

ESTUDO DA RELAÇÃO ENTRE SINAL DE DOPPLER ULTRA-SÔNICO E IMPEDÂNCIA ELÉTRICA NOS MEMBROS INFERIORES — UTILIZAÇÃO DA CORRELAÇÃO CRUZADA

A.L.A.S. Ferreira¹, O. F. Brum², R.B. Panerai³

RESUMO — Este trabalho utiliza duas técnicas não-invasivas, Doppler ultra-sônico e impedância elétrica, para diagnóstico de arteriosclerose obliterante nos membros inferiores. Calcula-se a correlação cruzada entre a 1ª derivada do sinal de impedância elétrica (dZ/dt) e o sinal de velocidade de sangue medido por Doppler ultra-sônico das artérias femoral comum e tibial posterior de 44 membros de voluntários assintomáticos ou de pacientes com diferentes graus e localizações de obstruções. Os membros estudados foram classificados em 5 grupos conforme o laudo arteriográfico. Os sinais de impedância e Doppler ultra-sônico foram processados em computador e foram calculadas as médias coerentes. Foram definidos e calculados parâmetros da onda resultante da correlação cruzada. Mostra-se que a correlação entre dZ/dt e sinais de ultra-som Doppler é alta para membros normais, mas, com a presença de obstrução maior que 50%, o valor máximo da função de correlação cruzada não só decai como atrasa no tempo. Mostra-se a validade de utilização destes parâmetros na detecção de obstruções maiores que 50% nos membros, no entanto, não foi possível de terminar sua localização anatômica.

INTRODUÇÃO

A utilização de métodos não-invasivos no diagnóstico de arteriosclerose obliterante (AEO) vem crescendo rapidamente devido as vantagens que apresentam: baixo custo do equipamento e de manutenção, facilidade de operação, segurança para o paciente e possibilidade de exame periódico (Salles-Cunha et al, 1979). Enquanto que a arteriografia proporciona uma visualização anatômica da árvore arterial, a informação que se obtém com estes métodos não-invasivos é hemodinâmica, informação esta que é um complemento importante ao exame arteriográfico (Brum et al, 1980). Tem-se desenvolvido técnicas não-invasivas com o objetivo de melhorar sua precisão na detecção de doença vascular. Resultados melhores podem ser obtidos com o emprego de sistemas computadorizados que, com sua maior resolução e velocidade, possibilitam cálculo de parâmetros e o emprego de técnicas de processamento de sinais de fluxo sanguíneo para detecção e classificação da localização e severidade da arteriosclerose obliterante.

¹ Aluna de Mestrado — Programa de Eng. Biomédica, COPPE/UFRJ — C.P. 68.510 21944 — Rio de Janeiro — RJ.

² Professor Adjunto da Faculdade de Medicina da UFRJ — Laboratório de Angiologia — Hospital Universitário — Cidade Universitária — Rio de Janeiro, RJ.

³ Professor Adjunto do Programa de Eng. Biomédica, COPPE/UFRJ — Caixa Postal 68.510 — 21944 — Rio de Janeiro — RJ.

Neste trabalho propõe-se, para melhorar a precisão dos resultados, a utilização conjunta de técnicas não-invasivas de medida de fluxo sanguíneo. Estas técnicas se baseiam em princípios físicos diferentes, cada uma enfatizando uma determinada propriedade física do fluxo de sangue. Utiliza-se aqui Doppler ultra-sônico e impedância elétrica. A técnica Doppler é bastante utilizada na clínica (Brum et al, 1980). Na medição por Doppler ultra-sônico, o movimento das hemácias provoca um desvio de frequência na onda de ultra-som proporcional à sua velocidade. Esta medida reflete a velocidade instantânea e localizada do sangue (Wells, 1977). Por outro lado, o método de impedância é relativamente novo, ainda desconhecido de muitas clínicas, mas tem como atrativo o baixo custo, e simplicidade, além de apresentar comprovado valor na detecção de obstruções arteriais (Allison, 1967, Van de Water, Dmochowski, Dove e Couch, 1971, Van de Water, Mount e Nelson, 1981). A medida por impedância elétrica é sensível a vários fatores tais como variação na seção transversa do vaso, elasticidade arterial, hematócrito, alinhamento das hemácias (Sakamoto e Kanai, 1970). A primeira derivada da componente pulsátil de impedância, dZ/dt , é proporcional ao fluxo de sangue no segmento (Brown, Pryce, Baumber e Clarke, 1975).

