

PROPRIEDADES ESTATÍSTICAS DE PARÂMETROS OBTIDOS DE
SINAIS DE ULTRA-SOM DOPPLER

Gonzalo G.T. Fuentes¹, William S. Filho²,
Orlando F. Brum³, Ronney B. Panerai⁴

RESUMO -- A variabilidade, distribuição e variação longitudinal de 13 parâmetros obtidos a partir da forma de onda de velocidade de fluxo sanguíneo, medida com ultra-som Doppler na artéria femoral, foram estudados em 9 registros de longa duração obtidos em 7 pacientes. Os sinais foram gravados em fita magnética, juntamente com o eletrocardiograma, e analisados em um computador digital. O processamento desses dados forneceu o coeficiente de variação para cada um dos índices estudados e os graus de liberdade por ponto, extraídos a partir da função de autocorrelação. A influência da frequência cardíaca na variabilidade de cada um dos parâmetros foi também verificada através de técnicas de correlação cruzada. Como resultado final são fornecidos os dados necessários para o dimensionamento correto de amostras para estimação de cada um dos 13 parâmetros em estudos clínicos.

INTRODUÇÃO

Dentre os inúmeros métodos que têm sido desenvolvidos para a investigação não-invasiva da circulação periférica destaca-se o ultra-som Doppler bidirecional pelas suas múltiplas aplicações, facilidade de operação, portabilidade e custo acessível (Salles-Cunha e col, 1979, Brum e col. 1980).

O velocímetro Doppler, como é usualmente denominado, utiliza um transdutor piezoelétrico para emitir uma onda mecânica de alta frequência (5 a 10 MHz) que pode ser contínua (CW) ou pulsátil. A detecção do sinal espalhado pelas hemácias dos vasos subjacentes permite a medida do desvio de frequência devido ao efeito Doppler produzido pelo movimento do sangue. Sendo diretamente proporcional à velocidade de fluxo sanguíneo no vaso, o desvio instantâneo de frequência pode ser escutado em um alto-falante ou registrado graficamente através de diferentes técnicas (Wells, 1977), para dar ao médico informações sobre a patência do vaso em estudo. Infelizmente o desvio de frequência depende também de outros fatores, destacando-se o cosseno do ângulo formado entre a onda incidente e o vetor velocidade de fluxo, o que não permite usualmente uma medida absoluta da velocidade do sangue.

As técnicas principais de aplicação clínica do ultra-som Doppler foram descritas em detalhe por Brum e col. (1980). De forma mais imediata o médico

¹ Professor do Departamento de Engenharia Elétrica da Universidade de Santiago de Chile - M.Sc. pela COPPE/UFRJ (1982)

² Pesquisador do Instituto de Pesquisas da Marinha (IPqM), Ilha do Governador, Rio de Janeiro - M.Sc. pela COPPE/UFRJ (1982)

³ Professor Adjunto da Faculdade de Medicina/Hospital Universitário da Universidade Federal do Rio de Janeiro

⁴ Professor Adjunto do Programa de Engenharia Biomédica da COPPE/Universidade Federal do Rio de Janeiro - Centro de Tecnologia Bloco H Sala 327-Caixa Postal 68510 - CEP 21944 - Rio de Janeiro - RJ

poderá escutar diretamente os sons associados ao desvio instantâneo de frequência e avaliar subjetivamente as alterações observadas. Bastante usual é a utilização do velocímetro Doppler como "estetoscópio eletrônico" na medida de pressões arteriais nos membros. No entanto, a ausculta do desvio de frequência é bastante subjetiva e limitada à capacidade de discriminação do ouvido humano. Esta limitação é removida quando se registra graficamente o sinal Doppler, cuja forma de onda, usualmente obtida por técnica de cruzamentos de zero ("zero crossing"), segue a variação temporal da velocidade de fluxo sanguíneo (Wells, 1977). A análise visual do padrão registrado fornece novas informações conferindo ao método uma maior capacidade de diagnóstico (Brum e col. 1980).

Da mesma forma que em outras áreas da Medicina, o Angiologista tem procura do extrair do sinal Doppler índices que possam ser utilizados de forma quantitativa na avaliação da circulação periférica aumentando ainda mais a objetividade e sensibilidade do método. Exemplos bem conhecidos seriam o índice de pulsatilidade (Gosling e King, 1973), o quociente de amortecimento proximal (Waters e col., 1977) e o tempo de subida (Humphries e col., 1980). O objetivo do presente trabalho foi o de estudar as propriedades estatísticas destes índices e outros 10 parâmetros que podem ser utilizados para caracterizar a forma de onda do sinal velocidade de fluxo. Esta investigação precede a aplicação clínica destes índices e serve para fornecer os subsídios necessários para a estimação correta dos mesmos, conforme exemplificado por Sayers e col. (1981) para outras variáveis biológicas. Duas características fundamentais dos parâmetros extraídos do sinal velocidade de fluxo foram estudados. A primeira consiste na variabilidade destes índices que, além do erro inerente à própria medida podem ser influenciados pela respiração, frequência cardíaca, resistência arterial periférica, elasticidade arterial, hematócrito, etc. O segundo aspecto diz respeito a própria estrutura longitudinal de uma sequência temporal do parâmetro obtido batimento a batimento. Esta sequência poderá ser aleatória ou apresentar padrões bem definidos de variação no tempo que, novamente, podem ser função de mecanismos de controle vascular periférico. Este aspecto foi investigado apenas em parte através da função de autocorrelação do parâmetro e será discutido posteriormente.

Embora a utilização de índices empíricos possa representar o padrão temporal de velocidade de fluxo e refletir as alterações introduzidas por processos degenerativos, estes índices não representam necessariamente, a melhor opção para a quantificação do exame dopplerométrico. Avanços importantes nesta área tem sido obtidos por um processamento mais elaborado do sinal conforme exemplificado pelos trabalhos de Skidmore e col. (1980) e Evans e col. (1981). A decisão de se analisar o presente conjunto de índices, no entanto, deve-se a sua simplicidade de cálculo, aceitação pelo médico, e possibilidade de implementação rápida em microcomputador conforme descrito recentemente por Schindwein (1982).

METODOLOGIA

Seleção de pacientes

Com o objetivo de colher uma amostra significativa do intervalo de valores que podem ser obtidos para os índices estudados, foram feitas medidas em 4 indivíduos aparentemente normais, sem sinais ou sintomas de doença arterial periférica e 3 pacientes portadores de arteriosclerose obliterante, confirmada por exame arteriográfico. Dois pacientes apresentaram obstrução proximal íleo-femoral e o outro obstrução distal com comprometimento tibial. A idade do grupo variou de 28 a 78 anos com média de 50.3 anos.

Coleta de Dados

Com o paciente em decúbito dorsal, e em repouso por mais de 15 minutos, foi captado o sinal de velocidade de fluxo na artéria femoral comum utilizando-se um velocímetro Doppler Parks 806-C. Simultaneamente foi medido o eletrocardiograma (ECG) na derivação DI com equipamento Fukuda 220 sendo ambos os sinais registrados em papel (Gould Brush 220) e gravados em fita magnética (Hewlett Packard 3960) conforme indicado na Figura 1. Este registro foi realizado em ambos os membros inferiores sendo aleatória a escolha do primeiro membro a ser estudado. Uma característica importante do procedimento adotado foi o cuidado em se obter registros de boa qualidade e longa duração (3 minutos, em média) com um mínimo de alteração na amplitude das formas de onda de velocidade de fluxo.

Em dois voluntários normais um segundo registro foi obtido na mesma ocasião, com o objetivo de se observar a repetibilidade dos resultados em um mesmo indivíduo.

