

A CONTRIBUIÇÃO DO PROCESSAMENTO DIGITAL DE SINAIS
NO DIAGNÓSTICO NÃO-INVASIVO DE DOENÇA ARTERIAL PERIFÉRICA

RONNEY B. PANERAI *

RESUMO - A contribuição do processamento digital de sinais (PDS) para melhorar a precisão diagnóstica do ultrassom Doppler e pletismografia por impedância elétrica é revista para uma população de pacientes com arteriosclerose obliterante nos membros inferiores. Dentre as diferentes técnicas pesquisadas, destacam-se a extração de parâmetros, a análise espectral, a utilização da função de correlação cruzada e a análise de componentes principais. Para cada técnica, obtém-se a sensibilidade, a especificidade e a precisão diagnóstica na separação de indivíduos normais e com doença arteriosclerótica, discutindo-se as características e os critérios de escolha de métodos de PDS em diferentes condições de trabalho.

INTRODUÇÃO

Uma das contribuições mais importantes da Engenharia Biomédica tem sido o desenvolvimento de métodos não-invasivos de diagnóstico que, em virtude de sua natureza não-traumática para o paciente e menor custo para o sistema de saúde, permitem a realização de triagem em populações de alto risco, assim como exames repetitivos em um mesmo paciente. A difusão de novos métodos de diagnósticos não-invasivos tem sido um dos agentes principais de transformação da prática médica, contribuindo, significativamente, para uma melhoria na sua qualidade. Alguns dos impactos observados estão na redução de internações hospitalares para a realização de exames com procedimentos invasivos e na possibilidade de monitoração contínua de parâmetros cardiorespiratórios em pacientes em estado crítico.

Dentre os grandes progressos verificados na área de métodos não-invasivos, a parte mais visível, e, que tem recebido maior atenção de especialistas e leigos, tem sido as novas técnicas de diagnóstico por imagem, tais como a tomografia computadorizada, a ressonância nuclear magnética e a tomografia por emissão de pósitrons. Estas técnicas têm, em comum, o desenvolvimento simultâneo de um novo equipamento, acoplado a um computador para o processamento digital de

* Programa de Engenharia Biomédica - COPPE/UFRJ
Caixa Postal 68.510 CEP 21944 Rio de Janeiro - RJ

sinais coletados e para a construção e manipulação da imagem desejada. Desta forma, para toda uma nova família de técnicas de diagnóstico, o processamento digital de sinais (PDS) aparece como elemento essencial, sem o qual não seria possível a implementação do método como um todo.

Uma série de outros métodos não-invasivos de diagnóstico no entanto, fornece, como resultado, sinais derivados dos sistemas cardiovascular, respiratório, nervoso, digestivo, renal e neuromuscular, que não são, obrigatoriamente, sujeitos ao PDS. Para este grupo de métodos é importante verificar qual o benefício que poderá ser obtido, processando-se os sinais fornecidos na saída, com o objetivo de melhorar a precisão diagnóstica. Esta questão torna-se mais importante na medida em que a redução dos custos de fabricação de microprocessadores tem levado a inúmeras propostas de desenvolvimento de "instrumentos inteligentes" [Sztipanovits, 1986] e vários equipamentos básicos para medições não-invasivas são candidatos potenciais à automação.

Dentre os métodos não-invasivos de estudo da circulação, destacam-se, pelo seu baixo custo, conforto para o paciente e facilidade de fabricação local, o ultrassom Doppler e a pletismografia elétrica por impedância. Neste artigo pretende-se revisar a contribuição potencial do PDS para a melhoria da precisão diagnóstica desses métodos, com base em estudos desenvolvidos no Programa de Engenharia Biomédica da COPPE/UFRJ, em conjunto com o Serviço de Angiologia do Hospital Universitário da UFRJ. O problema clínico que tem sido focalizado é a avaliação da circulação periférica na presença de doença aterosclerótica, cujo processo de obstrução das principais artérias do organismo leva à incapacitação funcional precoce e elevado risco de morte [Abramson, 1978].

A possibilidade de diagnóstico precoce da arteriosclerose, através do emprego de métodos não-invasivos, aumenta as chances de controle da doença, enquanto que os mesmos métodos são também de grande utilidade para o acompanhamento dos pacientes após intervenções terapêuticas.

Considerando-se que tanto o ultrassom Doppler como medidas de impedância elétrica refletem alterações no fluxo sanguíneo [Brown e col., 1975], e que o mesmo é minimamente perturbado pela lesão aterosclerótica nos estágios iniciais da doença [McDonald, 1974], verifica-se a importância do PDS no sentido de melhorar a relação sinal-ruído e aumentar a sensibilidade dos métodos não-invasivos. Diferentes alternativas para atingir este objetivo são descritas abaixo para o caso de doença arterial obstrutiva dos membros inferiores.

AQUISIÇÃO DOS SINAIS

Sinais de ultrassom Doppler, das artérias femoral comum e tibial posterior e de impedância elétrica nos membros inferiores, foram obtidos em pacientes com doença arterial nos membros inferiores e em indivíduos assintomáticos sem história de doença arterial. As medições de velocidade de fluxo sanguíneo com ultrassom Doppler foram feitas em um equipamento bidirecional Parks 806-A na frequência de 9,8 MHz. O equipamento tetrapolar de impedância utilizado foi desenvolvido no Programa de Engenharia Biomédica da COPPE/UFRJ [Panerai e col., 1984], fornecendo corrente senoidal de amplitude constante, ajustável entre 0 e 1 mA na frequência de 40 KHz. A corrente elétrica foi injetada com dois eletrodos de fita envolvendo os tornozelos, enquanto que a diferença de voltagem resultante foi medida com um eletrodo do mesmo tipo localizado 5 cm acima do joelho e outro colocado 8 cm acima do eletrodo de corrente do mesmo membro.

Os sinais de impedância, ultrassom e a derivação D1 do eletrocardiograma foram continuamente gravados em fita magnética (Hewlett Packard 3960) e, posteriormente, transferidos para um computador PDP 11/34 com frequência de amostragem de 200 amostras/seg/canal. A primeira derivada da componente pulsátil do sinal de impedância (dZ/at) foi calculada por métodos numéricos [Panerai e col., 1984] e normalizada pela impedância basal (Z_0).

Uma descrição detalhada dos métodos de aquisição empregados pode ser obtida em Ferreira (1986).

VARIABILIDADE DOS SINAIS

Da mesma forma que outros sinais biológicos, os sinais de ultrassom e impedância apresentam uma variabilidade significativa, em parte devida ao próprio método de medida e em parte oriunda do processo contínuo de autoregulação do fluxo sanguíneo e outras influências do sistema de controle da circulação [Guyton, 1977]. O PDS é um recurso importante para caracterizar a variabilidade desses sinais e permitir a identificação de anormalidades em situações de variabilidade elevada.

Embora seja possível caracterizar a variabilidade de sinais relacionados ao fluxo sanguíneo para o ciclo cardíaco completo [Souza e Panerai, 1981], no caso dos sinais de impedância e ultrassom preferiu-se analisar a variabilidade de pontos característicos dos padrões temporais dos sinais, coincidentes com os parâmetros que são mais frequentemente empregados na clínica para efeito de diagnóstico.

Utilizando um subgrupo de 7 pacientes, Fuentes e col. (1982) estudaram a variabilidade de 13 parâmetros ou índices derivados de sinais Doppler da artéria femoral comum. A partir de uma sequência de 112 batimentos estáveis, foram formadas séries temporais para cada parâmetro. A Figura 1a representa a sequência de Índices de Pulsatilidade (IP), definido como a relação entre o valor pico-a-pico do sinal e seu valor médio em um ciclo cardíaco.

Para cada parâmetro calculou-se o coeficiente de variação (desvio padrão/média) que variou entre 3,6 e 31,2 %. Consequentemente, $n_{5,95}$, o número de batimentos necessários para se estimar o valor médio da amostra (suposta com distribuição gaussiana), com erro inferior a 5% a um nível de confiança de 95%, variou entre 2 e 148 batimentos [Hughes e Grawoig, 1971]. No entanto, esta estimativa só é válida se cada batimento representar uma amostra independente. Para amostras obtidas de batimentos sucessivos, isto não ocorre em virtude da interdependência longitudinal imposta pelos mecanismos de regulação do fluxo sanguíneo. A função de autocorrelação (Figura 1b) permite obter-se uma idéia do grau de interdependência longitudinal existente por comparação com a função impulsiva característica de uma sequência aleatória ideal. Uma expressão apresentada por Sayers e col. (1981) permite que se obtenha o número de graus de liberdade por ponto na sequência :

$$DF/N = \frac{1}{1 + 2 \sum_{n=1}^{N-1} \left[\frac{N-n}{N} \right] R_n} \quad (1)$$

onde $N = 112$ batimentos e R_n (2) são os componentes da função de autocorrelação. DF/N representa o número de graus de liberdade para o parâmetro por batimento sequencial. Valores de $DF/N = 1$ são obtidos para sequências aleatórias, enquanto que valores menores que 1 refletem a presença de interdependência longitudinal. Para o parâmetro IP (Fig.1) $DF/N = 0,36$, indicando que aproximadamente 3 batimentos sequenciais são necessários para produzir uma amostra independente. Para o conjunto de 13 parâmetros estudados, DF/N variou de 0,20 a 0,72 refletindo, portanto, comportamentos bastante distintos para os índices selecionados. Combinando-se a informação do DF/N com $n_{5,95}$ verifica-se que a duração total dos registros necessários para estimar valores médios de parâmetros varia de 20 a 2664 batimentos sequenciais. Naturalmente, torna-se possível utilizar um menor número de batimentos, desde que não sejam sequenciais. De uma forma geral, verifica-se que o número de batimentos necessários para a estimativa de parâmetros relacionados com a amplitude do Sinal Doppler (e.g. índice de pulsatilidade) é

significativamente maior que o necessário para parâmetros relacionados com intervalos de tempo (e.g. tempo de subida).

