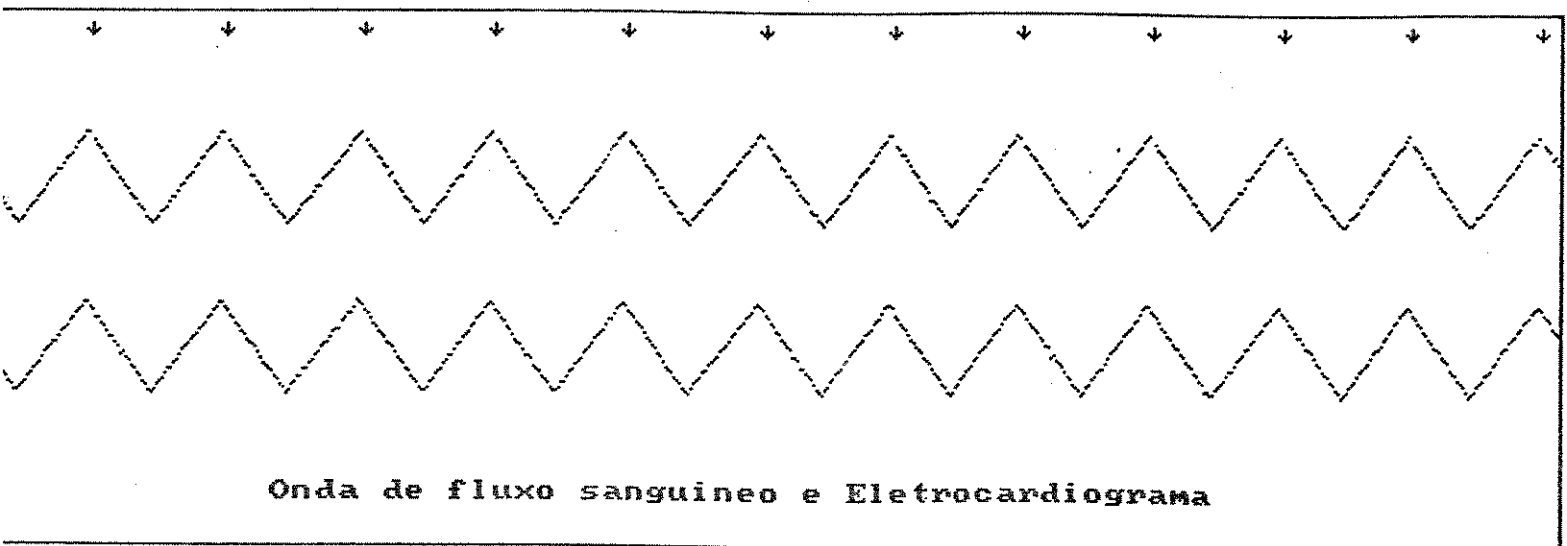
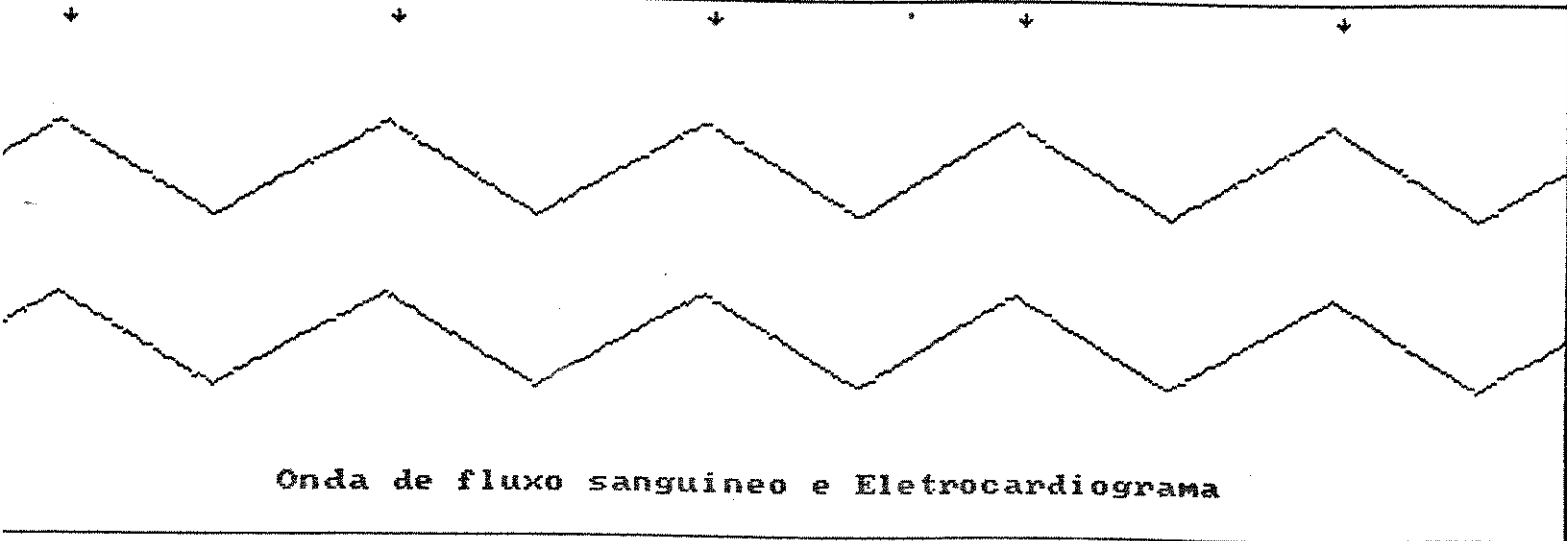


Figura VI.1. Apresentação das ondas triangulares de diferentes frequências. Observa-se a detecção dos picos máximos indicados pelas setas. As frequências utilizadas foram, de cima para baixo, 2, 4 e 5 Hz respectivamente.

Na segunda fase, o comportamento do sistema foi testado frente a um sinal de ECG completo. Apesar do eletrocardiograma de um indivíduo normal apresentar variações tanto em frequência como em amplitude dos sinais elétricos, este teste, utilizando o simulador de ECG, permitiu verificar a eficácia do sistema na detecção do pico R de cada complexo QRS (Figura VI.2.). Os filtros digitais utilizados na subrotina de detecção destes eventos (vide Capítulo IV), puderam, com este método, ser ajustados e otimizados.

Na terceira fase, o desempenho do sistema frente aos sinais biológicos reais foi testado e mostrou-se plenamente adequado. Como se observa na Figura VI.3, a detecção do pico da onda R do complexo QRS do ECG funciona satisfatoriamente. A reprodução exata dos sinais biológicos, previamente gravados em fita magnética, permitiu confirmar a repetibilidade dos parâmetros calculados. Para estimar-se a confiabilidade dos cálculos automáticos, listou-se a memória circular do computador, contendo os valores digitalizados dos sinais biológicos, e calculou-se manualmente alguns eventos destes sinais (ex., pico máximo das ondas, pico mínimo, atraso eletromecânico, frequência cardíaca, etc). Comparando estes resultados com aqueles efetuados pelo computador, obteve-se uma diferença de valores de aproximadamente 3%. Isto se deve à imprecisão de algumas subrotinas de detecção de eventos, como a detecção do pico máximo de cada curva de velocidade, por exemplo. Esta subrotina estabelece como pico máximo (e mínimo) o primeiro valor obtido no pico, não interpolando valores idênticos que porventura existam.

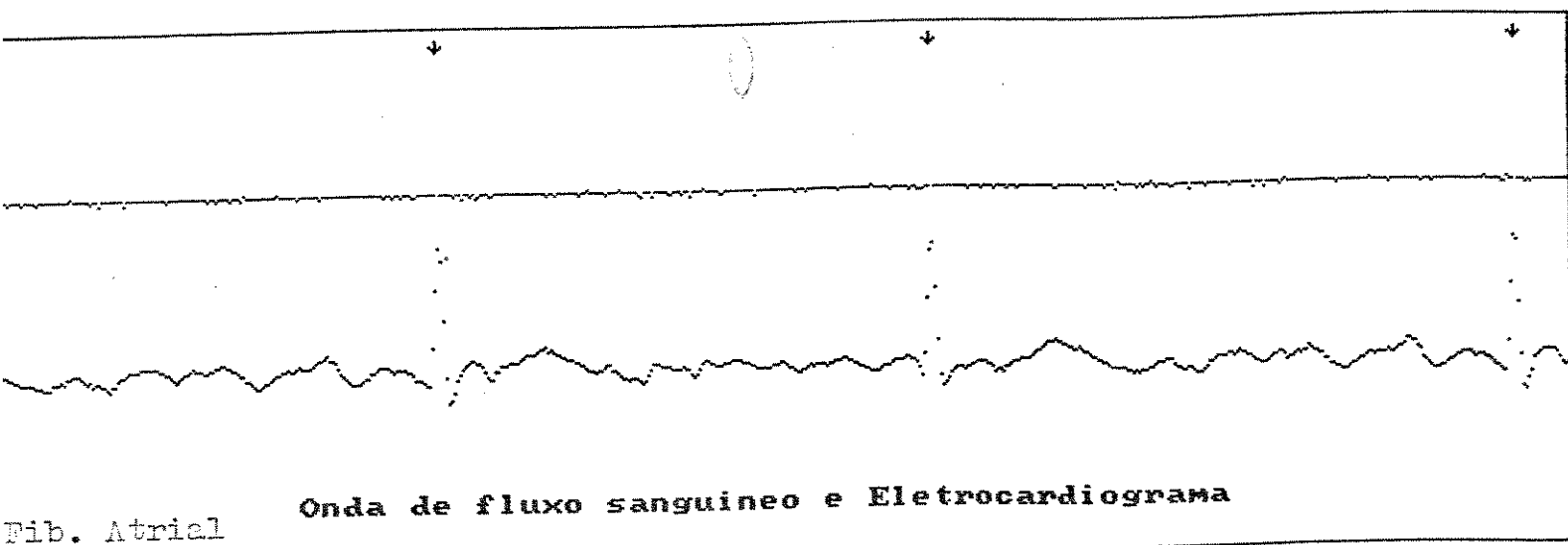
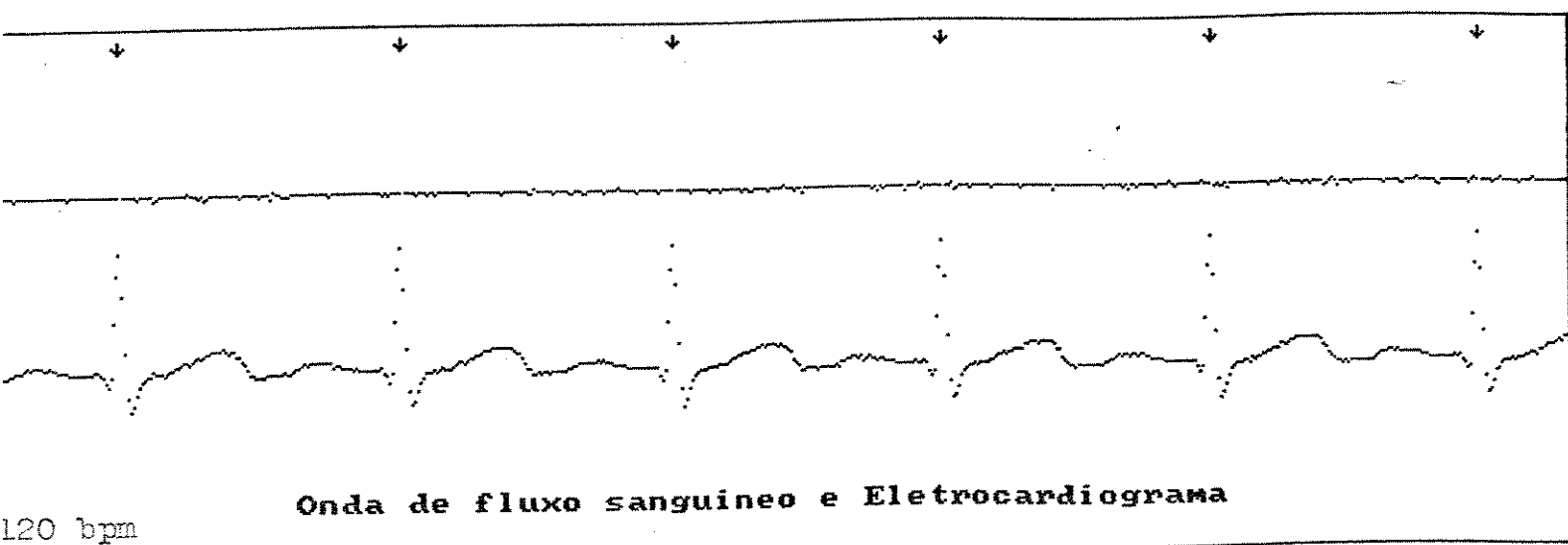
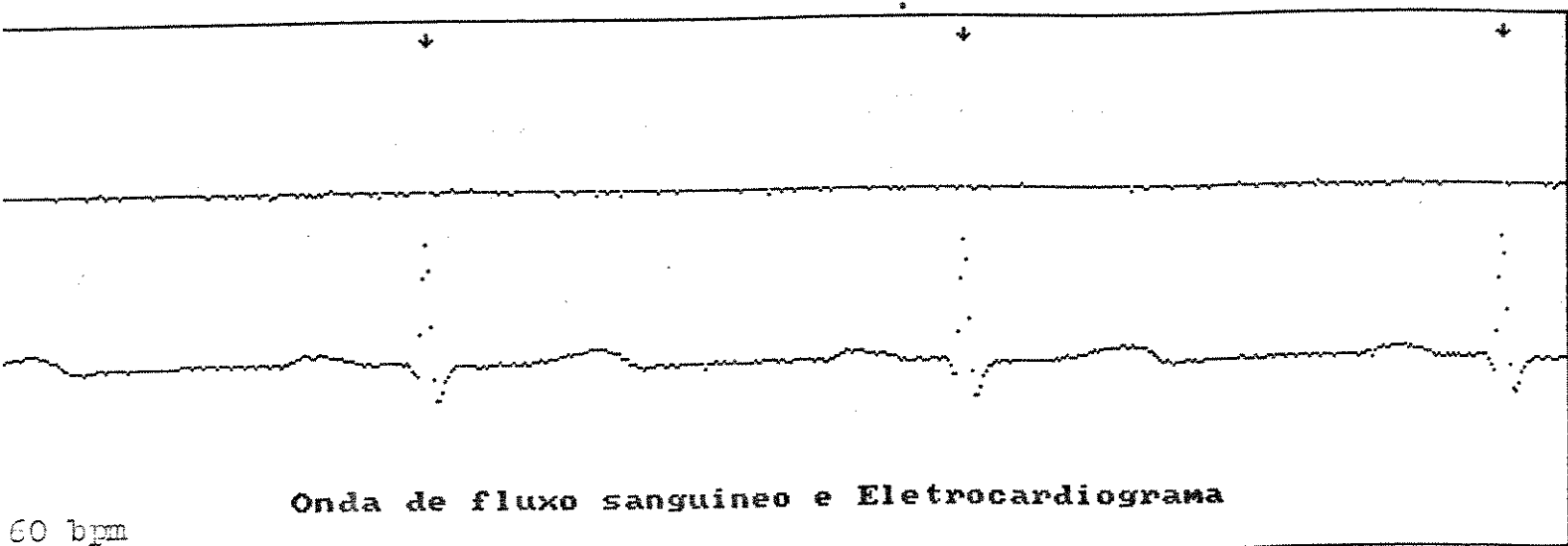


Figura VI.2. Apresentação dos sinais de ECG produzidos pelo simulador desenvolvido no CEB. As setas indicam os picos máximos das ondas R do complexo QRS.

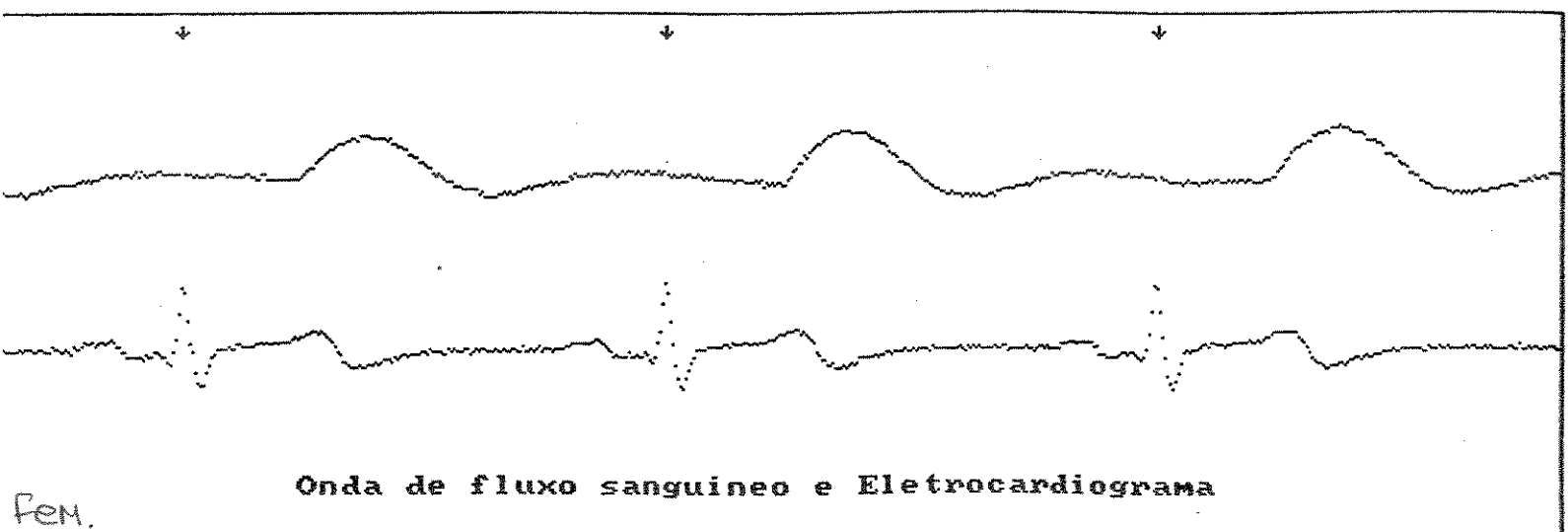
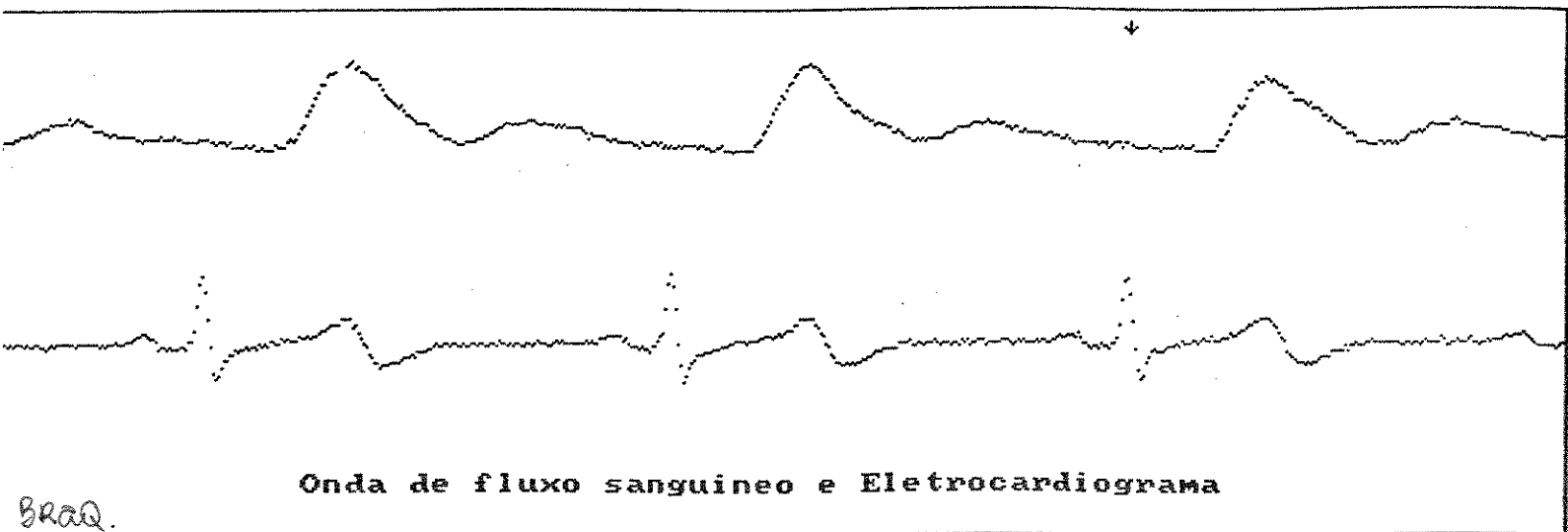
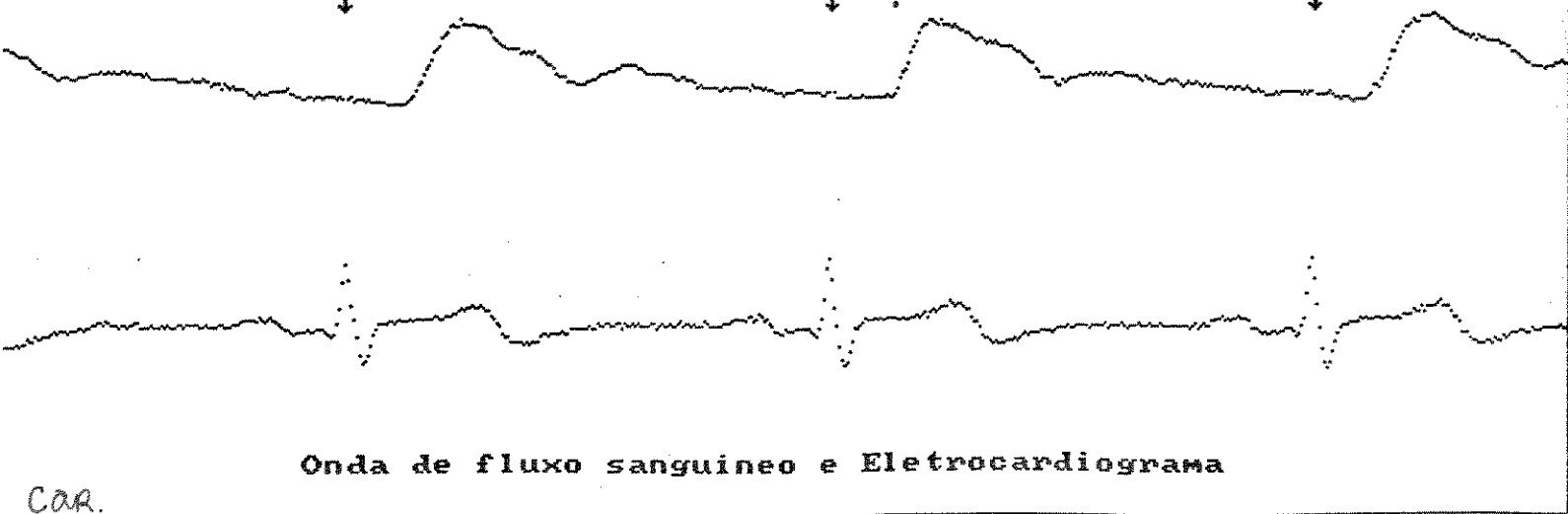


Figura VI.3. Apresentação das ondas representativas da velocidade média instantânea de fluxo (captadas pelo Doppler de ondas contínuas) das artérias carótida comum, braquial e femoral superficial, de indivíduo assintomático, com seus respectivos ECGs. Observar o sincronismo indicado pelas setas.

