

ANÁLISE DE SINAIS DOPPLER DE VELOCIDADE DE FLUXO ARTERIAL POR MICROCOMPUTADOR

Fernando S. Schindwein¹, Arvind Caprihan², Stenio A.T. Gandra³

RESUMO — A técnica Doppler é uma das mais usadas em clínicas de Angiologia para avaliação da circulação periférica. Sendo método não-invasivo, é preferível à angiografia de contraste para acompanhamento de casos. Foi desenvolvido um microcomputador e um método para a obtenção automática de alguns parâmetros de interesse clínico a partir do sinal de velocidade de fluxo arterial obtido por fluxômetro Doppler de onda contínua. O hardware é baseado no μP 8085A e consta de 16 K de RAM, 18K de EPROM, interfaces para teclado, vídeo, impressora e conversores A/D e D/A, que permitem a monitoração dos sinais durante a coleta e seu registro gráfico após o exame. O software foi desenvolvido parte em Assembly e parte em Basic. O sistema foi testado em sinais previamente gravados em 72 membros inferiores, sendo analisado, para cada caso, um trecho de 17s e fornecidas na listagem de saída a média, o desvio padrão e o coeficiente de variação para cada parâmetro. O teste demonstrou que o sistema funciona para diversos tipos de formas de onda e facilita a obtenção dos parâmetros desejados, tornando a rotina menos laboriosa e mais rápida.

INTRODUÇÃO

A avaliação da circulação periférica envolve desde técnicas simples — observação da coloração das extremidades, termometria e medição de pressões segmentares — até procedimentos para os quais são necessários equipamentos específicos — fotopleletismografia, dopplerometria e angiografia. Dentre estas técnicas de laboratório a angiografia de contraste é considerada a melhor em termos de quantificar o nível de obstrução (Abramsom, 1978). Consiste na injeção de contraste radiopaco seguida de raio-X, permitindo a visualização do lúmen dos vasos. Apesar de ser o método mais definitivo, em termos de decisão quanto a indicação ou não de cirurgia, não convém ser usado na rotina de acompanhamento de casos, pois o exame é invasivo, desconfortável e acarreta riscos.

O exame ultra-sônico é não-invasivo, mais barato que a angiografia e completamente seguro para o paciente. Não necessitando de grande aparato, pode ser realizado na clínica, pois o fluxômetro Doppler de onda contínua é portátil. Além disso, a técnica de ultra-som Doppler permite uma análise dinâmica do trecho vascular examinado, em contraposição à angiografia tradicional, que é uma fotografia. Sendo assim, a fluxometria Doppler é usada como rotina clínica em Angiologia (Brum e cols., 1980) substituindo a angiografia na maioria dos casos e servindo como exame preliminar de triagem.

¹ Programa de Eng. Biomédica, COPPE/UFRJ - Caixa Postal 68510
21945 - Rio de Janeiro, RJ.

² Lovelace Medical Center - 5400 Gibson Boulevard - SE - Albuquerque, NM.
87108 - USA

³ CENPES - PETROBRÁS - Ilha Universitária - 21945 - Rio de Janeiro, RJ

A TÉCNICA DOPPLER

A técnica Doppler de onda contínua consiste em transmitir até o interior do vaso um feixe contínuo (senoidal) de ultra-som e receber, por outro transdutor, o feixe após sua interação com o sangue (vide Fig. 1).

Quando o ultra-som atinge alguma estrutura com impedância acústica diferente, parte da onda é refletida pela interface. Se a estrutura refletora estiver em repouso em relação aos transdutores, a frequência da onda refletida (f_1) é igual à da onda emitida (f_0). Se, no entanto, a estrutura refletora possui velocidade radial em relação ao feixe, haverá um desvio de frequência na onda refletida, proporcional à velocidade relativa entre a estrutura e os transdutores (ver Fig. 1).

No sangue a interação (espalhamento) deve-se às hemácias, que têm impedância acústica diferente do meio (plasma). Demodulando-se, então a frequência-diferença, obtém-se informação a respeito da velocidade de fluxo sanguíneo instantâneo (Wells, 1977; Baker, 1980; Lunt, 1975):

$$\Delta f = \frac{2vf_0 \cos \theta}{c}$$

onde

- f = desvio em frequência da onda refletida em relação à onda emitida (também chamada de frequência-diferença ou frequência Doppler).
- c = velocidade do som nos tecidos
- f_0 = frequência do ultra-som emitido
- v = velocidade da estrutura refletora
- θ = ângulo entre a direção do feixe ultra-sônico e a do vetor velocidade da estrutura refletora.

O sinal resultante do batimento da senóide de excitação, com frequência f_0 , e o sinal recebido de volta tem uma componente na frequência-diferença ($\Delta f = f_1 - f_0$) e uma na frequência-soma ($f_0 + f_1$). Para as frequências de excitação (f_0) normalmente utilizadas em fluxômetro Doppler, a componente na frequência-diferença (Δf) está na faixa de áudio (Wells, 1977) e o sinal resultante da demodulação desta frequência-diferença é proporcional à velocidade de fluxo em cada instante e será chamado aqui "sinal Doppler" (ver Fig. 2).

Há limitações técnicas que não permitem avaliação quantitativa precisa do fluxo sanguíneo em um vaso por fluxometria Doppler: para avaliação do fluxo volumétrico é necessário conhecer, em cada instante, o ângulo θ , a área da seção transversal do vaso e o espectro dos desvios Δf ou o desvio médio, que corresponderia à velocidade média do sangue (Johnston, Maruzzo, Cobbold, 1978; Lunt, 1975; Brody, Meindl, 1974; Barber, Eberhard, Karr, 1985; Guerreiro e Challis, 1979). Isso não significa que o fluxômetro Doppler de onda contínua seja pouco útil clinicamente, pois mesmo sem informação quantitativa a forma de onda do sinal Doppler muda suas características em determinadas condições patológicas e a análise desta forma de onda pode auxiliar o diagnóstico de doenças arteriais (Baker, 1980; Brody and Meindl, 1974; Brum e cols., 1980; Chant, 1980; Skidmore and Woodcock, 1980; Gosling, King and Woodcock, 1972; Johnston, Maruzzo and Cobbold, 1978; Clifford e cols., 1981).