Os resultados deste estudo da variabilidade de parâmetros extraídos do sinal de ultrassom Doppler da artéria femoral indicam que, na estimativa de valores médios, deve-se trabalhar com uma amostra de tamanho adequado, levando-se em conta a presença de interdependência longitudinal na série temporal dos parâmetros.

Através da função de correlação cruzada entre a série temporal dos parâmetros e a de frequência cardíaca, verificou-se uma interrelação significativa na maioria dos casos (Fig.1c). Esta observação implica, também, na necessidade de se minimizar a influência da frequência cardíaca no processo de estimativa de parâmetros conforme será considerado abaixo.

PROCESSAMENTO PARCIAL DO SINAL

Teoricamente, os sinais de ultrassom e a primeira derivada da impedância elétrica (dZ/dt) contém informações sobre o estado da circulação nos membros inferiores em toda a extensão do sinal correspondente a um ciclo cardíaco. No entanto, por razões históricas, facilidade de cálculo ou empirismo, muitos pesquisadores em áreas clínicas têm preferido trabalhar com trechos delimitados do sinal ou mesmo com alguns poucos pontos como é o caso da extração de parâmetros ou "índices".

O desempenho dos parâmetros/índices mais comumente utilizados na identificação de pacientes com obstruções arteriais nos membros inferiores foi estudado utilizando-se os sinais Doppler e dZ/dt .

Precedendo a etapa de extração de parâmetros, os sinais Doppler (femoral e tibial) e dZ/dt foram pré-processados visando reduzir-se a variabilidade de acordo com as observações da sessão anterior.

A partir do ECG, contruiu-se o histograma de intervalos R-R determinando-se o intervalo modal. A média coerente de cerca de 70 batimentos com duração dentro de $\pm 10\%$ do intervalo R-R modal, foi calculada utilizando-se a onda R como ponto de sincronismo e mantendo-se controle visual durante o processo para rejeitar batimentos anômalos ou com ruído excessivo. A amplitude dos sinais de ultrassom foi normalizada pelo valor de pico sistólico anteriormente ao cálculo da média coerente. Para os parâmetros considerados, o número de batimentos selecionados satisfaz a condição imposta para $\mathcal{N}_{5,95}$ na sessão anterior (para Doppler femoral) considerando-se que os batimentos não são sequenciais em virtude do processo de controle do intervalo R-R. Este método tem também a vantagem adicional de eliminar a interferência resultante de variações batimento-a-batimento da frequência cardíaca (Figura 1c).

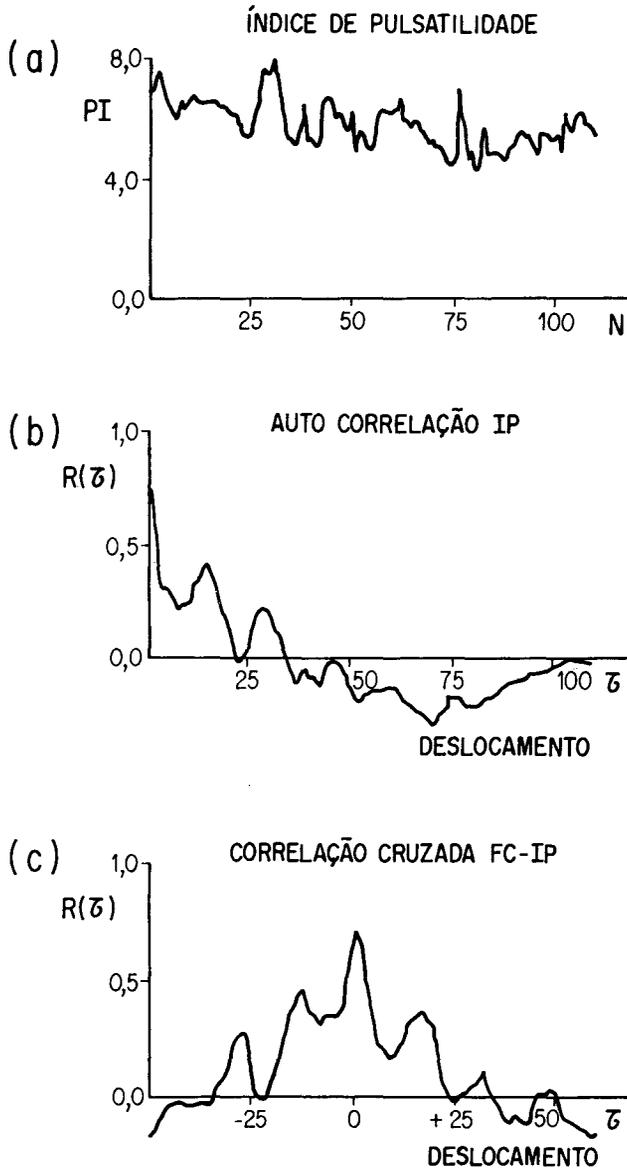


FIGURA 1 - Índice de Pulsatilidade do sinal Doppler femoral (a), função de autocorrelação (b) e correlação cruzada com a série temporal de frequência cardíaca (c) para o paciente número 56.

Os seguintes parâmetros foram considerados :

- a) Sinais de ultrassom femoral e tibial :
- a.1) Índice de Pulsatilidade (IP) - relação entre o valor pico-a-pico e o valor médio do batimento. (Somente para o Doppler femoral).
 - a.2) Quociente de amortecimento proximal (QAP) - relação entre o intervalo de tempo da onda R do ECG ao pico da fase sistólica e o tempo da onda R ao ponto correspondente a 50% do valor de pico na fase sistólica ascendente.
 - a.3) Tempo de subida (TS) - tempo em msec necessário para o sinal atingir seu valor de pico à partir do início do fluxo sistólico.
- b) Sinal de Impedância dZ/dt :
- b.1) Amplitude do pico sistólico (V_{max}) em seg^{-1} .
 - b.2) Intervalo Sistólico (IS) - duração da fase sistólica do sinal dZ/dt em msec.
 - b.3) Fluxo Sanguíneo Médio (F_M) - área sob a fase sistólica ($t_1 - t_2$) dividida pela duração do intervalo R-R (t_{RR}) empregando-se a normalização de Nyboer (1950) :
- $$F_M = \frac{1}{t_{RR}} \cdot \left[\frac{L}{Z_0} \right]^2 \rho \int_{t_1}^{t_2} \frac{dZ(t)}{dt} \cdot dt \quad (2)$$
- b.4) Derivada máxima de dZ/dt (D_M) em seg^{-2} .

Para avaliar-se a precisão diagnóstica dos parâmetros acima, a população estudada foi dividida inicialmente entre indivíduos normais (N) e com obstrução arterial significativa (D). Os indivíduos do grupo N são compostos por voluntários jovens e assintomáticos em relação à doença vascular periférica (subgrupo N2) e pacientes com obstruções arteriais de menos de 50% da secção transversal do vaso, conforme indicado pela arteriografia (subgrupo N1). O grupo D é composto por pacientes com obstruções superiores a 50% da secção arterial comprovada pela arteriografia. Este grupo foi subdividido em três subgrupos, de acordo com a localização da lesão, a saber : D1 - obstrução acima dos eletrodos de tensão (em geral nas artérias ilíacas) ; D2 - obstrução entre os eletrodos de tensão e D3 - obstrução acima e entre os eletrodos de tensão. Não existem diferenças significativas de idade entre os pacientes dos subgrupos N1, D1, D2 e D3. A Figura 2 apresenta formas de