Finalmente, na quarta fase de avaliação de desempenho, o sistema foi testado "in loco", isto é, em ambulatório e em salas cirúrgicas.

Em ambulatório, o sistema apresentou resultados bastante satisfatórios. A avaliação transcutânea de qualquer artéria superficial é viável, como se observa na Figura VI.4. Nesta figura, observa-se os sinais ultra-sônicos das artérias carótida externa (a), braquial (b) e femoral superficial (c) de indivíduos assintomáticos. Também observa-se um exame realizado em paciente portador de insuficiência renal crônica (d) com fístula arterio-venosa artificial (ao nível da artéria radial). Nota-se perfeitamente o momento da abertura desta fístula. O sinal correspondente registrado em papel milimetrado (pelo equipamento Doppler) também é mostrado (e). Na época deste exame, não foi prevista detecção da onda R para frequências cardíacas acima de 150 bpm, que é rotineiramente encontrado em pacientes renais com fístulas arterio-venosas. Finalmente, nesta mesma figura, observa-se ainda, como ilustração, o registro de fluxo venoso em indivíduo assintomático (f). Em resumo, observa-se que o sistema proposto pode ser utilizado em qualquer situação na qual haja necessidade de avaliação de fluxo sanguíneo, tanto arterial como venoso.

Em salas cirúrgicas, os testes para avaliação de desempenho do sistema foram realizados sobre a artéria femoral superficial de cão e de homem. No cão o sistema operou sem problemas, apesar da frequência cardíaca deste animal (178 bpm) superar o limite estabelecido para detecção da onda R (Figura VI.5.). Esta

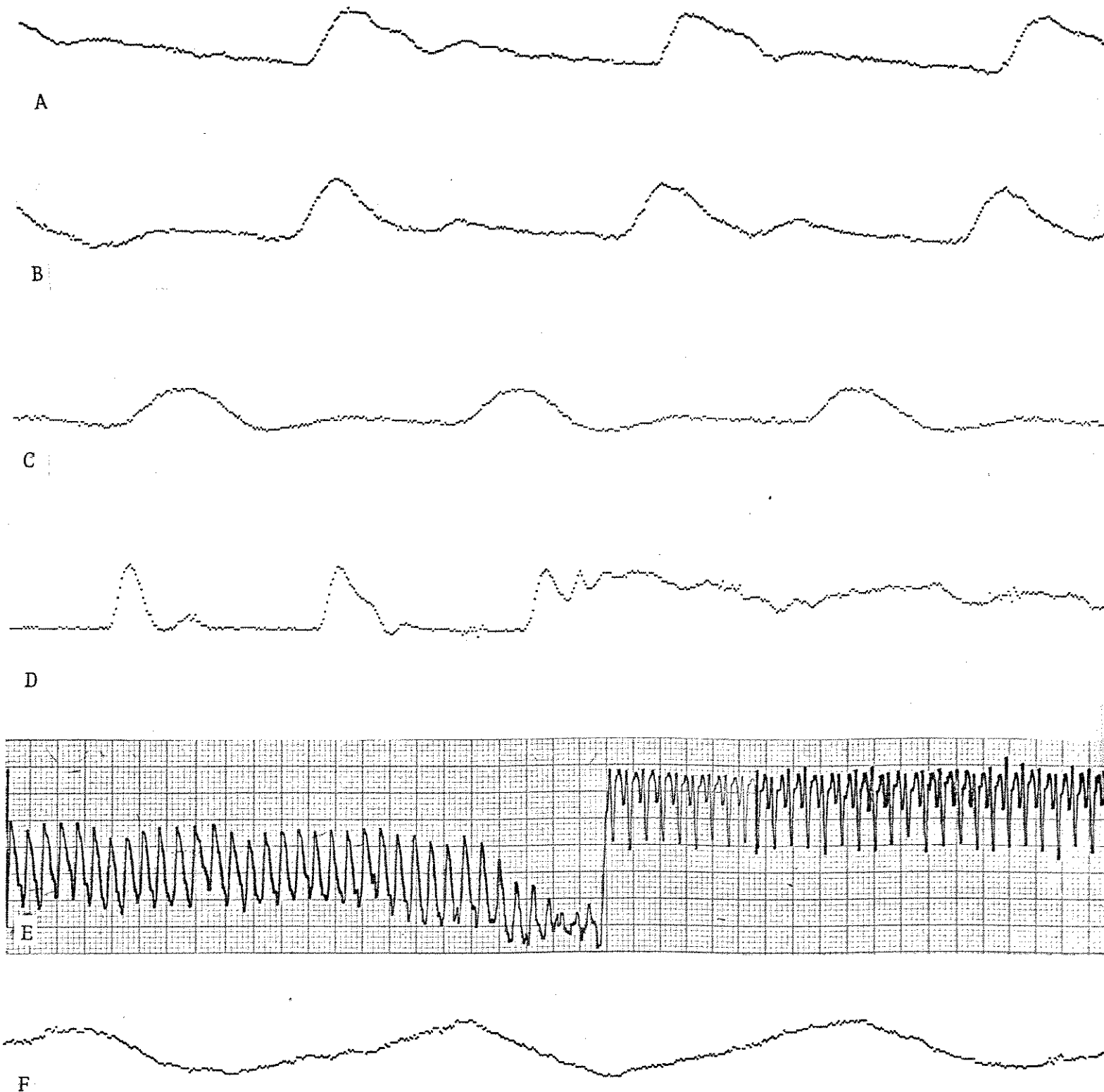


Figura VI.4. Apresentação dos sinais correspondentes à velocidade de fluxo sanguíneo de artérias carótida externa (a), braquial (b) e femoral superficial (c). Apresenta também o sinal de velocidade de fluxo sanguíneo através de uma anastomose arterio-venosa (d) ao nível do pulso de paciente renal crônico. Logo a seguir temos o registro em papel milimetrado deste mesmo sinal (e). Por último é apresentado o sinal de velocidade de fluxo sanguíneo venoso (f). Detalhes no texto.

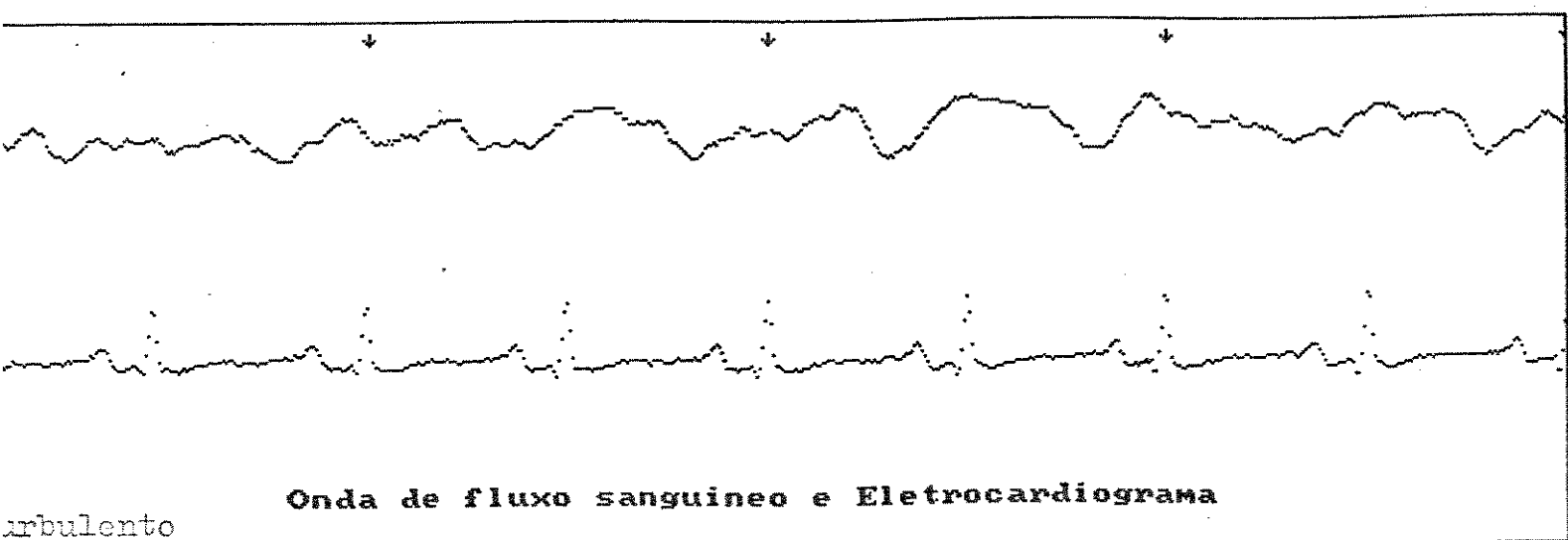
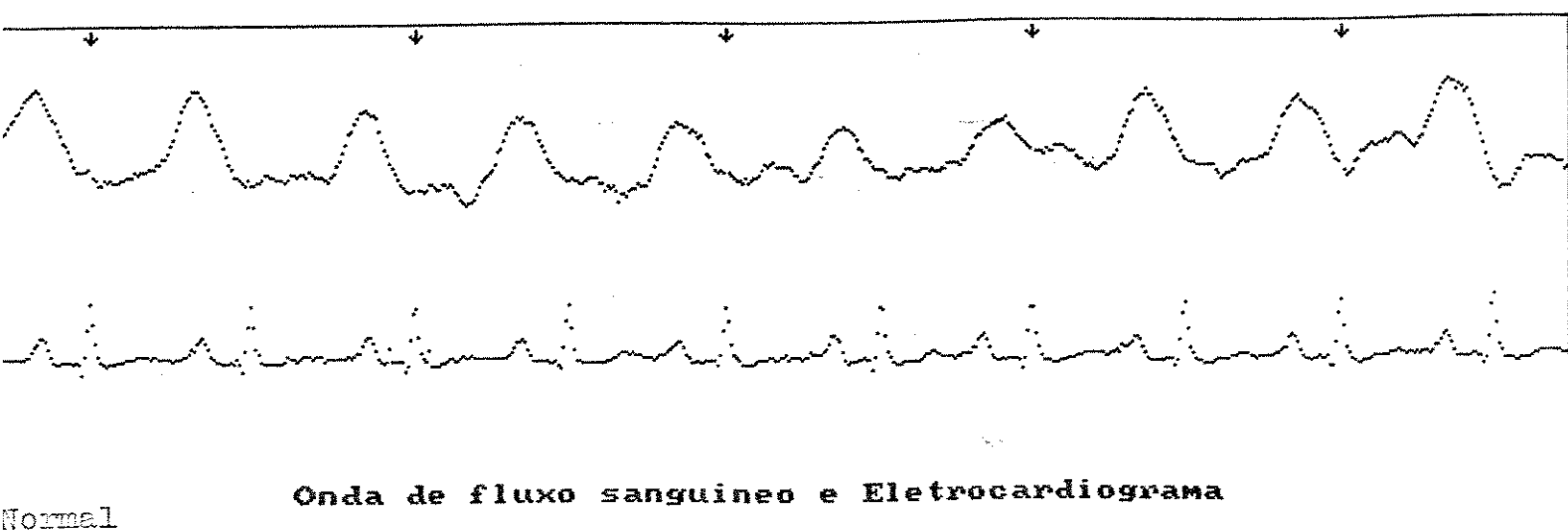
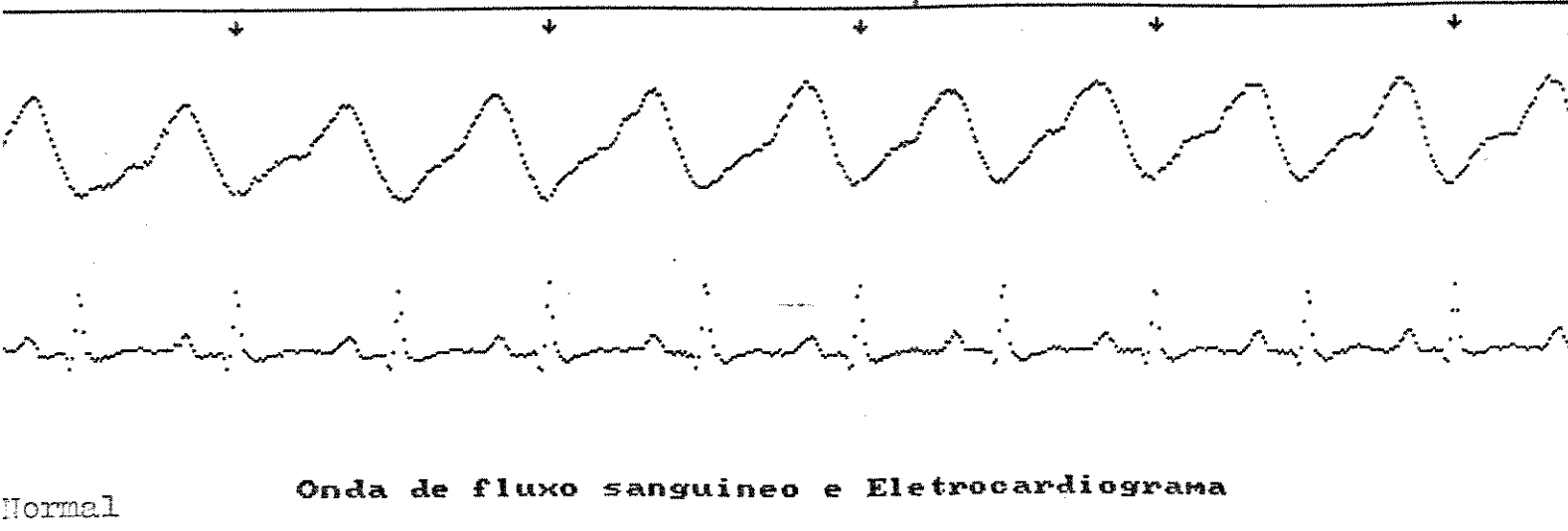


Figura VI.5. Apresentação do sinal de velocidade média instantânea de fluxo sanguíneo de artéria femoral de cão captado por ultra-som Doppler. O sinal de ECG está na linha inferior. As setas indicam os sinais de sincronismo. Ver texto para maiores detalhes.

frequência cardíaca elevada ocasionou apenas uma detecção de pico R a cada dois complexos QRS. Este inconveniente foi solucionado pela alteração dos filtros temporais da rotina de detecção de pico R (vide Capítulo IV). Por outro lado, com a artéria femoral humana, os resultados foram insuficientes para avaliar o desempenho durante as cirurgias vasculares. Houve problemas em relação à incompatibilidade entre equipamentos disponíveis no centro cirúrgico, como também em relação à alimentação elétrica (220 Volts), a qual causou mal funcionamento do microcomputador. Maiores discussões à este respeito serão feitas no capítulo seguinte.

VI.2. Resultados dos Testes de Avaliação do Fluxo

Na primeira bateria de testes (VI.1) o desempenho do sistema desenvolvido neste trabalho foi avaliado quanto à sua resposta frente aos diversos sinais de entrada. Avaliado o sistema em si, a segunda bateria de testes consistiu na avaliação de qualquer fluxo, efetuada pelo mesmo sistema. Assim sendo, foram realizados dois tipos de testes, ou sejam, testes "in vitro" e testes "in vivo", cujos resultados serão descritos a seguir:

1. Resultado dos testes "in vitro"

Como já descrito no capítulo V, estes testes foram realizados com o auxílio do simulador de fluxo. Como se observa na Figura VI.6, o simulador permite gerar fluxos pulsáteis, tanto carotídeos como femorais, os quais, após processamento pelo equipamento Doppler, apresenta as curvas representativas da velocidade média instantânea destes fluxos.

Para o estudo do comportamento do fluxo, utilizou-se um "by pass" suturado em ângulo de 65 graus (Capítulo V., item 2.1.), sem obstrução do leito normal. Como se observa na Figura VI.7 (a,b,c,d,e,f), o fluxo apresenta diferentes características de acordo com o segmento investigado. O primeiro segmento, localizado a aproximadamente 2 cm do centro da anastomose proximal, apresenta fluxo praticamente normal, com onda trifásica característica da artéria femoral superficial (Figura VI.7.a). No segmento seguinte, na anastomose proximal (Fig.VI.7.b), observa-se a mudança da forma de onda de trifásica para bifásica, com desaparecimento do fluxo reverso. Isto se deve, provavelmente, à maior capacitância (aumento do volume a ser preenchido devido à bifurcação do leito artificial) e conseqüentemente, à menor resistência ao fluxo. Esta alteração na forma de onda se mantém no terceiro e quarto segmentos (Fig VI.7 c e d respectivamente). No quinto segmento, isto é, na confluência do "by pass" com o leito normal (Fig. VI.7.e), a forma de onda novamente se torna trifásica. Nota-se, todavia, uma alteração desta onda, quando comparada àquela do primeiro segmento (Fig.VI.7.a), a qual apresenta maior amplitude e

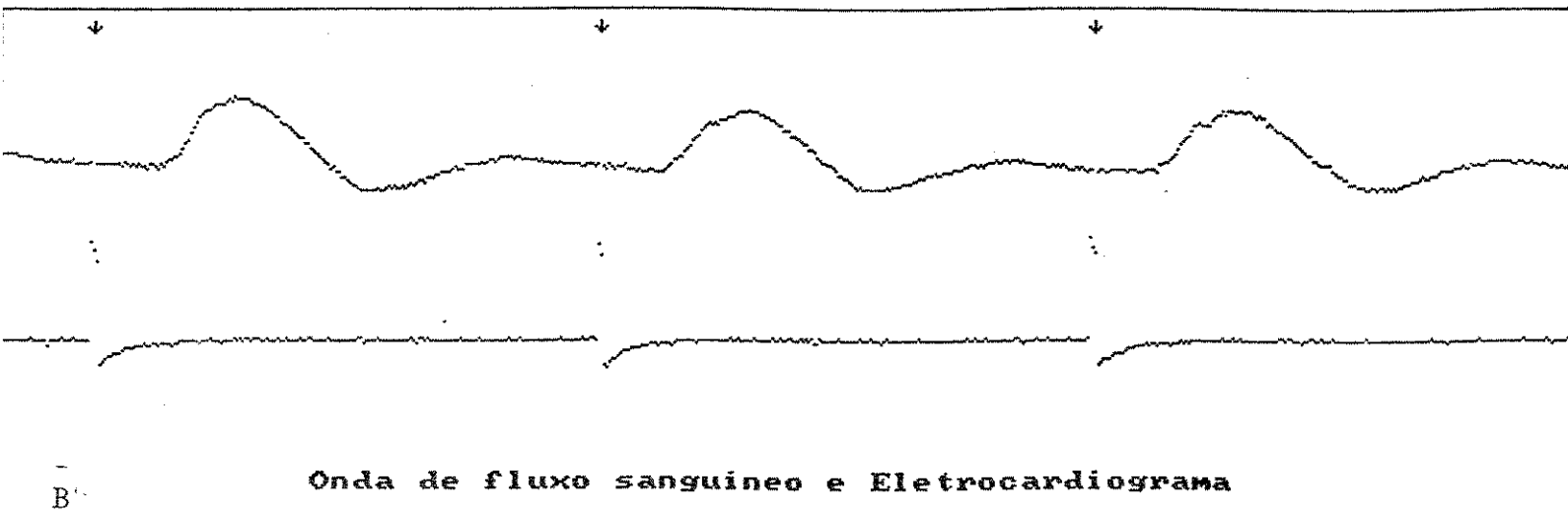
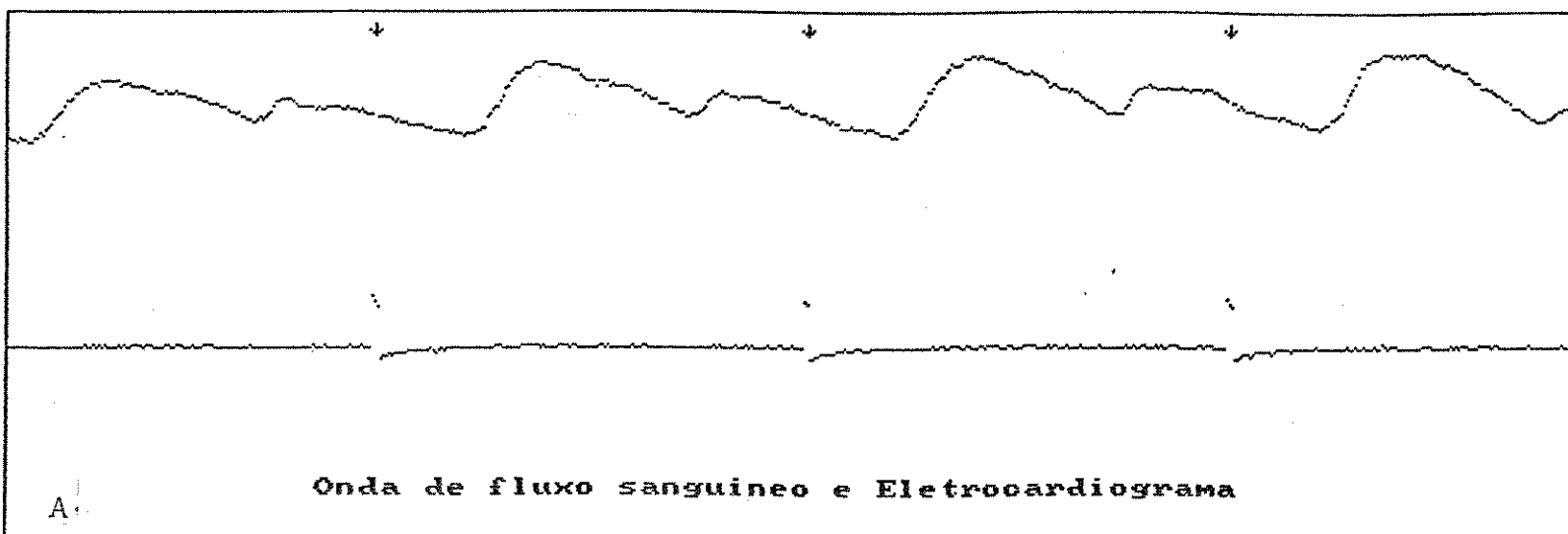
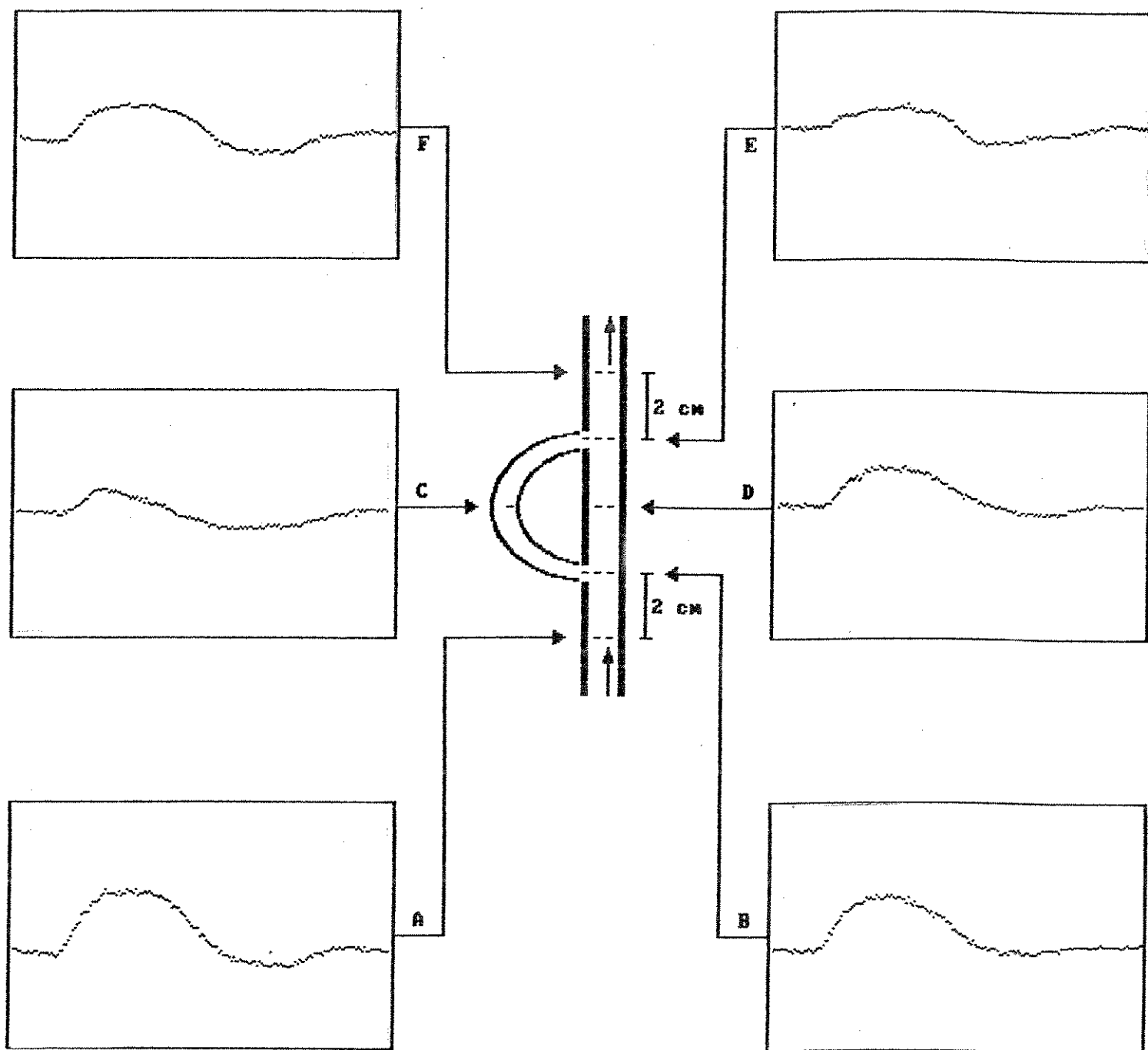