O estudo da condição vascular pela técnica Doppler pode ser feito a partir do sinal não-demodulado (sinal de áudio, na frequência Δf) ou a partir do sinal demodulado (sinal Doppler, ver fig. 2). A interpretação do sinal não-demodulado é mais difícil, já que, em cada instante, existe um espectro de desvios, Δf , correspondente ao espectro das velocidades, v , do sangue no vaso examinado. A representação gráfica do sinal não demodulado é o sonograma (ver Fig. 3) e a análise do sinal de áudio por componentes de frequência implica a realização de uma transformada de Fourier ou o uso de banco de filtros (Johnston, Maruzzo and Cobbold, 1978).

A interpretação do sinal demodulado é levada a termo principalmente das seguintes maneiras:

1. Através do cálculo de pólos e zeros;
2. Através do cálculo de componentes principais, e
3. Através de medidas de parâmetros.

O estudo do sinal pela técnica de cálculo de pólos e zeros assume um modelo para o sistema cardiovascular (geralmente de segunda ordem) e a forma de onda é caracterizada pelas posições dos pólos e zeros referentes ao modelo no plano complexo (Skidmore and Woodcock, 1980; Meara, 1984).

O cálculo de componentes principais aproxima a forma de onda por uma soma de funções escolhidas a partir do universo de sinais a ser investigado e se calculam os coeficientes de cada uma das funções na expansão matemática que melhor se ajusta à forma de onda (Evans e cols., 1981; Pereira, 1983 e 1984).

Para as duas técnicas descritas acima é necessário procedimento matemático sofisticado e pouco acessível para o médico, que prefere utilizar alguns parâmetros cuja interpretação seja mais simples para quantificar as características da forma de onda do sinal Doppler. A obtenção dos parâmetros pode ser levada a termo a partir dos registros gráficos do sinal Doppler e do eletrocardiograma (ECG), mas esta tarefa é demorada e sujeita a erros gráficos nas medidas. Um sistema de microcomputador facilita alguns cálculos laboriosos e melhora a consistência e confiabilidade das medidas, já que sempre são utilizados os mesmos critérios para as detecções de eventos nas formas de onda e diversos batimentos (cerca de vinte) são utilizados para os cálculos.

O SINAL DOPPLER E OS PARÂMETROS CALCULADOS

A demodulação do sinal de áudio pode ser feita por um analisador de espectro, por "phase locked loop" ou por um simples detector de cruzamentos por zero. Neste trabalho foi utilizado para captação do sinal um fluxômetro Doppler direcional Parks, Mod. 906, que gera o sinal de saída pela técnica de detector de cruzamentos por zero.

Foram submetidos a uma análise preliminar (Tellez-Fuentes, 1982) treze parâmetros obtidos nas curvas de velocidade de fluxo na artéria femoral e chegou-se à conclusão que seis destes seriam de interesse na prática clínica diagnóstica:

- Índice de pulsatilidade (PI)
- Atraso eletromecânico (AEM)
- Largura da fase de fluxo sistólico (LARG)

- Tempo de subida da fase de fluxo sistólico (TS)
- Tempo de meia subida da fase sistólica (TMSUB)
- Quociente de amortecimento proximal (QAP)

Todos os parâmetros escolhidos são independentes de calibração de amplitude, assim o operador pode ajustar o ganho do sinal de entrada para o sistema de forma a adequá-lo à faixa dinâmica do conversor A/D e é contornada a dificuldade de obtenção do ângulo feixe-vaso e da área da secção iluminada pelo feixe.

Três dos parâmetros escolhidos são obtidos a partir da curva de velocidade de fluxo na artéria femoral: tempo de subida (ou tempo de crista), largura da fase sistólica e índice de pulsatilidade. Os outros três — atraso eletromecânico, tempo de meia subida e quociente de amortecimento proximal — relacionam-se também à onda R do ECG.

O tempo de subida (ou tempo de crista) foi medido desde o início da subida (ver Fig. 4) até o instante correspondente à maior amostra da fase sistólica (ver Figuras 5 e 6). Tal medida pode auxiliar na identificação de lesões aortoiliacas, havendo trabalho recente (Chant, 1980) que utiliza a razão entre os valores dos tempos de crista obtidos em curvas de duas artérias do membro inferior para a localização da lesão.

A medida da largura da fase sistólica foi tomada a meia altura (Ver Fig.7) e espera-se correlação desta medida com a resistência periférica distal (Schlindwein, 1982).

O índice de pulsatilidade (Fig. 8), descrito por Gosling em 1972 é de cálculo difícil, se feito manualmente, já que requer o valor da área sob a curva de velocidade. O índice de pulsatilidade relaciona-se à resistência periférica distal e permite o cálculo do fator de amortecimento (fator de amortecimento = $\text{PI proximal} / \text{PI distal}$), parâmetro indicador de obstrução entre os locais em que foi medido o índice de pulsatilidade (Gosling, 1974; Johnston, Maruzzo and Cobbold, 1978).

O atraso eletromecânico (Fig. 9) é a medida do intervalo de tempo entre o pico da onda R do ECG e o ápice do sinal de velocidade de fluxo na artéria femoral. Espera-se uma diminuição no AEM com o enrijecimento das paredes arteriais. Valores normais deste índice foram obtidos por Harper (1974) para as artérias femoral, poplítea e tibial posterior.

O tempo de meia subida (Fig. 10) foi listado individualmente para verificação de consistência (variabilidade) frente ao atraso eletromecânico: a determinação do instante referente ao pico tem maior variabilidade que a do instante de meia-subida, já que a derivada do sinal de velocidade neste instante é maior (ver Figuras 2 e 10).

