

COMPONENTES PRINCIPAIS APLICADAS AO SINAL DOPPLER  
ULTRASSÔNICO DE FLUXO SANGÜÍNEO

W.C.A. Pereira<sup>1</sup>, A. Caprihan<sup>2</sup>, R.B. Panerai<sup>3</sup>

RESUMO — Embora o ultra-som Doppler já seja uma técnica bem estabelecida no diagnóstico não-invasivo de doenças arteriais periféricas, a análise da forma de onda gerada baseia-se na inspeção visual da sua morfologia ou na utilização de índices empíricos. A técnica de Análise por Componentes Principais (ACP) apresenta a possibilidade de se traduzir toda a informação contida no sinal Doppler em um número reduzido de parâmetros. Utilizando-se um velocímetro Doppler com detector por cruzamentos de zero, 44 sinais foram obtidos na artéria femoral comum de pacientes que foram divididos em 4 grupos (A, B, C e D) de acordo com o laudo arteriográfico. Em um microcomputador SDE/42 calcularam-se os 6 primeiros coeficientes das Componentes Principais. A Análise de Variância (ANOVAR) dos coeficientes mostrou que o 1º, 4º e 5º coeficientes são os que mais discriminam os 4 grupos estudados. Plotando-se no plano o coef. 1 x coef. 4 ou o coef. 1 x coef. 5 obteve-se um percentual de 90.9% de classificações corretas. Em ambos os casos a separação foi mais evidente entre os pacientes do grupo A (normais) e os do grupo D (obstrução proximal e/ou local > 50%), sendo que os 2 outros grupos (B e C) com lesões distais e irregularidades apresentaram a tendência de classificação como normais. Por razões históricas plotou-se no plano o coef. 1 x coef. 2 obtendo 88.6% de acertos. Além desses resultados a ACP também mostrou ser mais eficiente na separação dos 4 grupos do que o Índice de Pulsatibilidade, índice usado na clínica angiológica atual.

INTRODUÇÃO

Na clínica angiológica atual, a fluxometria Doppler ultrassônica já conquistou o seu lugar no auxílio ao diagnóstico de doenças vasculares em virtude das suas características de não-invasibilidade, portabilidade e custo acessível. Embora em muitos casos possa-se estabelecer um diagnóstico pela simples análise auditiva do sinal correspondente ao desvio de frequência em um par de fonos ou auto-falantes (Brum et al., 1980) o registro gráfico deste sinal é fundamental para fins de documentação e principalmente em casos menos críticos em

<sup>1</sup> M.Sc. do Programa de Engenharia Biomédica — COPPE/UFRJ, C.P. 68510 — 21944 Rio de Janeiro, RJ.

<sup>2</sup> Lovelace Medical Center — Clinical Research Division — 5400 Gibson Boulevard, SE — Albuquerque, New Mexico, 87108 — USA.

<sup>3</sup> Professor Adjunto do Programa de Engenharia Biomédica — COPPE/UFRJ C.P. 68510, 21944 — Rio de Janeiro, RJ.

que a obstrução do vaso não é total. Para este fim a grande maioria dos equipamentos Doppler comerciais utiliza a técnica de Detecção de Cruzamento de Zero (DCZ) que, não sendo a mais fiel na tradução do padrão temporal médio da velocidade de fluxo sanguíneo, é a de mais fácil e econômica implantação (Johnston, Maruzzo e Cobbold, 1978; Lunt, 1975; Woodcock, 1975).

Na clínica atual, a análise da forma de onda da velocidade de fluxo sanguíneo, fornecida pelo DCZ, é feita principalmente por inspeção visual pelo médico ou pela extração de parâmetros (Índice de Pulsatilidade, por exemplo) (Brum et al., 1980; Johnston, Maruzzo e Cobbold, 1978; Clifford et al., 1981), alguns de valor questionável. Buscando uma forma mais objetiva de compactar a informação contida no sinal Doppler ultrassônico, Skidmore e Woodcock (1980) procuraram representá-lo por um modelo de 3ª ordem, tendo obtido bons resultados utilizando como parâmetros discriminativos os polos do sistema. O problema com essa técnica é que em muitos casos um erro significativo é cometido ao se aproximar o sinal de velocidade de fluxo por uma resposta impulsiva de 3ª ordem.