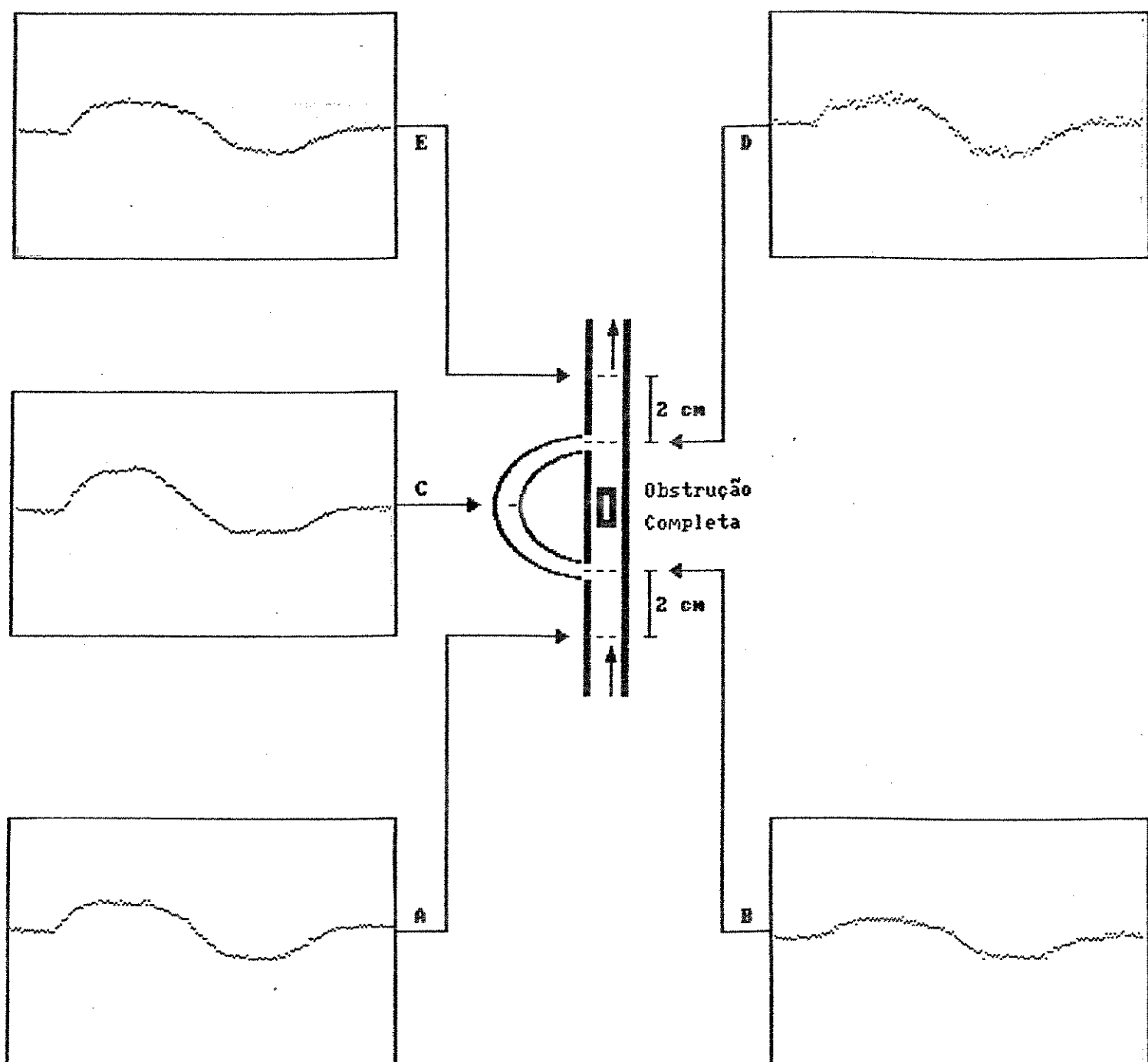
Figura VI.6. Apresentação dos fluxos simulados de artérias , carótida externa (a) e femoral superficial (b). Nota-se o sinal simulado de ECG e as setas indicando a sinalização dos picos máximos. Maiores detalhes no texto.



. Figura VI.7.a,b,c,d,e,f Demonstração das diversas formas de onda de velocidade de fluxo presentes em cada segmento do sistema de teste. Maiores detalhes no texto.

conformação da fase sistólica mais regular. Como no último segmento, a aproximadamente 2cm da anastomose distal (Fig.VI.7.f), observa-se praticamente a recuperação quase completa da forma de onda inicial (ou seja, da Fig.VI.7.a), isto indica ou sugere a existência de distúrbio de fluxo na confluência do "by pass" com o leito normal.

Corroborando a hipótese de distúrbio de fluxo existente na confluência de "by pass", observa-se na Figura VI.8 (a,b,c,d,e) o mesmo tipo de experimento descrito anteriormente, porém apresentando uma obstrução completa no leito normal. Observa-se no primeiro segmento (Fig.VI.8.a) e último segmento (Fig.VI.8.e), localizados a 2 cm das anastomoses proximal e distal respectivamente, a mesma forma de onda de velocidade de fluxo, ou seja, ondas trifásicas praticamente iguais, o que sugere a recuperação completa do fluxo inicial. No segundo segmento (Fig VI.8.b ou anastomose proximal), diferente do observado na Figura VI.7.b, onde havia uma onda de forma bifásica, nota-se agora uma onda de forma trifásica. Isto seria esperado pois não há aumento da área seccional do tubo e consequentemente, devido ao bloqueio produzido, não há aumento de volume da tubulação. No entanto, neste mesmo segmento (Fig.VI.8.b), observa-se um achatamento da onda de velocidade de fluxo. Isto sugere que nesta região ocorra um pequeno distúrbio no fluxo, o que é sugerido pela comparação desta forma de onda com aquela obtida no "by pass" (Fig.VI.8.d), na qual se observa o mesmo fenômeno, porém de uma maneira mais acentuada. Este distúrbio do fluxo é devido, provavelmente, à formação de vórtices que ocorrem tanto na bifurcação como na



. Figura VI.8.a,b,c,d,e Apresentação das diversas formas de onda de velocidade de fluxo. As letras indicam as figuras correspondentes a cada segmento do sistema. Explicações no texto.

confluência de fluxos distintos. Discussões mais detalhadas serão feitas no Capítulo VII adiante.

Com o objetivo de localizar mais precisamente o local onde ocorrem os distúrbios de fluxo, foram observados diversos segmentos deste mesmo leito artificial (da Fig. VI.8.). A Figura VI.9 (a,b,c,d,e,f,g) apresenta os resultados obtidos de 1 em 1 centímetro deste leito artificial. Observa-se nitidamente que a forma de onda se mantém trifásica em todos os segmentos, com exceção do terceiro segmento (Fig. VI.9.c), no qual há evidente distúrbio do fluxo. Nota-se também a recuperação da forma de onda normal a apenas 1 centímetro da confluência. Este resultado vem sugerir a existência de distúrbio do fluxo nas regiões de bifurcação e confluência, sendo que este distúrbio é limitado à estas áreas (Fig.VI.9 a,b,d,e,f,g).

Para avaliar a influência do ângulo de sutura do "by pass" no comportamento do fluxo, foi construída uma confluência de dois tubos idênticos (2,42 mm) de polipropileno em ângulo de 90 graus. Foi também colocado um bloqueio completo antes da anastomose (Fig.VI.10.). As amostras dos sinais foram obtidas de 1 em 1 centímetro. Nota-se no primeiro e último segmentos (Fig. VI.10. a e e, respectivamente), a mesma forma de onda, o que demonstra a recuperação do sinal inicial. A partir do segundo segmento (Fig.VI.10.b), a forma de onda altera-se visivelmente, até se tornar totalmente distorcida na confluência (Fig.VI.10.c), com insignificante fluxo anterógrado e reverso. Este resultado sugere que o comportamento do fluxo é dependente do ângulo de inserção

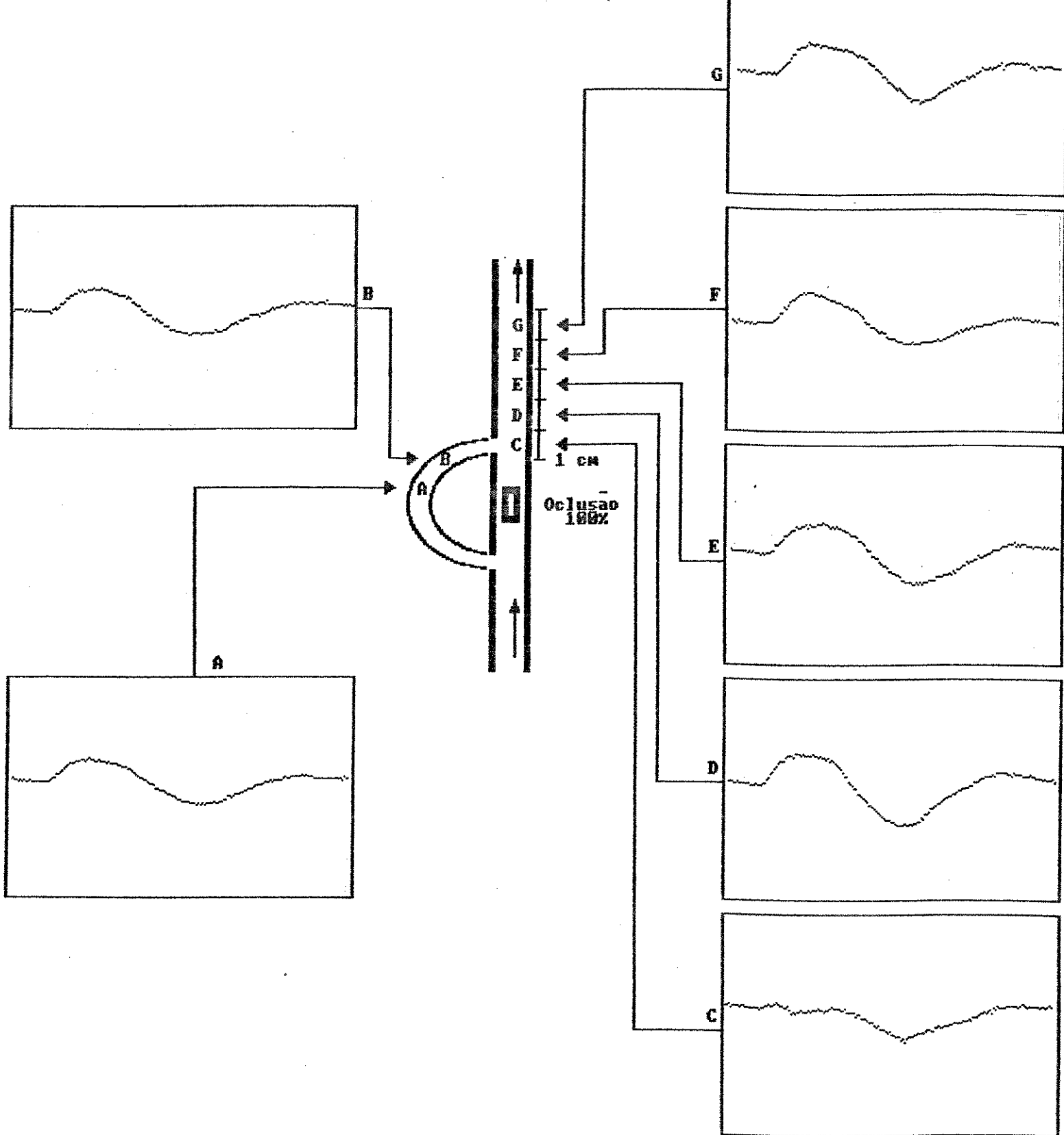
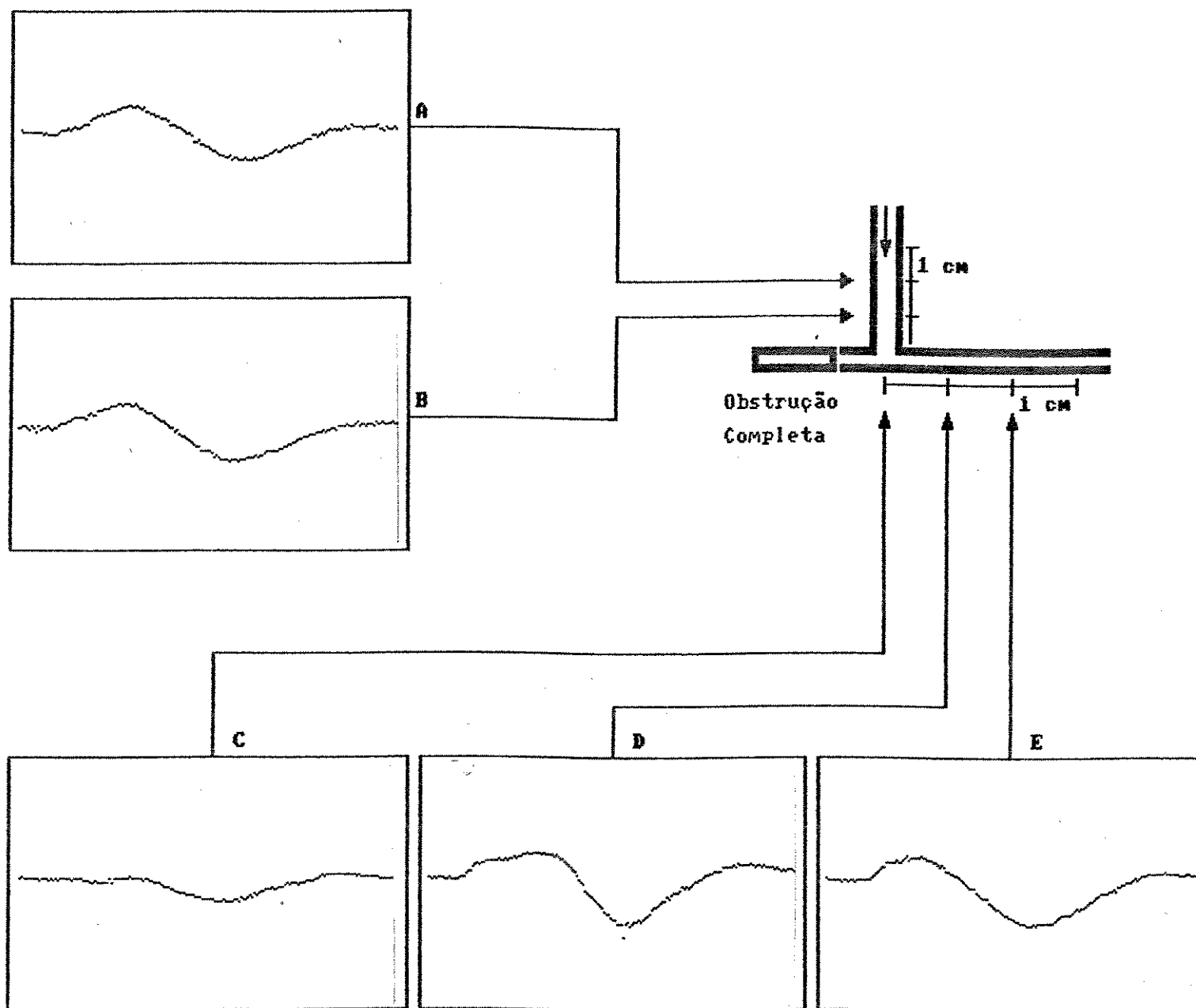


Figura VI.9.a,b,c,d,e,f,g Apresentação das ondas de velocidade de fluxo femoral obtidas com o simulador. Observa-se as alterações destas ondas de acordo com o segmento analisado. Detalhes no texto.



. Figura VI.10.a,b,c,d,e Apresentação das ondas de velocidade de fluxo em diferentes segmentos de um sistema de teste. Detalhes no texto.

de um "by pass", e que este ângulo é um dos fatores geradores de turbulência do fluxo. Entretanto, serão necessários maiores estudos neste sentido para avaliação do ângulo ideal do "by pass" durante as cirurgias de revascularização.

VI.2. Resultado dos testes "in vivo"

No ítem anterior foram descritos os resultados obtidos de testes realizados para avaliação de fluxo "in vitro". Agora serão descritos os resultados dos testes realizados "in vivo", que é a meta deste trabalho, ou seja, a avaliação do fluxo sanguíneo em seres vivos, principalmente em pacientes portadores de insuficiência vascular periférica. Estes resultados foram obtidos de testes em artérias de cão e de pacientes do Hospital das Clínicas da Unicamp.

Com o animal anestesiado, a artéria femoral superficial foi dissecada e exposta no campo cirúrgico. Na primeira etapa, obteve-se os sinais de velocidade média instantânea de fluxo sanguíneo desta artéria, como mostra a Figura VI.11. Observa-se que a frequência cardíaca deste animal (178 bpm) foi superior ao dimensionado pela rotina de detecção do pico R do ECG (posteriormente, esta detecção foi ajustada para frequências superiores a 120 bpm). A forma de onda obtida, como se pode notar, não difere muito daquela obtida da artéria femoral superficial do homem. Não cabe aqui discutir as fases desta onda, porém nota-se, na fase inicial (diastólica), uma somação da retomada do fluxo anterógrado com o início de um novo fluxo

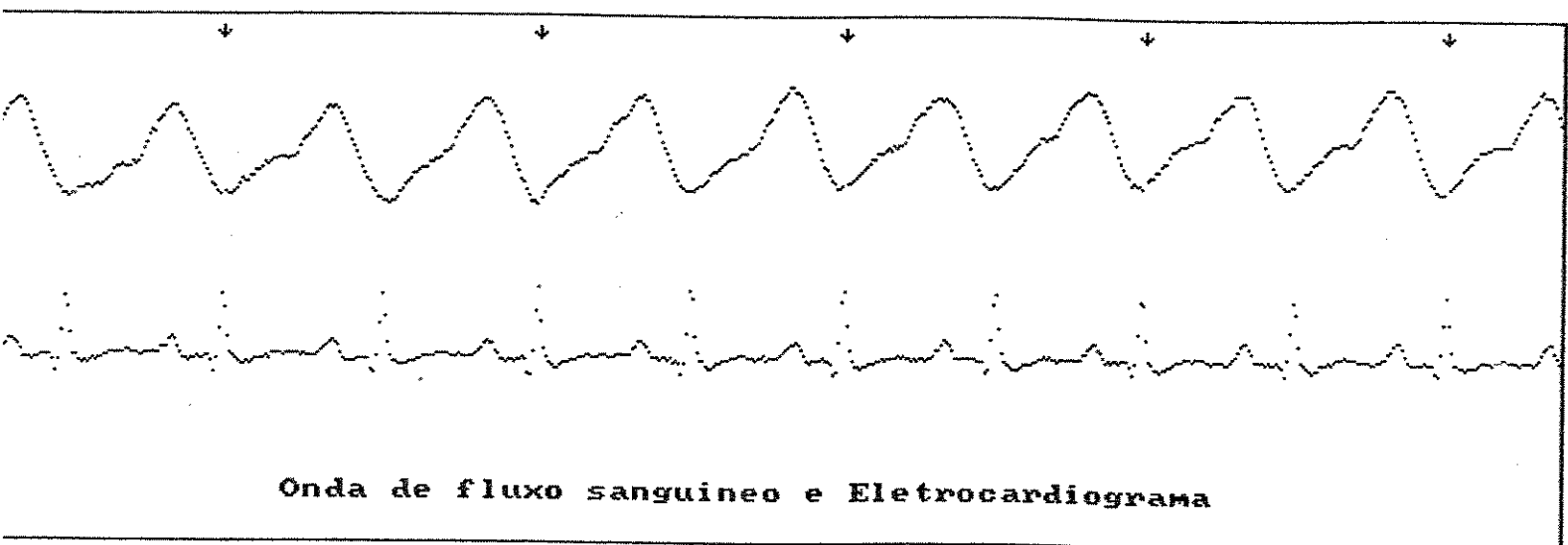
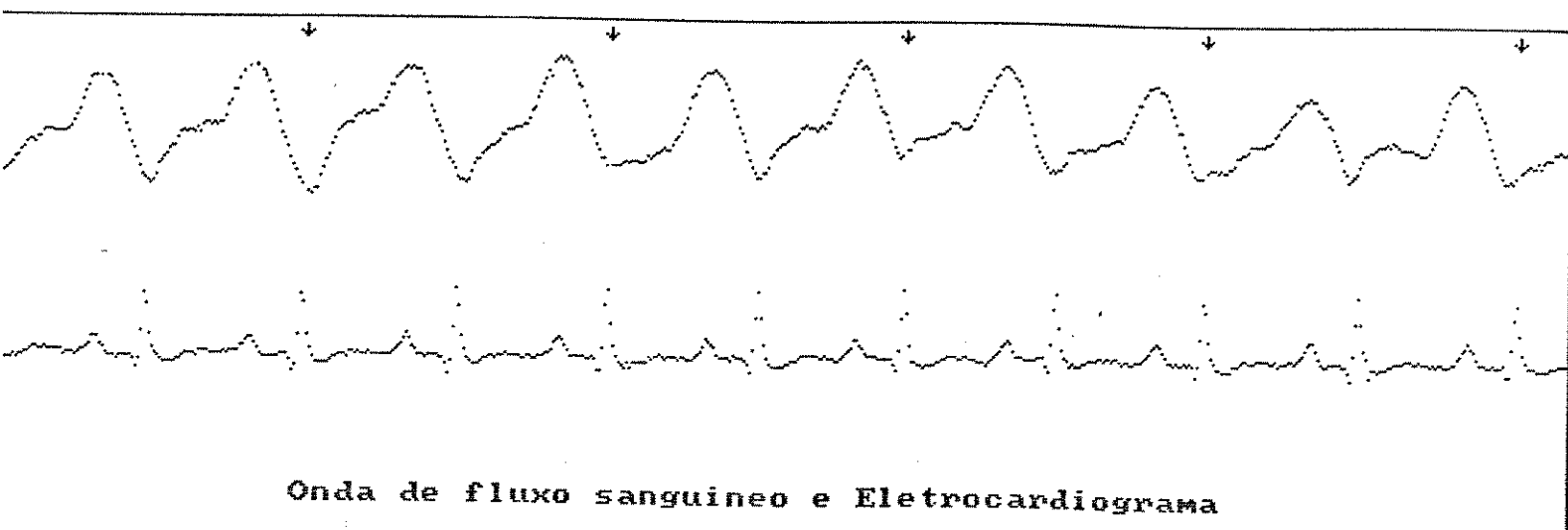