Processamento Digital

O sinal Doppler e o ECG gravados em fita magnética foram transferidos para um computador PDP11/34 utilizando-se uma frequência de amostragem de 200 amostras/seg para cada canal. Antes de entrarem no computador estes sinais foram filtrados analogicamente com frequências de corte de 40Hz para a velocidade de fluxo e 100Hz para o ECG.

O ECG foi utilizado para sincronização do sinal Doppler através de um programa que ao fazer a detecção automática do pico da onda R coloca uma marca no sinal de velocidade. Conforme representado na Figura 2, esta marca corresponde ao instante $t = 0$ que serve de referência para extração dos parâmetros.

Na fase seguinte foi feita a detecção dos instantes de tempo indicados na Figura 2. Em todos os casos foram tomadas precauções para evitar que a presença de ruído levasse a uma detecção incorreta.

No cálculo da derivada do sinal foi utilizada uma fórmula de 5 pontos (Southworth and Deleeuw, 1965):

$$\dot{F}(n) = \frac{F(n-2) - 8F(n-1) + 8F(n+1) - F(n+2)}{12 \Delta t} \quad (1)$$

onde $F(n)$ é o sinal Doppler para a amostra de número n e $\dot{F}(n)$ a sua derivada. Δt é o intervalo entre amostras, no caso 5mseg. Uma vez que a operação de derivação acentua a presença de ruído de alta-frequência, o sinal $\dot{F}(n)$ foi a seguir passado em um filtro digital passa-baixas, do tipo média móvel, com resposta impulsiva dada pela sequência (1,2,3,2,1) que implica em uma frequência de corte de 22Hz (Hamming, 1977).

Considerando-se os instantes de tempo indicados na Figura 2, e detectados no computador para cada batimento como as amostras de número $n_1, n_2 \dots n_7, N$; os 13 parâmetros analisados podem ser definidos:

a) Pico sistólico -

$$IG = F(n_3) \quad (2)$$

a) Pico diastólico reverso normalizado -

$$IL = F(n_6) / IG \quad (3)$$

c) Área sob a curva de fluxo reverso normalizado -

$$AI = \frac{\Delta t}{IG} \sum_{n=n_5}^{n_7} F(n) \quad (4)$$

d) Valor médio normalizado -

$$AV = \frac{1}{IG \cdot N} \sum_{n=1}^N F(n) \quad (5)$$

e) Índice de pulsatilidade -

$$PI = \frac{1 - IL}{AV} \quad (6)$$

f) Tempo R - 50% da fase ascendente -

$$T_2 = \Delta t \cdot n_2 \quad (7)$$

g) Tempo R - 50% da fase descendente -

$$T_4 = \Delta t \cdot n_4 \quad (8)$$

h) Duração do nível 50% -

$$T_{50} = T_4 - T_2 \quad (9)$$

i) Tempo R - pico sistólico -

$$T_M = \Delta t \cdot n_3 \quad (10)$$

j) Quociente de amortecimento proximal -

$$QAP = \frac{T_M}{T_2} \quad (11)$$

k) Variância de fluxo direto normalizada -

$$VD = \frac{1}{IG(M-1)} \sum_{n=1}^M \left(F_D(n) - \bar{F}_D \right)^2 \quad (12)$$

Sendo $F_D(n)$ definido como

$$F_D(n) = F(n) \quad \text{se} \quad F(n) > 0 \quad (13)$$

e M é o número total de amostras que satisfazem a condição acima.

l) Derivada máxima normalizada -

$$DG = \frac{\max \dot{F}(n)}{IG} \quad (14)$$

m) Derivada mínima normalizada -

$$DL = \frac{\min \dot{F}(n)}{IG} \quad (15)$$

A maior sequência ininterrupta de batimentos, nos quais os parâmetros acima puderam ser extraídos sem problemas para todos os registros, foi igual a 112 batimentos. Por esta razão este número foi adotado para a padronização da duração de todas as sequências temporais dos parâmetros com o objetivo de uniformizarem-se os resultados.

O coeficiente de variação de cada parâmetro foi obtido como:

$$CV = \frac{d}{m} \quad (16)$$

sendo d o desvio padrão dos 112 valores e m o valor médio.

A função de autocorrelação $R(\tau)$ foi calculada pela transformada de Fourier inversa do espectro de potência de cada sequência temporal de parâmetros. Tanto na obtenção do espectro de potência como no caso da transformada inversa de Fourier foi utilizado um algoritmo FFT (Monro, 1975). Procedimento análogo foi adotado para o cálculo da função de correlação cruzada entre a sequência temporal do parâmetro e o sinal de frequência cardíaca instantânea.

Conforme sugerido por Sayers e col. (1981), o número de graus de liberdade da sequência foi estimado por:

$$DF = \frac{N}{1+2 \sum_{n=1}^{N-1} \left(\frac{N-n}{N} \right) R_n(\tau)} \quad (17)$$

onde $N = 112$ pontos e $R_n(\tau)$ são os componentes da função de autocorrelação.

O número de observações independentes η , necessário para que se estime a média da população de um parâmetro com erro igual ou menor a 5%, dentro do intervalo de confiança de 95%, foi obtido por (Hughes e Graiwoig, 1971)

$$\eta_{5\%, 95\%} = \left(\frac{1.96 CV}{0.05} \right)^2 \quad (18)$$

A expressão acima pressupõe que cada parâmetro obedece a uma distribuição normal. Dentro da mesma hipótese, conhecendo-se o número de observações independentes η_k de uma sequência de k batimentos, pode-se determinar o grau de incerteza, ϵ na estimativa do valor médio, com intervalo de confiança $\alpha=0.95$, como:

$$\epsilon_{0.95} = \frac{1.96 CV}{\sqrt{\eta_k}} \quad (19)$$

RESULTADOS

Dada a impossibilidade de serem apresentados todos os registros para os 13 parâmetros estudados, os resultados serão ilustrados por dados típicos e por figuras e tabelas que resumam as principais conclusões.

A figura 3 mostra a variação temporal do pico sistólico para quatro indivíduos. Embora este parâmetro apresente elevada variabilidade pode-se observar que não houve "perda do sinal" e que o registro apresentou uma estabilidade satisfatória considerando-se as dificuldades inerentes a captação do sinal Doppler por longo tempo. Em nenhum registro observaram-se variações lentas sistêmicas que pudessem ser associadas a outras variáveis fisiológicas.

Para o paciente nº 56, a figura 4 representa o índice de pulsatilidade, sua função de autocorrelação, frequência cardíaca instantânea e sua correlação cruzada com o PI. A variabilidade do índice de pulsatilidade ilustra bem os erros que podem ser cometidos quando apenas um pequeno número de batimentos sequenciais é utilizado para o cálculo da média. Além disto, o fato da função de autocorrelação não cair imediatamente para zero com $\tau > 0$ indica a presença de uma componente determinística que por sua vez reduz os graus de liberdade de observações sequenciais (equação 17). Para o paciente da Figura 4 a correlação cruzada do PI com o sinal de frequência cardíaca atingiu valores elevados mas este resultado não foi típico tendo o valor máximo ficado sempre abaixo de 0.4 para os demais registros analisados.

As Figuras 5 e 6 apresentam a variação do PI, QAP, e área de fluxo reverso (AI) para os pacientes nº 50 (normal) e 55 (obstrução distal) juntamente com as respectivas funções de autocorrelação. Em ambos os casos pode-se observar o comportamento distinto do QAP em relação ao PI no que diz respeito a função de autocorrelação. Em todos os 9 registros o QAP mostrou um comportamento aleatório no que diz respeito a sua variabilidade longitudinal. A correlação cruzada com o sinal de frequência cardíaca também apresentou valores máximos não-significantes. Os resultados exemplificados para o parâmetro AI, área de fluxo reverso, são representativos do grupo estudado pois em todos os registros obtve-se uma função de autocorrelação que decai a zero gradualmente. Esta análise excluiu os pacientes nº 30 e 34 que praticamente não apresentaram fluxo reverso em decorrência do processo obstrutivo.