Para uma futura utilização conjunta destes dois métodos, faz-se necessário um estudo a fim de determinar se estes se apresentam como complementares ou redundantes no diagnóstico da AEO. Quanto à comparação destes dois sinais, Brown, Pryce, Baumber e Clarke (1975) mostraram que as formas de onda de dZ/dt e Doppler apresentam padrões semelhantes em voluntários normais. Wheeler, Penney, Anderson e Peura (1978) compararam o sinal de impedância elétrica com duas outras técnicas pletismográficas e com o sinal de Doppler ao medirem a influência da variação de velocidade dos eritrócitos na condutância do segmento. A utilização conjunta da pressão da perna medida pela técnica de ultra-som Doppler e do fluxo pulsátil medido por impedância elétrica possibilita uma separação entre grupos de membros com isquemia, com claudicação e normais melhor do que com cada técnica isoladamente (Van de Water, Mount e Nelson, 1981). Na literatura não se encontra a utilização de sinais de impedância e Doppler no diagnóstico de doença arterial. No presente trabalho, calcula-se a Correlação Cruzada (CC) entre os sinais de dZ/dt e Doppler descrevendo a dependência geral existente entre estes sinais tanto nos casos de membros de voluntários assintomáticos como nos casos de AEO.

Woodcock, Morris e Wells (1975) utilizaram a CC entre sinais de Doppler da artéria femoral comum (Doppler femoral) e sinais de Doppler da artéria tibial posterior (Doppler tibial) para classificar um membro quanto ao estado da circulação colateral. Soares Filho (1982) calculou a CC de dZ/dt entre membros de um mesmo paciente para análise do efeito da AEO nestes sinais. Aqui, calcula-se parâmetros da CC entre dZ/dt e Doppler que são utilizados para classificação dos membros quanto a presença de obstrução maior que 50%.

MATERIAIS E MÉTODOS

a) Aquisição de Dados:

A coleta de dados de Doppler e impedância foi feita com o paciente na posição supina. Na medição de impedância elétrica foi utilizado um pletismógrafo tetrapolar desenvolvido nos laboratórios do Programa de Engenharia Biomédica (COPPE/UFRJ) (Panerai, 1979). Foram medidas as componentes AC e DC de impedância elétrica biológica, respectivamente, ΔZ e Z_0 . Os eletrodos utilizados cons

tituem-se de uma tira de alumínio que envolve toda a circunferência do membro no local de sua colocação. Através dos eletrodos de corrente colocados nos tornozelos, o aparelho fornece uma corrente senoidal de amplitude constante ajustável de 0 a 1mA na frequência de 40 KHz. Os eletrodos de tensão foram posicionados no terço inferior da coxa e no terço inferior da perna. Os sinais ΔZ e Z_0 foram gravados durante 5 minutos para cada membro. Após a medida de impedância dos dois membros foram gravados os sinais de calibração ($Z_0=20\Omega$) e um pulso de amplitude ($\Delta Z=0,1\Omega$).

Em seguida foi feita a gravação dos sinais de Doppler ultra-sônico nas artérias femoral comum e tibial posterior em cada membro. Utilizou-se o medidor bidirecional (Parks Electronics 806-A) na frequência de 9,8 MHz, gravando-se durante 3 minutos os sinais de cada artéria.

Ambos os sinais foram gravados juntamente com o eletrocardiograma (Derivação D1) em fita magnética (HP 3960) e registrados em fita de papel (Gould Brush 220).

b) Classificação dos Pacientes:

Foram analisados 44 membros de 23 pacientes, incluindo o sinal de Doppler das artérias femoral comum e tibial posterior, e de impedância elétrica num total de 118 sinais. Por razões técnicas, para alguns membros não foi possível se obter estes três registros. Dos pacientes analisados, 3 são do sexo feminino e 20 do sexo masculino.

Os membros foram classificados em 5 grupos de acordo com a localização da estenose: Grupo I incluindo membros com obstrução maior que 50% acima dos eletrodos de tensão da medida de impedância; Grupo II com membros com obstrução maior que 50% na região delimitada pelos eletrodos de tensão; Grupo III com membros com obstrução maior que 50% tanto na região delimitada pelos eletrodos de tensão como acima desta; Grupo IV com membros com obstrução menor que 50% ou sem obstrução em pacientes com mais de 35 anos; Grupo V com membros com obstrução menor que 50% ou sem obstrução em pacientes entre 20 e 35 anos. Nos grupos I, II e III, os membros foram classificados conforme o resultado da arteriografia. Os grupos IV e V são formados de membros de voluntários assintomáticos, sem indício de presença de doenças arteriais e sem exame arteriográfico, e membros de pacientes com laudo arteriográfico indicando ausência de obstrução maior que 50%. Os indivíduos com arteriografia são pacientes da seção de cirurgia vascular do Hospital Universitário da UFRJ. A Tabela 1 mostra um resumo da classificação dos membros com a média e o desvio padrão das idades dos indivíduos e número de membros em cada grupo.