Uma alternativa interessante foi sugerida por Martin, Barber, Sheriff e Prichard (1980) para análise de sinais Doppler medidos na artéria carótida, através da utilização da técnica de Componentes Principais (Morrisson, 1978). Assim como o desenvolvimento em série de Fourier, a Análise por Componentes Principais (ACP) consiste na expansão de um sinal como a combinação linear de funções ortogonais. A peculiaridade da ACP é que as funções base a serem escolhidas são tais que maximizam a informação contida em um número reduzido de componentes. Nesse primeiro trabalho de Martin et al. (1980) a compactação provida pela ACP permitiu que apenas as 2 primeiras Componentes Principais (CP) já representassem 64% da informação contida no universo de pacientes em questão, sendo utilizado como sinal a envoltória do sonograma. Na continuação desse trabalho, Sheriff, Barber e Martin (1982) utilizaram o sonograma completo de carótidas e, levando em consideração as 7 primeiras CPs (que representavam 66% da informação total), demonstraram a superioridade da ACP em relação a outra técnica usualmente empregada em sonogramas de carótida: A razão A/B, (que é a razão entre os valores dos 2 maiores picos que aparecem normalmente nesse tipo de sonograma).

Em membros inferiores, Evans et al. (1981), utilizando um modelo animal, e Evans, Macpherson e Bell (1983) trabalhando com humanos, aplicaram a ACP à envoltória dos sonogramas de artérias femorais, calculando as 2 primeiras Componentes Principais (90% da informação total). A seguir, compararam seus resultados com as técnicas de Índice de Pulsatilidade (PI) e de Análise por Função de Transferência concluindo pela superioridade da ACP na detecção de doença arterial oclusiva.

No entanto, todos esses trabalhos utilizando o ACP em sinais Doppler ultrassônicos de velocidade de fluxo sanguíneo se valem do sonograma para procederem a análise. Uma vez que este tipo de equipamento não é utilizado rotineiramente em função de seu custo elevado, o objetivo do presente trabalho é avaliar o desempenho da ACP utilizando-se sinais obtidos em equipamentos com DCZ.

Os resultados obtidos também serão comparados com a técnica de Índice de Pulsatilidade calculados sobre o mesmo universo de sinais.

## MÉTODOS

Em 14 pacientes do Serviço de Angiologia do Hospital Universitário da UFRJ

e 8 voluntários, foram feitas medições nas artérias femorais comuns com um velocímetro Doppler bi-direcional (Parks 806-A) e gravadas em fita magnética em um gravador FM de 4 canais (HP 3960), juntamente com o eletrocardiograma (Derivação DI). O laudo arteriográfico levou à classificação dos pacientes em 4 grupos: A) 23 membros inferiores normais; B) 8 membros inferiores com patologia distal (normalmente abaixo do joelho e eventualmente na femoral superficial), comprometendo mais de 50% da luz do vaso; C) 3 membros inferiores com lesão menor do que 50% na região proximal e/ou na própria femoral comum; D) 10 membros inferiores com estenose superior e 50% da luz do vaso na região proximal e/ou femoral comum.

Os sinais gravados em fita magnética foram convertidos para a forma digital com uma frequência de 120 amostras/seg., em um microcomputador especialmente desenvolvido para processamento de sinais de fluxo sanguíneo (Schlindwein, 1982). Este sistema (o micro EB) pode ser programado em linguagem BASIC e ASSEMBLY. Utilizando-se de rotinas já existentes no sistema, foi feita a marcação automática da amostra correspondente ao início de cada ciclo. Esta marcação foi então utilizada para a sincronização necessária ao cálculo do Índice de Pulsatilidade (PI) e da média coerente.

#### Cálculo do Índice de Pulsatilidade:

Para o cálculo do PI foi utilizado o método implementado por Schlindwein (1982) no micro EB, que utiliza a definição:

$$PI = \frac{V_{PP}}{\bar{X}} \quad (1)$$

onde:

$V_{PP}$  → valor pico a pico de cada onda de fluxo

$\bar{X}$  → valor médio de cada onda de fluxo

Nesta implementação, o PI de um paciente é calculado utilizando-se em média 20 ciclos de fluxo Doppler ultrassônico do mesmo. Após a marcação de início de cada ciclo, citada anteriormente, a equação (1) acima é aplicada a cada um deles. O valor do PI final é dado pela média dos PI's obtidos de cada ciclo.