O quociente de amortecimento proximal (Fig. 11), estudado por Waters e cols., relaciona o atraso eletromecânico com o tempo de meia subida. O QAP é utilizado no diagnóstico de lesões obstrutivas do segmento aorto iliaco (Waters e cols., 1977; Brum e cols., 1980 e 1984).

O Microcomputador — Foi desenvolvido um microcomputador para processamento de sinais biológicos (Schlindwein, 1982; Gandra, 1982; Schlindwein, Caprihan e Gandra, 1983), vide Figuras 12 e 13, que permite:

- Aquisição de até oito sinais analógicos com oito bits de resolução, com

frequência de amostragem programável até 8000 amostras por segundo.

— Processamento dos sinais em tempo-real, já que as amostragens são desencadeadas por interrupção.

— Exibição dos sinais amostrados durante o processo de aquisição em monitor de raios catódicos sem prejuízo do processamento em tempo real já que a manutenção do sinal do monitor é feita sem intervenção da CPU.

— "Hard-copy" dos sinais do monitor em "plotter" analógico, incluindo controle de levantamento/abaixamento da pena.

— Utilização de registrador contínuo de papel, incluindo controle remoto de acionamento automático.

Utilizando esse microcomputador foi desenvolvido um método para a obtenção dos parâmetros, constando basicamente das etapas de:

- a) amostragem dos sinais com monitoração "on-line";
- b) detecção de eventos na forma de onda de fluxo e, se houver ECG, dos picos de onda R;
- c) cálculo dos parâmetros e listagem.

Para realizar a amostragem, as detecções de eventos (ver Fig. 5) nas formas de onda, o pré-processamento dos sinais e os controles das interfaces com os periféricos, foram desenvolvidas rotinas em Assembly. Após o pré-processamento um programa em Basic efetua os cálculos finais dos parâmetros e gera as listagens de saída.

O programa principal é interativo com o operador, exibindo, a cada passo, o "menu" das alternativas acionadas pelo teclado.

Ao início do programa principal é feita a amostragem, sendo os sinais exibidos em tempo real no monitor. O eletrocardiograma e o sinal Doppler são amostrados a taxa de 120 amostras por segundo e armazenados em dois "buffers" circulares, de 2 kbytes cada, na memória. A amostragem é interrompida pelo operador, via teclado, quando este julga que a qualidade dos sinais obtidos é satisfatória, e, a partir daí são oferecidas ao operador as alternativas de:

- a) Examinar todo o sinal coletado, trecho a trecho, na tela do monitor;
- b) Comandar a detecção dos inícios de ciclos de fluxo e reexaminar os sinais com as detecções assinaladas na tela do monitor;
- c) Comandar a correção de eventuais detecções falhas desses inícios, posicionando, através do teclado, um cursor móvel sobre o sinal até o ponto onde se deseja efetuar a correção;
- d) Comandar as detecções subsequentes e o cálculo dos parâmetros com listagem no terminal de vídeo;
- e) Comandar a listagem dos resultados em impressora;
- f) Registrar em papel os sinais processados;
- g) Reiniciar a coleta de sinais;
- h) Comandar a saída do programa;
- i) Pedir um "help" para o "menu" de opções.

RESULTADOS

Os testes do equipamento incluíram seu uso nos laboratórios da COPPE, processando sinais gravados em fita magnética referentes a 72 membros inferiores (23 pessoas assintomáticas e 13 pacientes com laudo arteriográfico), sendo que apenas em dois casos não foi possível o processamento por não haver padrão algum nas ondas de fluxo (não detectável nem sequer de maneira subjetiva, por análise visual do operador). O equipamento foi levado, após essa avaliação inicial, ao Laboratório de Angiologia, Seção de Métodos Especiais, Hospital Universitário - UFRJ, estando atualmente em uso clínico no referido laboratório.

Apresenta-se, ao final, Fig. 14, uma listagem para exemplificar a saída dos resultados.

A variabilidade dos parâmetros foi calculada e a relação entre os parâmetros e doenças arteriais, avaliada graficamente (Schlindwein, 1982).

Para o estudo da variabilidade dos parâmetros foram calculados, para 13 indivíduos normais, a média, o desvio padrão e o coeficiente de variação referentes a cada parâmetro. Isso permitiu avaliar a dispersão de cada parâmetro para um mesmo indivíduo, ciclo por ciclo e também a dispersão dos valores médios de cada parâmetro para uma população, de indivíduo para indivíduo.

Conclui-se que, de batimento para batimento, num mesmo indivíduo, os parâmetros têm uma variabilidade de:

PI	13%
TMSUB	7%
LARG	10%
TS	19%
AEM	7%
QAP	7%

Para PI, Johnston, Maruzzo e Cobbold (1978) encontraram um coeficiente de variação de 6% para 112 batimentos consecutivos. Neste trabalho foram utilizados apenas 17s de sinal, pois é bastante difícil manter o transdutor posicionado por muito tempo. Como a frequência de amostragem utilizada foi 120Hz, uma parte da variabilidade deve-se à inexatidão intrínseca da determinação exata de um instante (como início da subida da fase sistólica, por exemplo).

Para a mesma população de indivíduos assintomáticos, as médias e os coeficientes de variação entre as médias apresentaram os seguintes valores:

<u>PARÂMETRO</u>	<u>VALOR MÉDIO</u>	<u>COEF. VARIAÇÃO DAS MÉDIAS</u>
PI	6.48	49.04%
TMSUB	205,75 ms	15.45%
LARG	150,93 ms	23.05%
TS	95,89 ms	18.28%
AEM	267,03 ms	10.06%
QAP	1,32 ms	8.73%

Estes resultados são muito semelhantes aos encontrados por Clifford e cols. (1981) em relação ao PI, e aos de Waters e cols. (1977), que estudaram o QAP. Há diferença significativa entre o valor do AEM do presente trabalho e aquele encontrado por Harper e cols. (1974), que relatam o valor de 364 ms; discrepân-

cia possivelmente explicada pela diferença entre as técnicas de medição: em seu trabalho, Harper e cols. obtiveram AEM a partir dos registros gráficos dos sinais, com velocidade do papel de 2,5 cm/s.