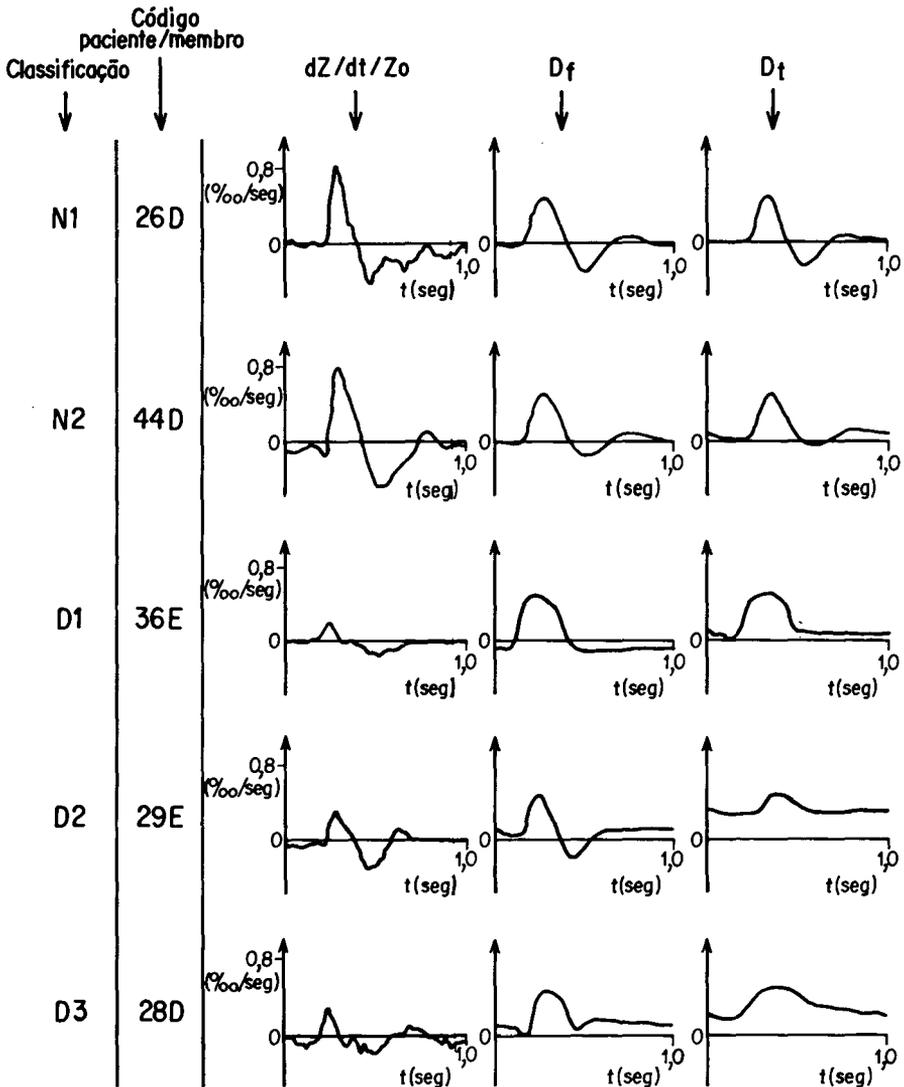


FIGURA 2 - Formas de onda típicas para as médias coerentes de dZ/dt , Doppler femoral (D_f) e Doppler tibial (D_t) para os cinco grupos de pacientes considerados (vide texto).

TABELA 1 - Valores médios \pm desvio padrão extraídos de sinais Dz/dt, Df e Dt para os cinco grupos de pacientes estudados. Vide texto para siglas dos parâmetros.

Parâmetro	GRUPO N1	GRUPO N2	GRUPO D1	GRUPO D2	GRUPO D3
Vmax (% seg)	7,11 \pm 1,53 (8)	8,19 \pm 0,76 (10)	1,40 \pm 1,34 (2)	2,09 \pm 1,21 (4)	2,85 \pm 2,10 (11)
IS (mseg)	165 \pm 27 (8)	176 \pm 10 (10)	162 \pm 67 (2)	196 \pm 40 (4)	137 \pm 63 (11)
Fm (ml/min)	53,2 \pm 22,1 (14)	78,1 \pm 18,9 (10)	4,10 \pm 4,19 (3)	37,6 \pm 30,4 (9)	10,6 \pm 5,8 (12)
DM (seg)x10	1,60 \pm 0,43 (14)	1,63 \pm 0,26 (10)	0,39 \pm 0,32 (3)	0,94 \pm 0,79 (9)	0,64 \pm 0,61 (12)
IP f	8,0 \pm 5,0 (8)	8,3 \pm 1,9 (10)	6,7 \pm 7,6 (2)	5,7 \pm 1,2 (4)	4,4 \pm 4,4 (11)
QAP f	1,24 \pm 0,09 (8)	1,28 \pm 0,08 (10)	1,68 \pm 0,18 (2)	1,28 \pm 0,06 (4)	1,32 \pm 0,18 (11)
TS (mseg)	77 \pm 21 (8)	91 \pm 10 (10)	117 \pm 39 (2)	71 \pm 8 (4)	93 \pm 42 (11)
QAP t	117 \pm 0,06 (8)	1,22 \pm 0,05 (10)	1,55 \pm 0,10 (2)	1,31 \pm 0,09 (4)	1,41 \pm 0,10 (11)
TS (mseg)	86 \pm 28 (8)	84 \pm 11 (10)	172 \pm 46 (2)	124 \pm 45 (4)	147 \pm 49 (11)

onda típicas de dZ/dt , Doppler femoral (Df) e Doppler Tibial (Dt) para os cinco grupos de pacientes estudados.

Os valores médios, \pm desvio padrão e o número de pacientes em cada subgrupo, estão listados na Tabela 1 para os oito parâmetros considerados. Observam-se diferenças marcantes entre os pacientes N e D, mas pequena discriminação entre os subgrupos D1, D2 e D3. A potencialidade dos oito parâmetros separarem os pacientes com obstrução (D) dos pacientes normais é indicada pelas medidas de sensibilidade e especificidade [Rossing e Hatcher, 1980] indicadas na Tabela 2. O limiar de separação adotado corresponde ao ponto de precisão máxima.

A análise da Tabela 2 indica que os melhores desempenhos são obtidos pelos parâmetros V_{max} para o sinal dZ/dt e QAP para o Doppler tibial. Além de serem derivados de sinais distintos, observa-se que V_{max} depende da amplitude do sinal dZ/dt enquanto que QAP_t é obtido a partir de intervalos de tempo no sinal de Doppler tibial.

TABELA 2 - Sensibilidade, especificidade e precisão de parâmetros extraídos dos sinais dZ/dt , Df e Dt para separar pacientes normais e com obstruções arteriais. Vide texto para siglas de parâmetros.

Parâmetro	Sensibilidade (%)	Especificidade (%)	Precisão (%)
V_{max}	94,1	94,4	94,3
IS	45,8	79,2	62,5
Fm	87,5	91,7	89,6
Dm	91,7	87,5	89,6
IP	64,7	94,4	80,0
QAP	82,4	100,0	91,4
TS	70,6	94,4	82,9

A possibilidade de combinar os dois parâmetros de maior precisão para a separação de pacientes dos grupos N e D é dada pelo diagrama de espalhamento da Figura 3. Verifica-se que a equação linear $V_{max} = 3,65 + 14,4 QAP_t$ permite a separação completa dos dois grupos de pacientes, resultando assim em uma sensibilidade, especificidade e precisão de 100% para a combinação dos parâmetros V_{max} e QAP_t . Apesar deste resultado perfeito, observa-se, no entanto, que a separação entre os dois grupos principais de pacientes é mínima na Figura 3. Com uma

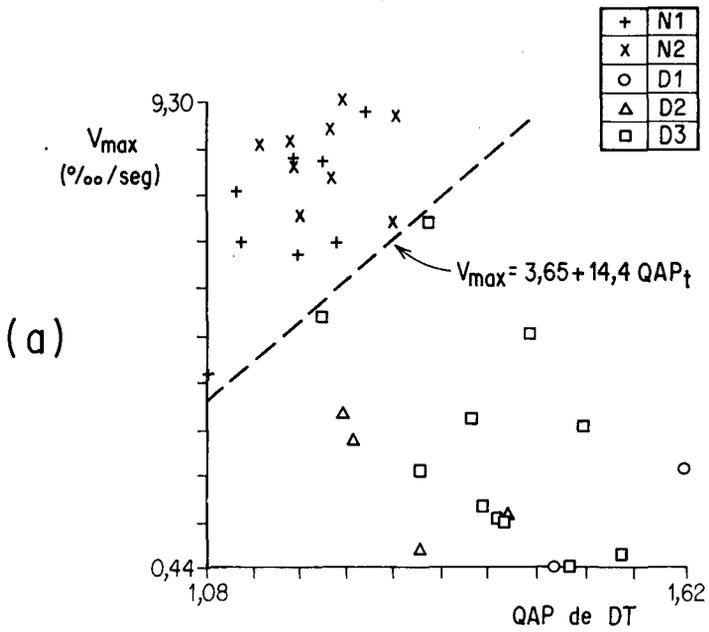


FIGURA 3 - Diagrama de dispersão de V_{max} em função de QAP_t e a reta que melhor separa os pacientes com e sem obstruções arteriais significativas.

outra população, ou até mesmo uma nova amostra da mesma população, é bastante provável que os mesmos índices resultem em um certo grau de superposição entre indivíduos normais e pacientes com doença arterial.

Combinações semelhantes dos demais parâmetros da Tabela 2 resultam em desempenhos inferiores ao fornecido pelo discriminante linear de V_{max} e QAP_t [Ferreira, 1986].

PROCESSAMENTO GLOBAL DO SINAL

A extração de parâmetros ou índices associados a pontos característicos de sinais Doppler e dZ/dt tipificam a análise quantitativa que pode ser desenvolvida sem o suporte do PDS. Naturalmente, em função da média coerente e da maior precisão nas medições realizadas com o processamento, e de se esperar que o desempenho desses parâmetros, conforme obtido na seção anterior, seja superior ao que seria obtido por métodos "manuais".