Observações semelhantes as apresentadas acima podem ser feitas para cada um dos 13 índices analisados. A Tabela 1 resume as características principais de variabilidade, função de autocorrelação e graus de liberdade. A maior variabilidade média foi obtida para a área de fluxo reverso normalizado (31.2%) que mesmo normalizado pelo pico sistólico (equação 4) apresentou grandes oscilações conforme ilustrado nas Figuras 5 e 6. A consistência deste resultado é também demonstrada pela variabilidade de 28.4% obtida para o pico diastólico reverso normalizado (equação 3). Os menores coeficientes de variação ficaram por conta dos parâmetros ligados a intervalos de tempo, incluindo-se o QAP com CV = 6%. Estes valores de CV levaram a estimativa de $\eta_{5\%,95\%}$ também apresentados na Tabela 1.

Os valores médios e máximos da posição do 1º cruzamento por zero da função de autocorrelação permitem uma estimativa simplificada do intervalo necessário entre batimentos para obterem-se amostras "não-correlacionadas". Aqui também foram obtidos valores elevados para os parâmetros ligados a fase de fluxo reverso e também para o PI. Associando-se o valor de τ para $R(\tau)=0$ e a estimativa de $\eta_{5\%,95\%}$, pode-se então obter uma estimativa da duração total do registro do sinal Doppler para que se calcule o valor médio do parâmetro com erro menor que 5% ao nível $\alpha = 0.95$. Este exercício indica valores extremamente elevados para vários parâmetros (IL, AI, DG, DL) e não-desprezíveis para os parâmetros ligados a intervalos de tempo. A Figura 7 apresenta o mesmo resultado de forma gráfica sendo a área de cada retângulo proporcional a duração total necessária para o registro. Esta figura mostra então o "preço" que deve ser pago na utili

zação de cada parâmetro desde que exista o propósito de obterem-se estimativas precisas dos mesmos. De forma mais exata os graus de liberdade médios por batimento apresentados na última coluna da Tabela 1 refletem a natureza da função de autocorrelação e o número de observações necessárias para obter-se uma amostra independente em cada caso.

Para o pesquisador interessado em utilizar clinicamente algum dos índices aqui analisados, é importante saber qual o número de batimentos sequenciais necessários para a estimativa precisa do parâmetro. Esta informação é apresentada nas Figuras 8 e 9 na forma da incerteza (equação 19) associada a cada valor médio. Neste caso η_k foi obtido a partir dos graus de liberdade por ponto (DF/k) e não a partir do 1º zero de $R(\tau)$. Comparando-se as Figuras 8 e 9 conclui-se que os parâmetros associados a amplitude do sinal, mesmo quando normalizados pelo pico, necessitam de registros muito mais longos do que aqueles que dependem de intervalos de tempo como o QAP por exemplo.

DISCUSSÃO

Embora alguns dos índices analisados no presente trabalho já venham sendo empregados na avaliação da circulação periférica há algum tempo, poucos autores tem se preocupado em caracterizar a variabilidade dos mesmos e estabelecer critérios adequados para a sua estimativa. Uma exceção recente é a investigação de Clifford e col. (1981) mostrando que o índice de pulsatilidade apresenta variabilidade média de 17% para uma população de 57 indivíduos. Este valor é próximo do que foi aqui obtido (12.1%) e a maior variabilidade determinada por Clifford e col. pode ser resultante da maior população investigada. Também para o PI os mesmos autores obtiveram uma redução na variabilidade para 7% realizando a média de 16 batimentos sequenciais. Esta redução corresponde a 0.37 graus de liberdade por observação em ótima concordância com o valor 0.36 obtido na presente investigação (Tabela 1). Infelizmente, dados semelhantes para os demais 12 índices analisados não puderam ser encontrados na literatura.

Os resultados apresentados na Tabela 1 e Figuras 8 e 9 mostram o grau de erro que pode ser cometido, com probabilidade de 95%, quando da utilização de índices extraídos do sinal Doppler sem que se tomem as precauções necessárias para o seu cálculo correto. Na rotina clínica o médico dispõe de tempo limitado para realizar o exame de um paciente e a obtenção de registros com um número elevado de batimentos é frequentemente problemática necessitando de repetidos esforços para captação do sinal com boa relação sinal-ruído. Esses fatores têm, sem dúvida, influenciado a realização de estudos empregando o PI e outros índices no qual um número insuficiente de batimentos é utilizado como por exemplo no caso de Humphries e col. (1980). A influência deste procedimento no desempenho dos vários parâmetros para diagnóstico de doença arterial periférica não pode ser ainda avaliada. No entanto, considerando-se os resultados aqui apresentados, pode-se suspeitar que em grande parte as discrepâncias e resultados dos contraditórios obtidos por diferentes investigadores seja devido a estimação incorreta dos índices utilizados. Neste sentido, desenvolvimentos tecnológicos recentes muito tem a contribuir para o aumento da precisão e repetibilidade na utilização de parâmetros extraídos do sinal de velocidade de fluxo. Conforme descrito por Schlindwein (1982), o emprego de um microcomputador especialmente desenvolvido para aplicações vasculares permite que um grande número de batimentos seja analisado e um conjunto de índices previamente definidos seja calculado com precisão absoluta. A introdução deste tipo de equipamento no serviço de Angiologia abre novas perspectivas em termos de diagnóstico precoce não-invasivo e permite que os critérios delineados neste trabalho sejam seguidos com facilidade.

Infelizmente no estágio atual a nossa pesquisa não responde a pergunta fundamental para o médico - Afinal, que índice devo utilizar? - mas somente aponta para o procedimento a ser adotado na estimação dos vários índices. A potencialidade de cada índice na avaliação da circulação periférica somente poderá ser determinada em um estudo mais amplo empregando número substancialmente maior de pacientes bem documentados. No estudo aqui apresentado foram utilizados 4 voluntários (6 registros) e 3 pacientes com arteriosclerose obliterante. A comparação de valores dos 13 parâmetros para os dois grupos é sem dúvida muito pouco significativa, mas algumas comparações são estabelecidas abaixo ressaltando-se que para cada indivíduo o parâmetro foi estimado como a média dos valores obtidos de 112 batimentos. Um dos efeitos característicos da obstrução proximal é a redução ou mesmo extinção da fase de fluxo reverso no traçado obtido com o ultra-som Doppler (Gosling e King, 1974). Este efeito foi aqui confirmado tendo-se obtido uma área de fluxo reverso (AI) de apenas 2% nos pacientes em relação ao grupo normal. O índice de pulsatilidade também encontra-se reduzido com uma relação de 0.517 entre os grupos pacientes/normais. O QAP foi de 1.29 para os normais e 1.19 para os pacientes. Uma diferença elevada foi observada para a derivada máxima normalizada que atingiu 5.43%/mseg para o grupo com obstrução e somente 3.8%/mseg nos voluntários.

CONCLUSÃO

O emprego de índices simples para caracterizar o padrão temporal do sinal de velocidade de fluxo obtido com ultra-som deve levar em consideração a variabilidade intrínseca destes índices e sua estrutura de correlação longitudinal. Erros grosseiros poderão ser cometidos devido a utilização de amostras de dimensões inadequadas. Os resultados obtidos sugerem que a estimação de parâmetros dependentes da amplitude do sinal Doppler, mesmo quando normalizados pelo valor de pico, requerem no mínimo 32 batimentos sequenciais para que a incerteza no valor médio seja menor do que 10%. Já no caso de índices relacionados a intervalos de tempo, estimativas adequadas podem ser feitas com a média de 8 valores ou mais. A eficácia de cada índice para o diagnóstico precoce de doença arterial somente poderá ser avaliada em um estudo mais abrangente empregando um maior número de pacientes e adotando os critérios aqui estabelecidos para o cálculo dos parâmetros.