Sugere-se, devido à grande variabilidade de alguns parâmetros em indivíduos considerados normais, que o critério para classificação em normal e anormal não se baseie apenas no valor do parâmetro para cada membro, mas que se considere a relação membro direito - membro esquerdo (Schlindwein, 1982).

AGRADECIMENTOS

Os autores agradecem o apoio financeiro da FINEP, CNPq e CAPES, o auxílio da Seção de Métodos Especiais do Hospital Universitário/UFRJ, em particular o do Dr. O. F. Brum, idealizador deste trabalho.

REFERÊNCIAS

- ABRAMSON, D.I. (1978), Circulatory disease of the limbs: A primer Ed. by Grune and Stratton Inc.
- BAKER, D.W. (1980), "Application of Pulsed Doppler Techniques". In Radiologic Clinics of North America, Vol. 81, Number 1, pages 79-103.
- BARBER, W.D.; EBERHARD, J.W.; KARR, S.G. (1985) "A New Time Domain Technique for Velocity Measurements Using Doppler Ultrasound" - IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Vol. BME-32, nº 3, pages 213-229.
- BRODY, W.R. and MEINDL, J. (1974), "Theoretical Analysis of the CW Doppler Ultrasonic Flowmeter", IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Vol. 21, Number 3, Pages 183-192.
- BRUM, O.F.; COOPER, D.M.; GROSHAR, D.; ANDRADE, S.S.N.; DE BRITO, C.J.; ARRUDA, S. (1980) - Revista Brasileira de Clínica e Terapêutica, Volume IX ed.; Supl.
- BRUM, O.F.; ROCHA, L.M.; ARRUDA, S.; CORDEIRO, G.C.L.; SCHLINDWEIN, F.S. e PANNERAI, R.B. (1984) - "Dopplerometria Computadorizada", Prática Médica, Formean/8 034 - Ed. Cidade, Pags. 33-35.
- CHANT, A.D.B. (1980), "Quantitative Assessment of the Commonfemoral to Popliteal Arterial Segment Using Continuous Wave Doppler Ultrasonic". Ultrasound in Medicine and Biology, Vol. 6, Pages 99-105.
- CLIFFORD, P.C.; SKIDMORE, R.; BIRD, D.R.; WOODCOCK, J.P. and BAIRD, R.N. (1981) "The Role of Pulsatility Index in the Clinical Assessment of Lower Limb Ischaemia", Clinical Practice, Vol. 5, nº 5, pages 237-241.
- EVANS, D.H.; MACPHERSON, D.S.; BENTLEY, S.; ASHER, M.J. and BELL, P.R.F. (1981) "The Effect of Proximal Stenosis on Doppler Waveforms: a Comparison of Three Methods of Waveform Analysis in an Animal Model", Clin. Phys. Physiol. Meas., Vol. 2, Pages 17-25.
- GANDRA, S.A.T. (1982), "Monitor de Arritmias Cardíacas em Tempo Real Utilizando o Intervalo R-R e a Largura do QRS", Tese de Mestrado, Programa de Engenharia Biomédica - COPPE/UFRJ.

- GOSLING, R.G.; KING, D.H. and WOODCOCK, J.P. (1972), "Blood Velocity Waveforms and their Transit Times in the Evaluation of Atheromatous Changes, in Blood Flow Measurement", Pages 23-36. Ed. Roberts, C. Publ. Sector, London.
- GUERREIRO, W.S.; CHALLIS, R.E. (1979), "Otimização de Projeto em Equipamento Doppler de Ondas Contínuas para Medida de Velocidade de Fluxo". Anais do VI Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica, São Carlos, SP.
- HARPER, D.R.; KELMAN, G.R.; MAVOUR, G.E.; WALKER, M.G. and WATSON, A.W.S. (1974), "Time Interval Between ECG-R Wave and Peak Flow Velocity in Leg Arteries of Normal Humans". J. Physiology, 239:21.
- INTEL, MSC 80/85 Family User's Manual, Oct. 1979.
- JOHNSTON, K.W.; MARUZZO, B.C. and COBBOLD, R.S.C. (1978), "Doppler Methods for Quantitative Measurement and Localization of Peripheral Arterial Occlusive Disease by Analysis of the Blood Flow Velocity Waveform". Ultrasound in Med. & Biology, Vol. 4, Pages 209-223.
- LUNT, M.J. (1975), "Accuracy and Limitations of the Ultrasonic Doppler Blood Flow Velocimeter and Zero Crossing Detector", In Ultrasound in Medicine, Vol. 2, Pages 1-10.
- MEARA, L.A. (1984), "Pole-zero Extraction by Nonlinear Regression of Discrete-Time Arterial Blood-Flow Waveforms", Med. & Biol. Eng. & Comput., 22, 281-284.
- PEREIRA, W.A.C. (1983), Análise do Sinal Doppler Ultra-Sônico de Fluxo Sanguíneo através da Técnica de Componentes Principais", Tese de Mestrado, Programa de Engenharia Biomédica, COPPE/UFRJ.
- PEREIRA, W.C.A.; CAPRIHAN, A.; PANERAI, R.B. (1984), "Componentes Principais Aplicadas ao Sinal Doppler Ultra-Sônico de Fluxo Sanguíneo", RBE - Caderno de Engenharia Biomédica, Vol. 2, Nº 1, pág. 25-32.
- SKIDMORE, R. and WOODCOCK, T. P. (1980), "Physiological Interpretation of Doppler Shift Waveforms" - I Theoretical Considerations. Ultrasound in Medicine & Biology, Vol. 6, Pages 7-10.
- SCHLINDWEIN, F.S. (1982), "Microcomputador para Análise de Sinais de Fluxo Sanguíneo Arterial Captado por Ultra-Som Doppler" - Tese de Mestrado, Programa de Engenharia Biomédica, COPPE/UFRJ.
- SCHLINDWEIN, F.S.; CAPRIHAN, A.; GANDRA, S.A.T. (1983), "Sistema de Aquisição e Exibição de Sinais Biológicos para Microcomputadores", RBE - Caderno de Eng. Biomédica, Vol. 1, Nº 2, pág. 45-56.
- TELLEZ-FUENTES, G.G. (1982), "Propriedades Estatísticas de Parâmetros Obtidos de Sinais de Fluxo Sanguíneo Arterial Medido por Ultra-Som", Tese de Mestrado, Programa de Engenharia Biomédica, COPPE/UFRJ.
- WATERS, K.J.; CHAMBERLAIN, J.; McNEILL, I.F. (1977), "The Significance of Aortoiliac Atherosclerosis as Assessed by Doppler Ultrasound", The American Journal of Surgery, Vol. 134, pages 388-391.
- WELLS, P.N.T. (1977), Biomedical Ultrasonics. Academic Press. New York.