GRUPO		I	II	III	IV	V
TIPO DE OBSTRUÇÃO		PROXIMAL	DISTAL	DIFUSA	-	-
Membros utilizados na CC entre dZ/dt e Doppler femoral	Idade média	63	52	60	60	26
	Desvio padrão	± 5	± 26	± 8	± 14	± 2
	nº membros	4	4	13	8	12
Membros utilizados na CC entre dZ/dt e Doppler tibial	Idade média	67	52	62	60	26
	Desvio padrão	± 0	± 26	± 9	± 14	± 2
	nº membros	2	4	11	8	12
Membros utilizados na CC entre Doppler femoral e Doppler tibial	Idade média	67	52	62	60	26
	Desvio padrão	± 0	± 26	± 9	± 14	± 2
	nº membros	2	4	11	8	15

TABELA 1 - Classificação dos membros com: idade média do grupo $\pm$ desvio padrão e nº de membros.

c) Pré-Processamento:

Os sinais de Doppler e impedância e os níveis de calibração de impedância gravados em fita magnética simultaneamente com o ECG foram amostrados numa frequência de 200 Hz e transferidos para um mini-computador PDP-11/34. O ECG, antes da amostragem digital, passou por um filtro passa-faixa (1-100 Hz) com a finalidade de eliminar variações na linha de base e destacar o QRS do restante do ECG e do ruído. A média coerente dos sinais de Doppler ou impedância (ΔZ), sincronizada pelo ponto de valor máximo da onda R do ECG, foi calculada numa média de 50 ciclos para sinal de Doppler e 70 ciclos para sinal de impedância, tendo sido selecionados somente os batimentos cardíacos cuja duração estivesse na faixa de 10% em torno do intervalo R-R modal. Os batimentos que compuseram a média coerente foram selecionados por inspeção visual para evitar-se sinais espúrios no cálculo da média. O resultado da média coerente do sinal de Doppler foi normalizada com um valor de máximo igual para todos os sinais de Doppler. A média coerente de ΔZ foi calibrada e calculada sua primeira derivada pelo algoritmo (Southworth e Deleew, 1965):

$$\frac{dZ(n)}{dt} = \frac{\Delta Z_{n-2} - 8\Delta Z_{n-1} + 8\Delta Z_{n+1} - \Delta Z_{n+2}}{12\Delta t} \quad (1)$$

onde " Δt " é o intervalo de amostragem (=5ms) e " n " a ordem da amostra. O efeito da impedância basal é compensado normalizando-se dZ/dt por Z_0 .

d) Processamento:

Aplicar correlação cruzada entre dois sinais de fluxo sanguíneo significa descrever a dependência geral de um em relação ao outro. Considerando-se $x(t)$ e $y(t)$, sinais de fluxo de um mesmo membro uma estimativa para a função de correlação entre o sinal $x(t)$ no instante t e o sinal $y(t)$ no instante $t + \tau$ pode ser obtida pelo produto médio dos dois valores durante o tempo de observação T . Define-se a função de correlação cruzada quanto $T \rightarrow \infty$ (Bendat e Piersol, 1971):

$$R_{xy}(\tau) = \lim_{T \rightarrow \infty} \frac{1}{T} \int_0^T x(t) y(t + \tau) dt. \quad (2)$$

Utilizando-se a transformada rápida de Fourier (FFT):

$$x(t) \xrightarrow{\text{FFT}} X(f) \quad (3)$$

$$y(t) \xrightarrow{\text{FFT}} Y(f) \quad (4)$$

A função de correlação cruzada pode ser calculada através do espectro cruzado.

$$X(f) \cdot Y(-f) = X(f) \cdot Y^*(f) \xrightarrow{\text{IFFT}} R_{xy}(\tau), \quad (5)$$

onde IFFT é a transformada inversa rápida de Fourier e * representa o complexo conjugado.