AGRADECIMENTOS

Este trabalho foi realizado com o apoio financeiro do CNPq e da FINEP.

REFERÊNCIAS

1. Brum, O.F., Cooper, D.M., Groshar, D., Andrade, S.S.N, Brito, C.J., Arruda S. (1980), "O diagnóstico não-invasivo através da Dopplerometria Ultrassônica", Rev. Bras. Clin. e Terap., Vol. IX: 1-56.
2. Clifford, P.C., Skidmore, R., Bird, D.R., Woodcock, J.P., Baird, R.N. (1981), "The role of pulsatility index in the clinical assessment of lower limb ischaemia", J. Med. Eng. and Tech., vol. 5: 237
3. Evans, D.H., Macpherson, D.S., Bentley, S., Asher, M.J., Bell, P.R.F. (1981), "The effects of proximal stenosis on Doppler waveforms : a comparison of the three methods of waveform analysis in an animal model" Clin. Phys. Physiol. Meas., vol. 2: 17-25.
4. Gosling, R.G. e King, D.H. (1974), "Continuous wave ultrasound as an alternative and complement to x-rays in vascular examinations". Em Cardiovascular Applications of Ultrasound, ed. R.S. Reneman p.p. 266-282, North Holland, Amsterdam.

5. Hamming, R.W. (1977), "Digital Filters", Prentice-Hall, New York.
6. 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.* vol. 6: 99-105
7. Hughes, A. e Grawoig, D., (1971), "Statistics: a foundation for analysis". Addison - Wesley, London.
8. Monro, D.N. (1975), "Complex discret fast Fourier transform", *Applied Statistics*, vol. 24: 153-160.
9. Salles-Cunha, S.X., Halbach, R.E., Battocletti, J.H., Towne, J.B., Sances Jr., A. (1979) "Noninvasive techniques in the evaluation of the peripheral circulation", *J. Clin. Eng.* vol. 4: 209-220.
10. Sayers, B. McA., Ruggiero, C., Feuerlicht, J. (1981), "Statistical variability of biomedical data: Part 1, The influence of serial correlation on mean value estimates". *Med. Inform.* vol. 6: 1-11.
11. Schlindwein, F.S. (1982) "Microcomputador para análise de sinais de fluxo sanguíneo arterial captados por ultra-som Doppler", Tese de Mestrado, COPPE/UFRJ.
12. Skidmore, R., Woodcock, J.P., Wells, P.N.T., Bird, D., Baird, R.N. (1980), "Physiological interpretation of Doppler-Shift waveforms III - clinical results", *Ultrasound in Med. & Biol.* vol. 6: 227-231
13. Southworth, R.W. e Deleeuw, S.L. (1965), "Digital computation and numerical methods", McGraw-Hill, New York.
14. Waters, K.J., Chamberlain, J. McNeill, F. (1977), "The significance of aortoiliac atherosclerosis as assessed by Doppler ultrasound", *Amer. J. Surgery*, vol. 131: 388-391.
15. Wells, P.N.T. (1977), "Biomedical ultrasound", Academic Press, London.

Tabela 1. Valores médios de variabilidade individuais obtidos para os 13 pacientes

PARÂMETRO	COEFICIENTE DE VARIÇÃO %	1º ZERO AUTOCOR. (Nº BATIMENTOS)		n 5%, 95% (Nº BATIMENTOS)	DURAÇÃO DO REGISTRO (Nº BATIMENTOS)	GRAUS DE LIBERDADE POR BATIMENTO
		MÉDIA	MÁXIMO			
1. PICO SISTÓLICO	10.2	17	40	16	272	0.63
2. PICO DIASTÓLICO REVERSO	28.4	15	37	122	1830	0.20
3. ÁREA DE FLUXO REVERSO	31.2	18	28	148	2664	0.27
4. VALOR MÉDIO	11.1	22	28	18	396	0.21
5. ÍNDICE DE PULSATILIDADE	12.1	15	25	22	330	0.36
6. TEMPO R-50% ASC.	6.1	7	25	6	42	0.57
7. TEMPO R-50% DESC.	3.6	10	45	2	20	0.43
8. DURAÇÃO 50%	9.8	11	30	14	154	0.59
9. TEMPO R- PICO SIST.	5.6	7	8	5	35	0.72
10. QAP	6.0	5	8	5	25	0.58
11. VARIÂNCIA DE FLUXO DIRETO	18.6	8	25	52	416	0.52
12. DERIVADA MÁXIMA	17.4	10	16	46	460	0.41
13. DERIVADA MÍNIMA	24.5	7	25	91	637	0.63