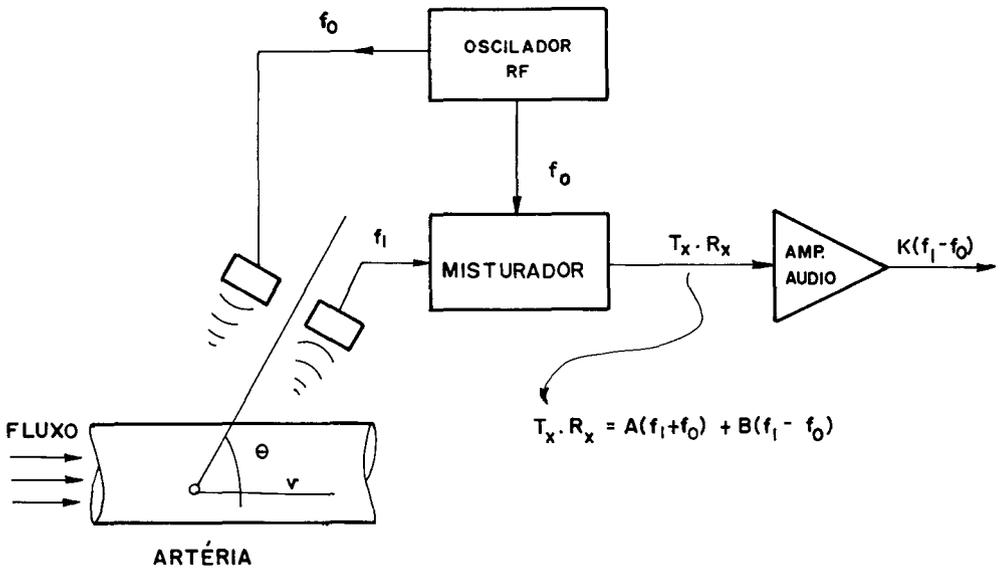


FIGURA 1 - Transmissão-Recepção do ultra-som por velocímetro Doppler: cada hemácia absorve energia e espalha o sinal com uma frequência f_1 , que é função da sua velocidade (ver texto).

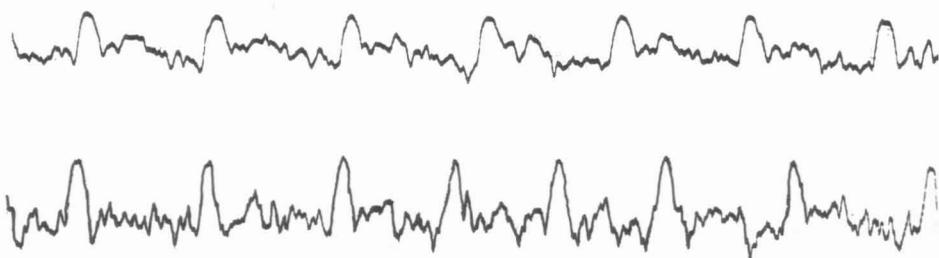


FIGURA 2 - Algumas formas de onda referentes a sinais Doppler captados na artéria femoral. Na figura 2(a) pode-se notar o atraso em relação ao ECG. As marcas no início da fase sistólica, feitas pelo microcomputador (2a), são submetidas a confirmação do operador durante a rotina.

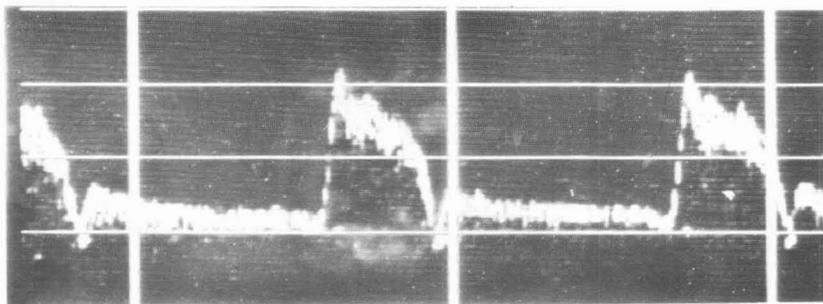


FIGURA 3 - No sonograma o espectro das frequências do sinal Doppler é representado em cada instante pela intensidade (eixo Z) do registro gráfico.

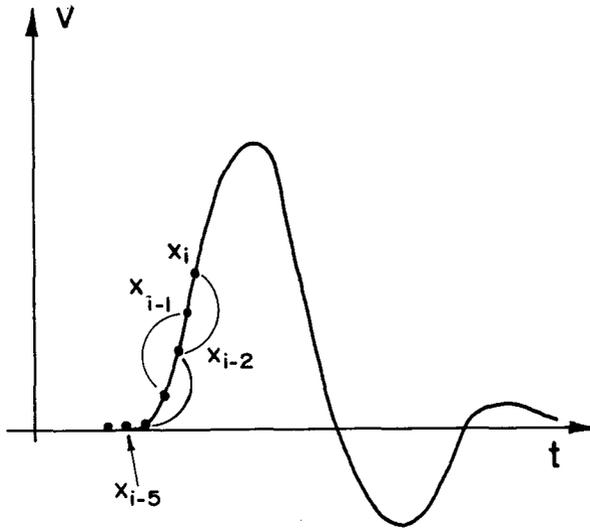


FIGURA 4 - A técnica de detecção de inícios é insensível a ruídos de 60 Hz, já que inclui filtragem digital:

Se $X_i - X_{i-2} > \text{Limiar}$

e $X_{i-1} - X_{i-3} > \text{Limiar}$

e $X_{i-2} - X_{i-4} > \text{Limiar}$, então X_{i-5} é identificado como um início da fase sistólica. Após cada identificação de início foi implementado um período refratário no detector.