Apesar do PDS melhorar a precisão no processo de extração de parâmetros, à partir do padrão temporal de sinais, não há uma justificativa teórica ou empírica para que os mesmos índices clássicos sejam mantidos e, acima de tudo, que apenas umas poucas amostras sejam consideradas, desprezando-se todo o restante do sinal. Consequentemente, é importante explorar técnicas que utilizem todas as amostras disponíveis no sinal original ou, mais especificamente, toda a informação contida sobre os distúrbios introduzidos pelo processo aterosclerótico na circulação dos membros inferiores. Em muitos casos este enfoque, que será adotado a partir deste ponto, poderá levar a um índice ou parâmetro final, porém elaborado a partir do processamento global do sinal.

Um exemplo simples do uso de todas as amostras do sinal seria o cálculo do seu valor médio. Porém, para os sinais Z e dZ/dt o valor médio é nulo (são sinais AC) e para os sinais Doppler o valor médio não pode ser calibrado com facilidade. Além disto, o valor médio por si só, mesmo em outros sinais biológicos, não reflete a morfologia ou padrões existentes nos sinais.

A primeira técnica de PDS a ser considerada, envolvendo todas as amostras do sinal de impedância (dZ/dt) está indicada na Figura 4. Uma vez que o conjunto de sinais está sincronizado pela onda R do ECG, em virtude da aplicação da média coerente, é possível comparar entre sinais todas as suas amostras sequencialmente. Adotando a mesma definição para os grupos N e D da seção anterior, para cada amostra ou instante de tempo correspondente, identificou-se o limiar que leva a precisão máxima de separação entre os grupos, obtendo-se a sensibilidade e especificidade correspondentes. Quando este processo é estendido a todas as amostras do sinal dZ/dt

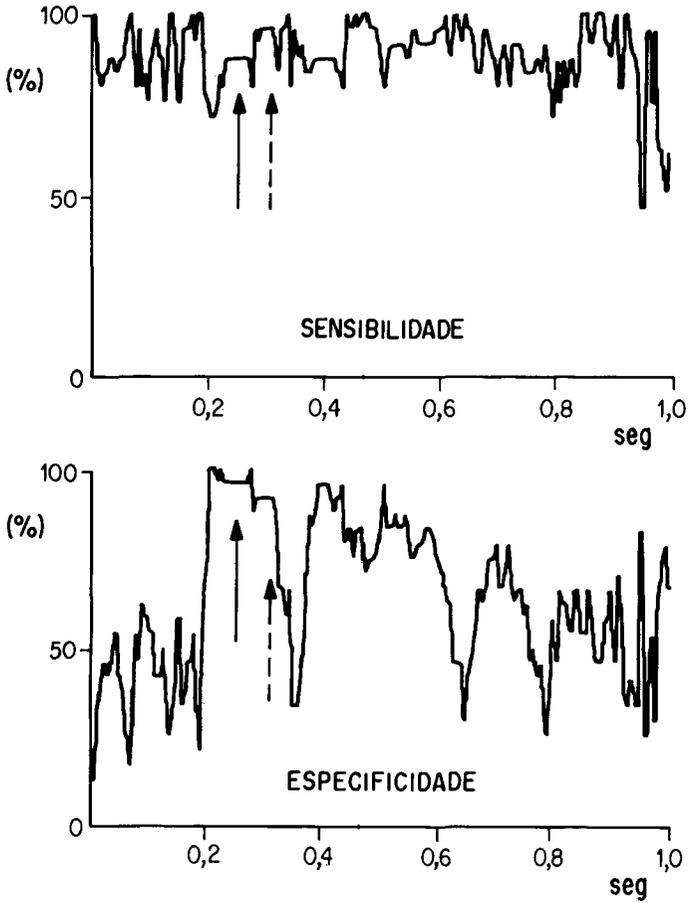


FIGURA 4 - Sequência de valores de sensibilidade e especificidade obtidas para todas as amostras de sinais dZ/dt na separação de indivíduos normais e com obstruções arteriais. A seta contínua indica o instante de pico do sinal dZ/dt e a reta tracejada o instante de máximo do produto sensib.xespec.

resultam "sinais" de sensibilidade e de especificidade conforme representado na Figura 4. Infelizmente, estes "sinais" não atingem os seus máximos (100%) nos mesmos instantes de tempo. Utilizando como figura de mérito o produto sensibilidade x especificidade, identifica-se o ponto V_{50} , que ocorre 50 mseg após o pico do sinal (setas na Figura 4), como o de maior discriminação. Para esta amostra obtem-se uma precisão de 94,3%, sensibilidade de 100% e especificidade de 88,9%. Verifica-se portanto que, por não ser um ponto característico do padrão temporal de dZ/dt , o ponto V_{50} não poderia ser identificado sem um processamento global do sinal. Outros exemplos de técnicas que empregam todas as amostras disponíveis serão vistos à seguir.

TECNICAS DE DECOMPOSIÇÃO

Em múltiplas áreas da aplicação de PDS, técnicas de decomposição, tais como a análise espectral, ocupam lugar de destaque. Além de fatores históricos, ligados à evolução do PDS dentro da Engenharia Elétrica, a decomposição de um sinal tem inúmeras vantagens tais como a compactação do mesmo em um menor número de amostras, facilidade de interpretação, filtragem e redução do problema a um número limitado de parâmetros. Dentre as múltiplas técnicas existentes, utilizando transformações ortogonais, serão consideradas aqui somente a análise espectral e a análise de componentes principais (ACP).

Análise Espectral

A equação (2), devida a Nyboer (1950) foi utilizada para expressar os sinais dZ/dt em unidades de fluxo sanguíneo. A transformada discreta de Fourier, implementada com o algoritmo FFT (Monro, 1975), foi utilizada para obter a representação dos sinais no domínio da frequência :

$$X(k) = \frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-1} F(n) e^{-j2\pi kn/N} \quad (3)$$

$$k = 0, 1, \dots, N-1$$

sendo $F(n)$ os sinais resultantes da equação (2) e $N=256$ é o número de amostras de cada sinal.

Considerando $R(k)$ e $I(k)$ respectivamente as componentes reais e imaginárias de $X(k)$, os espectros de amplitude e fase são dados por :

$$X(k) = \left\{ R^2(k) + I^2(k) \right\}^{1/2} \quad (4)$$

$$\theta(k) = \arctg \frac{I(k)}{R(k)} \quad (5)$$

A energia total do sinal, calculada no domínio da frequência é dada por :

$$E_T = 2 \sum_{k=1}^{N/2} |X(k)|^2 \quad (6)$$

Para cada forma de onda foram calculados o número de harmônicos necessários para obter-se 90, 95 e 99% de E_T . A Tabela 3 apresenta estes valores para a população em estudo, tendo-se reunido os pacientes dos grupos D₁ e D₃ em um único grupo. Observa-se que E_T diminui consideravelmente nos grupos de pacientes com doença arterial, enquanto que o número de harmônicos ou faixa de frequência com componentes significativas aumenta para o mesmo grupo. E_T , N_{90} , N_{95} , N_{99} são exemplos adicionais de parâmetros isolados que são extraídos do sinal completo, refletindo algumas de suas propriedades. Para estes parâmetros, tomados isoladamente, o melhor desempenho diagnóstico é obtido com E_T correspondendo a uma precisão de 87,5%, sensibilidade de 79,1% e especificidade de 95,8% para a separação dos grupos N e D.

TABELA 3 - Valores médios \pm desvio padrão da energia total (E_T) e harmônicos correspondentes a 90, 95 e 99% da energia total de sinais de impedância nos cinco grupos de pacientes considerados.

Parâmetro	Grupo N1	Grupo N2	Grupo D1	Grupo D2	Grupo D3
No. membros	14	10	3	9	12
E_T (ml/min) x 10	25,1 \pm 18,1	56,7 \pm 21,1	0,23 \pm 0,27	14,6 \pm 17,1	1,62 \pm 1,87
N ₉₀ (Hz)	6,6 \pm 0,7	5,3 \pm 0,3	22,0 \pm 11,5	9,1 \pm 4,3	17,2 \pm 8,0
N ₉₅ (Hz)	8,7 \pm 0,8	6,9 \pm 0,6	30,0 \pm 8,5	14,0 \pm 7,6	25,2 \pm 9,0
N ₉₉ (Hz)	17,2 \pm 4,5	11,6 \pm 1,8	46,3 \pm 9,0	25,2 \pm 10,1	40,7 \pm 9,3

Os espectros médios de amplitude e fase dos sinais $F(n)$ estão representados na Figura 5, tendo-se reunido, novamente, os pacientes dos grupos D1 e D3 em um só grupo. Verifica-se, na Fig.5, uma redução na intensidade do espectro de amplitude para os pacientes do grupo D que é mais acentuada para o 3^o e 4^o harmônicos [Soares Filho e col., 1983]. Apesar do espectro de fase apresentar um deslocamento para os pacientes com doença arterial, este não chega a ser significativo, conforme pode ser observado na Figura 6. Este gráfico representa os valores de F obtidos na análise de variância de cada componentes do espectro de amplitude e fase para os quatro grupos considerados. A partir deste resultado, que mostra a maior separação das distribuições para o 3^o e 4^o harmônicos, obteve-se as curvas ROC da Figura 7. Estas curvas, que representam a sensibilidade em função de 1-especificidade para diferentes limiares de detecção, permitem escolher-se o valor de limiar mais adequado em cada caso conforme indicado pelas setas no Figura 7 [Swets, 1988]. Os melhores resultados favorecem o 4^o harmônico correspondendo a uma precisão de 89,6%, sensibilidade de 87,5% e especificidade de 91,7%. Novamente, cabe salientar, que apesar de trabalhar-se com um único parâmetro, o mesmo resultou de um processo seletivo que partiu de todas as amostras disponíveis do sinal.