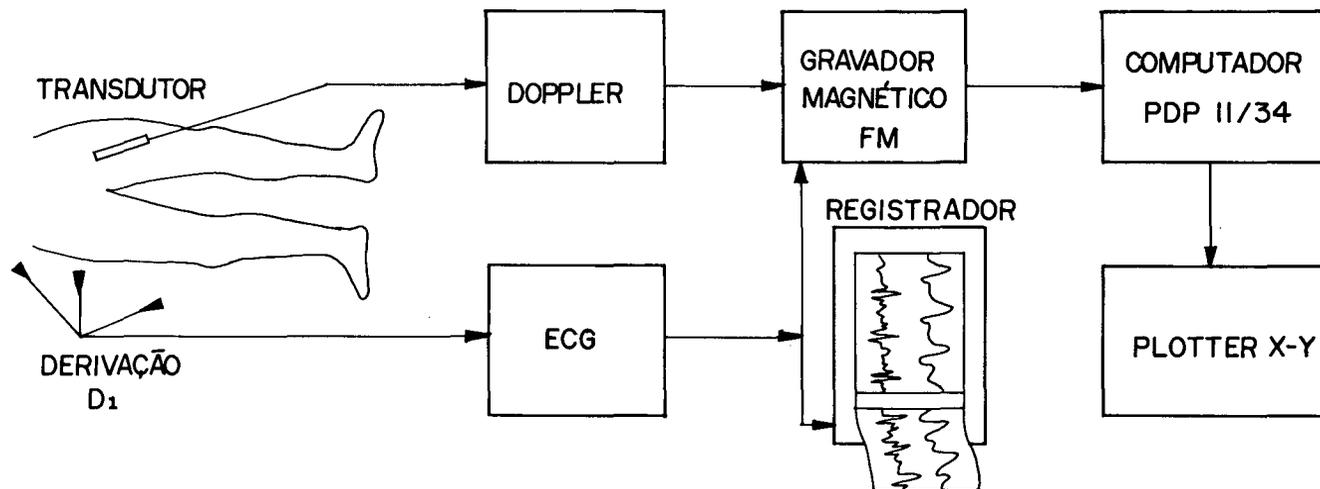


Figura 1. Instrumentação utilizada para captação dos sinais e processamento

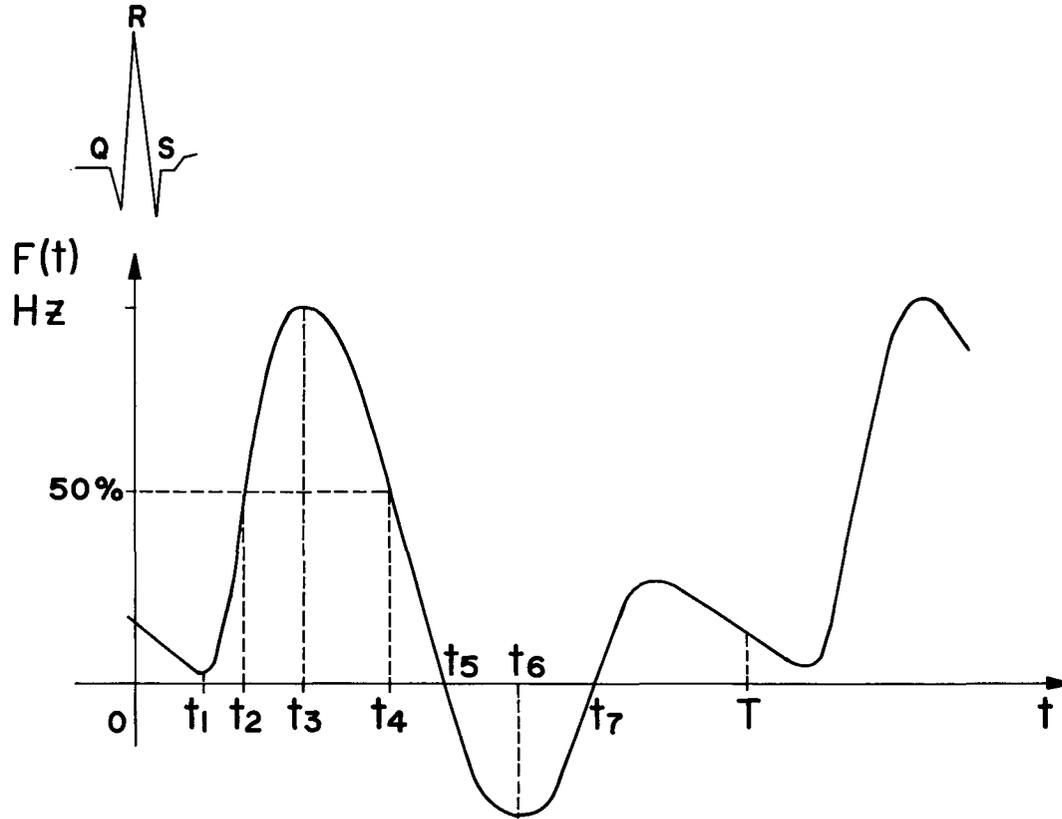


Figura 2. Instantes de tempo característicos adotados para marcação do sinal Doppler e extração dos parâmetros. O instante $t = 0$ corresponde ao pico da onda R do ECG.

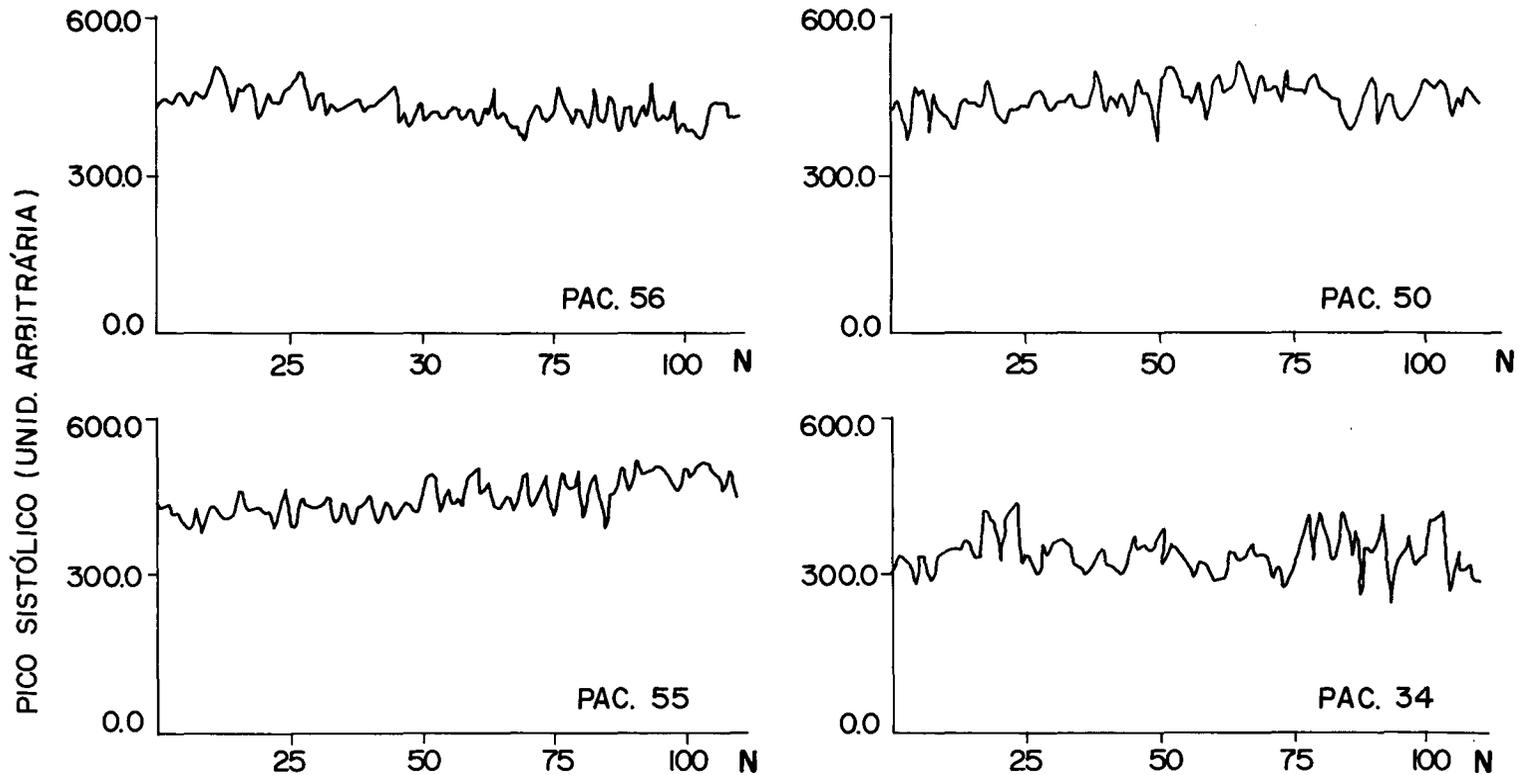


Figura 3. Variação temporal do pico sistólico para 112 batimentos em 4 indivíduos.
 Pac. n.ºs 56/50 - normais, pac. n.ºs 55/34 - doença arterial obstrutiva.