Figura VI.11. Apresentação do sinal de velocidade média instantânea de fluxo sanguíneo de artéria femoral superficial de cão. Observa-se que o sinal de sincronismo do ECG (setas) não está presente em todos os ciclos, porque a frequência cardíaca do animal (178 bpm) foi superior ao dimensionado pelo sistema (120 bpm). Detalhes no texto.

sistólico. Na etapa seguinte do experimento (Figura VI.12), a veia femoral, situada ao lado da artéria de mesmo nome, foi isolada e dissecada. A seguir o fluxo sanguíneo da artéria femoral foi interrompido e na sua parede foram abertos dois orifícios, distantes 2 cm um do outro. Sobre estes dois orifícios foram suturadas as duas extremidades da veia femoral. A veia femoral, desta forma, formou uma ponte sobre a artéria femoral. Esta ponte é denominada "by pass". Abrindo-se novamente o fluxo sanguíneo pela artéria femoral, o sangue flui pela artéria e pelo "by pass" simultaneamente. Ocluindo-se a artéria femoral (pinçamento) de forma que todo o sangue passe somente pelo "by pass", observa-se que a colocação deste "by pass" ocasionou distúrbios no fluxo sanguíneo. Comparando a Figura VI.12.a com a Figura VI.12.g, observa-se que a forma de onda é semelhante, o que permite concluir que houve recuperação da forma de onda inicial. O que mais chama a atenção são as formas de onda observadas nas Figuras VI.12.d e VI.12.e. Na Figura VI.12.d nota-se que houve aumento da amplitude da onda, o que pode ser explicado pelo seguinte: como o "by pass" (venoso) possui maior elasticidade (maior complacência) quando comparado à artéria, este segmento, sob pressão sanguínea arterial, aumenta de diâmetro e apresenta maior movimentação das paredes durante cada ciclo cardíaco do animal (observados durante o experimento). Na Figura VI.12.e observa-se um evidente distúrbio no fluxo sanguíneo, onde as formas de onda se tornam irreconhecíveis. Isto sugere que no local da anastomose há formação, provavelmente, de fluxo turbulento, o qual não é detectado 1 cm após a anastomose distal (Figuras VI.12.f, g). Estes resultados experimentais são

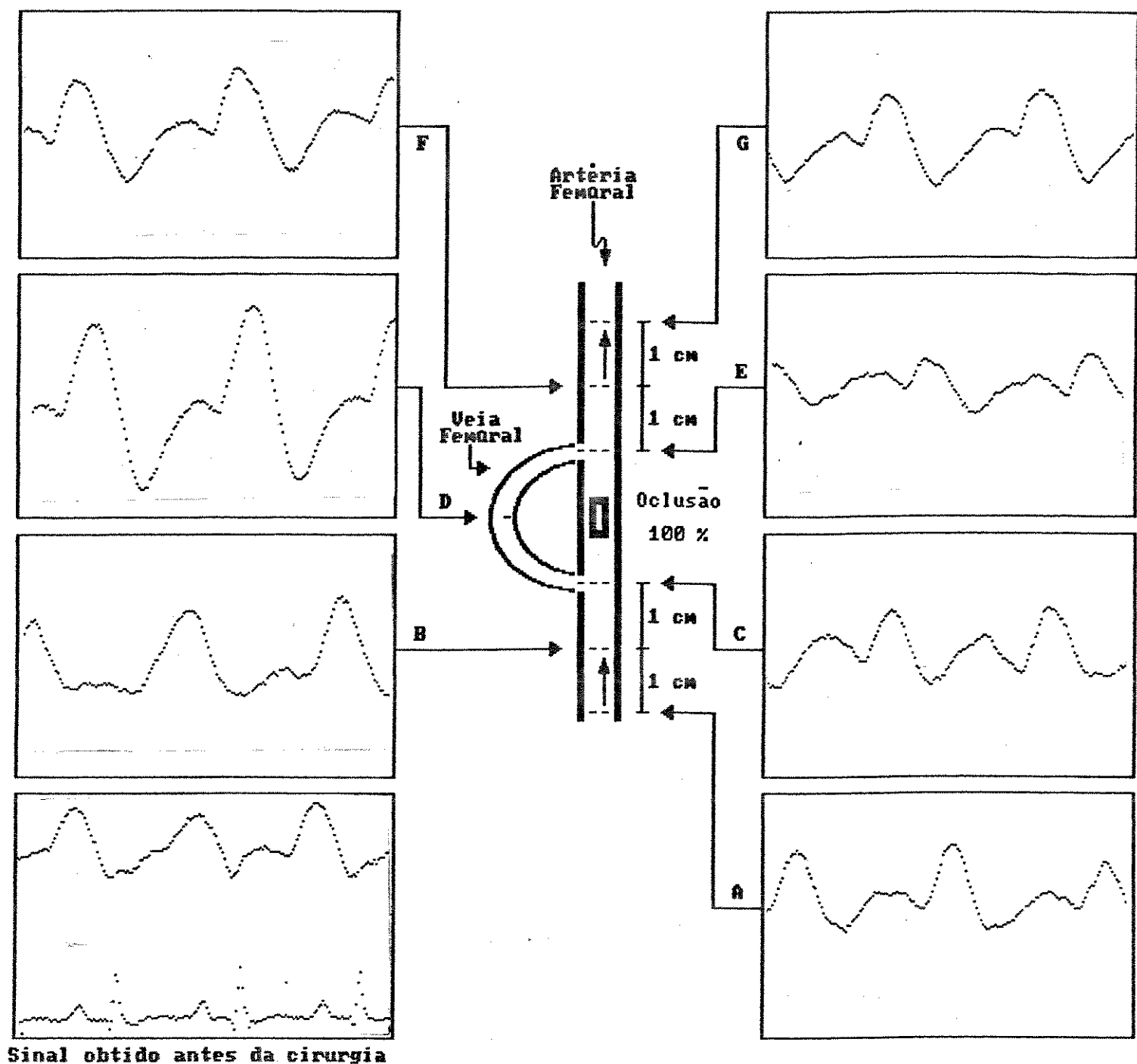


Figura VI.12. Apresentação dos sinais de velocidade média instantânea de fluxo na artéria femoral superficial de cão. Observa-se que o "by pass" ocasiona alteração da forma de onda, com provável formação de turbulência. Detalhes no texto.

semelhantes àqueles obtidos no simulador de fluxo (testes de avaliação de fluxo "in vitro", Figura VI.9.).

Tendo descrito os resultados dos testes em cão, descreveremos agora os resultados dos testes realizados em seres humanos, utilizando-se pessoas assintomáticas e pacientes portadores de insuficiência vascular de membros inferiores. Ambos os testes foram realizados transcutaneamente.

Na Figura VI.13 observa-se o sinal promediado de uma artéria femoral de pessoa assintomática. Os números apresentados logo após cada parâmetro, correspondem aos valores calculados sobre a curva promediada. A seguir são apresentados os desvios padrão de cada parâmetro. Os números apresentados na coluna central representam os valores encontrados na população brasileira, obtidos de artérias femorais superficiais de indivíduos assintomáticos (Schlindwein, 1982). Comparando estes valores com os respectivos valores apresentados na primeira coluna, observa-se que os mesmos estão dentro dos limites estabelecidos como normais.

Como complementação destes testes "in vivo" de indivíduos assintomáticos, as Figuras VI.14 e VI.15 apresentam, respectivamente, as curvas promediadas de sinais de velocidade de fluxo sanguíneo das artérias braquial e carótida comum. Para estas artérias, os valores da coluna central (que corresponde aos valores obtidos de artérias femorais) não têm validade. Deve-se observar, além dos parâmetros obtidos, a forma de onda encontrada

AVALIAÇÃO HEMODINÂMICA VASCULAR

Centro de Engenharia Biomedica - UNICAMP

IDENTIFICAÇÃO

Nome: R.G.:
 Sexo: Raça: E.Civil: Data Nascim.: / / 1
 Natural.: Data do exame: 30/09/ 1988
 Medico: Dr. Hora: 16:15 hrs
 A.P.e F.:
 Q.D.:
 E.F.: PA x Peso Kg Obs.:
 H.D.:

PROMEDIADO COM 12 PERIODOS COMPLETOS

[ARQUIVO]

Registro:
 Data: 30/09/1988 Hora: 16:15
 Femoral Direita ? 5 Mhz

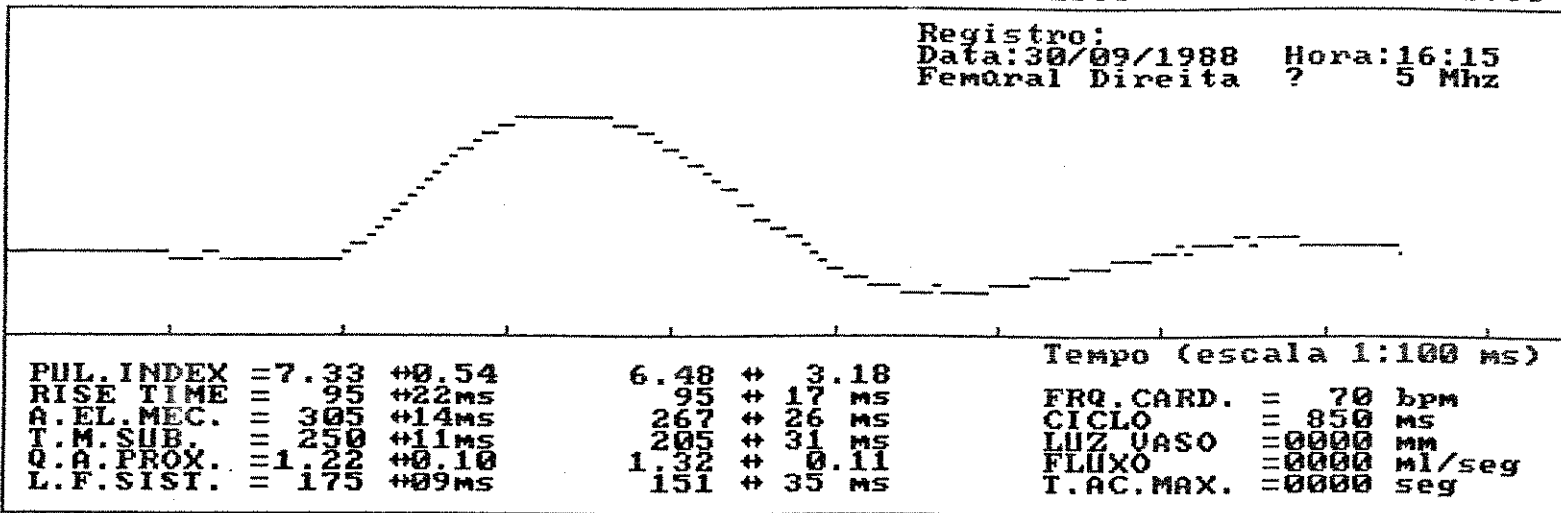


Figura VI.13 Relatório impresso contendo a identificação do paciente e a curva promediada de velocidade média instantânea de fluxo sanguíneo de artéria femoral superficial em indivíduo assintomático. Observar a forma trifásica desta onda. Comentários e detalhes no texto.

AVALIAÇÃO HEMODINÂMICA VASCULAR

Centro de Engenharia Biomedica - UNICAMP

IDENTIFICAÇÃO

Nome: R.G.:
 Sexo: Raça: E.Civil: Data Nascim.: / / 1
 Natural.: Data do exame: 30/09/ 1988
 Medico: Dr. Hora: 16:15 hrs
 A.P.e F.:
 Q.D.:
 E.F.: PA x Peso Kg Obs.:
 H.D.:

PROMEDIADO COM 12 PERIODOS COMPLETOS

[ARQUIVO]

Registro:
 Data: 30/09/1988 Hora: 16:15
 5 Mhz

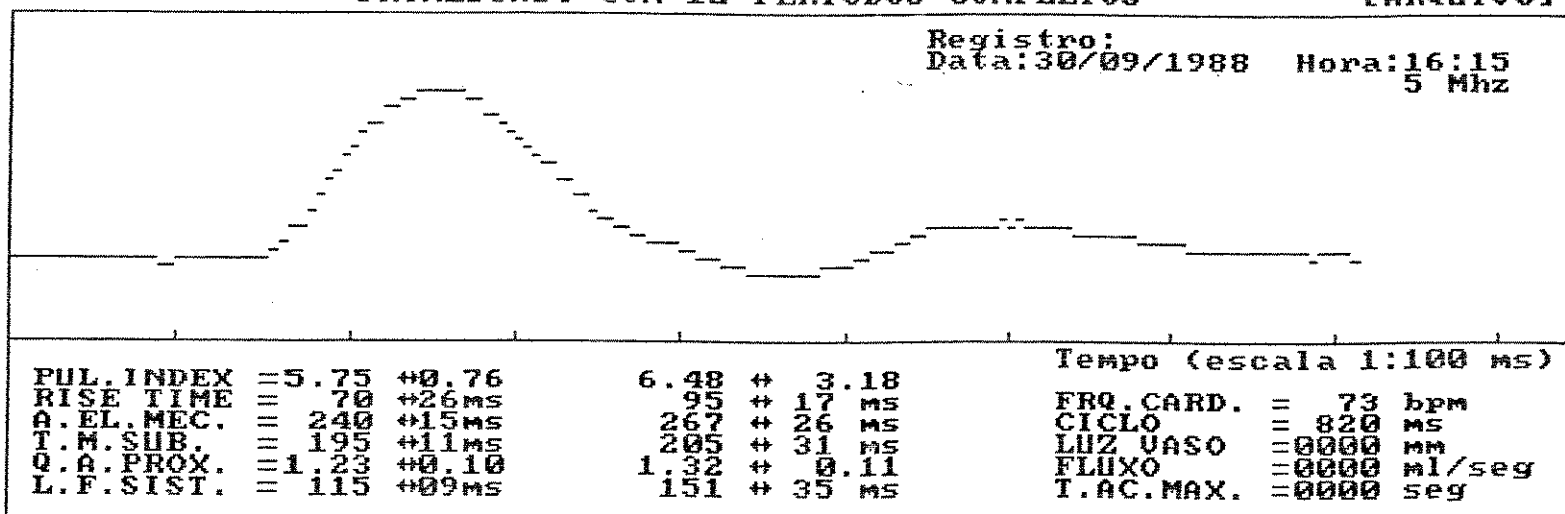


Figura VI.14. Relatório impresso contendo a identificação do paciente e a curva promediada da velocidade média instantânea de fluxo sanguíneo em artéria braquial de indivíduo assintomático. Observar a forma trifásica desta onda. Comentários e detalhes no texto.

AVALIAÇÃO HEMODINÂMICA VASCULAR

Centro de Engenharia Biomedica - UNICAMP

IDENTIFICAÇÃO

Nome: _____ R.G.: _____

Sexo: _ Raça: _ E.Civil: _ Data Nascim.: __/__/1__

Natural.: _____ Data do exame: __/__/19__

Medico: Dr. _____ Hora: __:__ hrs

A.P.e F.: _____

O.D.: _____

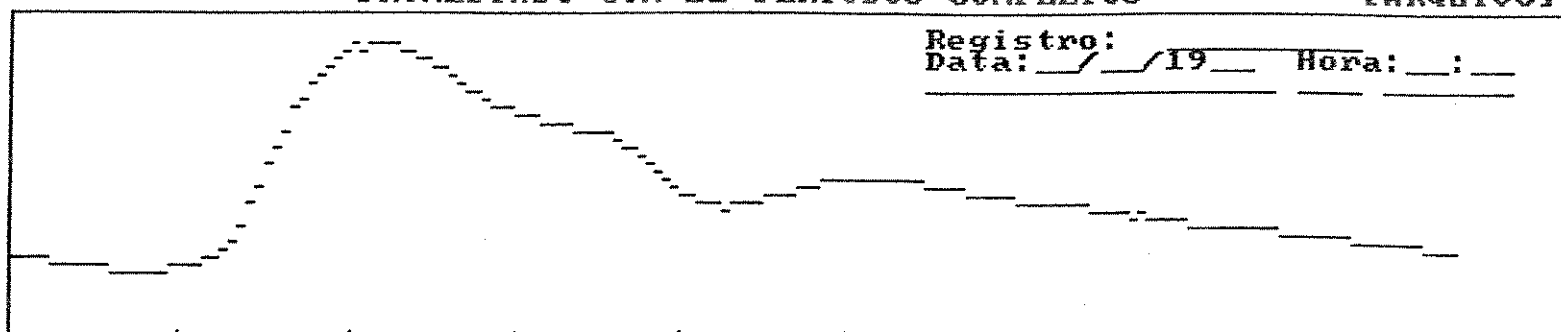
E.F.: PA __x__ Peso ____ Kg Obs.: _____

H.D.: _____

PROMEDIADO COM 12 PERIODOS COMPLETOS

[ARQUIVO]

Registro: _____
Data: __/__/19__ Hora: __:__



PUL. INDEX = 3.22 ± 0.23
RISE TIME = 80 ± 14ms
A.EL.MEC. = 200 ± 11ms
T.M.SUB. = 155 ± 10ms
Q.A.PROX. = 1.29 ± 0.09
L.F.SIST. = 210 ± 09ms

6.48 ± 3.18
95 ± 17 ms
267 ± 26 ms
205 ± 31 ms
1.32 ± 0.11
151 ± 35 ms

Tempo (escala 1:100 ms)

FRQ.CARD. = 68 bpm
CICLO = 880 ms
LUZ VASO = 0000 mm
FLUXO = 0000 ml/seg
T.AC.MAX. = 0000 seg

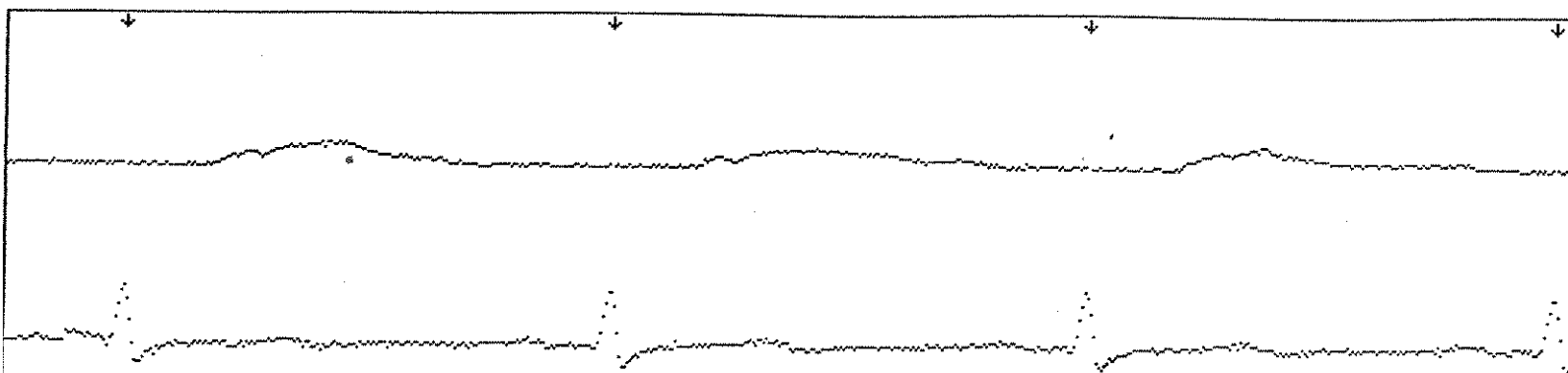
Figura VI.15. Relatório impresso contendo a identificação do paciente e a curva promediada de velocidade média instantânea de fluxo sanguíneo de artéria carótida comum em indivíduo assintomático. Observar a forma bifásica desta onda. Detalhes e comentários no texto.

nestas duas artérias. Na carótida comum, a onda promediada é claramente bifásica, porém apresenta um "degrau" na sua descida (diástole cardíaca), que representa o fechamento da válvula aórtica. Na artéria braquial observa-se a forma trifásica, que também é encontrada na femoral superficial.

Para avaliar pacientes portadores de insuficiência vascular em membros inferiores, foram realizados dois exames completos, cujos resultados são descritos a seguir.