Análise de Componentes Principais

A partir dos trabalhos pioneiros de Evans e col. (1981) com a aplicação da técnica de ACP a sinais de ultrassom Doppler dos membros inferiores, Pereira (1983) verificou a potencialidade do método para os sinais de Doppler femoral na população em estudo e Ferreira (1986) estendeu o procedimento para analisar simultaneamente os sinais Doppler femoral, tibial e dZ/dt .

Considerando que a faixa passante dos sinais Doppler e dZ/dt está abaixo de 50Hz, cada sinal foi reduzido para uma sequência de 100 amostras tornando-se amostras alternadas a partir dos sinais originiais. Com 3 sinais de cada perna e um total de 33 membros inferiores estudados, os 99 sinais foram colocados em uma matriz de dados X e a matriz de covariância foi calculada com :

$$C_{ij} = \frac{1}{n-1} \sum_{k=1}^n (X_{ik} - \bar{X}_i) (X_{jk} - \bar{X}_j) \quad (7)$$

$$i = 1, 2, \dots, 100$$

$$j = 1, 2, \dots, 100$$

sendo $n=99$ o número total de sinais e X_i o sinal médio da população. Em função dos resultados de Pereira (1983), somente

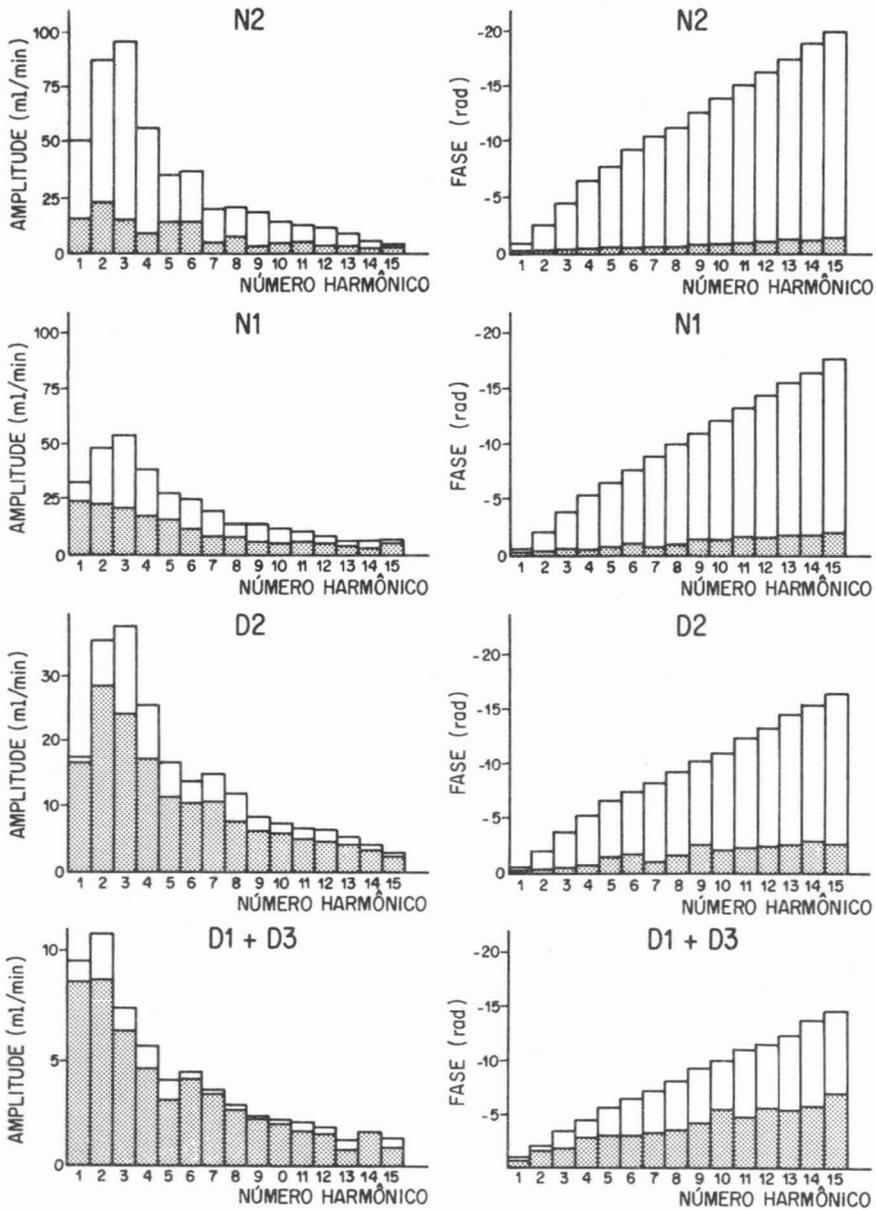


FIGURA 5 - Valores médios (branco) e desvio-padrão (hachurado) dos espectros de amplitude e fase de sinais dz/dt de pacientes dos grupos N2, N1, D2 e D1+D3 (vide texto).

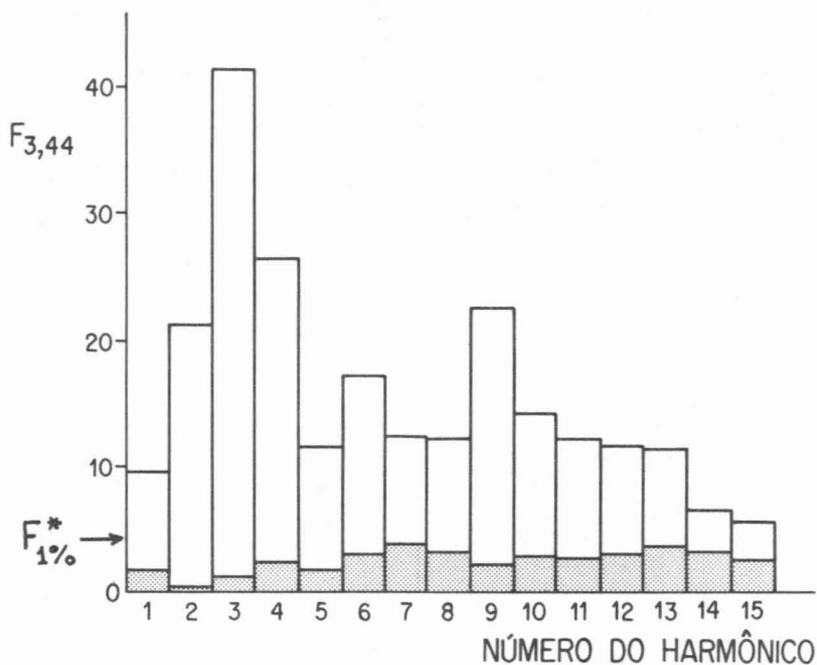


FIGURA 6 - Valores de F da análise de variância das componentes espectrais de amplitude (branco) e fase (hachurado) para os pacientes dos grupos N1, N2, D2 e D1+D3.