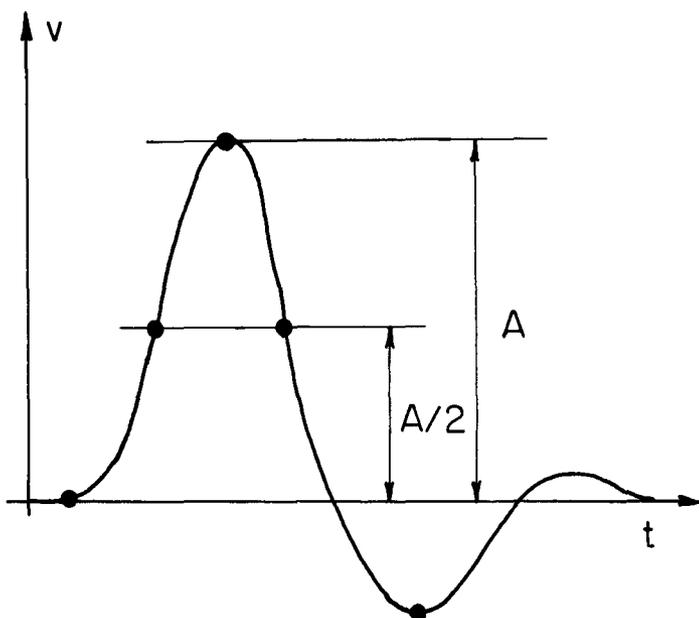


FIGURA 5 - Para cada ciclo são detectados início, pico da fase sistólica, pico do refluxo, e meia altura na subida e na descida de fase sistólica.

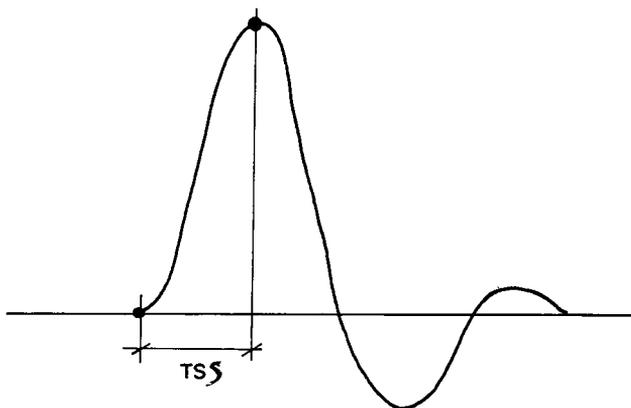


FIGURA 6 - Tempo de subida (TS), ou tempo de crista.

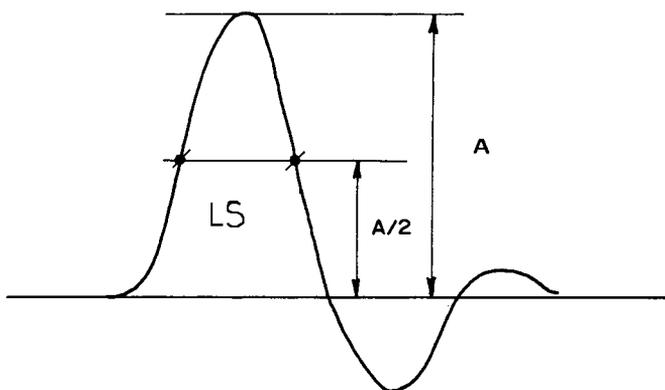


FIGURA 7 - Largura da fase sistólica (LARG).

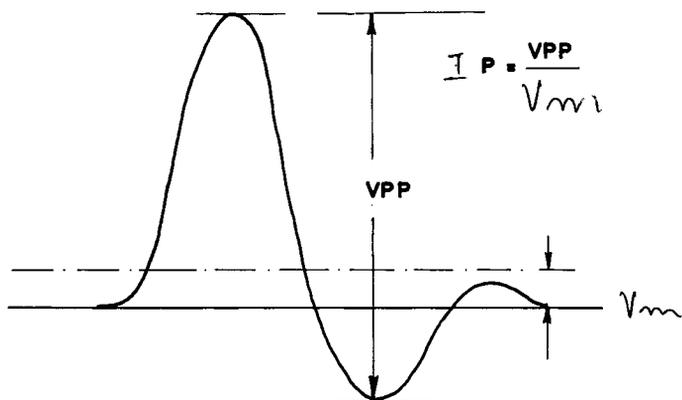


FIGURA 8 - Índice de pulsabilidade (PI). A média (\bar{X}) refere-se a todo o ciclo, de início a início.