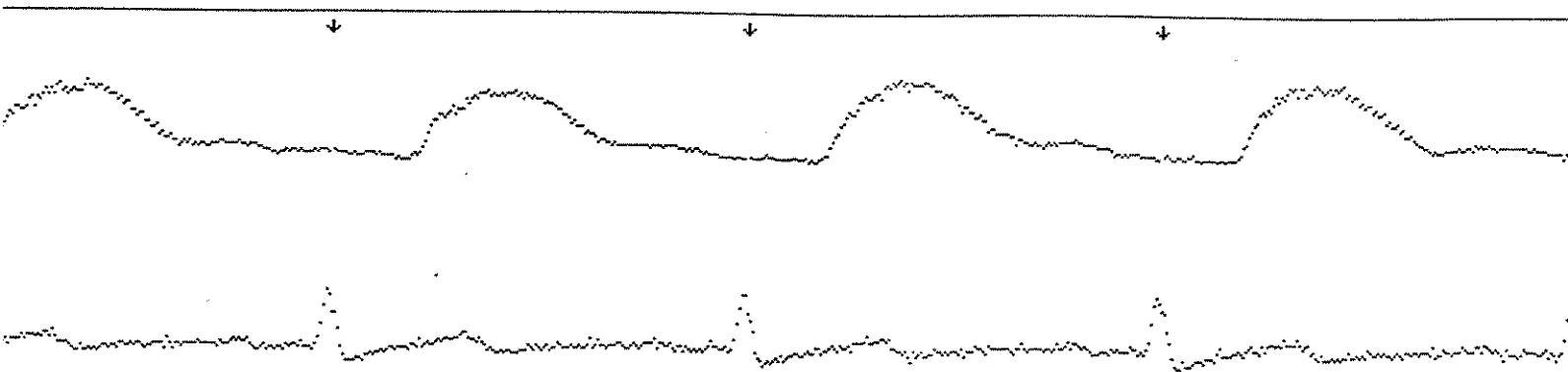
Na Figura VI.16 observa-se a comparação entre os dois membros inferiores de dois pacientes sintomáticos, aqui apresentados como paciente JP e paciente MSR. No primeiro havia queixas de dormência em Membro Inferior Esquerdo (MIE) há 5 anos. Observa-se a acentuada atenuação do sinal de velocidade e forma de onda bifásica. No paciente MSR havia queixas de claudicação em Membro Inferior Direito (MID) há 8 anos. Não se observa atenuação como no primeiro paciente, porém nota-se a forma de onda bifásica.

A Figura VI.17 apresenta o relatório correspondente à artéria femoral direita do paciente JP. O aumento da largura de fase de fluxo sistólico sugere um aumento da resistência vascular a juzante da área examinada. A forma bifásica sugere aumento da rigidez da parede vascular. O índice de pulsatilidade apresenta-se alterado porém não o suficiente para sugerir doença aorto-ilíaca. Os outros parâmetros não apresentaram alterações significativas.



JP

Onda de fluxo sanguíneo e Eletrocardiograma



MSR

Onda de fluxo sanguíneo e Eletrocardiograma

- Figura VI.16. Impressão de tela de alta resolução apresentando sinais de velocidade de fluxo sanguíneo de artérias femorais de dois pacientes sintomáticos JP e MSR. Detalhes no texto.

AVALIAÇÃO HEMODINÂMICA VASCULAR

Centro de Engenharia Biomedica - UNICAMP

IDENTIFICAÇÃO

Nome: R.G.: 241692-6
 Sexo: m Raça: b E.Civil: Data Nascim.: 18/05/ 1929
 Natural.: SJ Boa Vista Data do exame: 31/01/ 1989
 Medico: Dr. Paulo C.B.Freire Hora: 3 :00 hrs
 A.P.e F.:
 Q.D.: Dormencia em MIE ha 5 anos
 E.F.: PA 14x10 Peso 80 Kg Obs.: ins art cronica
 H.D.: Sindrome de Obstrucao Vascular Cronica

PROMEDIADO COM 12 PERIODOS COMPLETOS

[ARQUIVO]

Registro: 241692-6
 Data: 31/01/1989 Hora: 3 :00
 Femoral 5 Mhz

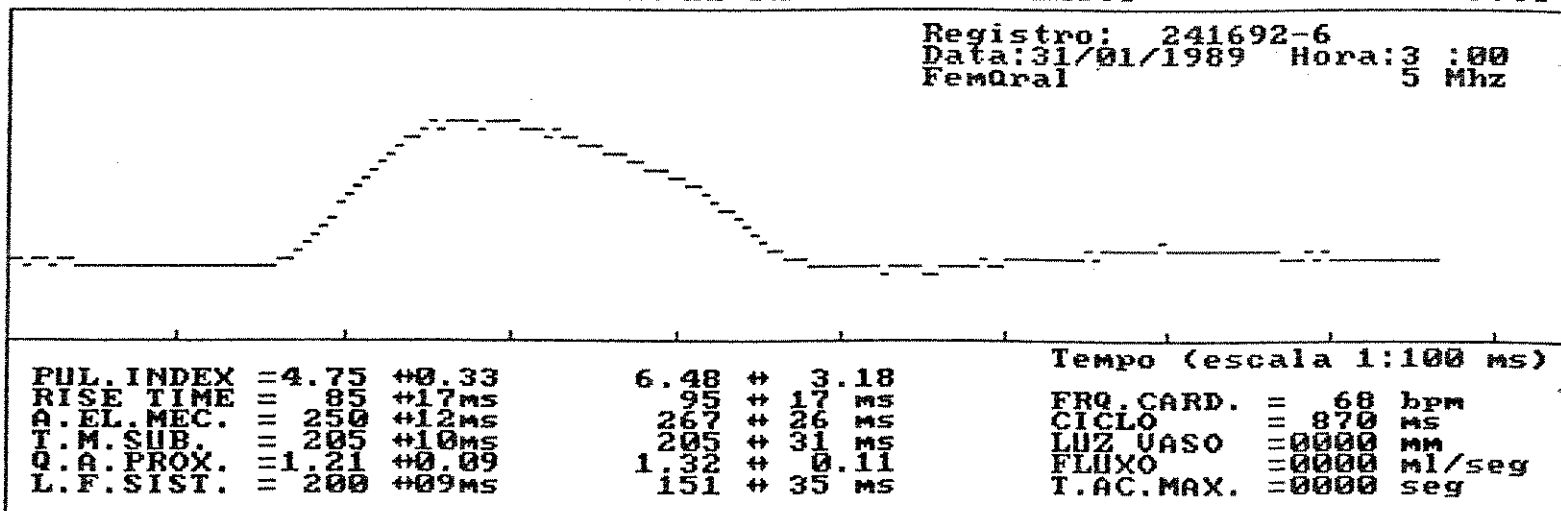


Figura VI.17. Relatório do exame da artéria femoral direita do paciente JP. Detalhes no texto.

A Figura VI.18 apresenta o relatório correspondente à artéria femoral esquerda do paciente JP. Nota-se importante achatamento da fase sistólica e diastólica, com diminuição do índice de pulsatilidade, significando um comprometimento aorto-ilíaco (provavelmente ilíaca esquerda) além de um aumento da resistência arterial distal ao ponto de medida. Um aumento da largura de fase de fluxo sistólico sugere também um aumento da resistência vascular periférica. A forma bifásica sugere rigidez da parede arterial. Os outros parâmetros não apresentam significativa alteração.

A Figura VI.19. apresenta o relatório correspondente à artéria femoral direita do paciente MSR. Nota-se significativa resistência periférica (onda bifásica, diminuição do índice de pulsatilidade e aumento da largura de fase de fluxo sistólico), com sugestiva lesão aorto-ilíaca proximal (aumento tanto do tempo de subida de fase de fluxo sistólico como do quociente de amortecimento proximal).

A Figura VI.20. apresenta o relatório correspondente à artéria femoral esquerda do mesmo paciente MSR. Nota-se que os parâmetros calculados para esta artéria não apresentam significativa variação quando comparados com a artéria femoral direita deste mesmo paciente. Isto leva a concluir que, ou ambas artérias apresentam as mesmas alterações patológicas, ou existe uma doença comum a nível aorto-ilíaco, o que parece mais provável neste paciente.

AVALIAÇÃO HEMODINÂMICA VASCULAR

Centro de Engenharia Biomedica - UNICAMP

IDENTIFICAÇÃO

Nome: R.G.: 241692-6
 Sexo: m Raça: b E.Civil: Data Nascim.: 18/05/ 1929
 Natural.: SJ Boa Vista Data do exame: 31/01/ 1989
 Medico: Dr. Paulo C.B.Freire Hora: 3 :00 hrs
 A.P.e F.:
 Q.D.: Dormencia em MIE ha 5 anos
 E.F.: PA 14x10 Peso 80 Kg Obs.: ins art cronica
 H.D.: Sindrome de Obstrucao Vascular Cronica

PROMEDIADO COM 12 PERIODOS COMPLETOS

[ARQUIVO]

Registro: 241692-6
 Data: 31/01/1989 Hora: 3 :00
 Femoral Esquerda 5 Mhz

U
e
l
i
c
i
a
d
a
e

PUL. INDEX = 3.00 ± 0.72
 RISE TIME = 75 ± 25 ms
 A.EL.MEC. = 245 ± 15 ms
 T.M.SUB. = 195 ± 11 ms
 Q.A.PROX. = 1.25 ± 0.10
 L.F.SIST. = 205 ± 09 ms

6.48 ± 3.18
 95 ± 17 ms
 267 ± 26 ms
 205 ± 31 ms
 1.32 ± 0.11
 151 ± 35 ms

Tempo (escala 1:100 ms)
 FRQ.CARD. = 69 bpm
 CICLO = 865 ms
 LUZ VASO = 0000 mm
 FLUXO = 0000 ml/seg
 T.AC.MAX. = 0000 seg

Figura VI.18 Relatório do exame da artéria femoral esquerda do paciente JP. Detalhes no texto

AVALIAÇÃO HEMODINÂMICA VASCULAR

Centro de Engenharia Biomedica - UNICAMP

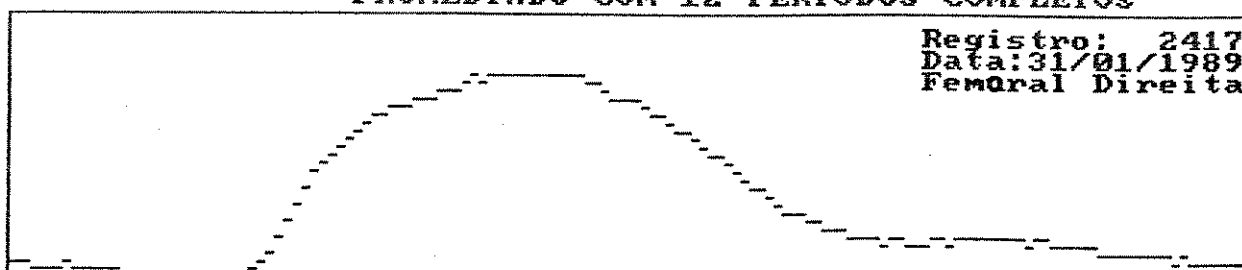
IDENTIFICAÇÃO

Nome: R.G.: 241739-0
 Sexo: F Raça: B E.Civil: C Data Nascim.: 25/06/ 1920
 Natural.: SJ Rio Pardo Data do exame: 31/01/ 1989
 Medico: Dr. Paulo e Dra Terezinha Hora: 16:00 hrs
 A.P.e F.: ndn
 Q.D.: Claudicacao em MID ha 8 anos
 E.F.: PA x Peso Kg Obs.:
 H.D.: Síndrome de Insuficiencia Vascular Cronica

PROMEDIADO COM 12 PERIODOS COMPLETOS

[ARQUIVO]

Registro: 241739-0
 Data: 31/01/1989 Hora: 16:00
 Femoral Direita 5 Mhz



PUL. INDEX = 3.12 ± 0.52
 RISE TIME = 135 ± 21 ms
 A.EL.MEC. = 275 ± 13 ms
 T.M.SUB. = 180 ± 10 ms
 Q.A.PROX. = 1.52 ± 0.09
 L.F.SIST. = 255 ± 09 ms

6.48 ± 3.18
 95 ± 17 ms
 267 ± 26 ms
 205 ± 31 ms
 1.32 ± 0.11
 151 ± 35 ms

Tempo (escala 1:100 ms)

FRQ. CARD. = 79 bpm
 CICLO = 755 ms
 LUZ VASO = 0000 mm
 FLUXO = 0000 ml/seg
 T.AC.MAX. = 0000 seg

Figura VI.19. Relatório do exame da artéria femoral direita do paciente MSR. Detalhes no texto.

AVALIAÇÃO HEMODINÂMICA VASCULAR

Centro de Engenharia Biomedica - UNICAMP

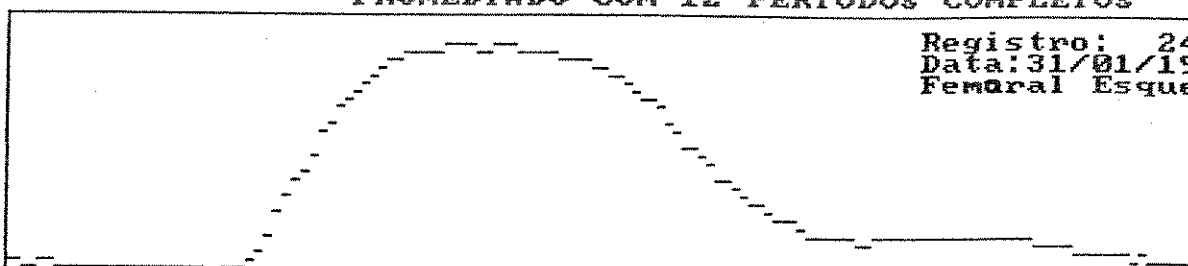
IDENTIFICAÇÃO

Nome: R.G.: 241739-0
 Sexo: f Raça: b E.Civil: c Data Nascim.: 25/06/ 1920
 Natural.: SJ Rio Pardo do Data do exame: 31/01/ 1989
 Medico: Dr. Terezinha e Paulo Hora: 16:00 hrs
 A.P.e F.:
 Q.D.: Claudicacao em MID ha 8 anos
 E.F.: PA x Peso Kg Obs.:
 H.D.: drome de Obstrucao Vascular Cronica

PROMEDIADO COM 12 PERIODOS COMPLETOS

[ARQUIVO]

Registro: 241739-0
 Data: 31/01/1989 Hora: 16:00
 Femoral Esquerda 5 Mhz



PUL. INDEX = 3.22 ± 0.36
 RISE TIME = 120 ± 18 ms
 A. EL. MEC. = 260 ± 12 ms
 T. M. SUB. = 180 ± 10 ms
 Q. A. PROX. = 1.44 ± 0.09
 L. F. SIST. = 235 ± 09 ms

6.48 ± 3.18
 95 ± 17 ms
 267 ± 26 ms
 205 ± 31 ms
 1.32 ± 0.11
 151 ± 35 ms

Tempo (escala 1:100 ms)

FRQ. CARD. = 82 bpm
 CICLO = 725 ms
 LUZ VASO = 0000 mm
 FLUXO = 0000 ml/seg
 T. AC. MAX. = 0000 seg

Figura VI.20. Relatório do exame da artéria femoral esquerda do paciente MSR. Detalhes no texto.

C A P Í T U L O V I I

VII.1. Discussão

O sistema permite sua utilização em salas cirúrgicas, pois além dos cálculos em tempo real, seu monitor de vídeo permite visualizar tanto a onda de velocidade de fluxo sanguíneo como o eletrocardiograma do paciente. Seu modo de operação não necessita de pessoal especializado e de instalações especiais. O software é auto-explicativo, e o único ajuste necessário (dos sinais do Doppler e ECG) é realizado através do acoplador analógico.

A principal contribuição do sistema durante as cirurgias vasculares é a sua capacidade de detecção de turbulências no fluxo sanguíneo. Este fato está correlacionado à técnica utilizada na cirurgia e é uma das grandes causas de falência de próteses vasculares no pós-operatório (Berkowitz, 1985). A falência das próteses com menos de 3 anos pode ser atenuada se forem observadas as condições hemodinâmicas per-operatórias do fluxo sanguíneo nas doenças ateroscleróticas, como, por exemplo, o posicionamento das derivações em ângulo adequado (Graham, 1983).

Outra vantagem é a padronização oferecida pelo sistema em relação ao ganho do sinal ultra-sônico. Como este depende do ângulo de incidência do feixe ultra-sônico (descrito no Capítulo II), o dispositivo arterial desenvolvido neste trabalho mantém este ângulo constante, ou seja, em 60 graus. Deste modo, pode-se

comparar ondas de diferentes indivíduos (quanto à sua forma, amplitude, duração, frequência e composição), pois todas foram obtidas com o mesmo ângulo de incidência.

Os arquivos em disco flexível e em relatório impresso fornecem uma população de pacientes disponíveis para estudos prospectivos de diferentes abordagens. A padronização oferecida pelo sistema permite estudar várias técnicas cirúrgicas e suas consequências hemodinâmicas, ou mesmo estudos epidemiológicos da população arteriopata (exemplo: estudos intra-operatórios e prospectivos de pacientes operados utilizando-se técnicas diversas).

A utilização de um sistema dedicado é a melhor alternativa para este método, pois o microcomputador além de estar sub-utilizado, dificulta o transporte do sistema para as salas cirúrgicas (peso, tamanho e múltiplos cabos). A implementação de sugestões diagnósticas, obtidas de estudos prospectivos de pacientes examinados, facilitará a interpretação dos parâmetros matemáticos utilizados. O estudo e desenvolvimento de outros parâmetros matemáticos permitirá o aprimoramento do diagnóstico.

Finalmente, o sistema é flexível o suficiente para, com simples modificações, permitir estudos de outros sistemas arteriais. Como exemplo, é possível utilizar o sistema nas seguintes circulações:

(a) renal, onde o transdutor ultra-sônico é posicionado (intra-operatoriamente) para avaliar o fluxo sanguíneo nas artérias renais durante os transplantes renais.

(b) carotídea, principalmente da carótida comum, para avaliação ultra-sônica transcutânea (ou intraoperatória) do fluxo, muito útil nas áreas neurocirúrgicas e neurológicas (Panico et al., 1986).

(c) peniana (Canongia et al., 1986), com o transdutor ultra-sônico posicionado transcutaneamente e utilizando-se manguitos infláveis próprios, permite auxiliar no diagnóstico de impotência de origem vascular, avaliando-se a presença de suficiente fluxo sanguíneo neste órgão.

(d) mesentérica (Cavallaro et al., 1981; Ristow et al., 1986) e demais artérias que irrigam os órgãos peritoniais. O transdutor é posicionado (intraoperatoriamente) para avaliar o compartimento do fluxo sanguíneo nestas artérias durante os transplantes e cirurgias destes órgãos.

(e) distúrbios vasoespásticos como na Doença de Raynaud (Halpern, 1985), onde o transdutor ultra-sônico pode ser substituído por um fotoplestímógrafo digital. Esta substituição, realizada em carácter experimental no decorrer deste trabalho, obteve pleno êxito.

(f) coronariana, com o transdutor colocado sobre a artéria, intraoperatoriamente, permite a avaliação do comportamento do fluxo nas pontes de veia safena.

(g) de artérias superficiais de membros, como por exemplo, braquial, radial, ulnar, femoral superficial, poplítea, tibial anterior e posterior e pediosas. De ramos arteriais das

carótidas, como as temporais, mandibulares, etc... Algumas veias também podem ser avaliadas.

VII.2. Conclusões

Os testes de desempenho do sistema (descritos no Capítulo V) apresentaram resultados bastante promissores (descritos no Capítulo VI). Os inconvenientes do sistema desenvolvido neste trabalho limitaram-se ao seu tamanho, peso e dificuldade de transporte dos seus vários componentes para o local do exame. A falta de padronização dos equipamentos disponíveis no mercado nacional obriga a constantes adaptações do sistema, porém não inviabiliza sua utilização. Como o programa desenvolvido opera com um erro desprezível (calculado em torno de 3%, vide Capítulo VI) em relação ao gerado pelos equipamentos componentes do sistema (exemplo, o Doppler de ondas contínuas causa, pelo menos, 16% de erro nas medições, seg. Lunt, 1975), existe grande confiabilidade nos cálculos efetuados. O desempenho da rotina de detecção do pico da onda R do ECG mostrou-se amplamente satisfatória, contanto que seja feito o condicionamento deste sinal pelo acoplador analógico.

Os testes intraoperatórios realizados em artéria femoral de cão demonstraram que o sistema proposto pode perfeitamente ser utilizado em cirurgias vasculares. Na falta de cirurgias vasculares humanas, um único teste desta natureza foi realizado intraoperatoriamente. A necessidade de adaptação do programa no momento da cirurgia (devido à falta de padronização dos

equipamentos utilizados) impossibilitou a conclusão do teste. Nos testes de avaliação do comportamento do fluxo em regiões de anastomose, o simulador de fluxo desenvolvido no CEB foi de grande utilidade. Estes simulador possibilitou testar o "software", o conjunto de equipamentos componentes do sistema e o leito vascular artificial. Este último, construído com tubos de polipropileno, permitiu criar algumas situações encontradas naturalmente no sistema vascular humano. Estas situações podem ser normais ou patológicas. Dentre as situações ditas patológicas, encontramos aquelas geradoras de alterações de fluxo, e dentre elas, aquelas causadoras de turbulência no fluxo (vide Capítulo I.5.). Dentre as causas geradoras de turbulência temos, principalmente, aquelas devidas às alterações do leito vascular (exemplo: trombos, "flaps" da íntima, anastomoses em ângulos incorretos), e aquelas devidas ao aumento da velocidade do líquido (exemplo: trombos e "shunts" arterio-venosos).

Pelos testes realizados "in vitro", ficou demonstrado que o sistema proposto é capaz de detectar em tempo real, as alterações do fluxo de líquidos. Como a turbulência é uma alteração importante no comportamento do fluxo (e o seu reconhecimento é um dos objetivos deste trabalho), é necessário localizar e identificar sua presença (vide Capítulo I). Nos resultados dos experimentos "in vitro", observou-se que nas curvas de velocidade média instantânea de fluxo (sinal proveniente de Doppler) houve, em algumas localizações, achatamento desta curva na sua parte superior (Figuras VI.7, VI.8 e VI.9). Este achatamento deveu-se à indecisão do equipamento (que processa o sinal Doppler) em

reconhecer o sentido correto do fluxo. Pode-se afirmar, com certeza, que nesta localização existe turbulência no fluxo. Como será explicado a seguir, esta turbulência é causada, principalmente, pela alteração da geometria do vaso artificial (ou da colocação inadequada das derivações), pois em outras localizações, a curva de velocidade média instantânea permanece na sua forma original.

Existe uma velocidade máxima do líquido na qual o fluxo passa de laminar a turbulento (Burton, 1972). Osborne Reynolds demonstrou que esta velocidade máxima, denominada velocidade crítica do fluxo (V_c), depende da viscosidade do fluido (n), da densidade do fluido (d) e do raio do vaso ou tubo (r). Os fluxos laminares são independentes da densidade do líquido. Para calcularmos esta velocidade crítica utilizamos a seguinte equação:

$$V_c = \frac{R \cdot n}{d \cdot r}$$

conhecendo-se:

R = número de Reynolds

n = viscosidade absoluta do fluido (água = 0,01 poises)

d = densidade (água = 1 grama /cm³)

r = raio interno do tubo (0,121 cm)

Portanto, pode-se calcular a velocidade crítica do líquido utilizado no experimento (praticamente água) conhecendo-se sua densidade, viscosidade, número de Reynolds e o raio interno do

tubo. O número de Reynolds é um valor adimensional que indica a existência ou não do fluxo turbulento. Quando este número estiver abaixo de 1000 (quando a velocidade medida corresponder à velocidade média do fluxo), o escoamento do líquido é laminar. Acima de 2000, o escoamento é turbulento. Valores intermediários à estes dois valores significam fluxo transitório entre laminar e turbulento (Burton, 1972). Deve-se observar que turbulências podem ocorrer com número de Reynolds muito inferiores a 1000. Experimentalmente foram encontrados valores em torno de 150 em modelos artificiais e em artérias. O valor crítico depende muito do perfil da estenose encontrada num vaso (Burton, 1972).