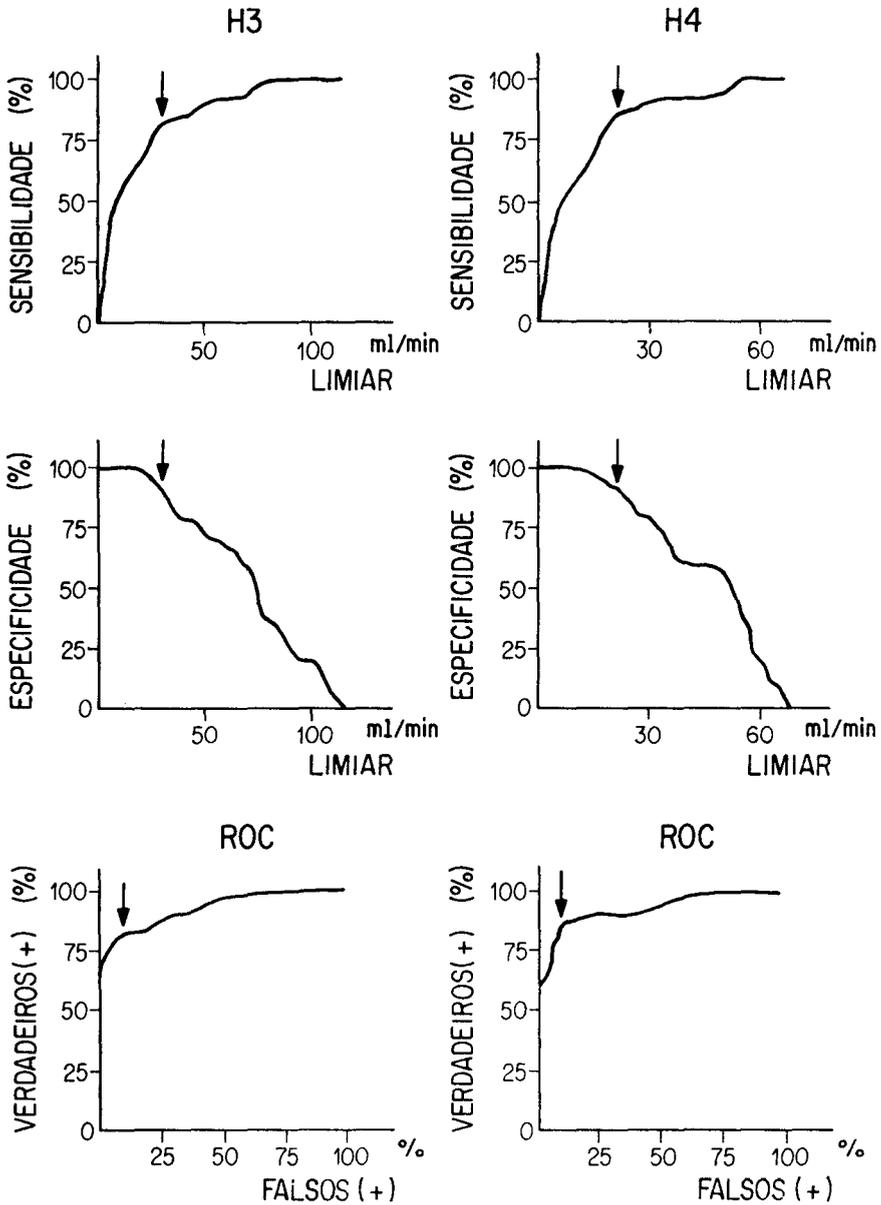


FIGURA 7 - Curvas de sensibilidade, especificidade e ROC para o 3º e 4º harmônicos do espectro de amplitude de sinais dZ/dt na separação de indivíduos normais e pacientes com obstruções arteriais.

as seis primeiras componentes principais foram calculadas através da solução de :

$$C \bar{w}_p = \lambda_p \bar{w}_p \quad p = 1, 2, \dots, 6 \quad (8)$$

onde C é a matriz de covariância, w_p é a componente principal ou autovetor de ordem p e λ_p o autovalor correspondente [Morrison, 1976]. Os valores λ_p são proporcionais a fração da variância total do sinal que é distribuída para cada componente w_p que formam um conjunto ortogonal.

Os coeficientes das componentes principais do q -ésimo sinal são dados por :

$$a_{qp} = \sum_{i=1}^{100} X_{qi} w_{ip} \quad \begin{matrix} p = 1, 2, \dots, 6 \\ q = 1, 2, \dots, n \end{matrix} \quad (9)$$

A transformação inversa permite a reconstrução aproximada do sinal para um número reduzido de componentes :

$$\hat{X}_{qi} = \bar{x}_i + \sum_{p=1}^6 a_{qp} w_{pi} \quad \begin{matrix} q = 1, 2, \dots, n \\ i = 1, 2, \dots, 100 \end{matrix} \quad (10)$$

Embora somente 6 componentes principais tenham sido calculados, verifica-se que estes conseguem reproduzir o sinal original X_{qi} com 96,5% de variância. Para o caso de 2 e 4 componentes, a fração representada seria 77,8 e 93,2% respectivamente. Estes resultados resumem a potencialidade da técnica de ACP em permitir uma grande redução no volume de dados necessários para representar uma população de sinais. Como os vetores das componentes w_p são comuns a toda a população, as eventuais diferenças observadas são representadas pelos coeficientes das componentes, ou seja os valores a_{qp} . A capacidade destes componentes separarem os diferentes grupos de pacientes foi analisada para cada coeficiente separadamente e para combinações de coeficientes dois a dois. Os melhores resultados foram obtidos com o terceiro componente de dZ/dt e o primeiro componente do Doppler tibial conforme representado na Figura 8. Neste caso uma curva quadrática separa os grupos N e D com precisão, sensibilidade e especificidade de 100%, havendo uma maior distância entre os grupos do que o observado na Figura 3. Por outro lado, existe na Figura 8 a sugestão de que poderá ser possível a separação dos grupos D1, D2 e D3 e, portanto, da localização aproximada da lesão, através da técnica de ACP.

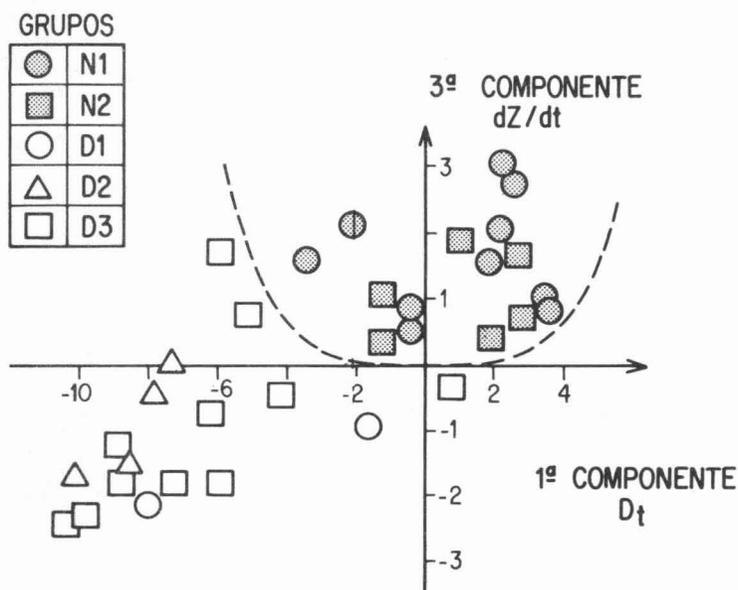


FIGURA 8 - Diagrama de espalhamento dos coeficientes da 3ª componente principal de dZ/dt e da 1ª componente dos sinais Doppler da artéria tibial e a curva quadrática que separa pacientes com e sem obstruções arteriais significativas nos membros inferiores.

Para finalizar esta seção, cabe ressaltar que o método, aplicado pela primeira vez a sinais de diferentes origens, não é limitado em número de pacientes envolvidos, ou em diferentes tipos de sinais que poderão ser adicionados, como, por exemplo, medidas fotopleletismográficas ou fluxo por ressonância nuclear magnética.

TÉCNICAS DE CORRELAÇÃO

Uma análise da Figura 2 sugere que a maior semelhança observada entre os padrões temporais dos sinais Doppler e dZ/dt em indivíduos normais (N1 e N2), altera-se significativamente na presença de arteriosclerose obliterante (D1, D2 e D3). Esta observação sugere que a comparação no domínio do tempo entre os padrões temporais destes sinais pode ser mais uma alternativa para a identificação dos pacientes afetados pela doença.

Uma forma de estabelecer-se a comparação entre os sinais dZ/dt , Doppler femoral (D_f) e tibial (D_t) é através da função de correlação cruzada entre estes sinais [Bendat e Piersol, 1971].

Para sinais contínuos a correlação cruzada entre $x(t)$ e $y(t)$ é dada por :

$$R_{xy}[\zeta] = \lim_{T \rightarrow \infty} \frac{1}{T} \int_0^T x(t) (t + \zeta) dt \quad (11)$$

A partir das médias coerentes em forma digital dos sinais dZ/dt , D_f e D_t , a função da correlação cruzada foi calculada através da transformada discreta inversa de Fourier do espectro cruzado [Bendat e Piersol, 1971], definido como :

$$C_{xy}(k) = X(k) \cdot Y^*(k) \quad (12)$$

sendo $X(k)$ e $Y(k)$ definidos na equação (3). Logo :

$$R_{xy}(n) = \sum_{k=0}^{N-1} C_{xy}(k) e^{j2\pi nk/N} \quad (13)$$

A Figura 9 representa as funções de correlação cruzada típicas entre os três sinais considerados para pacientes representativos dos grupos analisados. Para o caso de um indivíduo no grupo N2, a função de correlação cruzada apresenta-se quase simétrica, com amplitude máxima próxima de 1 e a posição deste máximo (atraso) próxima de $n=0$. Para pacientes com doença arterial significativa, no entanto, o padrão da função de correlação cruzada é bastante distinto (Figura 9). Nestes casos $R_{xy}(n)$ perde a simetria, o valor

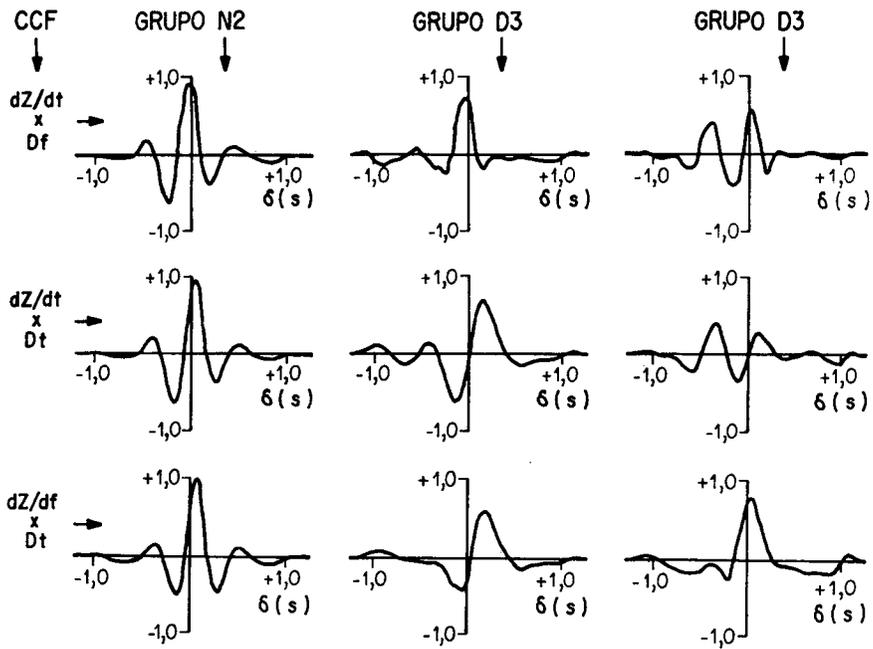


FIGURA 9 - Funções de correlação cruzada típicas entre sinais dZ/dt , Doppler femoral (Df) e Doppler tibial (Dt).

máximo é significativamente menor que 1, ocorrendo com um atraso diferente de zero.