Foram calculadas as correlações cruzadas entre os sinais de Doppler, femoral e tibial, entre dZ/dt e Doppler femoral e entre dZ/dt e Doppler tibial. A fim de comparar os resultados, foram calculados os seguintes parâmetros da CC (Figura 1): Valor máximo ($V_{\max}$), posição do valor máximo ($d_{\max}$), valor máximo após o ponto central ($V_{\max D}$), distância de $V_{\max D}$ ao ponto central (d_o), relação entre valor máximo antes e após o ponto central (R_1) e relação entre valor máximo e valor mínimo (R_2). Para cada um dos 5 grupos de membros foram determinados a média e o desvio padrão dos parâmetros.

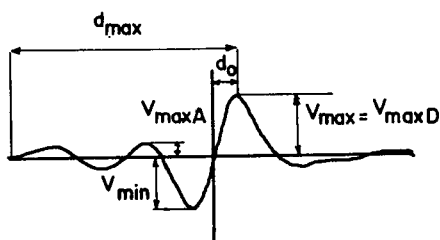


FIGURA 1 — Parâmetros medidos da correlação cruzada.

$V_{\max}$	= valor máximo
$d_{\max}$	= posição do valor máximo
$V_{\max D}$	= valor máximo após o ponto central
d_o	= distância de $V_{\max D}$ ao ponto central
$V_{\max A}$	= valor máximo antes do ponto central
$V_{\min}$	= valor mínimo

RESULTADOS

Inicialmente, foram plotadas as correlações cruzadas de cada membro para uma análise visual. A Figura 2a mostra um resultado típico de um voluntário normal. No gráfico superior, a correlação cruzada entre dZ/dt e Doppler femoral, no centro, dZ/dt por Doppler tibial e abaixo, Doppler femoral por Doppler tibial. As Figuras 2b e 2c apresentam o resultado de pacientes com obstrução maior que 50% na coxa e na perna. Observa-se que, com a obstrução, aparecem duas alterações fundamentais: uma é a diminuição do valor máximo da correlação

em torno do ponto central com o aumento do seu atraso. Outra alteração é o desaparecimento ou o aumento relativo dos picos laterais. Estas alterações aparecem bem mais caracterizadas nas correlações entre dZ/dt e Doppler.

Com os parâmetros da correlação cruzada, para os 5 grupos de membros foram determinadas a média e o desvio padrão conforme mostra a Tabela 2. Dentre as correlações cruzadas, a de dZ/dt por Doppler tibial foi a que melhor diferenciou os grupos de membros I, II e III dos grupos IV e V. O valor máximo após o ponto central ($V_{\max D}$) e a distância deste valor ao ponto central (d_0) foram os parâmetros que melhor diferenciaram estes membros, segundo o critério de sensibilidade e especificidade. A Figura 3 apresenta a variação destes parâmetros e a média e o desvio padrão em cada grupo, na CC entre dZ/dt e Doppler tibial. O parâmetro $V_{\max D}$ discrimina os grupos I, II e III dos grupos IV e V com 100% de sensibilidade e 94,4% de especificidade, enquanto que d_0 discrimina estes membros com 94,1% de sensibilidade e 100% de especificidade. No entanto, conforme pode ser visto na Figura 3, o limite de separação para detecção de obstrução maior que 50% é bastante crítico, quando se emprega os parâmetros isoladamente. Porém, utilizando-se o gráfico $V_{\max D} = f(d_0)$ da Figura 4, observa-se uma ótima separação entre os dois grupos de membros. Neste caso pode-se utilizar a reta $V_{\max D} = 0,5 + 3$ do (seg) como função discriminante, levando a uma sensibilidade de 100% e especificidade de 94,3%.