Aplicando-se a equação acima, pois o cruzador de zeros fornece uma velocidade média instantânea de fluxo, temos, para um escoamento laminar, a seguinte velocidade crítica:

$$V_c = \frac{1000 \cdot 0,01}{1 \cdot 0,121} = 89,3 \text{ cm/s}$$

Pode-se afirmar então que a velocidade crítica, nas condições do experimento, é de aproximadamente 89,3 cm/s, ou seja, velocidades superiores a esta causam turbulência no fluxo, o qual deixa de ser completamente laminar.

A seguir, é necessário saber qual foi a velocidade do fluxo utilizada no experimento. Como não se obtém esta velocidade de modo direto, foi preciso calcular a velocidade média do fluxo num determinado instante, estabelecendo-se uma relação entre a tensão de saída do sistema Doppler e o fluxo volumétrico. A tensão de saída foi obtida utilizando-se um osciloscópio com memória

digital (Tektronix 2230) conectado ao equipamento Doppler. O fluxo volumétrico foi medido manualmente coletando-se o fluido em bureta graduada. A ponta de prova do transdutor ultra-sônico foi fixa a 60 graus em relação ao tubo (onde fluia o líquido), para se manter constante o (cosseno do) ângulo de incidência do feixe ultra-sônico. Variando-se o fluxo volumétrico e medindo-se o tempo de enchimento da bureta (60 ml), obteve-se o seguinte:

tensão (mV)	volume (ml)	tempo (s)	fluxo (ml/s)
142	60	51,525	1,1645
181	60	43,275	1,3865
201	60	37,550	1,5979
225	60	31,300	1,9169

Como a velocidade de fluxo é uma relação entre fluxo volumétrico dividido pela área de secção transversal do vaso ($V = Q/A$), obtém-se uma relação entre velocidade média de fluxo (cm/s) e tensão (mV) (Figura VII.1.), como mostrado a seguir:

fluxo (cm ³ /s)	área (cm ²)	velocidade (cm/s)	tensão (mV)
1,1645	0,046	25,315	142
1,3865	0,046	30,141	181
1,5979	0,046	34,737	201
1,9169	0,046	41,672	225

Através de regressão linear dos valores de velocidade média de fluxo e tensão obteve-se a seguinte equação:

$$V \text{ (cm/s)} = 0,194 \cdot T \text{ (mV)} - 3,306$$

(coef.correlação 0.977)

Desse modo, através da tensão (T) pode-se obter a velocidade (V) de fluxo pulsátil num determinado instante. Para este experimento (com tubo de diâmetro interno de 0,242 cm) foi obtida a velocidade média de fluxo femoral, no instante do pico máximo, de 41,702 cm/s (Reynolds = 467,06).

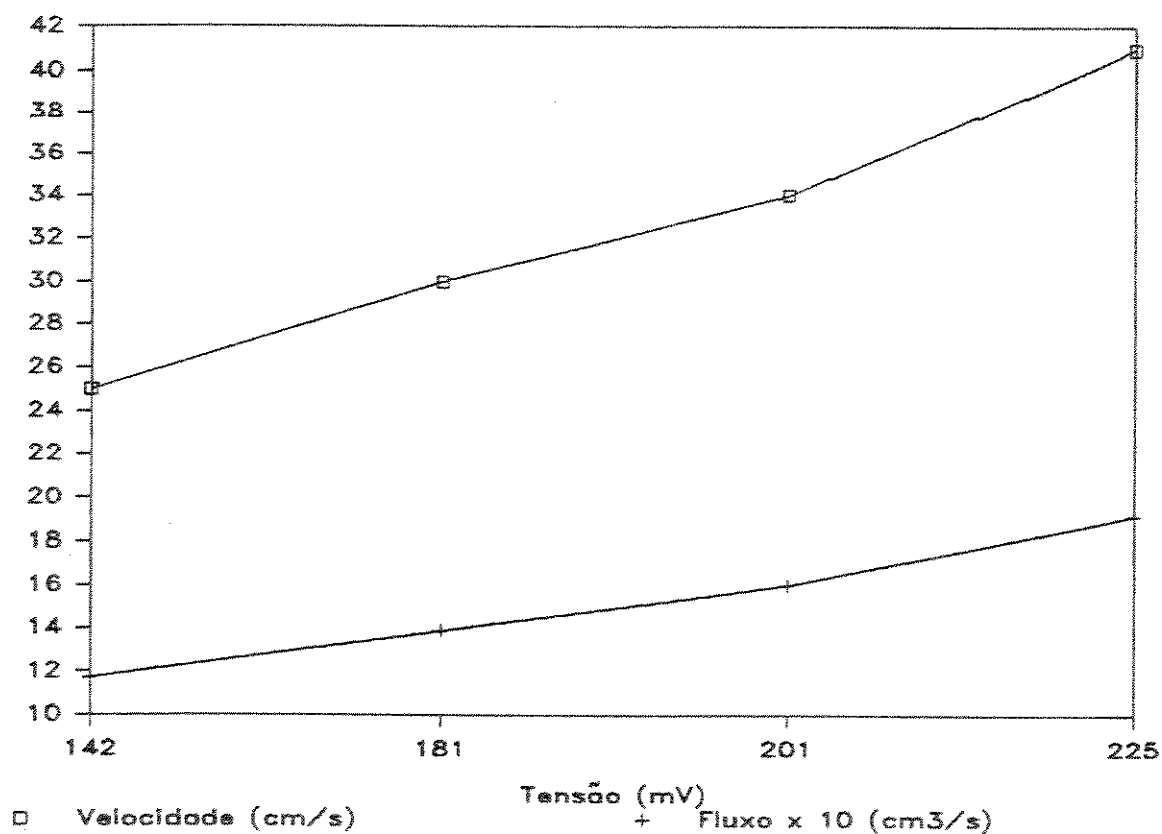


Figura VII.1. Gráfico representando a relação entre velocidade (cm/s), tensão (mV) e fluxo (cm³/s).

Como esta velocidade está muito abaixo da velocidade crítica (calculada em 89,3 cm/s, para o número de Reynolds = 1000), é assumido que a turbulência gerada nos experimentos é causada somente pelas alterações da geometria vascular.

Pode-se afirmar, ainda, que é fundamental o correto posicionamento dos desvios vasculares ("by-pass") para que o fluxo líquido seja o menos turbulento possível. Isto pode ser observado no experimento cuja derivação foi colocada em ângulo de 90 graus (Figura VI.10.). Neste caso, a turbulência gerada causou uma completa abolição da onda de velocidade média instantânea de fluxo nos segmentos adjacentes à derivação.

Pelos testes realizados "in vivo", ficou claramente demonstrado que o sistema proposto pode ser utilizado como ferramenta para auxílio na avaliação do comportamento do fluxo sanguíneo, tanto em exames transcutâneos como intra-operatórios. A grande vantagem do sistema é a sua simplicidade de operação, confiabilidade, segurança e repetibilidade do exame.

-x-x-x-x-x-x-x-

C A P Í T U L O VIII

Glossário

Especificidade: é a capacidade de ser específico ou adequado para uma determinada utilidade ou função. Um sistema pode ser específico para uma determinada função, porém pouco sensível.

Precisão: aquilo que tem a qualidade de ser exato, certo, definido, perfeito, correto ou rigoroso.

Sensibilidade: é a capacidade de responder a um determinado estímulo. O mínimo sinal de entrada é capaz de causar, num sistema, um sinal de saída com características determinadas. Quanto maior a sensibilidade do sistema, menor sinal de entrada é necessário.

Velocidade de fluxo: neste trabalho especificamente, entende-se por onda de velocidade de fluxo ao sinal ultra-sônico processado pelo cruzador de zeros do equipamento Doppler de ondas contínuas. O termo correto é onda de velocidade média instantânea de fluxo. Na verdade esta onda não é a forma real da frente de onda de velocidade de fluxo intravascular. O perfil real tem forma parabólica ou plana (de acordo com a artéria examinada) e sinal Doppler desta onda, após processamento pelo cruzador de zeros, é que se apresenta com um perfil monofásico, bifásico ou trifásico.

Anexo I

AValiação Hemodinâmica Não-Invasiva Intra Operatória.

P.C.B. Freire & S.J. Calil.

Centro de Engenharia Biomédica, UNICAMP, Campinas, SP.

Atualmente, a principal dificuldade encontrada dentro da cirurgia vascular é a avaliação do desempenho da prótese vascular em pacientes portadores de insuficiências vasculares periféricas, no intra e pós-operatório imediato. A avaliação comumente utilizada baseia-se na palpação de pulsos periféricos feita pelo médico (no intra-operatório) e na utilização do ultrassom Doppler para detecção de fluxo arterial (no pós-operatório). Outros métodos utilizados são invasivos, de alto custo e acarretam riscos ao paciente operado. A proposta deste projeto é a utilização de um sistema ultrassônico acoplado a um microcomputador para auxiliar na avaliação do comportamento hemodinâmico no período intra-operatório e na decisão das condutas cirúrgicas a serem adotadas. O sistema proposto utilizar-se-á de um equipamento ultrassônico Doppler de onda contínua, cujo transdutor é posicionado sobre a artéria e/ou prótese, através de dispositivos (desenvolvidos também neste trabalho) para estimativa do fluxo sanguíneo local. Um microcomputador conectado ao sistema ultrassônico digitalizará e processará os sinais apresentados e selecionados no vídeo. Pelo teclado, será possível selecionar as funções desejadas. Testes "in vitro" serão realizados com o auxílio de um simulador artificial do comportamento hemodinâmico arterial, tanto normal como patológico. Próteses animais, humanas e artificiais serão analisadas neste sistema. Testes "in vivo" serão realizados em animais e em pacientes dentro do campo cirúrgico. Através da utilização deste método, serão obtidos parâmetros hemodinâmicos para auxílio no prognóstico intra-operatório da hemodinâmica da prótese vascular. Estes parâmetros, após processamento, permitirão estudos prospectivos dos pacientes e das diferentes metodologias utilizadas na restauração vascular.

X CONGRESSO BRASILEIRO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA

14-18 SETEMBRO 1987

RIO DE JANEIRO - BRASIL

Avaliação Doppler computadorizada do fluxo sanguíneo em cirurgias vasculares *

Paulo C. B. Freire ** e Salde J. Calil ***

Introdução

As doenças arteriais apresentam alta incidência na maioria dos países ocidentais e a principal delas é a arteriosclerose. O termo arteriosclerose significa "endurecimento das artérias", mas é usado para indicar um grupo de processos que tem em comum o espessamento da parede arterial, a perda de elasticidade da mesma e a subsequente redução da luz do vaso sanguíneo. Outra consequência desta doença é a significativa alteração do comportamento do fluxo nas vizinhanças do local obstruído⁽¹⁾. Quando a arteriosclerose atinge as artérias dos membros inferiores, vários sintomas podem se manifestar, como as dores espasmódicas ou em repouso, retesamento, e dormência ou fadiga severa no grupo muscular que está sendo exercitado.

O diagnóstico baseia-se principalmente nos sinais clínicos e sintomas revelados pelo paciente. Dentre os métodos utilizados para auxílio na detecção desta doença se destacam o ultrassom baseado no efeito Doppler e a arteriografia. As técnicas de diagnóstico baseadas no efeito ultrassônico Doppler estão entre

Uma técnica
não invasiva
que não causa desconforto
nem risco ao paciente

os métodos que permitem a avaliação da velocidade do sangue, o fluxo volumétrico e o comportamento do fluxo. Baseadas no espalhamento da onda devido as células vermelhas em movimento, oferecem um grande número de possibilidades para investigações cardiovasculares, pois não são invasivas e não causam

desconforto nem risco ao paciente^(2,3). Em muitos casos de insuficiência arterial periférica é necessária a intervenção cirúrgica, tendo em vista o avançado grau de estenose e conseqüente redução do fluxo sanguíneo. Dentre os métodos cirúrgicos, um dos mais utilizados é a colocação de uma prótese arterial para revascularização do segmento comprometido.

O objetivo deste trabalho foi a utilização de um sistema baseado em ondas ultrassônicas para avaliação do desempenho de próteses vasculares tanto intra como pós-operatóriamente. Juntamente com vários parâmetros matemáticos já

(*) Trabalho foi apresentado no X Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica, 14-18 de Setembro de 1987, Rio de Janeiro, Brasil.

(**) Graduado em medicina pela Escola Paulista de Medicina e aluno de Pós-Graduação da Faculdade de Engenharia Elétrica da Universidade de Campinas.

(***) Graduado em Engenharia pela Universidade Mackenzie, professor na Faculdade de Engenharia Elétrica e Diretor do Centro de Engenharia Biomédica da Universidade de Campinas.

estudados por inúmeros autores^(4,5,6), o comportamento da velocidade de fluxo sanguíneo arterial pode ser observado em tempo real, e qualquer anormalidade detectada alerta o cirurgião para uma correção imediata no mesmo tempo cirúrgico.

O Sistema

O sistema proposto (figura 1) consiste basicamente de um aparelho ultrassônico Doppler direcional de ondas contínuas acoplado, através de um conversor analógico-digital (CAD), a um microcomputador de 16 bits, que processa os sinais em tempo real, através de um software especificamente desenvolvido para tal fim. A fixação do transdutor na artéria sob investigação é feita através de um dispositivo esterilizável, também desenvolvido neste projeto e em fase de avaliação de desempenho.

A placa CAD converte os sinais analógicos provenientes do aparelho ultrassônico em sinais digitais que são imediatamente transferidos para a memória RAM do microcomputador, através de programação do hardware e software. Dois canais de 10 bits cada são selecionados e controlados pelo contador da placa CAD, que gera interrupções a cada 5 milissegundos. Um dos canais faz a amostragem dos sinais provenientes do aparelho ultrassônico enquanto que o outro amostra os sinais provenientes de um monitor cardíaco (ECG). Esta técnica é utilizada porque os diversos parâmetros matemáticos implementados, que analisam a forma de onda do fluxo sanguíneo, necessitam da definição precisa do início e término de cada onda de pulso ou ciclo cardíaco.

Para fins de controle do software e da interação operador-microcomputador, é apresentado um menu através do teclado, através do qual o operador seleciona o programa a ser executado. O acompanhamento dos sinais adquiridos é efetuado através do monitor de vídeo. O sistema permite a geração de arquivos em disco flexível assim como impressão de relatórios contendo os resultados do processamento matemático. Nesta fase inicial do trabalho um gravador FM está acoplado ao sistema para facilitar a avaliação do mesmo.

Toda a programação de controle da placa conversora CAD (contadores e interrupção), geração de vetores, posicionamento de sinais na memória, processamento, apresentação no vídeo, e geração de arquivos e relatórios (figura 2) foi desenvolvida em linguagem ASSEMBLY 8086. O programa também localiza o pico R do ECG e o sinaliza no vídeo e na área de memória (sinal de sincronismo do ECG/onda de velocidade de fluxo sanguíneo). Esta detecção foi feita somente através de software pois o sistema proposto não faz uso de filtros suplementares. Devido a flutuações da linha de base do eletrocardiograma, tornou-se necessária uma rotina de detecção que variasse na mesma amplitude e frequência. O método utilizado baseou-se na simplificação do sinal com a filtragem de

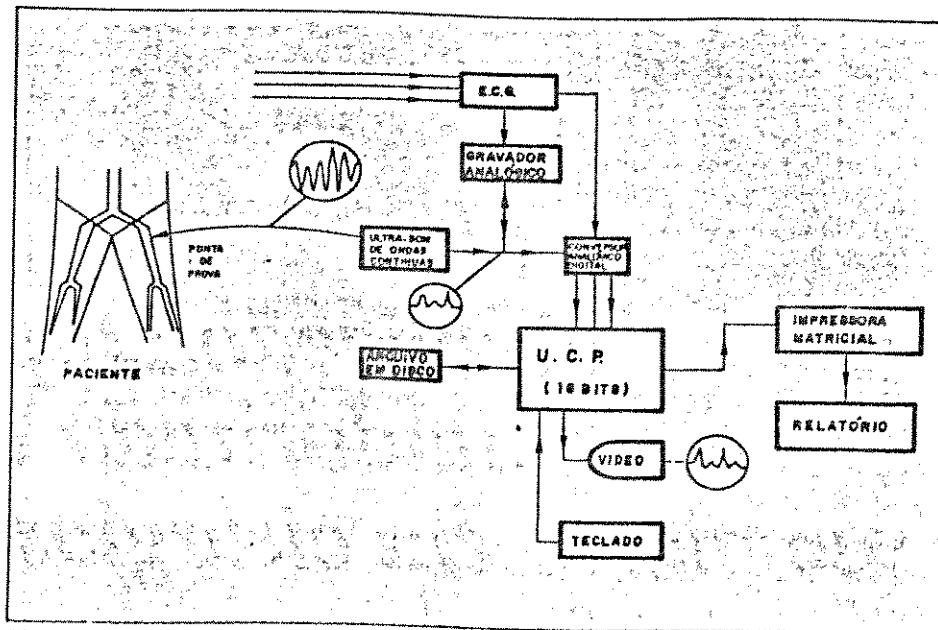
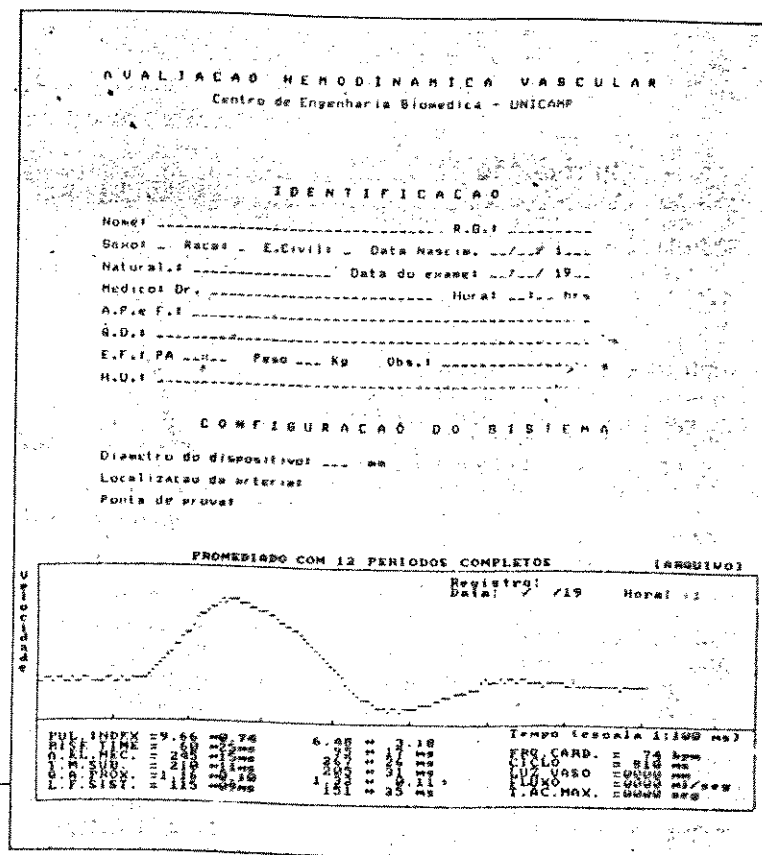


Figura 1 - Esquema do sistema Doppler

ruidos por software. Este método funciona satisfatoriamente se forem mantidas as condições de entrada do sinal de ECG na derivação DII, com uma relação sinal/ruído de aproximadamente 2,25 db. O processamento matemático para obtenção dos parâmetros é efetuado utilizando-se uma série de doze curvas de velocidade de fluxo sanguíneo. Estas doze curvas são somadas e sua média aritmética calculada, o que resulta numa curva promediada. Diversos parâmetros descritos na literatura para avaliação de curvas de velocidade de fluxo sanguíneo

de artérias de membros inferiores são aplicados à curva promediada (índice de pulsatilidade, tempo de subida, atraso eletromecânico, tempo de meia subida de fase de fluxo sistólico, quociente de amortecimento proximal e largura de fase sistólica)^(4,5,6). Cada uma das doze curvas selecionadas sofre idêntico processamento e o desvio padrão de cada uma delas em relação à curva promediada é obtido. Posteriores estudos sobre o desvio padrão poderão indicar alguma correlação entre este e o coeficiente de elasticidade da artéria durante o fluxo pulsátil.

Figura 2 Exemplo de relatório do sistema



Terminado o processamento, imediatamente são apresentados no vídeo a curva promediada e os vários parâmetros calculados (figura 2).

Resultados

Os testes efetuados até o momento foram realizados transcuteaneamente em pacientes não sintomáticos. Um total de 5 artérias foram investigadas para avaliação do software desenvolvido e houve correlação com os obtidos da literatura⁽⁵⁾.

Os sinais obtidos no monitor do microcomputador foram transferidos para impressora e comparados com aqueles mostrados no registrador gráfico do equipamento ultrassônico. Este teste demonstrou uma sensibilidade muito maior do sistema desenvolvido na captação de frequências de até 35 Hz.

O sistema permite sua utilização em salas cirúrgicas, pois além dos cálculos em tempo real, seu monitor de vídeo possibilita visualizar tanto a onda de velocidade de fluxo sanguíneo como o eletro-

cardiograma do paciente. Seu modo de operação não necessita de pessoal especializado e de instalações especiais. O software é auto-explicativo e não necessita de ajustes de equipamentos a não ser aquele necessário para a captação do eletrocardiograma.

Estabelecidos os parâmetros de normalidade e anormalidade para cada vaso no corpo humano, o sistema permite, através de simples modificações, monitorar qualquer intervenção cirúrgica em que haja necessidade de avaliação do fluxo sanguíneo, (como em transplantes de órgãos) e da hemodinâmica vascular em enxertos vasculares (pontes vasculares), ambos em tempo real.

Agradecimentos

Os autores agradecem o apoio financeiro do CNPq ao presente trabalho, bem como a colaboração da Dra. Ana Terezinha Guillaumon, do Departamento de Cirurgia Vascular da Faculdade de Medicina da Universidade Estadual de Campinas.

Referências Bibliográficas

1. Yongchareon, W.; Young, D.F. - Initiation of turbulence in models of arterial stenosis. *J. Biomechanics*, 12: 185-196, 1979.
2. Bernstein, E.F. - *Noninvasive Diagnostic Techniques in Vascular Disease*. The C.V. Mosby Company, Third Edition, 1985.
3. Salles-Cunha, S.X.; Halbach, R.E.; Batocletti, J.H.; Towne, J.B. & Sanhes Jr, A. - Noninvasive techniques in the evaluation of the peripheral circulation. *J. Clinical Eng.*, 4(3): 209-220, 1979.
4. Baird, R.N.; Bird, D.R.; Clifford, P.C.; Lusby, R.J.; Skidmore, R. & Woodcock, J.P. - Upstream stenosis. Its diagnosis by Doppler from the femoral artery. *Arch. Surg.*, 115: 1316-1322, 1980.
5. Schlindwein, F.S. - *Microcomputador para Análise de Sinais de Fluxo Sanguíneo Arterial Captados por Ultrassom Doppler*. Tese de Mestrado, UFRJ, Rio de Janeiro, 1982.
6. Fulton, T.J.; Hamilton, W.A.P.; Graham, J.C. & Roberts, V.C. - On-line analysis of the femoral artery flow velocity waveform and its application in the diagnosis of arterial disease. *J. Biomed. Eng.*, 5: 151-156, 1983.