As observações sugerem que é possível caracterizar as alterações refletidas pela função de correlação cruzada através da posição (atraso) e amplitude do seu máximo. Novamente recai-se em um procedimento de extração de parâmetros que simplifiquem o processo diagnóstico, porém a partir de uma função que reflete o padrão temporal de todo o sinal (eq.11).

Para as combinações $dZ/dt-Df$, $dZ/dt-Dt$ e $Df-Dt$, verificou-se uma maior precisão diagnóstica na separação dos grupos D e N com os parâmetros extraídos da função de correlação cruzada entre dZ/dt e o sinal ultrassom Doppler medido na artéria tibial posterior (Dt). A Figura 10 apresenta o diagrama de espalhamento dos parâmetros R_0 (valor do máximo) e d_0 (atraso) para os cinco grupos de pacientes da amostra e a reta que melhor separa os pacientes dos grupos N e D. Apesar da existência de um caso falso-positivo, observa-se uma maior separação entre os dois grupos principais de pacientes do que ocorre com os outros métodos (Figuras 3 e 8). Esta diferença tem importância no desempenho que pode ser esperado dos diferentes métodos quando aplicados a uma população maior de pacientes.

A equação discriminante $R_0 = 0,5 + 3d_0$ representada na Figura 10 resulta em uma sensibilidade de 100% e especificidade de 94,3% para a detecção de doença arterial nos membros inferiores através da função de correlação cruzada entre dZ/dt e Doppler tibial.

DISCUSSÃO

A avaliação da circulação periférica, através de múltiplos métodos não-invasivos, em indivíduos com suspeita de doença arterial obliterante, fornece uma oportunidade de considerar-se a contribuição potencial do PDS para a melhoria da precisão diagnóstica e do benefício que pode ser esperado da implementação de técnicas de PDS em microcomputadores dedicados ou futuros instrumentos "inteligentes" [Papp e col., 1988].

Dentre o grande número de técnicas de processamento já existentes, adaptações e novos desenvolvimentos [Bendat e Piersol, 1971], apenas alguns métodos, cobrindo diferentes alternativas, foram analisados. O objetivo foi mais no sentido de explorar diferentes enfoques do que esgotar o vasto arsenal de recursos existentes na área de PDS. Por outro lado, o banco de dados disponível, constituído de um número relativamente reduzido de pacientes, não permite generalizações, uma vez que resultados distintos poderão vir a ser obtidos em outras amostras.

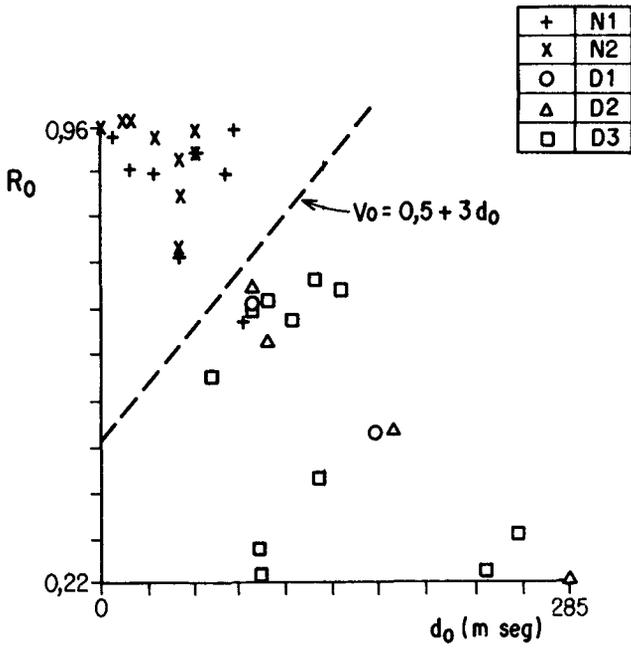


FIGURA 10 - Diagrama de espalhamento para o valor máximo (R_0) e o atraso (d_0) do valor de pico da função de correlação cruzada entre dz/dt e o sinal de Doppler da artéria tibial para os cinco grupos de pacientes estudados.

Mantendo-se as ressalvas acima, verificou-se que várias alternativas de PDS resultam em valores elevados de precisão, sensibilidade e especificidade, tanto na extração de parâmetros, como na ACP, por exemplo. Para avaliar-se a contribuição do PDS seria necessário dispormos dos valores correspondentes para a aplicação dos métodos não-invasivos sujeitos à análise "manual" na mesma população. Neste caso, praticamente poucos parâmetros poderiam ser extraídos e calculados, tais como V_{max} e Índice de Pulsatibilidade, uma vez que a precisão de medida de intervalos de tempo é bastante questionável sem o recurso de um microcomputador ou instrumento dedicado. Os resultados da Tabela 2 indicam um desempenho bastante superior de V_{max} com sensibilidade e especificidade de 94% aproximadamente. Desta forma, sem a média coerente e a maior precisão introduzida pelo PDS, pode-se (sobre) estimar em 90% os valores de sensibilidade e especificidade que poderiam ser obtidos sem a contribuição do PDS. Esta estimativa indica que uma população de 1000 pacientes estudados, supondo-se uma prevalência de 10% para obstruções de mais de 50% da secção transversal do vaso, teremos 90 indivíduos falso-positivos e 10 falso-negativos. Os custos dos exames adicionais e riscos desnecessários a que serão sujeitos os 90 indivíduos falso-positivos e o sofrimento derivado da progressão e detecção tardia da doença nos 10 pacientes falso-negativos, é que devem ser comparados com os custos de equipamentos, implantação e operação de rotinas diagnósticas utilizando técnicas de PDS. Mesmo sem a elaboração de estimativas de custo detalhadas, é fácil verificar-se que a utilização de PDS apresenta-se como a alternativa mais vantajosa.

A questão de escolha da técnica de processamento que poderá levar a um desempenho ótimo de um sistema computadorizado de apoio ao diagnóstico de doença arterial é mais complexa. Além da variabilidade entre amostras populacionais, já referida anteriormente, outras características, tais como facilidade de implementação, velocidade, gerenciamento do banco de dados, organização do serviço de Angiologia e possibilidades futuras devem ser consideradas. Sob este ponto de vista, a extração de parâmetros e o uso de equações discriminantes lineares apresenta-se como extremamente vantajoso pela simplicidade dos algoritmos, que podem ser implementados em microcomputadores de 8 bits [Schlindwein, 1982], e por utilizarem metodologia já incorporada a prática médica [Brum e col., 1980]. No entanto, resultados de outros pesquisadores [Humphries e col., 1980 e Van de Water e col., 1971] e a proximidade dos grupos N e D na Figura 3 sugerem que o desempenho dos parâmetros V_{max} e QAP_t poderá ser significativamente inferior em uma outra população de pacientes.

Embora necessitando de um processamento mais elaborado, a utilização da função de correlação cruzada entre dZ/dt e o sinal Doppler tibial apresenta uma maior separação entre os dois grupos principais de pacientes. Além disto, o método poderá ser refinado utilizando-se parâmetros adicionais da

função de correlação cruzada [Faria, 1985]. Em um estudo anterior, Woodcock e col. (1975) mostraram o potencial da função de correlação cruzada para caracterizar o estado da circulação dos membros inferiores, porém utilizando somente os sinais Doppler e em apenas 6 indivíduos. No presente estudo, além de confirmar-se a utilidade da função de correlação em uma população maior, verificou-se um melhor desempenho com a introdução do sinal de impedância. De certa forma, este resultado poderia ser esperado em função da natureza física distinta dos dois métodos [Ferreira e col., 1984].