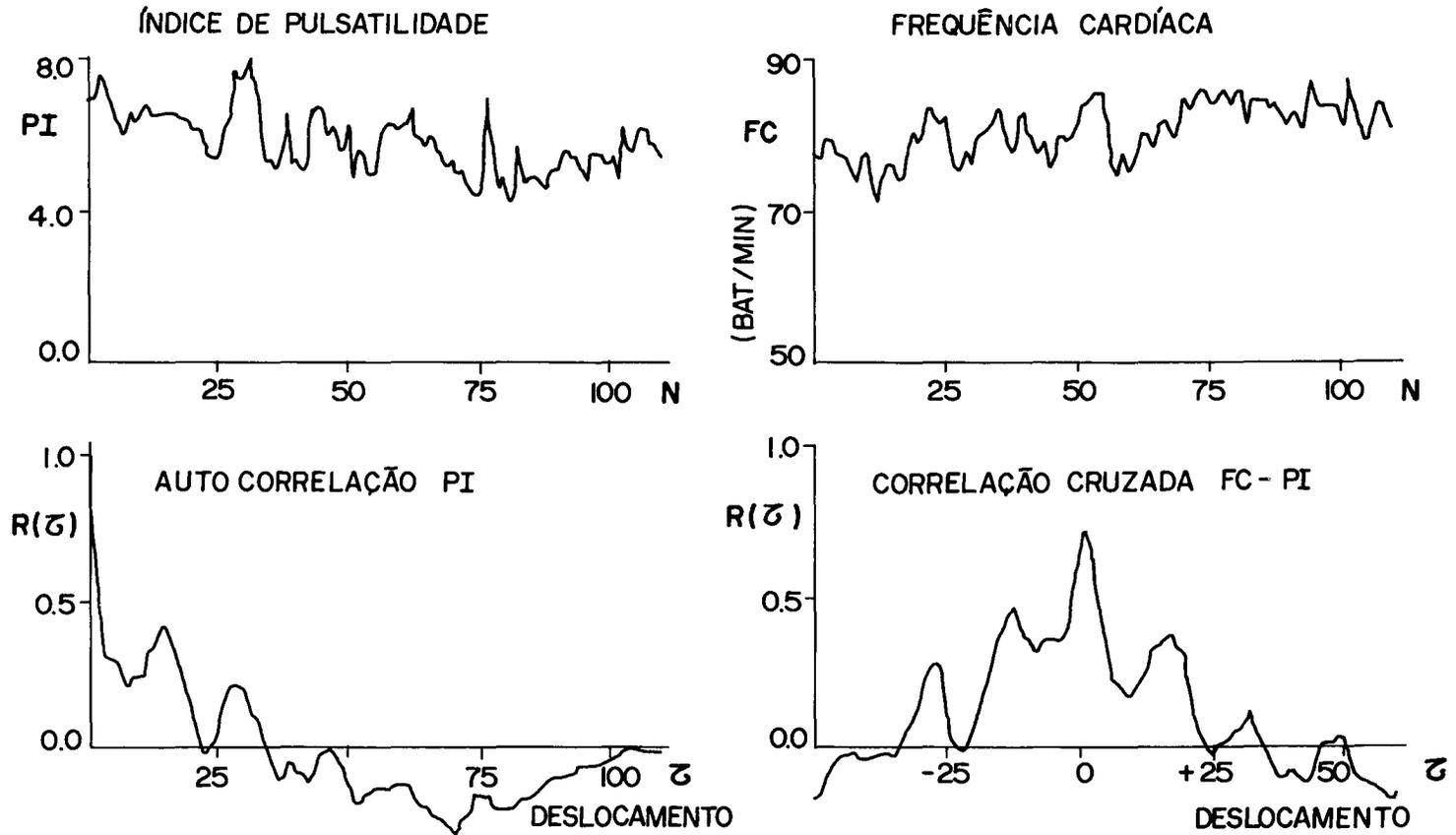


Figura 4. Índice de pulsatilidade para o paciente nº 56, função de autocorrelação, frequência cardíaca instantânea e correlação cruzada.

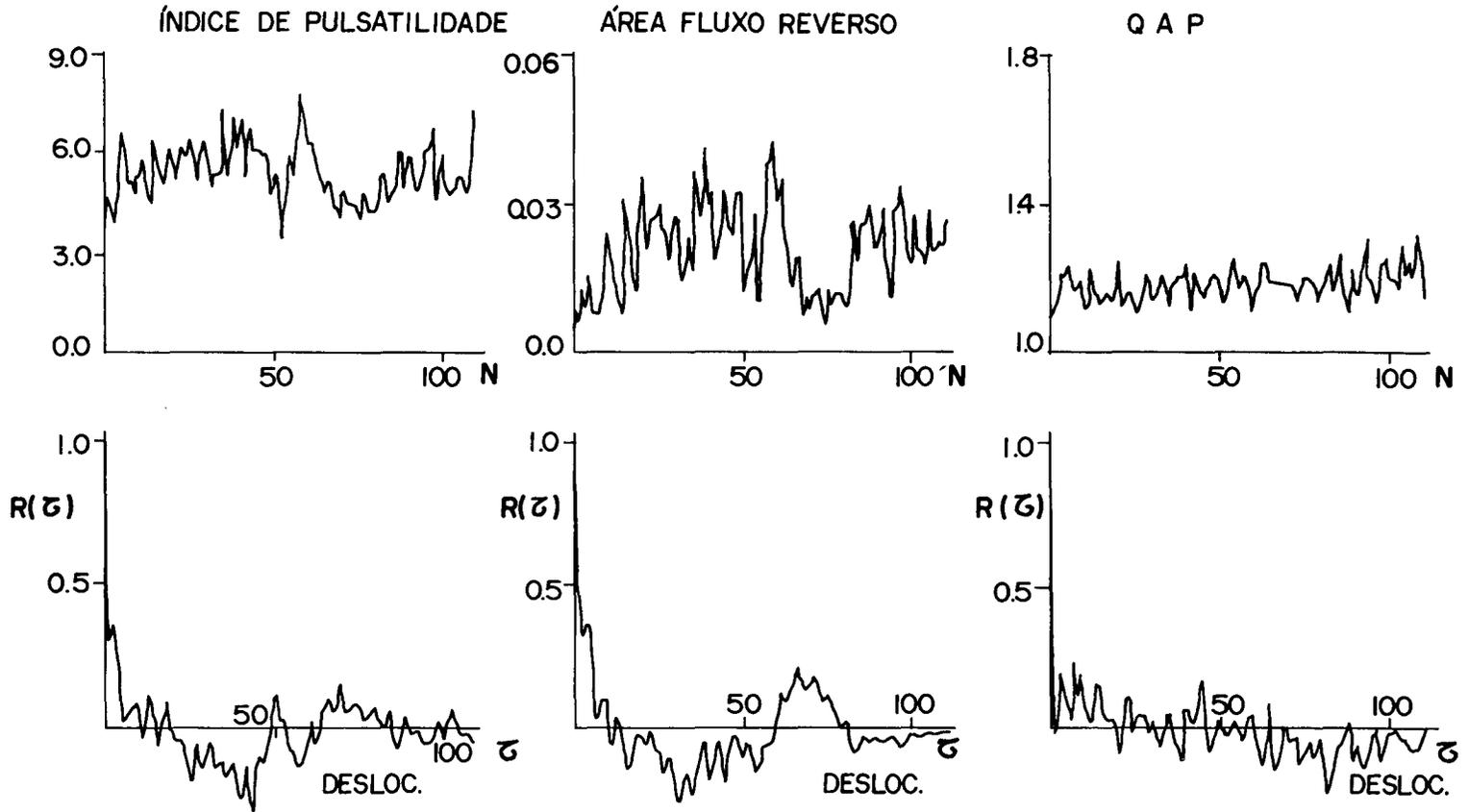


Figura 5. Índice de pulsatilidade, área de fluxo reverso e quociente de amortecimento proximal e suas funções de autocorrelação para o paciente nº 50.