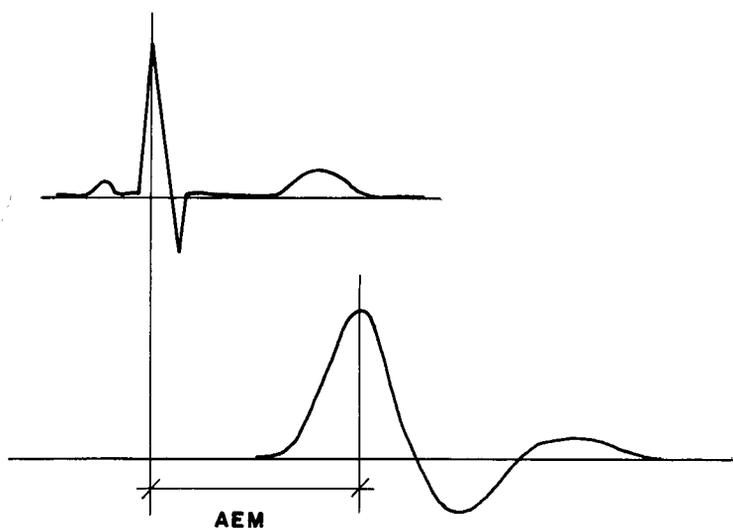


FIGURA 9 - Atrazo eletromecânico (AEM)

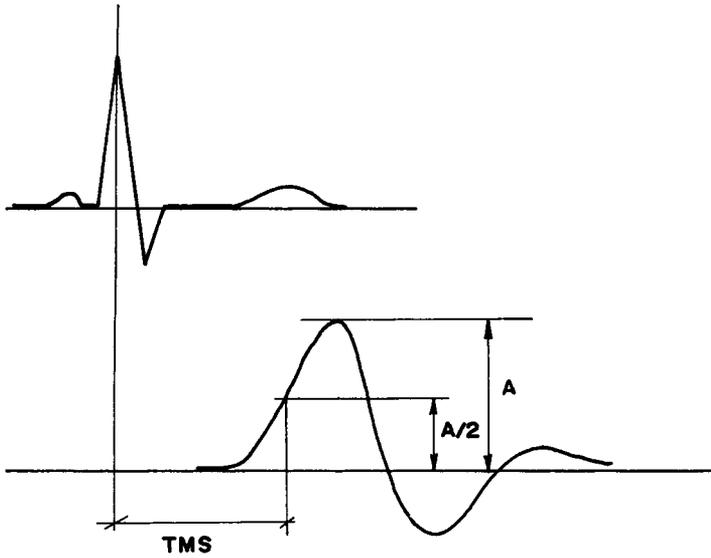


FIGURA 10 - Tempo de meia subida (TMSUB).

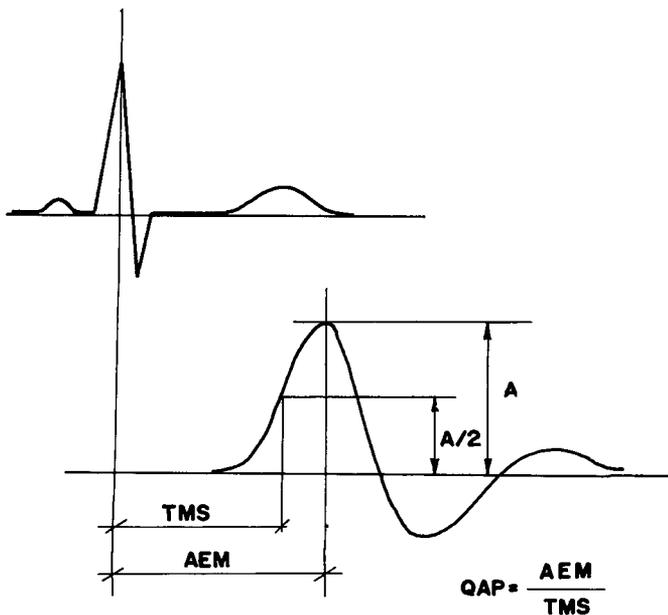


FIGURA 11 - Quociente de amortecimento proximal (QAP).

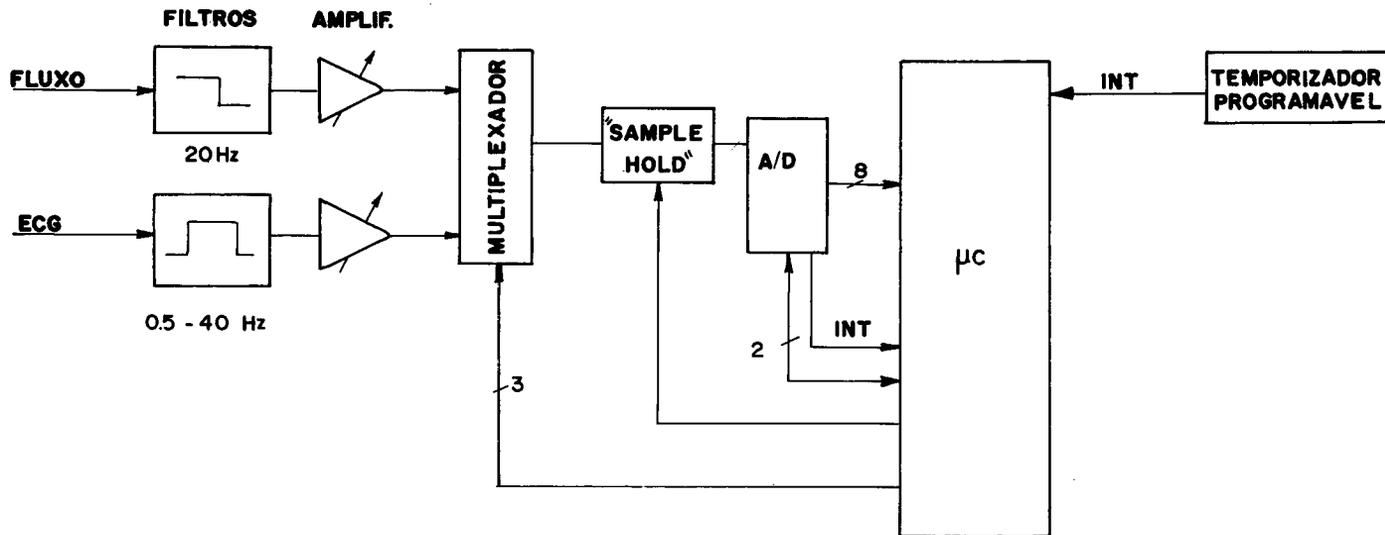


FIGURA 12 - Diagrama em blocos interface de entrada analógica. O microcomputador recebe uma interrupção a cada 1/120s de um temporizador programável, comanda o multiplexador analógico, o "sample-hold" e o conversor A/D. Ao término da conversão, sinalizado por interrupção, o microcomputador lê a amostra e imediatamente desencadeia a segunda amostragem (ver Schindwein, Caprihan e Gandra, 1983).