■ **ESTIMULADOR ELÉTRICO DE CORRENTE**

Gera pulsos de corrente monopolares e bipolares, com amplitude e frequência variáveis.

Aplicações industriais: Indústria de instrumentação médica; pesquisa e ensino em estudos fisiológicos.

Fonte financiadora: CNPq.

■ **DISPARADOR PROGRAMÁVEL**

Permite a programação de seqüências temporais de pulsos, regulares ou não, para disparo de estimuladores elétricos.

Aplicações industriais: Indústria de instrumentação médica; controle do processo de estimulação elétrica de tecidos biológicos.

Fonte financiadora: FINEP.

■ **SISTEMAS COMPUTADORIZADOS PARA PLANEJAMENTO RADIOTERÁPICO**

Para estudos da distribuição de dose em pacientes, permitindo uma escolha mais segura entre as opções oferecidas, além de maior precisão nos cálculos.

Aplicações industriais: Indústrias de instrumentação médica; radioterapia

Fonte financiadora: FINEP.

■ **PROMEDIADOR DE SINAIS PARA SISTEMA INTEGRADO DE INSTRUMENTAÇÃO PARA POTENCIAL EVOCADO**

Para aquisição e soma sincronizada de potenciais evocados. Após cerca de mil

aquisições a soma é promediada, a fim de eliminar o ruído. O sinal correspondente é mostrado na tela de um monitor de vídeo.

Aplicações industriais: Indústria de instrumentação médica.

Fonte financiadora: FINEP.

■ **SISTEMA PARA AVALIAÇÃO DE FLUXO SANGÜÍNEO DURANTE CIRURGIA VASCULAR**

Obtém sinais ultra-sônicos durante a cirurgia e avalia o comportamento do fluxo sanguíneo após a colação de prótese vascular.

Aplicações industriais: Indústria de instrumentação médica.

Fonte financiadora: CNPq.

■ **MANUTENÇÃO DE EQUIPAMENTOS MÉDICO-HOSPITALARES**

Instrumento para teste e aferição de monitores cardíacos e eletrocardiógrafos.

Aplicações industriais: Indústria de instrumentação médica.

Fonte financiadora: UNICAMP.

■ **SISTEMA DE MEDIÇÃO PARA ESTUDOS DE FEIXE DE RADIAÇÃO**

Permite o levantamento de dados radiométricos num feixe de radiação terapêutica.

Aplicações industriais: Indústria de instrumentação médica; radioterapia.

Fonte financiadora: FINEP.

II CONGRESSO BRASILEIRO DE INFORMATICA EM SAUDE
Sociedade Brasileira de Informatica em Saude
Sao Paulo, 23-28 de outubro de 1988

Sao Paulo, 3 de outubro de 1988

Faulo Celso Budri Freire
UNICAMP - Centro de Engenharia Biomedica-CEB
Cidade Universitaria - B.Geraldo
13083 Campinas, SP

Prezado(a) Colega:

Temos a satisfacao de comunicar-lhe que o trabalho indicado
abaixo foi aceito para apresentacao pela Comissao Cientifica:

TRABALHO NO.: VI-109

TITULO : AVALIACAO COMPUTADORIZADA DO FLUXO SANGUINEO EM CIRURGIAS VASCU
LARES COM DOPPLER DE ONDAS CONTINUAS.

AUTORES: Freire, F.C.B.; Calil, S.J.

DIA DE APRESENTACAO : 25/10/1988
HORARIO : 14:40-15:00 h
LOCAL : SALAO C
FORMA DE APRESENTACAO : Oral (15 minutos mais 5 minutos para discussao)

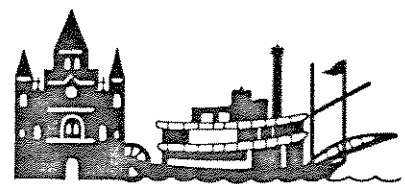

Prof. Dr. Renato M.E. Sabbatini

PRESIDENTE DA COMISSAO CIENTIFICA
II CBIS - SAO PAULO

November 4-7, 1988



NEW ORLEANS



⊕ IEEE Engineering in Medicine & Biology Society 10th Annual International Conference ⊕

May 1988

PROGRAM CHAIRMAN
Gerald F. Harris, Ph.D., P.E.
Shriners Hospital for Crippled Children
2211 N. Oak Park Avenue
Chicago, IL 60635

Dear P.C.B. Freire,

I am pleased to inform you that your abstract entitled:

"Computerized Blood-Flow Evaluation in Vascular Surgeries with a CW Doppler"

has been accepted by the IEEE/EMBS Program Review Committee. As an author, you are invited to attend our 10th Annual Conference in New Orleans, LA..

Before submitting your final manuscript to CORE Communications, please review and follow the enclosed "General Instructions to Authors." The deadline for receipt of the completed short paper and author submission forms is June 15, 1988. You are encouraged to submit a single-page manuscript, although a two-page submission is acceptable. An overlength fee will be charged for submissions exceeding two pages in length. Either the full registration fee or a registration deposit of \$50.00 (which will count towards registration) must accompany each submitted manuscript. Details concerning the fee requirement are included in the enclosed letter from Charles J. Robinson, D.Sc., Vice President for Technical and Conference Activities. The schedule for presentation of your paper or poster will be mailed to you near the end of July.

The Program: Our 10th Annual Conference has been carefully designed to integrate invited and submitted papers and posters within 30 major Track areas. The Program and Track Chairpersons have planned and organized all Tracks and Sessions. Facilities for paper and poster presentations are spacious and well furnished. The highlight of the Conference will be a special, extramurally funded symposium entitled: "Maturing Technologies and Emerging Horizons in Biomedical Engineering." Key national and international academic, medical, and industrial research leaders will address scientific and technical advances, applications, and future challenges of Engineering in medicine and biology.

If you have any questions prior to the meeting, please feel free to contact:

Technical Program - Gerald F. Harris, Ph.D., P.E., Program Chair
(312-622-5400, Ext. 231)
Conference Activity - Cedric P. Walker, Ph.D., Conference Chair,
Dept. Biomedical Engineering, Tulane University,
New Orleans, LA 70118, USA (504-865-5866)
Registration Policy - CORE Communications, 2111 Wilson Blvd., #717,
Arlington, VA 22201, USA (703-920-0346)

I look forward to seeing you in New Orleans!

Sincerely,

Gerald F. Harris, Ph.D., P.E.
Program Chair

COMPUTARIZED BLOOD-FLOW EVALUATION IN VASCULAR SURGERIES WITH A CW DOPPLER

Paulo Celso Budri Freire and Saide Jorge Calil

Biomedical Engineering Department and Center for Biomedical Engineering
Faculty of Electrical Engineering
State University of Campinas, 13081 Campinas, SP, Brazil

ABSTRACT

At present, the main difficulty found in vascular surgery is a reliable evaluation of intra-operative performance of vascular prosthesis in patients with vascular diseases. The proposed system uses a CW Doppler ultrasonic equipment. The ultrasonic transducer will be fixed on arteries and/or prosthesis using a special device, developed in this work, for on site blood flow evaluation. A 16-bit microcomputer connected to the ultrasonic system digitalizes, stores in a circular memory and process series of 12 signals chosen on screen by means of the keyboard, using functions also developed here. The signals are summed, having the peak of the QRS complex as trigger, to obtain the average result. A special software was developed to detect the QRS peak and calculate some parameters. All the results, including the averaged curve are shown on the screen. Although the system is still under test, this work will significantly help the surgeon to evaluate the blood flow conditions on the anastomosis while operating.

INTRODUCTION

Among the various medical procedures to improve the symptoms caused by obstructive vascular diseases the surgical intervention is one of the resources which is used.

A bypass pathway by means of an arterial prosthesis is a common procedure used for revascularization of the obstructed segment. In this method it is important, still during the surgery, to evaluate the blood flow behavior to detect and correct any flow abnormality due to anatomical or functional problems of the arterial graft. The ultrasonic Doppler is one of the simplest and cheapest methods among the possible ones used for blood flow evaluation [1, 2].

This project aims the use of a 16-bit microcomputer to digitalize, process and analyse, in real time, the pulsed wave velocity signals produced by an ultrasonic CW Doppler equipment.

MATERIAL AND METHODS

The proposed system (Figure 1) is basically composed by a directional CW ultrasonic Doppler system and an ECG cardiac monitor, which are both linked to a 16-bit microcomputer through an A/D converter. The digitalization of the analogic signals is controlled by a programmable counter, (within the A/D converter), that generates the signals for interruption within each five milliseconds. After each interruption, the digitalized ECG and velocity signals are stored in the microcomputer RAM memory. Due to the

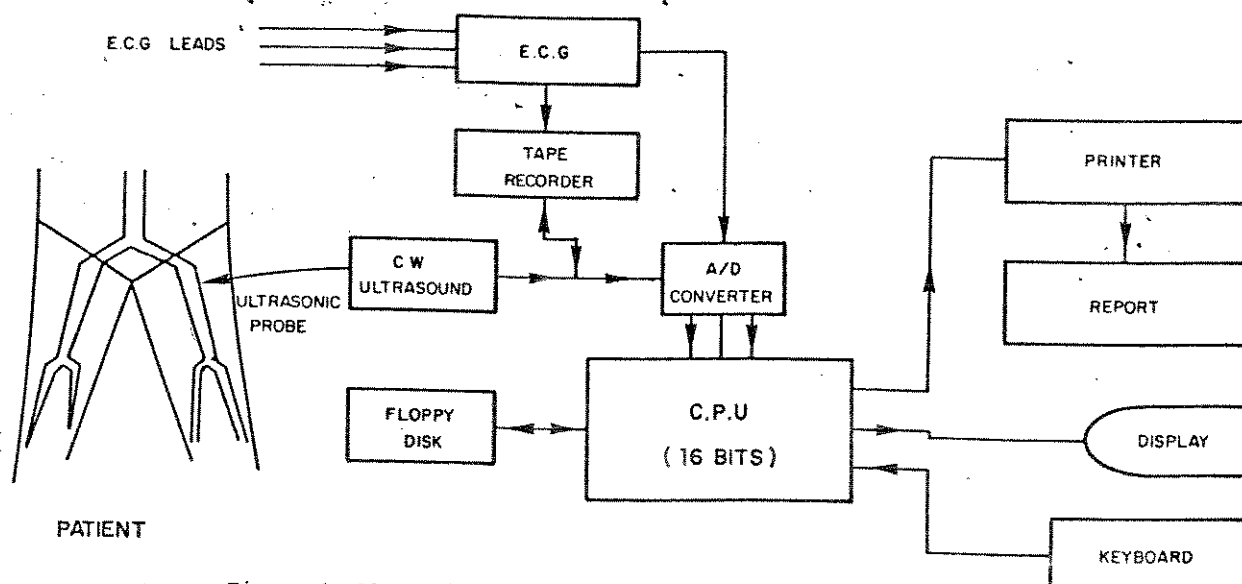


Figure 1. Block Diagram of the Blood Flow Evaluation System.

characteristics of the mathematical processing, used in this work, two digitalized channels are used to sincronize the velocity wave (from the zero crossing detector) with the ECG signal. The last one is used due to the necessity of temporal localization of the systolic flow onset within the cardiac cycle.

During each interruption both digitalized signals are stored as described above and displayed on screen. So it is possible to visualise in real time the behavior of both waves. A subroutine containing a digital filter was developed to deal with the fluctuations of the ECG base line, produced by physiological movements, as well as to detect and indicate the R peak of the QRS complex.

The averaged result (Figure 2) is obtained only after a sequence of 12 completed cardiac cycles. The start of the processing of these 12 waves is controlled by the operator who can choose the quality of the sequence of the signals to be processed.

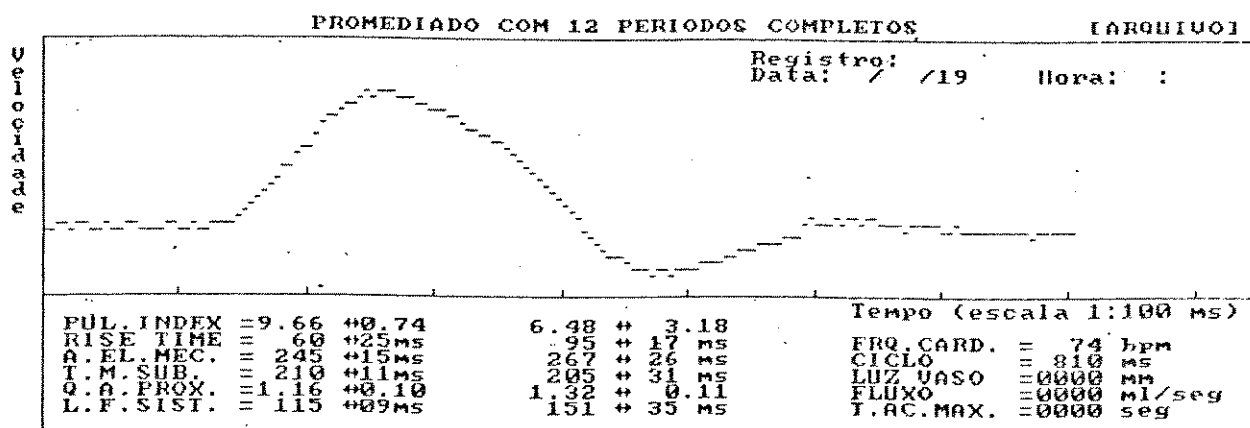


Figure 2. Monitor and Printer Display Showing the Results.

The software developed here (Assembly 8086) contains a total of seven options for the operator: print, store in and retrieve from mini floppy disk, and generate patient and system reports.

Although the system has been used so far in transcutaneous examination, a dispositive was also developed to fix the ultrasonic probe to the artery during surgery. The acoustic coupling for the transducer is made with saline.

The wave sequency processing can be either displayed on the computer monitor or printed (Figure 2). The resulting parameters were obtained from the femoral artery of a non symptomatic patient. These parameters are pulsatility index, rise time, electromechanical delay, half rise time, proximal dumping quocient, systolic width, cardiac frequency and cardiac cycle time [3].

A table which reflects the normal range for each parameter is also displayed in each report. It is important to say that these results were obtained from averaging 12 cycles composing the

sequency.

RESULTS

A total of five non symptomatic subjects were examined with this system so far and as it is still in its preliminary test, only transcutaneous examinations were performed. However, the results obtained from femoral arteries have shown a good agreement with the literature [3] as shown in Figure 2.

DISCUSSION

It is still early to visualise all the possibilities offered by this system. Up to now all the efforts were driven for the investigation of the flow behavior in the femoral artery. Nevertheless, the same system can be used in any other kind of vascular surgery or even during consultation with some changes on the parameters which are characteristic of each artery of the vascular system.

ACKNOWLEDGMENTS

The authors are indebted to Ana Terezinha Guillaumon for her advice and support. The authors also gratefully acknowledge the financial assistance of National Research Council (CNPq).

REFERENCES

- [1] E. F. Bernstein, "Noninvasive diagnostic techniques in vascular disease", The C. V. Mosby Company, Third Edition, 1985.
- [2] S. X. Salles-Cunha; R. E. Halbach; J. H. Batocletti; J. B. Towne; A. Sanhes Jr. "Noninvasive techniques in the evaluation of the peripheral circulation", Journal of Clinical Eng., Vol. 4, No. 3, pp. 209-220, Sept. 1979.
- [3] F. S. Schlindwein, "Microcomputador para análise de sinais de fluxo sanguíneo arterial captados por ultra-som Doppler", COPPE/UFRJ, M.Sc. Thesis, Engenharia Biomédica, Rio de Janeiro, 1982.

Anexo II

A Placa Conversora Analógico-Digital

A placa Analógico-Digital utilizada (CAD10/26 Lynx Tecnologia Eletrônica), contém as seguintes características:

1. Conversor Analógico Digital
2. Conversor Digital Analógico
3. Temporizador
4. Circuito de Controle e Interfaceamento
5. Circuito de Suporte ao Acesso Direto à Memória

1. O Conversor Analógico-Digital (Conversor A/D) é formado
pelos seguintes elementos:

- 1.1. Multiplexador Analógico
- 1.2. Seletor de Canal (SC)
- 1.3. Sample-Hold
- 1.4. ADC (Analog-to-Digital Converter)
- 1.5. Sinais de Entrada

1.1. Multiplexador Analógico:

Possue 16 canais configuráveis em 16 entradas simples ou 8 entradas diferenciais. A configuração para entradas simples é realizada através dos "jumpers" J4 (2-3) e J7 (1-2, 3-4).

1.2. Seletor de Canal (SC):

Permite escolher a entrada cujo sinal é convertido. É formado por um registrador de 4 bits que armazena o último canal lido e, um contador de 4 bits que contém o número do canal convertido. O registrador e o contador são carregados pela escrita de um "byte" no SC, cuja configuração está no manual da placa conversora CAD10/26. Este mesmo contador opera de dois modos diferentes, ou sejam :

- Modo de operação com auto-incremento, onde o contador é incrementado de 1 após o início da conversão, e se, com o incremento o seu valor tornar-se superior ao do registrador, é automaticamente zerado, permitindo assim a conversão de canais consecutivos sem a necessidade de escrita dos números destes canais no seletor de canais (SC).
- Modo de operação fixo, onde o valor do contador permanece o mesmo até que seja escrito novo valor. Este modo de operação foi utilizado no presente trabalho desligando-se o JB (sem conexão).

1.3. Sample-Hold (SH):

Tem a função de amostrar e armazenar o valor de tensão do canal selecionado. Tem ganho selecionável de 1 (unitário) ou 2. Neste trabalho, utilizou-se o ganho unitário com o J10 desligado. A amostragem do sinal é feita em 3 microssegundos. Após este período, o valor amostrado é analogicamente armazenado e submetido à conversão.

1.4. ADC (AD573JN):

Executa a conversão do sinal armazenado no SH. A conversão tem resolução de 10 "bits", e é feita num tempo típico de 20 microssegundos. Os dados convertidos são apresentados na forma de 2 "bytes" (Byte A e Byte B) que podem ter dois formatos: "justificado à direita" e "justificado à esquerda". No presente trabalho configurou-se o "justificado à direita" com os "jumpers" J13 (1-1, ..., 10-10), J14 (1-2) e J15 (1-2). O esquema abaixo esquematiza o que foi descrito acima:

Byte A	D7	D6	D5	D4	D3	D2	D1	D0
Byte B	X	X	X	S	X	X	D9	D8

onde S = 0 conversão encerrada
S = 1 conversão em curso
D9-D0 bits obtidos da conversão
X valor irrelevante

1.5. Sinais de Entrada:

Os sinais das entradas analógicas (sinal de velocidade de fluxo sanguíneo e ECG) são aplicados sobre resistências de precisão, cujo valor nominal é 10,2 KOhms (1%) ligadas entre os pinos do conector de entrada (tipo DB-35 macho) e a malha de terra analógica. A função principal destas resistências é reduzir as impedâncias de entrada dos amplificadores com o objetivo de minimizar o ruído causado por interferências e evitar a saturação destes quando algum canal estiver em aberto.

Os amplificadores analógicos da entrada possuem uma limitação da frequência de resposta na faixa de 100 KHz. Para se evitar o efeito de "aliasing" quando da aquisição de um sinal, a frequência de amostragens deste sinal deve ser no mínimo o dobro da frequência do sinal aplicado (Teorema de Amostragem). Esta frequência de amostragem é conhecida como Frequência de Nyquist (Fn) e é dada pela seguinte equação:

$$F_n = \frac{2}{(\text{período do sinal})}$$

Cálculo da Frequência de Nyquist para o sinal aplicado: para este cálculo, foi utilizado o período da onda R do eletrocardiograma (necessidade de sincronização), que tem duração de aproximadamente 20 ms. Portanto, a frequência deste sinal será de 50 Hz. Pelo Teorema de Amostragem, a Frequência de Nyquist será de 100 Hz. No presente trabalho utilizou-se uma frequência de 200 Hz (5 ms) para amostrar os sinais aplicados (velocidade de fluxo sanguíneo e ECG). A frequência máxima de amostragem para dois canais nesta placa foi calculado em 21,72 KHz, o que está dentro do limite máximo de 100 KHz.

2.0 Conversor Digital-Analógico:

A placa CAD10/26 apresenta dois conversores D/A independentes, de 8 bits de resolução, com tempo de conversão de 1 microssegundo. Esta característica não foi utilizada no presente trabalho.

3. O Temporizador:

O circuito de temporização contém três contadores programáveis decrescentes numerados de 0 a 2, que podem ser programados para executar contagem binária de 16 bits ou BCD de 4 dígitos em até 6 modos diferentes. Cada contador possui três acessos:

1. Clock: os pulsos dos sinais a serem contados são aplicados a esta entrada que é sensível a borda de descida dos mesmos.

2. Gate: tem múltiplas funções como inibir e disparar a contagem, recarregar contadores, etc... Cada modo de operação define uma função específica para esta entrada.

3. Output: saída que possui diversos comportamentos, definidos também pelo modo de operação do contador. Normalmente varia seu nível lógico com o término da contagem.

A definição do contador a ser tratado, da operação a ser realizada, da forma de contagem e do modo de operação é realizada através de escrita de uma palavra de controle adequada no respectivo registrador. O esquema a seguir ilustra o que foi descrito anteriormente:

Formato das palavras de controle do Temporizador.

SC1	SC0	RL1	RL0	M2	M1	M0	BCD
0	0	1	1	1	1	0	0

Onde, SC1 = 0 e SC2 = 0 selecionam o contador 0, cujo

endereço é 02D0H. RL1 = 1 e RL2 = 1 lêem ou carregam primeiro o byte menos significativo e depois o byte mais significativo. M2 = 1, M1 = 1 e M0 = 0 selecionam o Modo de operação 2 do contador 0, ou seja, geração de pulsos de período programável. BCD = 0 seleciona a contagem binária de 16 bits.

No Modo 2 de operação do Contador há geração de pulsos de período programável, que divide a frequência do sinal aplicado ao Clock (8 MHz) pelo valor carregado no contador 0. Este último valor é obtido multiplicando-se o intervalo de tempo entre conversões (5 mili-segundos) pela frequência do relógio do microcomputador (8 MHz) dividida por 4. O valor obtido desta operação matemática é o valor carregado no Contador 0 (10.000). Durante a contagem o Output é mantido em "1". Ao final da contagem o Output vai a "0" por um período do sinal Clock. A carga de novos valores não afeta a contagem em curso. O sinal Gate, quando em "0", desabilita a contagem e faz Output "1". A borda de subida do sinal Gate recarrega o Contador e inicia a contagem. O sinal Gate deve ser mantido em "1" durante a contagem. Para maiores detalhes, consultar o manual da placa CAD10/26 da Lynx, página 20.