Com relação às técnicas de processamento baseadas na decomposição dos sinais, ótimos resultados foram obtidos com a ACP enquanto que a análise espectral ficou prejudicada por não se ter incluído os sinais Doppler, que geralmente não são calibrados em amplitude. Embora exista um processamento mais complexo na ACP, Evans e col. (1985) mostravam que é viável utilizarem-se os vetores das componentes principais, previamente calculados para uma população de referência, para a implementação do cálculo "on line" dos coeficientes das componentes em novos pacientes. No entanto, a grande vantagem que o método da ACP poderá ter em relação a correlação cruzada, por exemplo, é a sua potencialidade de incorporar outras medições não-invasivas [Panerai e col., 1988] e melhorar seu desempenho através de técnicas mais refinadas de reconhecimento de padrões [Evans e Caprihan, 1985]. Na realidade, através de sua característica fundamental de reduzir o volume de dados, mais do que qualquer outra transformação ortogonal [Morrison, 1965], a ACP torna-se quase que necessariamente um elemento essencial de futuros sistemas automáticos de diagnóstico baseados em inteligência artificial [Hirschfeld, 1985].

CONCLUSÃO

O emprego de técnicas de processamento digital de sinais, em conjunto com a avaliação da circulação de membros inferiores através de métodos não-invasivos tais como ultrassom Doppler e pletismografia por impedância elétrica mostra-se extremamente vantajoso quando se considera a redução no número de exames com resultados falso-positivos e falso-negativos e os seus custos associados. Dentre os métodos analisados destacam-se a extração de parâmetros, em função de sua simplicidade, o emprego da função de correlação cruzada pela sua sensibilidade e a análise de componentes principais pela sua elevada precisão e potencialidade de emprego em sistemas que venham a incorporar um maior grau de automação no futuro.

AGRADECIMENTOS

Este trabalho foi desenvolvido com o apoio financeiro do CNPq e da FINEP. O autor agradece a dedicação de William Soares Filho, Gonzalo T.Fuentes, Wagner C.A.Pereira e Ana Luisa A.S.Ferreira em cujas teses de mestrado, por mim orientadas, se baseou este trabalho.

O desenvolvimento desta linha de pesquisa, em conjunto com o Serviço de Angiologia do HU/UFRJ não seria possível sem a colaboração e participação do Dr.Orlando F.Brum.

REFERÊNCIAS

- ABRAMSON, D.I. (1978), "Circulatory Diseases of the Limbs: A primer", Grune and Statton, New York.
- BENDAT, I.S., PIERSOL, A.G. (1971), "Random Data : Analysis and Measurements Procedures", John Wiley & Sons, New York.
- BROWN, B.H., PRYCE, W.I.J., BAUMBER, D. and CLARKE. R.G. (1975), "Impedance Plethysmography: Can it measure changes in limb blood flow ?", Medical and Biological Engineering, Volume 13: pages 674-682.
- 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 Ultrasônica", Revista Brasileira Clínica e Terapia, Volume IX, Edição Suplementar.
- EVANS. D.H., MACPHERSON, D.S., BENTLEY, S., ASHER, M.J. and BELL, P.R.F. (1981), "The effect of proximal stenoses on Doppler Waveforms : A comparison of three methods of waveform analysis in an animal model", Clin. Phys. Physiol. Meas. Volume 2, pages 17-25.
- EVANS, D.H., ARCHER, L.N.J., and LEVENE, M.I. (1985), "The detection of abnormal neonatal cerebral haemodynamics using principal component analysis of the Doppler ultrasound waveform", Ultrasound in Med. & Biol. Volume 11, pages 441-449.
- EVANS, D.H. and CAPRIHAN, A. (1985), "The application of classification techniques to biomedical data, with particular reference to ultrasonic Doppler blood velocity waveforms", IEEE Trans, Biomed. Eng, Volume BME-22, pages 301-311.

- FARIA, M.D. (1985), "O ultra-som e a Correlação Cruzada na Determinação de Padrões de Fluxo Sanguíneo em Artérias Frontais", Tese de Mestrado, COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro-RJ.
- FERREIRA, A.L.A.S., BRUM, O.F. and PANERAI, R.B. (1984), "Crosscorrelation of Doppler and electrical impedance signals", Proc. IEEE Conference on Frontiers of Engineering in Health Care, Los Angeles, pages 772-777.
- FERREIRA, A.L.A.S. (1986), "Estudo da relação entre sinal Doppler e de impedância dos membros inferiores", Tese de Mestrado, COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro-RJ, 135 pp.
- FUENTES, G.G.T., SOARES-FILHO, W., BRUM, O.F. e PANERAI, R.B. (1982), "Propriedades estatísticas de parâmetros obtidos de sinais de ultra-som Doppler", RBE - Caderno de Engenharia Biomédica, Volume 1, pages. 39-58.
- GUYTON, A.C. (1977), "Tratado de Fisiologia Médica", Editora Interamericana Ltda., Rio de Janeiro, 5ª Edição.
- HIRSCHFELD, T. (1985), "Instrumentation in the next decade", Science, Volume 230, pages 286-291.
- HUGHES, A. e GRAWOIG, D. (1971), "Statistics : A Foundation for Analysis", Addison-Wesley, London.
- HUMPHRIES, K.N., HAMES, T.K., SMITH, S.W.J., CANNON, V.A., CHANT, A.D.B. (1980), "Quantitative assessment of the common femoral to popliteal arterial segment using continuous wave Doppler ultrasound", Ultrasound in Med. & Biol. Volume 6, pages 99-105.
- MCDONALD, D. (1974), "Blood Flow in Arteries", 2nd Ed. Edward Arnold, London.
- MONRO, D.N. (1975), "Complex discrete fast Fourier transform", Applied Statistics, Volume 24, pages 153-160.
- MORRISON, D.F. (1978), "Multivariate Statistical Methods", McGraw-Hill, New York.
- NYBOER, J. (1950), "Electrical Impedance plethysmography : A physical and physiologic approach to peripheral vascular study", Circulation, Volume 2, pages 811-821.
- PANERAI, R.B., BARBOSA, R.B., GIANNELLA-NETO, A. e TAVARES, W.M.L. (1984), "Processamento de Sinais de impedância elétrica do tórax", RBE-Caderno de Engenharia Biomédica, Volume 2, Número 2, pages. 35-56.
- PANERAI, R.B., FERREIRA, A.L.A.S. and BRUM, O.F. (1988), "Principal component analysis of multiple noninvasive blood flow derived signals", IEEE Trans. Biomed. Eng. Volume BME, pages.

- PAPP, Z., PECELI, G., BAGÓ, B. and PATAKI, B. (1988), "Intelligent Medical Instruments", IEEE Eng. Med. Biol. Magazine, volume 7, pages 18-23.
- PEREIRA, W.C.A. (1983), "Análise do Sinal Doppler Ultrasônico de Fluxo Sanguíneo Através da Técnica de Componentes Principais", Tese de Mestrado, COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro-RJ.
- ROSSING, R.G. and HATCHER, W.E. (1980), "A graphic method for the evaluation of diagnostic tests", Meth. Infor. Med., Volume 19, pages 149-156.
- SAYERS, B.McA., RUGGIERO, C., FEUERLICHT, J. (1981), "Statistical variability of biomedical data : Part 1, The influence of serial correlation of mean value estimates", Med. Inform., Volume 6, pages 1-11.
- SCHLINDWEIN, F.S. (1982), "Microcomputador para Análise de Sinais de Fluxo Sanguíneo Arterial Captados por Ultra-Som Doppler", Tese de Mestrado, COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro-RJ.
- SOARES FILHO, W., BRUM, O.F., PANERAI, R.B. (1983), "Spectral analysis of impedance measurements of the lower limbs", IEEE Trans. Biomed. Eng., Volume BME-30, pages 387-392.
- SOUTHWORTH, R.W. and DELEEUW, S.L. (1965), "Digital Computation and Numerical Methods", McGraw-Hill, New York, page 365.
- SOUZA, W.M. and PANERAI, R.B. (1981), "Variability of thoracic impedance cardiograms in man", Med. & Biol. Eng. & Comput. Volume 19, pages 411-415.
- SWETS, S.J.A., (1988), "Measuring the accuracy of diagnostic systems", Science, volume 240, pages 1285-1293.
- SZTIPANOVITS, J. (1986), "Advances in intelligent instrumentation", Proc. Special Symposium on Critical Emerging Issues in Biomedical Engineering, IEEE, Dallas-Forth Worth, pages 65-66.
- 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, pages 954-961.
- WOODCOCK, J.P., MORRIS, S.J. and WELLS, P.N.T. (1975), "Significance of the velocity impulse response and crosscorrelation of the femoral and popliteal blood-velocity time waveforms in disease of the superficial femoral artery", Medical and Biological Engineering, volume 13, pages 813-818.

THE CONTRIBUTION OF DIGITAL SIGNAL PROCESSING IN THE
NONINVASIVE DIAGNOSIS OF PERIPHERAL ARTERIAL DISEASE

RONNEY B. PANERAI *

ABSTRACT -- The contribution of digital signal processing (DSP) to improve the diagnostic precision of Doppler ultrasound and electrical impedance plethysmography is reviewed for a population of patients with arteriosclerosis obliterans of the lower limbs. The different techniques investigated include signal feature extraction, spectral analysis, crosscorrelation function analysis, and principal component analysis. For each technique the sensitivity, specificity, and diagnostic precision was computed in the separation of normal individuals and patients with arterial disease. The characteristics and benefit of the different methods of DSP are discussed for applications in different conditions of care.

* Programa de Engenharia Biomédica - COPPE/UFRJ
Caixa Postal 68.510 CEP 21944 Rio de Janeiro - RJ