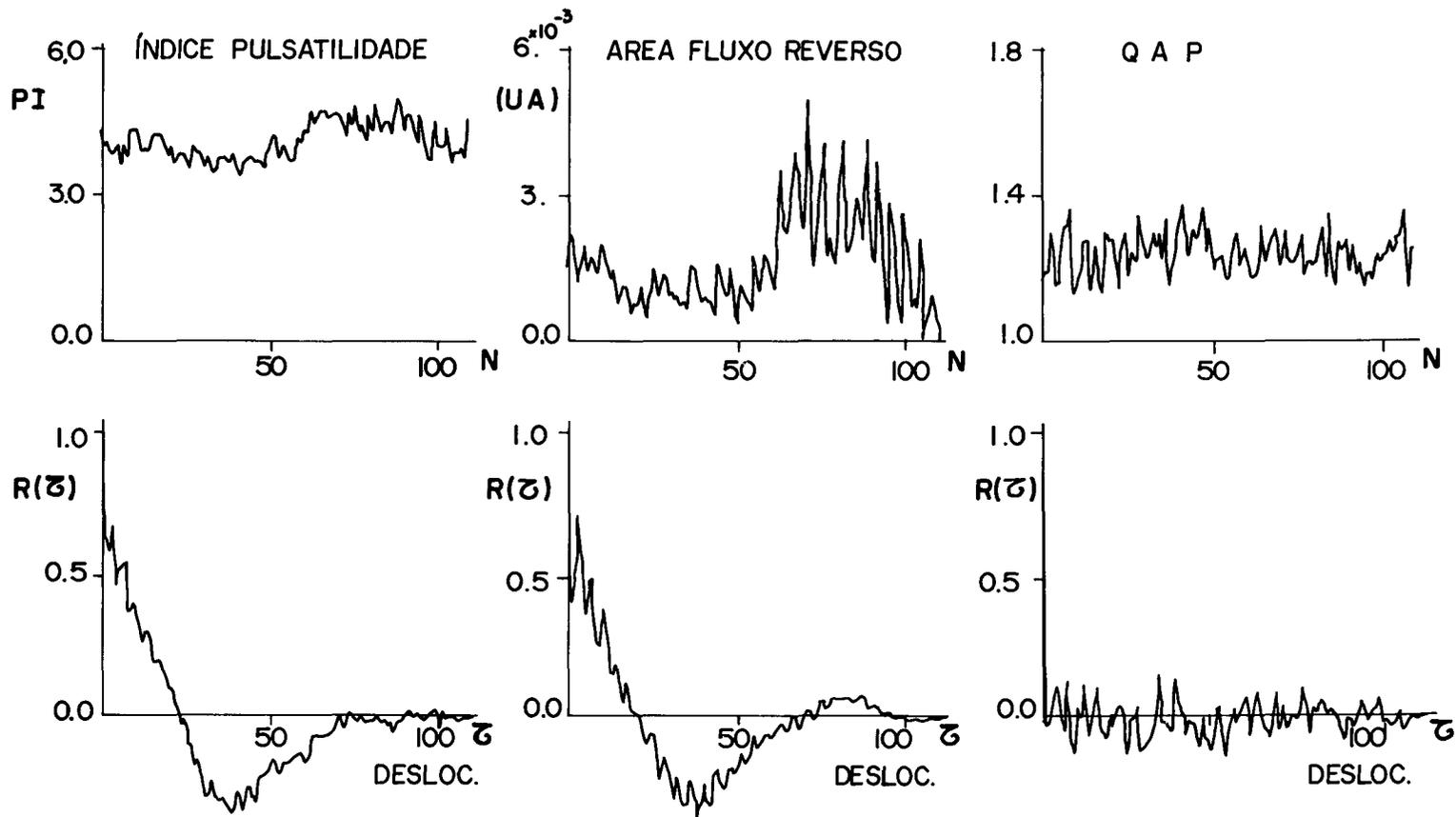
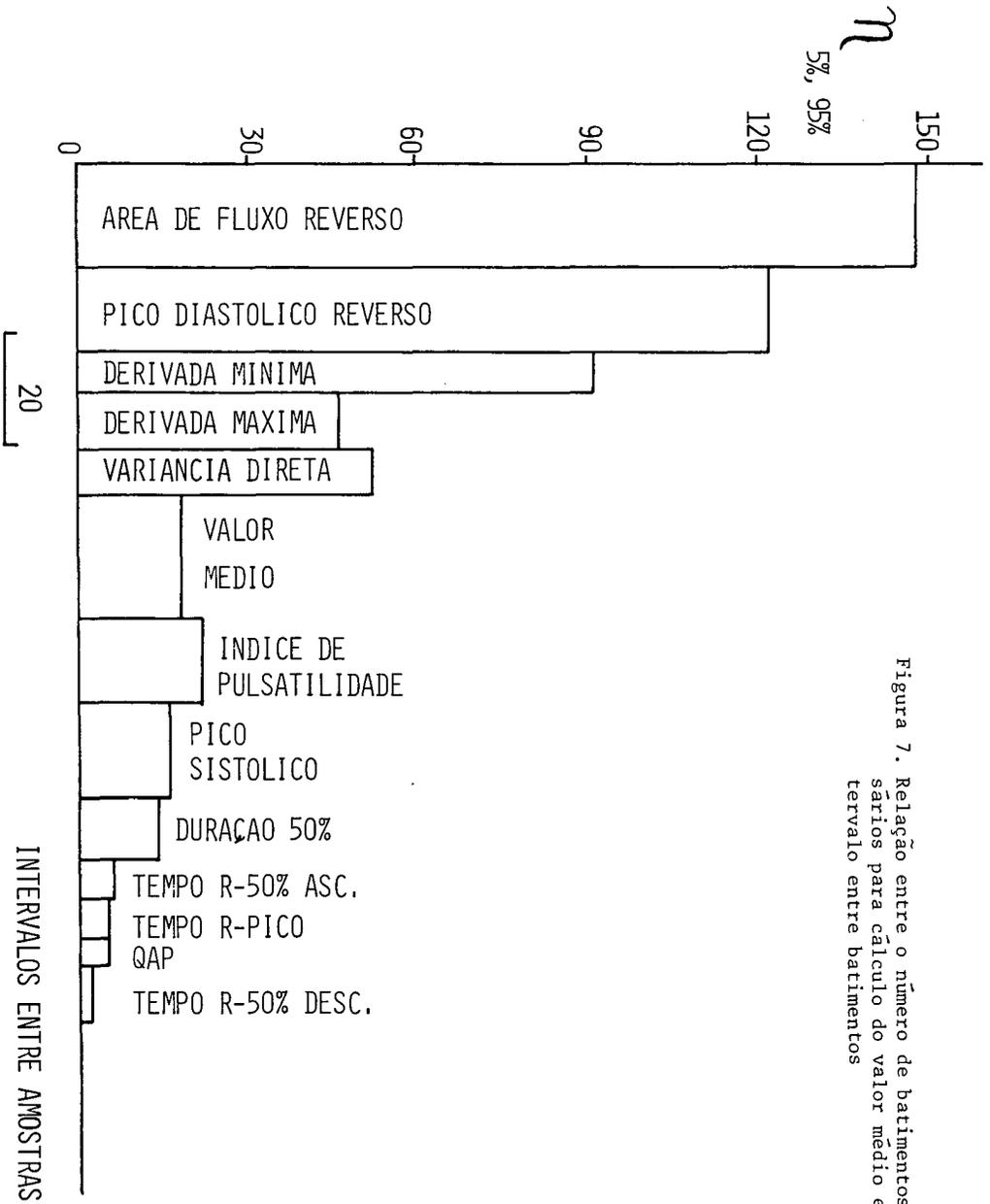
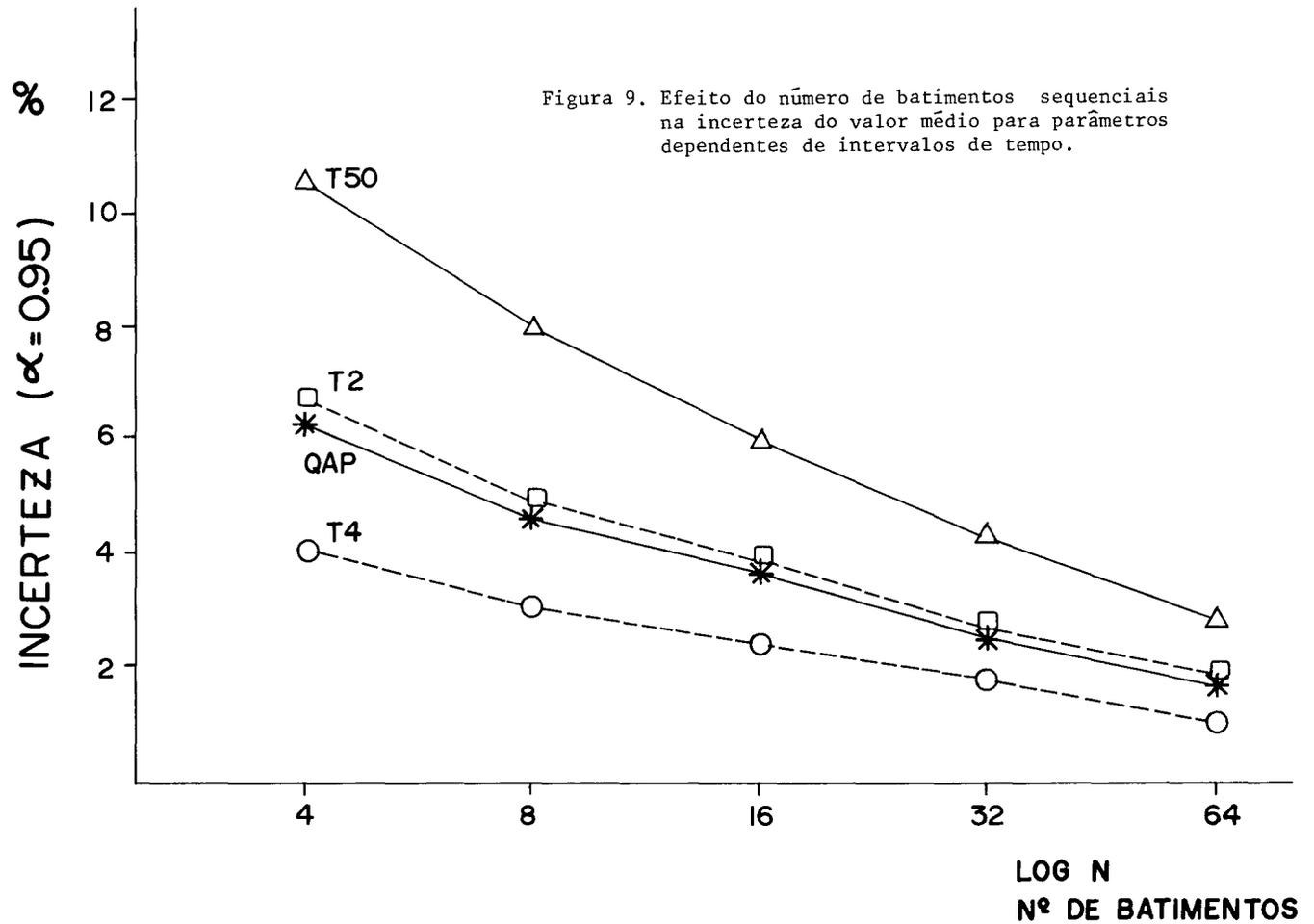
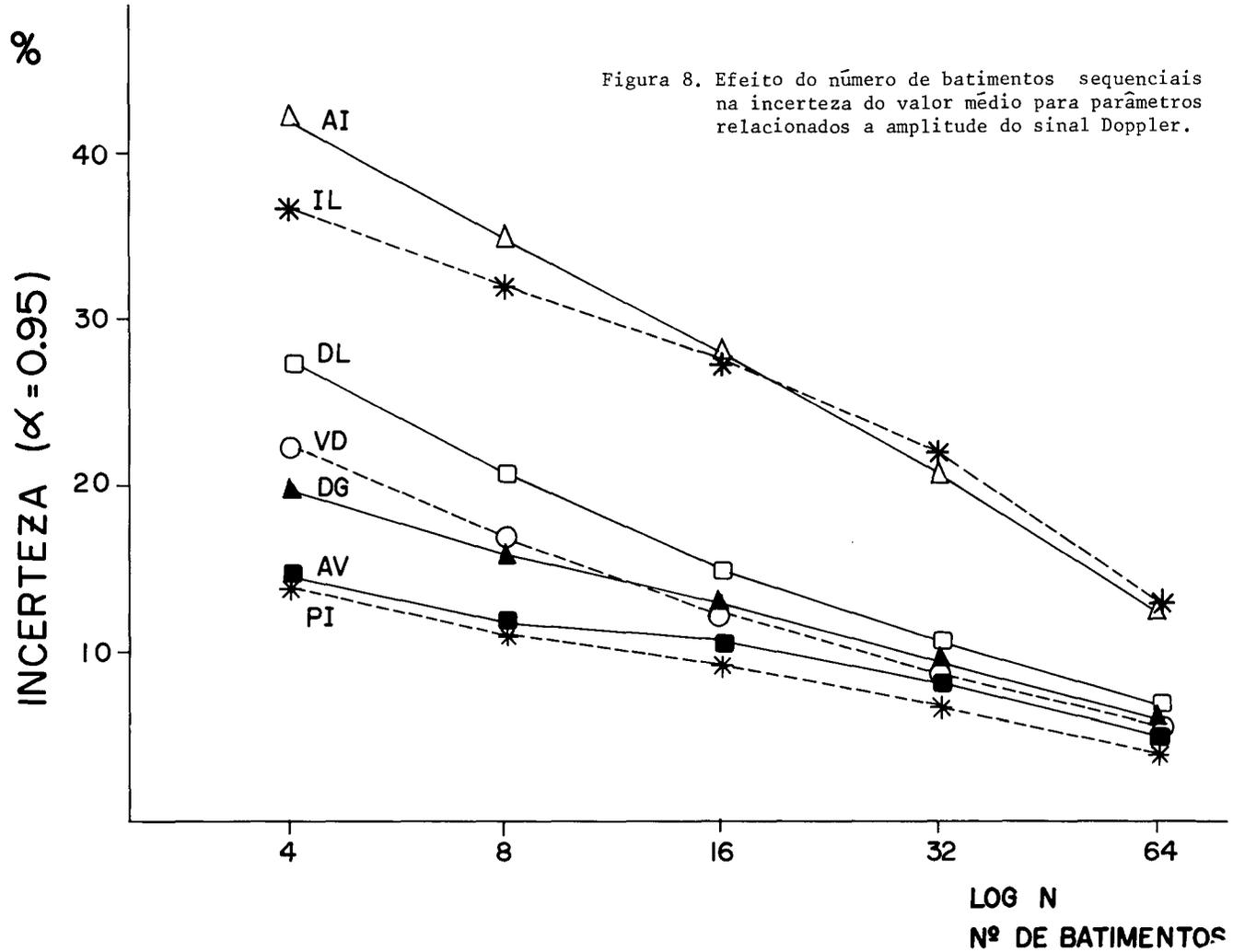