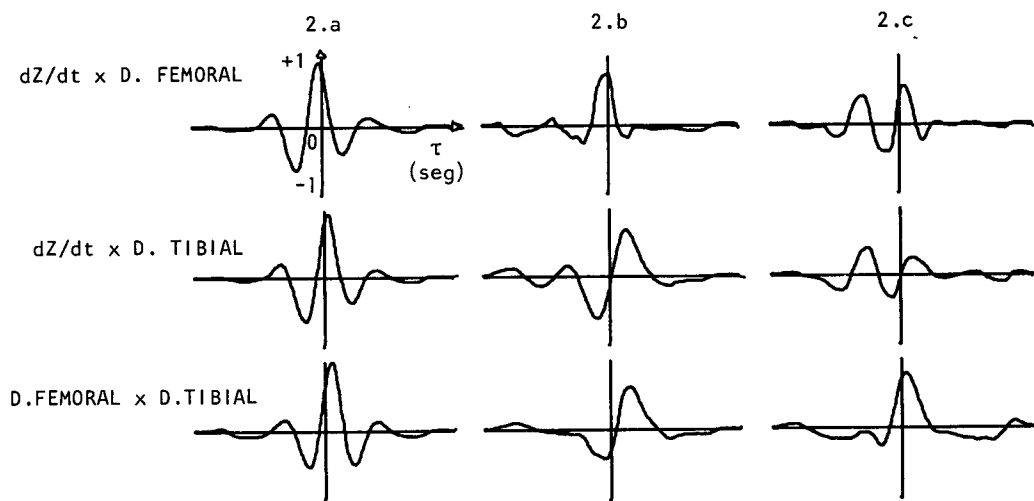


FIGURA 2 — Resultados típicos da correlação cruzada: (2.a) membro normal; (2.b) e (2.c) membros com obstrução difusa. Para cada membro, tem-se, acima, CC entre dZ/dt e Doppler femoral; no centro, CC entre dZ/dt e Doppler tibial; abaixo, CC entre Doppler femoral e Doppler tibial.

CC ENTRE D.FEMORAL E D. TIBIAL CC ENTRE dz/dt E D. TIBIAL CC ENTRE dz/dt E D. FEMORAL

GRUPO	Nº DE MEMBROS		V_{max}	d_{max} (mseg)	V_{maxD}	d_o (mseg)	R_1	R_2
I	4	MÉDIA	0,60	1800	0,60	25	-0,17	-1,18
		DESV.PADRÃO	0,10	30	0,10	30	0,20	0,14
II	4	MÉDIA	0,73	1250	0,73	-30	-0,32	-1,04
		DESV.PADRÃO	0,17	10	0,17	10	0,10	0,23
III	13	MÉDIA	0,64	1205	0,62	60	-0,45	-1,62
		DESV.PADRÃO	0,20	210	0,23	245	0,32	0,64
IV	8	MÉDIA	0,84	1265	0,84	-10	-0,24	-1,81
		DESV.PADRÃO	0,07	15	0,07	15	0,14	0,34
V	10	MÉDIA	0,91	1250	0,91	-25	-0,33	-1,56
		DESV.PADRÃO	0,03	15	0,03	15	0,14	0,22
I	2	MÉDIA	0,57	1410	0,57	135	-0,27	-1,03
		DESV.PADRÃO	0,10	35	0,10	35	0,06	0,01
II	4	MÉDIA	0,57	1290	0,50	165	-0,48	-0,74
		DESV.PADRÃO	0,09	195	0,18	75	0,17	0,12
III	11	MÉDIA	0,54	1205	0,49	135	-0,55	-1,18
		DESV.PADRÃO	0,16	355	0,19	55	0,43	0,39
IV	8	MÉDIA	0,86	1330	0,86	55	-0,29	-1,87
		DESV.PADRÃO	0,10	30	0,10	30	0,16	0,44
V	10	MÉDIA	0,91	1310	0,91	35	-0,39	-1,70
		DESV.PADRÃO	0,06	20	0,06	20	0,13	0,39
I	2	MÉDIA	0,93	1380	0,93	105	-0,25	-2,86
		DESV.PADRÃO	0,04	35	0,04	35	0,07	1,01
II	4	MÉDIA	0,74	1455	0,74	180	-0,20	-1,20
		DESV.PADRÃO	0,15	50	0,15	50	0,05	0,40
III	11	MÉDIA	0,76	1425	0,76	150	-0,28	-2,02
		DESV.PADRÃO	0,14	65	0,14	65	0,17	0,81
IV	8	MÉDIA	0,93	1340	0,93	65	-0,21	-1,99
		DESV.PADRÃO	0,06	35	0,06	35	0,08	0,45
V	15	MÉDIA	0,95	1335	0,95	60	-0,24	-1,78
		DESV.PADRÃO	0,03	20	0,03	20	0,07	0,41

TABELA 2 - Média e desvio padrão dos parâmetros da CC para os 5 grupos de membros.