A leitura do Contador 0 é feita em duas etapas: (a) armazenamento do valor do Contador em registrador intermediário, e (b) leitura do valor armazenado. A palavra de controle para armazenamento dos valores do Contador 0 já vem definido pelo fabricante.

4. Circuito de Controle e Interfaceamento:

Esta parte da placa tem as seguintes funções:

- 4.1. Disparo da Conversão A/D
- 4.2. Controle da Lógica de Endereçamento
- 4.3. Controle da Lógica de Interrupção

4.1. Disparo da Conversão A/D:

A placa CAD10/26 pode ser configurada em 5 diferentes modos, permitindo o disparo da conversão de diversas formas, otimizando assim o desempenho da aquisição conforme a aplicação (Manual da Lynx, pag. 25).

O Modo 1, ou seja, disparo da conversão pela escrita no Seletor de Canal (SC), foi selecionado pelos J6(1-2), J8(1-2), J9(1-2) e J9(3-4) todos sem conexão. A conversão se inicia com a escrita no SC do número do canal a ser lido. Este modo básico de disparo de conversão foi o utilizado neste trabalho.

4.2. Controle da Lógica de Endereçamento:

A placa CAD10/26 ocupa 8 posições da área de Entrada/Saída do microcomputador, sendo que a localização desse bloco é selecionada de forma a não coincidir com as áreas já ocupadas pelo hardware do microcomputador. Esta seleção é realizada através da chave DP1 ("dip switch"), a qual já vem pré-ajustada

para ocupar as posições de 720 a 727 desta área, ou seja, vem configurada com DP1 fechado nas posições 1,3,6 e 8. Portanto, o mapa de endereços padrão fica configurado da seguinte forma:

2D0H	720	Contador 0 do Temporizador
2D3H	723	Controle do Temporizador
2D4H	724	Byte A
2D5H	725	Byte B
2D6H	726	Registrador de Modo
2D7H	727	SC - Seletor de Canal

4.3. Controle da Lógica de Interrupção:

Existem na placa CAD10/26 duas possibilidades de geração de interrupções, ou sejam, (1) utilizando-se o Contador 2 cuja saída é conectada ao sinal IRQ2 da via de expansão do microcomputador, por meio de J5; ou (2) utilizando-se o registrador de 1 bit de chamada de interrupção (FF), cuja saída é ligada ao sinal IRQ2 por meio do J5 (5-6). A ativação da saída do FF é feita pelo contador 0 por meio de J6 (5-6). Esta última foi utilizada no presente trabalho. Para maiores detalhes, consultar o manual da Lynx.

A solicitação de uma interrupção que está ativa fica registrada no Registrador de Interrupções. Enquanto este registrador sinalizar a chamada de interrupção, o processador atende à interrupção. Ao final do tratamento da interrupção, tal indicação deve ser apagada do Registrador de Interrupções através

da escrita de uma palavra de controle adequada na posição 20H da área de dispositivos periféricos. Como foi utilizada a entrada IRQ2, esta palavra de comando é 62H. O programa de tratamento da interrupção está no item IV.3.2. .

As posições para armazenamento do endereço da Rotina de Tratamento de Interrupção são:

Deslocamento BmS (0028H) e BMS (0029H)

Segmento BmS (002AH) e BMS (002BH)

A máscara para ativar ou inibir o atendimento de interrupções constitui-se de 1 byte armazenado num registrador localizado na posição 21H da área de E/S do microcomputador. O valor 0FBH a ativa, enquanto o valor 04H a inibe (0 = habilita e 1 = inibe).

5. Circuito de suporte de Acesso Direto à Memória:

Permite fazer a conversão A/D e o seu armazenamento sem a intervenção do microprocessador, capacitando a placa a executar aquisições a taxas bastante elevadas. Esta característica não foi utilizada no presente trabalho.

Resumindo este ítem, extraído do manual da Lynx, a configuração final da Placa Conversora Analógico-Digital é a seguinte (J = "jumpers"):

J1 (1-2)	J6 (5-6)	J11 (-)
J2 (1-6)	J7 (1-2) (3-4)	J12 (1-2)
J3 (1-6)	J8 (-)	J13 (1-1) a (10-10)
J4 (2-3)	J9 (-)	J14 (1-2)
J5 (5-6)	J10 (-)	J15 (1-2)
		DP1 1-3-6-8

Bibliografia

ABDEL-AZIM, M.S.; HOTTINGER, C.F. (1983).

Noninvasive blood flow analysis.

Medical Electronics, April, pp. 122-130.

ANDROS, G.; HARRIS, R.W.; SALLES-CUNHA, S.X.; DULAWA, L.B.;
OBLATH, R.W.; APYAN, R.L. (1986).

Arm vein for arterial revascularization of the leg:
Arteriographic and clinical observations.

Journal of Vascular Surgery, November, 4(5):416-427.

ATKINSON, P.; WOODCOCK, J.P. (1982).

Doppler ultrasound and its use in clinical measurements.

Academic Press.

BARNES, R.W. (1985).

Continuous-wave Doppler ultrasound.

Noninvasive Diagnostic Techniques in Vascular Disease, Ed. E.F.
Bernstein. 5(4):19-24, 3rd edition, The C.V.Mosby Company.

BERKOWITZ, H.D. (1985).

Postoperative screening in peripheral arterial disease.

Noninvasive Diagnostic Techniques in Vascular Disease, Ed. E.F. Bernstein. 61:632-638, 3rd edition, The C.V.Mosby Company.

BRUM, O.; GROSHAR, D.; COOPER, D.M. (1986a).

Princípios Básicos.

Doppler Ultra-som. Princípios Básicos e Aplicações Clínicas. Coord. Orlando Brum et al., 1:13-15. Livro Médico Editora Ltda.

BRUM, O.; GROSHAR, D.; SALLES, E.F. (1986b).

O Exame Arterial Periférico.

Doppler Ultra-som. Princípios Básicos e Aplicações Clínicas. Coord. Orlando Brum et al., 3:19-28. Livro Médico Editora Ltda.

BRUM, O.; TOURINHO, O.B.; FILIPPO, R.; CHIYOSHI, F. (1986c).

Obstrução Aortoiliaca.

Doppler Ultra-som. Princípios Básicos e Aplicações Clínicas. Coord. Orlando Brum et al., 8:53-67. Livro Médico Editora Ltda.

BURGER, D. (1980).

Analysis of electrophysiological signals, a comparative study of two algorithms.

Comput. Biomed. Res.13:73-77.

BURNS, P.N.; JAFFE, C.C. (1985).

Quantitative flow measurements with Doppler ultrasound: technique, accuracy, and limitations.

Radiologic Clinics of North America, December, 23(4):641-657.

BURTON, A.C. (1972).

Physiology and Biophysics of the Circulation. Ed. Year Book Medical Publishers Incorporated, 2nd edition.

CALIL, S.J. (1984).

The application of multigated pulsed Doppler ultrasound to the investigation of the haemodynamic effects of structural irregularities in the arterial system.

PhD Thesis, Faculty of Medicine of the University of London. Department of Medical Engineering and Physics. King's College Hospital Medical School. London, England.

CALIL, S.J.; ROBERTS, V.C. (1985).

An in vivo assessment of stenotic disease using the instantaneous mean velocity curves generated at sites near the vessel wall.

Anais do IX Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica, pp 197-206. Campinas, Brasil

CAMPBELL, W.B.; FLETCHER, E.L.; HANDS, L.J.G (1986).

Assessment of the distal lower limb arteries: a comparison of arteriography and Doppler ultrasound.

Annals of the Royal College of Surgeons of England, 68:37-39.

CANONGIA, P.M.; BRUM, O. (1986).

Impotência de Origem Vascular.

Doppler Ultra-som. Princípios Básicos e Aplicações Clínicas.
Coord. Orlando Brum et al., 26:187-194. Livro Médico Editora
Ltda.

CARTER, S.A. (1985).

Clinical problems in peripheral arterial disease: is the clinical
diagnosis adequate ?

Noninvasive Diagnostic Techniques in Vascular Disease. Ed. E.F.
Bernstein. 2(49):494-505, 3rd edition, The C.V.Mosby Company.

CAVALLARO, A.; SCIACCA, V.; ALESSANDRINI, A.; GAROFALO, M.;
D'ALESSIO, T.; SACCO, R.; DIGIULIO-MARIA, C. (1981).

Intraoperative CW Doppler control of aortofemoral
reconstructions.

Hemodynamique des Membres 2, Ed. Puel, P.; Boccalon, M.;
Enjarbert, A.; pp 389-395, Toulouse, France.

CHALLONER, A.V.J. (1979).

Photoelectric plethysmography for estimating cutaneous blood
flow.

Non-invasive Physiological Measurements, Ed P. Rolfe, 1:125-151.

CLEMENT, D.L.; MAELE, G.O.VAN; DE PUE, N.Y. (1985).

Critical evaluation of venous occlusion phethysmography in the
diagnosis of occlusive arterial disease in the lower limbs.

International Angiology, January-March, 4(1):69-74.

COFFMAN, J.D. (1975).

Doenças dos vasos periféricos.

Tratado de Medicina Interna, Ed Cecil-Loeb, 14ed, 595:1357-1364.

CONWAY, M.J. (1985).

Ultrasound flowmetry in clinical practice.

Postgraduate Medicine, November 1, 78(6):116-117.

CORREIA, J.A.; ALPERT, N.M.; ACKERMAN, R.H. (1985).

Positron emission tomography (PET).

Noninvasive Diagnostic Techniques in Vascular Disease. Ed. E.F. Bernstein. 24:250-260, 3rd edition, The C.V.Mosby Company.

FISHER, D.C.; ALTOBELLI, S.A. (1985).

Physical principles of Doppler ultrasound.

Postgraduate Medicine, November 1, 72(6):120-130.

FRONEK, A. (1985).

Non-invasive evaluation of the cutaneous circulation.

Noninvasive Diagnostic Techniques in Vascular Disease. Ed. E.F. Bernstein. 68:694-707, 3rd edition, The C.V.Mosby Co.

FUENTES, G.G.T. (1982).

Propriedades estatísticas de parâmetros obtidos de sinais de fluxo sanguíneo arterial medidos por ultra-som.

Tese de Mestrado, COPPE-UFRJ, Fevereiro.

GÉDÉON, A.; BARRET, A.; MASON, J.; DUPONT, L. (1979).

Appréciation du retentissement hémodynamique des sténoses aortiques ou iliaques par effet Doppler.

Hémodynamique des membres 1, Ed. Puel, P.; Boccalon, M.; Enjarbert, A.; pp 631-634, Toulouse, France.

GOSLING, R.G. (1976).

Extraction of physiological information from spectrum-analysed Doppler-shifted continuous-wave ultrasound signals obtained non-invasively from the arterial system.

Medical Electronics and Monographs, Eds Hill D.W. and Watson B.W., Pub Peter Peregrinus Ltd, Stevenage, pp 18-22.

GRAHAM, J.C.; CAMERON, A.E.P.; ISMAIL, H.I.; HAMILTON, W.A.P.; LAW, Y.F.; ROBERTS, V.C.; COTTON, L.T. (1983).

Axillofemoral and femorofemoral grafts: a 6-year experience with emphasis on the relationship of peroperative flow measurements to graft survival.

Br. J. Surgery, June, 70(6):326-331.

GREATOREX, C.A. (1979).

Non-invasive blood pressure measurement.

Non-invasive Physiological Measurements, Ed P. Rolfe, 1(9):193-211. Academic Press.

GREENE, E.R.; VOYLES, W.F. (1985).

Noninvasive Doppler flowmetry for measuring regional blood flow. Postgraduate Medicine, November 1, 78(6):165-178.

GROSHAR, D.; DÉVIA, M.R.; BRUM, O. (1986).

Efeito Doppler.

Doppler Ultra-som. Princípios Básicos e Aplicações Clínicas.

Coord. Orlando Brum et al., 2:16-18. Livro Médico Editora Ltda.

GUYTON, A.C. (1973).

Tratado de Fisiologia Médica. Quarta Edição. Editora Guanabara

Koogan.

HALPERN, N. (1985).

Ultrasound in cerebral and peripheral vascular disease. Clinical applications.

Postgraduate Medicine, November 1, 78(6):137-147.

HAMILTON, W.A.P.; FULTON, T.J.; GRAY, P.; STEVENS, A.L.;

GRAHAM, J.C.; ROBERTS, V.C.; COTTON, L.T. (1981).

Location of aortofemoral disease by measurement of flow velocity in femoral artery using Doppler ultrasound (Publicação interna).

Dept. Biomed. Eng. King's College Hospital Med. School. London.

HARTLEY, G.J.; STRANDNESS, D.E. (1969).

The effects of atherosclerosis on transmission of ultrasound.

Journal of Surgical Research, October, 9(10):575-582.

HERMINI, A.H.; CALIL, S.J. (1988).

Simulador de Fluxo Vascular.

VI Congreso Argentino de Bioingeniería SABI. pp 44.

HILL, D.W. (1979).

The role of electrical impedance methods for the monitoring of central and peripheral blood flow changes.

Non-invasive Physiological Measurements. Ed Peter Rolfe, 1(4):95-112.

HOLLOWAY, G.A. Jr (1983).

Laser Doppler measurement of cutaneous blood flow.

Non-invasive measurements. Ed Peter Rolfe. Academic Press Inc Ltd. 2(6):219-249.

HUMPHRIES, K.N.; HAMES, T.K.; SMITH, S.W.J.; CANNON, V.A.; CHANT, A.D.B. (1981).

Quantitative assessment of the aorto-iliac and common femoral-popliteal arterial segments using continuous wave Doppler ultrasound.

Hemodynamique des Membres 2, Ed. Puel, P.; Boccalon, M.; Enjarbert, A.; pp 235-243, Toulouse, France.

JOHNSTON, K.W.; COLAPINTO, R.F. (1982).

Peripheral arterial transluminal dilatation: early results.

The Canadian Journal of Surgery, September, 25(5):532-534.

JOHNSTON, K.W.; KASSAN, M.S. (1985).

Processing Doppler signals and analysis of peripheral arterial waveforms problems and solutions.

Noninvasive Diagnostic Techniques in Vascular Disease. Ed. E.F. Bernstein. 7:40-57, 3rd edition, The C.V. Mosby Company.

- JOHNSTON, K.W.; KASSAN, M.; COBBOLD, R.S.C. (1981).
Quantitative evaluation of aortoiliac disease using Doppler ultrasound.
Hemodynamique des Membres 2, Ed. Puel, P.; Boccalon, M.; Enjarbert, A.; pp 215-223, Toulouse, France.
- JOHNSTON, K.W.; TARASCHUK, T. (1976).
Validation of the role of pulsatility index in quantitation of the severity of peripheral arterial occlusive disease.
The American Journal of Surgery, March, 131:295-297.
- JOHNSTON, K.W.; ZUECH, P.; KASSAN, M.S. (1985).
Criteria for selection of Doppler instrumentation.
Noninvasive Diagnostic Techniques in Vascular Disease. Ed. E.F. Bernstein. 6:33-39, 3rd edition, The C.V. Mosby Company.
- JORGENSEN, J.J.; STRANDEN, E.; GJOLBERG, T. (1986).
The femoral arterial flow velocity pattern in patients with aortoiliac atherosclerosis.
Acta Chir. Scand. 152:257-261.
- KITSLAAR, P.J.E.H.M.; TALMON, J.L. (1981).
Numerate Doppler analysis in the determination of aorto-iliac disease.
Hemodynamique des Membres 2, Ed. Puel, P.; Boccalon, M.; Enjarbert, A.; 225-230, Toulouse, France.

LEES, R.S.; KISTLER, J.P.; MILLER, A.; JOHNSON, G.R. (1985).
Quantitative carotid phonoangiography.
Noninvasive Diagnostic Techniques in Vascular Disease. Ed. E.F.
Bernstein. 33:342-348, 3rd edition, The C.V.Mosby Company.

LUCENA, S.E. (1989).

Um simulador de ECG / Arritmias cardíacas.

Tese de Mestrado. Departamento de Engenharia Biomédica da
Faculdade de Engenharia Elétrica da Universidade Estadual de
Campinas. Brasil.

LUNT, M.J. (1980).

The optimum frequency and angle of insonation for a Doppler
ultrasonic flow velocimeters.

Phys. Med. Biol., 25(5):839-848.

LUNT, M.J. (1975).

Accuracy and limitations of the ultrasonic Doppler blood
velocimeter and zero crossing detector.

Ultrasound in Med. & Biol., 2:1-10.

McDICKEN, W.N. (1981).

Diagnostic Ultrasonics. Principles and Use of Instruments.
Second Edition. Ed John Wiley & Sons.

MARSHALL, R.J. (1986).

The determination of peaks in biological waveforms.

Computer and Biomedical Research, 19(4):319-329.

MEERHAEGHE, X. VAN; DUPREZ, D.; BRUSSELMANS, F.; WASSENHOVE, A.
VAN; CLEMENT, D.L. (1986).

Diagnostic performance of the bidirectional Doppler velocity
curve recorded at the ankle.

International Angiology, July-September, 5(3):197-202.

MOFFORD, R.G.; SALLES-CUNHA, S.X.; ANDROS, G. (1986).

Duplex imaging of femorodistal bypass grafts.

Bruit, October, 10:213-217.

PANICO, M.D.B.; GROSHAR, D.; BRUM, O. (1986).

Curvas de Velocidade Doppler.

Doppler Ultra-som. Princípios Básicos e Aplicações Clínicas.

Coord Orlando Brum et al.; 20:133-147. Livro Médico Editora Ltda.

PATTERSON, E. (1981).

Substitutes for Sephadex. Internal communication GEC Medical.

PINARDI, G.; SAINZ, A. (1977).

El uso de ultrasonidos Doppler en la evaluacion cardiovascular.

Acta Cient. Venezolana, 28(5): 305-312.

PRYTHERCH, D.H.; EVANS, D.H. (1985).

Versatile microcomputer-based system for the capture, storage and
processing of spectrum-analysed Doppler ultrasound blood flow
signals.

Medical & Biological Engineering & Computing, September, 23:445-
452.

REEVES, R.C.; POHOST, G.M. (1985).

Nuclear magnetic resonance in vascular imaging.

Noninvasive Diagnostic Techniques in Vascular Disease. Ed. E.F. Bernstein. 25:261-268, 3rd edition, The C.V. Mosby Company.

RISTOW, A.VON; FILHO, J.M.C.; HADDAD, S.E. (1986).

Avaliação Intra-operatória das vasculares restaurações.

Doppler Ultra-som. Princípios Básicos e Aplicações Clínicas. Coord. Orlando Brum et al., 10:73-80. Livro Médico Editora Ltda.

ROBERTS, V.C.; SAINZ, A.J. (1979).

Ultrasonic Doppler velocimetry.

Non-invasive physiological measurements. Ed. Peter Rolfe. 1(7):153-174. Academic Press.

ROSENBLOOM, M.S.; FLANIGAN, D.P. (1987).

The use of ultrasound during reconstructive arterial surgery of the lower extremities. World Journal of Surgery, October, 11(5):598-603.

RULLIÉRE, R. (1980).

Manual de Cardiologia, Seg Edição, 10:239-244. Masson do Brasil.

SALLES-CUNHA, S.X.; HALBACH, R.E.; BATTOCLETI, J.H.; TOWNE, J.B.; SANCES, A. Jr (1979).

Noninvasive techniques in the evaluation of peripheral circulation.

Journal of Clinical Engineering, July-September, 4(3):209-220.

SALONER, D. (1988).

Flow velocity measurements for pulsatile flow. In IEEE Engineering in Medicine & Biology Society 10th Annual International Conference, 1(4):0329-0330.

SCHLINDWEIN, F.S. (1982).

Microcomputador para análise de sinais de fluxo sanguíneo arterial captados por ultra-som Doppler.

Tese de Mestrado, UFRJ, Rio de Janeiro - RJ, Abril.

SHMIDT, C.; SCHMITT, J.; LEGRAS, B.; MANGEAN, J. (1985).

Index de pulsatilité et facteur de résistance circulatoire dans les artériopathies des membres inférieurs.

Journal des Maladies Vasculaires, 10:31-35.

SKIDMORE, R.; CLIFFORD, P.C.; BIRD, D.R.; DAVIES, E.R.; LUSBY, R.J.; WOODCOCK, J.P.; BAIRD, R.N. (1981).

Transfer function analysis of the femoral artery waveform in the assessment of iliac artery disease.

Hemodynamique des Membres 2, Ed. Puel, P.; Boccalon, M.; Enjarbert, A.; pp 231-234, Toulouse, France.

STRANDNESS Jr, D.E. (1985).

Doppler ultrasonic technique in vascular disease.

Noninvasive Diagnostic Techniques in Vascular Disease. Ed. E.F. Bernstein. 3:13-18, 3rd edition, The C.V. Mosby Company.

SUMNER, D.S. (1985a).

Mercury strain-gauge phethysmography.

Noninvasive Diagnostic Techniques in Vascular Disease. Ed. E.F. Bernstein. 15:133-150, 3rd edition, The C.V.Mosby Company.

SUMNER, D.S. (1985b).

Volume phethysmography in vascular disease: an overview.

Noninvasive Diagnostic Techniques in Vascular Disease. Ed. E.F. Bernstein. 13:97-118, 3rd edition, The C.V.Mosby Company.

SUMNER, D.S.; MOORE, D.J.; MILES, R.D.; SPENCER, M.P. (1985c).

Doppler ultrasonic arteriography and flow velocity analysis in carotid artery disease.

Noninvasive Diagnostic Techniques in Vascular Disease. Ed. E.F. Bernstein. 34:349-366, 3rd edition, The C.V.Mosby Company.

SUMNER, D.S.; RUSSEL, J.B.; RAMSEY, D. (1979).

Intraoperative use of the sterile Doppler flow probe for assessing the adequacy of arterial reconstruction.

Hemodinamique des Membres I. Ed. Puel, P.; Boccalon, M.; Enjalbert, A.; pp 577-580. Toulouse, France.

VIANNA, F.C. (1981).

Atualização Terapêutica. Ed Prado, F.C.; Ramos, J.; Vale, J.R.; 12ed, seção III, Aparelho Vascular, pp 280-285. Artes Médicas.

WELLS, P.N.T. (1977).

Biomedical Ultrasonics. Academic Press.

WELLS, P.N.T. (1983).

Ultrasonic Imaging.

Non-invasive Physiological Measurements, Ed. Peter Rolfe, 2:313-352.

WHEELER, H.B.; PENNEY, B.C. (1985)

Impedance plethysmography: theoretic, experimental and clinical considerations.

Noninvasive Diagnostic Techniques in Vascular Disease. Ed. E.F. Bernstein. 3(14):119-132, 3rd edition, The C.V.Mosby Company.

WOODCOCK, J.P.; SKIDMORE, R.; BAIRD, R.N.; BIRD, D.; CLIFFORD C.; LUSBY R.J. (1982).

Iliofemoral artery disease: ultrasonic imaging and waveform analysis.

Blood Flow - Theory and Practice. Ed. D.E.M. Taylor & A.L. Stevens. 7:111-125. Academic Press.

YURENEV, A.P.; BOGDANOVA, M.M. (1986).

Diagnostic value of two-dimensional Doppler echography in structural and functional changes of great arteries.

Cor et Vasa, 28(6):442-450.

-X-X-X-X-X-X-X-X-