Figura 6. Índice de pulsatilidade, área de fluxo reverso e quociente de amortecimento proximal e suas funções de autocorrelação para o paciente nº 55.







STATISTICAL PROPERTIES OF PARAMETERS EXTRACTED
FROM DOPPLER ULTRASOUND WAVEFORMS

ABSTRACT - The statistical properties of parameters extracted from non-invasive blood velocity waveforms, measured in the common femoral artery of humans, using Doppler continuous wave ultrasound has been studied in nine records obtained from seven patients. Three of these had obstructive arterial disease confirmed by arteriography. A total of thirteen parameters have been analysed: systolic peak velocity, reverse diastolic peak velocity, area of reverse velocity, mean velocity, pulsatility index; time intervals between the R wave of the ECG and a) the peak systolic velocity, b) the 50% level of the rising phase of systolic flow, c) the 50% level of the falling phase of systolic flow; time difference between b) and c), proximal damping coefficient, variance of forward velocity, maximum derivate, and minimum derivate.

The Doppler signal and the electro-cardiogram (ECG) were sampled at 200 Hz using a PDP 11/34 computer with 16 kwords of core and permanently stored on diskettes. The R wave of the ECG was used as a time reference, and the parameters were automatically extracted for each heart cycle and structured in records containing data from 112 uninterrupted beats. These records were then analysed considering its time varying pattern, coefficient of variation, autocorrelation function, cross correlation with the heart rate signal, and re-ordered sequence for each parameter.

In general the results show that parameters depending on the amplitude of systolic and reverse velocities present a slow varying component whose origin cannot be identified at present. On the other hand, the time interval derived parameters only show random fluctuations.

The coefficient of variation and the distribution (re-ordered sequences) curves allow a better understanding of the variability of the parameters under investigation and adequate criteria for the experimental planning of future research.