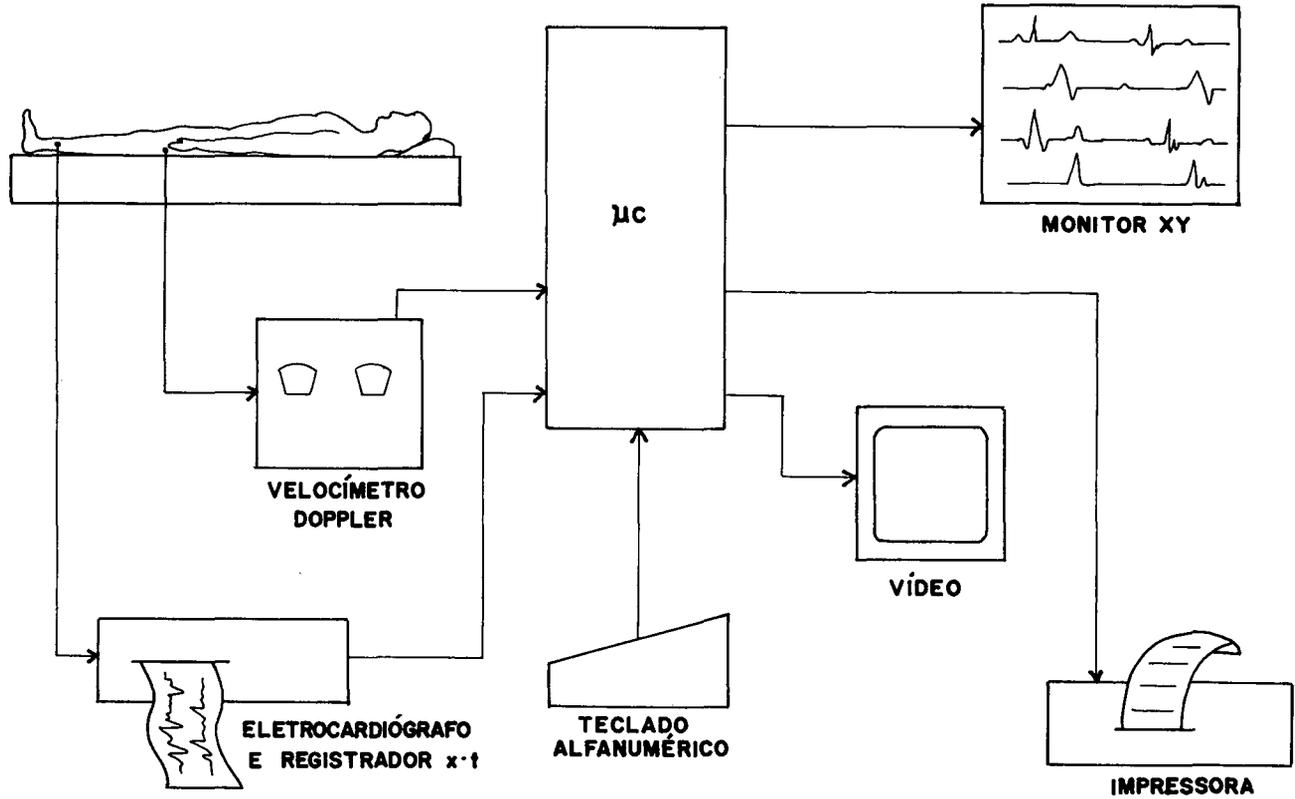


FIGURA 13- Diagrama esquemático do sistema instalado no Hospital Universitário

PACIENTE: JOAO BAPTISTA
ARTERIA: FEM. ESQ.
DATA: 14/06/83
OBSERVACOES: AEO

NUMERO DE CICLOS: 15
FREQ. CARDIACA-FLUXO: 55.6 BPM
IND. DE PULSATILIDADE: 3.12
DESVIO PADRAO: 0.25 (8%)
LARGURA: 231.67 MS
DESVIO PADRAO: 22.09 MS (10%)
TEMPO DE SUBIDA: 126.10 MS
DESVIO PADRAO: 9.38 MS (7%)

NUMERO DE QRS: 16
FREQ. CARDIACA-ECG: 55.6 BPM
ATRASO EL.-MECANICO: 262.2 MS
DESVIO PADRAO: 10.9 MS (4%)
TEMPO DE MEIA SUBIDA: 176.10 MS
DESVIO PADRAO: 2.9 MS (2%)
QAP: 1.49
DESVIO PADRAO: 0.10 (10%)

FIGURA 14 - Listagem de saída do microcomputador.

ANALYSIS OF THE ARTERIAL BLOOD FLOW VELOCITY WAVEFORM
WITH MICROCOMPUTER

ABSTRACT - A microcomputer for clinical application on the evaluation of peripheral vascular condition was designed, assembled and tested. The system allows the automatic calculation of parameters from the peripheral blood flow velocity waveform obtained with an ultrasonic Doppler blood flow velocimeter which uses the zero crossing technique. The microcomputer is based on the 8085 microprocessor (INTEL MCS 80/85 Family User's Manual, 1979) and includes A/D and D/A interfaces, 16 Kbytes of static RAM, 18 Kbytes of EPROM, including a BASIC interpreter. The microcomputer has a cassette interface. Alphanumeric and graphic outputs are available. As alphanumeric output the user can choose, by keyboard, between a video terminal or a line printer. For graphic outputs a plotter, a stripchart recorder and an XYZ CRT monitor are used. The system has been used since 1982 at the "Seção de Métodos Especiais - Hospital Universitário, UFRJ", making easier and faster the calculation of the parameters. It uses about 20 beats of data and provides the standard deviations and variation coefficients besides each parameter.