FIG. 3a

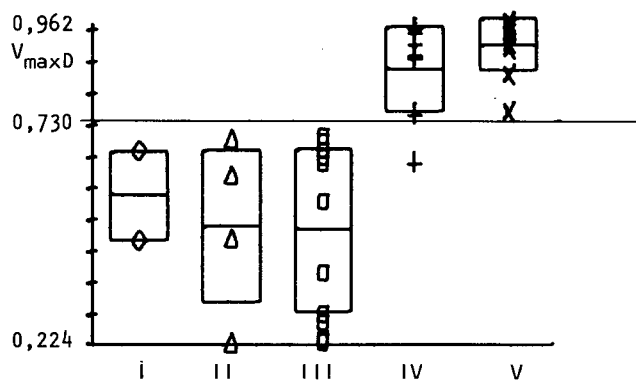


FIG. 3b

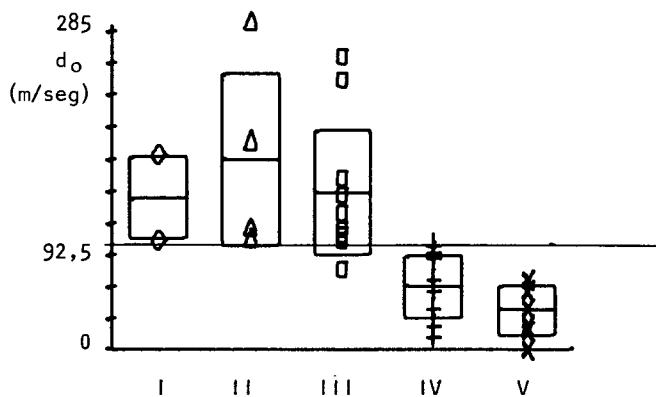


FIGURA 3 — Variação de parâmetros da correlação cruzada entre dZ/dt e D.tibial: (3.a) Valor máximo após o ponto central ($V_{\max D}$), e (3.b) distância de $V_{\max D}$ ao ponto central (d_o). O retângulo representa a média $\pm$ desvio padrão.

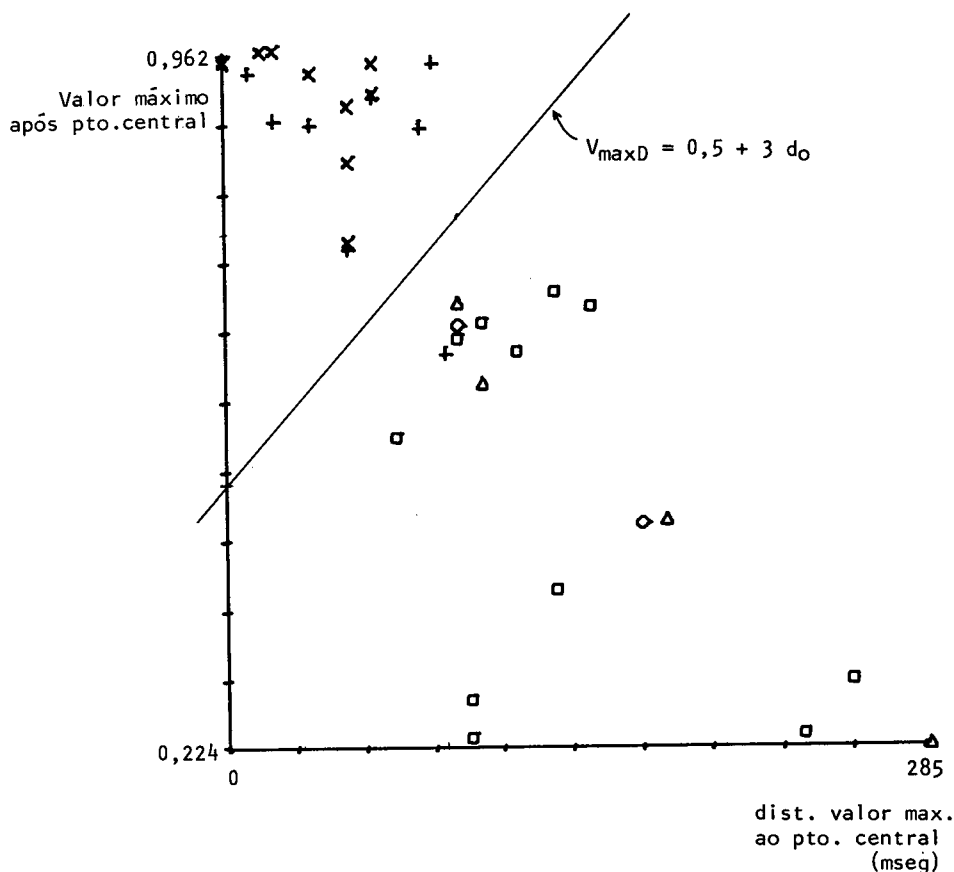


FIGURA 4 — Gráfico utilizando parâmetros, valor máximo após o ponto central ($V_{\max D}$) e distância de $V_{\max D}$ ao ponto central (d_o), da correlação cruzada entre dZ/dt e Doppler tibial, onde:

- ◇ → membros com obstrução proximal > 50%
- △ → membros com obstrução distal > 50%
- → membros com obstrução difusa > 50%
- +
- membros normais de pacientes com mais de 35 anos
- ×
- membros normais de pacientes entre 20 e 35 anos

DISCUSSÃO

A similaridade temporal entre sinal Doppler e dZ/dt já foi constatada por Brown, Pryce, Baumber e Clarke (1975) e foi confirmada neste trabalho não só pela visualização das formas de onda, mas também pelos elevados valores obtidos na correlação cruzada em indivíduos normais. Na literatura não se encontra comparação destes sinais em membros com doença arterial. Mostrou-se neste trabalho que a CC consegue refletir o efeito da AEO nos dois sinais, não só pela alteração do valor máximo, como também por seu atraso (Figuras 3 e 4). Observa-se que a CC transmite informação de amplitude e temporal. O sinal de Doppler isoladamente não possui calibração de amplitude absoluta.

Soares Filho (1982) conseguiu, com o valor máximo de dZ/dt normalizado por Z_0 , discriminar membros normais de portadores de obstrução com 91,7% de precisão utilizando os mesmos equipamentos e um grupo semelhante de pacientes ao utilizado neste trabalho. Com Doppler, o melhor resultado que se obteve foi, num universo de 35 membros, precisão de 91,4% com o coeficiente de amortecimento proximal (QAP) do sinal de Doppler da artéria tibial. Obteve-se neste trabalho 100% de sensibilidade e 94,4% de especificidade e precisão de 97,1% com o parâmetro V_{maxD} da CC entre dZ/dt e Doppler tibial e 91,1% de sensibilidade, 100% de especificidade e precisão de 97,1% com o parâmetro d_0 da mesma CC (Figura 3).

O resultado obtido pela CC entre dZ/dt e Doppler tibial diferencia os grupos de membros I, II e III dos grupos IV e V melhor que o das outras correlações cruzadas. Isto certamente se relaciona com o fato de tanto o sinal de impedância como o de Doppler tibial terem sido captados numa região mais na extremidade do membro, sendo mais sensíveis a problemas oclusivos no membro que o sinal de Doppler femoral.

Uma questão importante a ser levantada em paralelo ao estudo da relação entre o sinal de Doppler e impedância na detecção de doença arterial é a viabilidade de desenvolvimento de um equipamento que comporte o processamento de ambos os sinais. Para análise do sinal de ultra-som Doppler no diagnóstico de doenças periféricas, a utilização de microprocessadores apresenta as vantagens de baixo custo, simplicidade de operação, portabilidade, além do comprovado valor na avaliação de fluxo sanguíneo (Schlindwein, 1982). A mesma unidade de processamento que processa o sinal Doppler poderá processar o de impedância. Basicamente, o acréscimo que deverá ser feito para que o equipamento utilize os dois sinais é o sistema de transdução de entrada e o software de impedância. Para a implementação da CC no microcomputador, aparecem duas alternativas: uma é o cálculo da CC através do espectro cruzado, como foi utilizado neste trabalho, o que exige a implementação da FFT; outra possibilidade é o cálculo da CC diretamente pela definição.

Mostra-se a validade da CC entre dZ/dt e Doppler na detecção de AEO, no entanto, não foi possível atingir resultados conclusivos quanto à localização anatômica de obstruções, devido ao pequeno número de casos estudados em cada grupo, o que limitou a análise estatística dos resultados. A técnica de medida por impedância elétrica com a posição dos eletrodos de tensão conforme descrito anteriormente não apresenta resolução na localização de obstruções pois abrangem uma região muito ampla (Soares Filho, 1982). Faz-se necessário um teste deste método com maior número de membros, principalmente membros com obstrução localizada para ser possível o estudo da variação de parâmetros da CC conforme o local de obstrução.

A variação da correlação entre dZ/dt e Doppler com a presença de obstrução (Figura 2) e o aumento de precisão na detecção de AEO com este método (Figura 4) indicam a existência de informações distintas e complementares nestas técnicas de medida, o que não só viabiliza, mas também coloca grandes expectativas no desenvolvimento de novos métodos de diagnóstico de AEO em membros inferiores utilizando ambas as técnicas, Doppler e impedância. Este resultado também sugere o desenvolvimento de um sistema que comporte estas duas técnicas não-invasivas e que inclua o cálculo de CC entre dZ/dt e Doppler visando sua utilização na clínica.