O Índice de Pulsatilidade já é um parâmetro conhecido e utilizado na rotina clínica atual (Brum et al., 1980). O motivo de ter-se calculado o mesmo neste trabalho é de comparar os seus resultados com os da Técnica de Componentes Principais, que é uma técnica emergente.

Maiores detalhes sobre o PI podem ser encontrados na bibliografia (Brum et al., 1980; Schlindwein, 1982).

#### Cálculo das Componentes Principais:

Utilizando a marcação de início de cada ciclo de fluxo como ponto de sin-

cronismo, a média coerente de cada paciente foi calculada sob inspeção visual no micro EB. Essa inspeção visual consiste em se mostrar em um display XYZ (ligado com o micro EB) a forma de onda de cada média coerente, podendo portanto a mesma ser verificada quanto à sua continuidade e correção. Em média, 20 ciclos foram utilizados em cada média.

Por razões que serão vistas abaixo, o cálculo da média coerente limitou-se aos primeiros 60 pontos do ciclo (500 mseg) o que corresponde a cerca de 90% da duração média dos sinais. Estes 60 pontos foram transferidos para um microcomputador nacional (SDE/42) através de uma interface serial e armazenados em disquete.

No cálculo das Componentes Principais a primeira etapa é a obtenção da matriz de covariância (Martin et all., 1980; Morrison, 1978; Mather, 1976; Pereira, 1983). Os 44 sinais foram normalizados em amplitude para o valor 250, uma vez que o conversor A/D é de 8 bits. Calculada a média coerente total, a mesma foi subtraída de cada sinal individual, os quais foram colocados como colunas de uma matriz X com dimensão 60 x 44. A matriz de covariância C fica então dada por:

$$C = X \cdot X^T \quad (2)$$

onde  $X^T$  é a matriz transposta de X. Pela equação (2) obtém-se que a dimensão de C é 60 x 60 e esta foi a razão para a limitação do máximo de amostras do sinal, para permitir a manipulação de C com a memória disponível (48 Kbytes).

Uma vez obtida a matriz de covariância, a obtenção das Componentes Principais resume-se à obtenção de seus autovalores e autovetores:

$$C \cdot \vec{\mu} = \lambda \vec{\mu} \quad (3)$$

onde  $\lambda$  são os autovalores de C e  $\vec{\mu}$  são seus autovetores ou vetores Componentes Principais. Baseado no método de Givens-Householder (Ortega, 1967) para matrizes simétricas, foi desenvolvido um programa para o cálculo dos autovalores em ordem decrescente. Todos os 60 autovalores foram calculados, tendo-se verificado que os 6 primeiros representam 99.3% da soma total. Pela teoria (Morrison, 1978; Mather, 1976) isto indica que as primeiras 6 Componentes Principais contêm 99.3% da variância total da população de sinais e por esta razão, somente as 6 primeiras componentes foram consideradas.

Os coeficientes das CP's são então determinados por:

$$\vec{a}_i = \vec{X}_i^T \cdot U^T \quad i = 1, 2, \dots, 44 \quad (4)$$

onde  $\vec{X}_i^T$  é um vetor linha contendo o sinal i pertencente à população com média zero, U é a matriz 6 x 60 cujas linhas são as Componentes Principais.  $U^T$  é a matriz transposta de U com dimensões 60 x 6, e  $\vec{a}_i$  é um vetor-linha contendo os 6 coeficientes da expansão do sinal  $\vec{X}_i$ .

Para avaliar-se o erro cometido na expansão por um número limitado de Componentes Principais, o sinal original foi reconstruído com:

$$\vec{X}_j = \sum_{i=1}^M a_i \cdot \vec{u}_i + \vec{X}_C \quad j = 1, 2, 3 \dots 44 \quad (5)$$

onde  $X_j$  é o sinal reconstruído e  $X_C$ , o vetor contendo a média coerente total dos 44 sinais. M foi considerado como 1, 2, 3, 4, 5 ou 6.

O erro relativo de reconstrução foi avaliado por:

$$\bar{\epsilon}^2 = \frac{1}{N} \left[ \sum_{i=1}^{60} (X_i - X_i^R)^2 \right]^{1/2} \quad (6)$$

sendo  $X_i^R$  o sinal reconstruído e  $X_i$  o sinal original. O fator  $N = 250\sqrt{60}$  leva em conta o número de amostras utilizadas e a normalização adotada para o valor de pico de cada sinal. Através da equação (6), e valores de M na equação (5) variando de 1 a 6, foi então possível avaliar-se o erro de reconstrução para a expansão em 1, 2, ... 6 Componentes Principais.

## RESULTADOS

A Figura 1 mostra o sinal médio da população assim como as 6 primeiras Componentes Principais normalizadas em amplitude. O processo de reconstrução de sinais normais e atípicos é exemplificado pelas Figuras 2 a 4.

A Figura 5 representa o erro relativo individual para reconstrução utilizando de 1 a 6 componentes com suas respectivas médias (barra) e desvios padrões (caixas) em escala logarítmica. Embora este erro já seja bastante reduzido para apenas 2 componentes observa-se que a partir da 5ª CP praticamente não existe melhoria em função do erro numérico inerente à quantificação em 8 bits. A análise de variância dos erros não mostrou diferenças significativas entre os 4 grupos de pacientes.

Na Figura 6 está mostrada a distribuição dos valores dos 6 coeficientes. Como se pode ver, o intervalo desses valores vai decrescendo do coeficiente 1 para o coeficiente 6. Pode-se também notar que, para o coeficiente 1 existe uma tendência dos valores pertencentes ao grupo D (oclusão proximal e/ou local > 50%) ficarem aglomerados dentro de uma determinada faixa de valores, ao mesmo tempo que tendem a ficar separados dos outros grupos. Para o 2º coeficiente também nota-se essa tendência de aglomeração do grupo D, bem como seu isolamento dos demais grupos. Para os outros coeficientes não se percebem tendências significativas. Comparando-se a distribuição dos valores dos 6 coeficientes com a do Índice de Pulsatidade (Figura 7), nota-se que nesta última a mesma tendência de aglomeração do grupo D está presente e é comparável à que ocorre com este mesmo grupo para o coeficiente 1. Contudo a aglomeração dos quatro grupos entre si é bastante acentuada.

A análise de variância de cada um dos coeficientes para os 4 grupos de sinais, objetivando-se descobrir quais dos 6 coeficientes possuem maior capacidade de discriminação entre os grupos, mostrou que o 1º, 4º e 5º coeficientes são os que mais discriminam a população de sinais.

Conforme a tendência observada na figura 6 para os coeficientes 1 e 2, e seguindo sugestão de Martin et all., (1980), estes dois coeficientes foram plotados no plano C1 x C2 (Figura 8). Este gráfico permite a verificação da forma como a doença obstrutiva se reflete na localização dos coeficientes. Conforme sugestão de Martin et all. (1980), uma curva parabólica definida visualmente se para mais eficientemente os pacientes com obstrução proximal > 50% (grupo D) dos normais ou com obstrução proximal < 50% ou ainda com obstrução distal (grupos A, B e C).

Com base na análise de variância dos coeficientes, também foram plotados os gráficos Coef. 1 x Coef. 4 e Coef. 1 x Coef. 5 (Figuras 9 e 10). Em ambos também foi definida uma curva parabólica utilizando apenas o critério visual.

Plotou-se ainda o gráfico Coef. 1 x PI, pois estes dois parâmetros foram os que apresentaram maior tendência de separação dos pontos do grupo D dos demais (Figura 11).

#### DISCUSSÃO E CONCLUSÃO

Os resultados apresentados nas Figuras 2, 3, 4 e 5 indicam que a ACP quando aplicada a sinais Doppler obtidos pela técnica de DCZ também permite uma compactação substancial da informação em um número reduzido de parâmetros que, no caso, são os coeficientes da ACP.

Conforme já demonstrado por Evans et all. (1981), uma vez que as funções base já tenham sido levantadas para uma população (a matriz U, no caso), cada novo paciente investigado pode ter seus coeficientes calculados em tempo real em um microcomputador, levando a sua localização em um plano como o das figuras 8, 9 e 10.