CONCLUSÃO

Através da CC entre dZ/dt e Doppler tibial, a discriminação de membros portadores de obstrução maior que 50% foi possível pelo parâmetro V_{maxD} (valor máximo após o ponto central) com 100% de sensibilidade e 94,4% de especificidade, e pelo parâmetro d_0 (distância de V_{maxD} até o ponto central) com 94,1% de sensibilidade e 100% de especificidade. O ideal é o uso de V_{maxD} e d_0 conforme é visto na Figura 4 pois apresenta uma separação entre os grupos bem mais definida que estes parâmetros isoladamente. Conclui-se que a CC entre dZ/dt e Doppler detecta obstruções maiores que 50% nos membros inferiores com precisão melhor do que as técnicas de impedância elétrica e Doppler ultra-sônico consideradas em separado.

AGRADECIMENTOS

Os autores agradecem o apoio financeiro do CNPq e da FINEP.

BIBLIOGRAFIA

1. ALLISON, R.D. (1967), "Clinical Applications of Impedance Plethysmography", Clinical Medicine, Volume 74:33-41.
2. BENDAT, I.S., PIERSON, A.G. (1971), "Random Data: Analysis and Measurements procedures", John Wiley e Sons, Inc. New York.
3. BROWN, B.H., PRYCE, W.I.J., BAUMBER, D., and CLARKE, R.G. (1975), "Impedance Plethysmography: Can it Measure Change in Limb Blood Flow?", Medical and Biological Engineering, Volume 13:674-682.
4. BRUM, O.F., COOPER, D.M., GROSHAR, D., SALES, S.N.A., BRITO, C.J., ARRUDA, S. (1980), "O diagnóstico não-invasivo através da Dopplerometria Ultra-Sônica", Revista Bras. Clin. Terap., Volume IX.
5. PANERAI, R.B. (1979), "Sistema Tetrapolar para Medida da Impedância Torácica", Anais do VI Congr. Bras. de Eng. Biomédica, São Carlos, SP.
6. SAKAMOTO, K., KANAI, H. (1979), "Electrical Characteristics of Flowing Blood", IEEE Trans. on Biomedical Engineering, Volume BME 26:686-695.
7. SALLES-CUNHA, S.X., HALBACH, R.E., BATTOCLETI, J.H., TOWNE, J.B., SANCES Jr., A. (1979), "Noninvasive techniques in the Evaluation of the Peripheral Circulation", Journal of Clinical Engineering, Volume 4:209-220

8. SCHLINDWEIN, F.S. (1982), "Microcomputador para Análise de Sinais de Fluxo Sanguíneo Arterial Captados por Ultra-Som Doppler", Tese de Mestrado, Engenharia Biomédica - COPPE/UFRJ.
9. SOARES FILHO, W. (1982), "Processamento Digital de Medidas Não-Invasivas de Fluxo Sanguíneo nos Membros Inferiores", Tese de Mestrado, Engenharia Biomédica - COPPE/UFRJ.
10. SOUTHWORTH, R.W., DELEEUW, S.L. (1965), "Digital Computation and Numerical Methods", New York, McGraw Hill, p. 365.
11. VAN DE WATER, J.M., DMOCHOWSKI, J.R., DOVE, G.B., COUCH, N.P. (1971), "Evaluation of an Impedance Flowmeter in Arterial Surgery", Surgery, Volume 70:954-961.
12. VAN DE WATER, J.M., MOUNT, B.E., and NELSON, K.K. (1981), "Application of a Calibrated Electrical Bio-Impedance Plethysmograph to Clinical Vascular Surgery", Proceedings of the Vth ICEBI, Tokyo.
13. WELLS, P.N.T. (1977), "Biomedical Ultra-Sonics", Ed. Academic Press Inc. (London) Ltd.
14. WHEELER, H.B., PENNEY, B.C., ANDERSON Jr., F.A., e PEURA, R.A. (1978), "Impedance plethysmography: theoretical and experimental basis", in "Non-invasive diagnostic techniques in vascular disease", in Bernstein, E.F. (Ed.), St. Louis, Missouri, C.V., Mosby.
15. WOODCOCK, J.P., MORRIS, S.J., and WELLS, P.N.T. (1975), "Significance of the Velocity Impulse Response and Cross-Correlation of the Femoral and Popliteal Blood-Velocity/Time Waveforms in Disease of the Superficial Femoral Artery", Medical and Biological Engineering, Volume 13:813-818.