A ACP mostrou ser mais discriminativa dos grupos de pacientes do que o conhecido Índice de Pulsatilidade. Este resultado coincide com o que Evans et all. (1981 e 1983) obtiveram utilizando sonogramas de femorais comuns.

Os resultados obtidos devem ser vistos apenas como uma avaliação da ACP quando aplicada a sinais obtidos com o DCZ. A verificação da precisão diagnóstica do método deverá ser feita com um número bem maior de pacientes, considerando-se também mais uma medida Doppler ao nível da artéria poplítea ou tibial posterior (além da femoral comum).

Apesar das limitações do presente trabalho, já se pode observar que existe uma separação nítida entre os pacientes com obstrução proximal e/ou local (grupo D) e os demais. Seguindo essa tendência de separação, pode-se definir 2 novos grupos de pacientes: o grupo A + B + C e o grupo D. De posse desses 2 grupos pode-se tentar avaliar quantitativamente a capacidade de discriminação dos mesmos pelas CP's, definindo um critério de classificação correta para os pontos das figuras 8, 9 e 10. Assim, utilizando a curva parabólica como referência, um ponto qualquer do grupo A + B + C será considerado como classificado corretamente se estiver do mesmo lado da curva onde se encontram a maioria dos pontos

certencentes a este grupo. Da mesma forma se procede para definir um ponto do grupo D como classificado corretamente. Utilizando o critério acima obtém-se como resultado final que, para os 44 pontos utilizados, os gráficos ClxC2, ClxC4 e ClxC5 classificaram corretamente 88.6%, 90.9% e 90.9% dos casos corretamente.

Em relação à escolha da curva ótima de separação entre os grupos, deve-se salientar que a parábola representa uma das formas mais simples e convenientes. No entanto, técnicas mais aprimoradas (Evans e Caprihan, em publicação) certamente permitem uma melhoria na precisão diagnóstica do método.

No gráfico Cl x PI (Figura 11) observa-se a mesma tendência de separação dos sinais do grupo D dos demais, entretanto a linha divisória ficou mascarada devido à proximidade dos valores do PI para os quatro grupos.

Como conclusão final, verifica-se que a ACP tem ótima potencialidade para quantificar a forma de onda de sinais Doppler ultrassônicos, justificando-se portanto um estudo mais aprofundado da sua precisão diagnóstica na rotina clínica do laboratório vascular.

#### AGRADECIMENTOS

Os autores agradecem a sugestão do Dr. David H. Evans para o desenvolvimento deste trabalho; a captação de dados pelo Engenheiro William Soares Filho; a classificação clínica e análise das arteriografias feitas pelo Dr. Orlando F. Brum, e a orientação e programas fornecidos pelo Professor Fernando Soares Schindwein para utilização do microcomputador EB.

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

#### REFERÊNCIAS

1. BRUM, O.F., COOPER, D.M., GROSHAR, D., SALES, S.N.A., BRITO, C.J. e ARRUDA, S. (1980), "O Diagnóstico Não Invasivo através da Dopplerometria Ultrassônica", Rev. Bras. Clin. Terap., Volume IX, Edição Suplementar.
2. CLIFFORD, P.C., SKIDMORE, R., BIRD, D.R., WOODCOCK, J.P. and BOIROL, R.N. (1981), "The Role as Pulsatility Index in the Clinical Assessment of Lower Limb Ischaemia", Journal of Medical Engineering & Technology, Volume 5, pages 237-241.
3. 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.
4. EVANS, D.H., PRYTHERCH, D.R., SMITH, M.J. and MACPHERSON, D.S. (1981), "On-line Classification of Arterial Stenoses Using Pattern Recognition Techniques to Process Doppler Ultrasound Waveforms", Anais do VII Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica, 3 a 6 Nov., pages. 1-6.
5. EVANS, D.H., MACPHERSON, D.S. and BELL, P.R.F. (1983), "A Comparison of three Methods of Analysis of Ultrasonic Doppler Waveforms Recorded from the Common Femoral Artery of Patients with Vascular Disease", Anais do

- VIII Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica, 7 a 10 Nov., pags. 112-117.
6. EVANS, D.H., and CAPRIHAN, A., (em publicação), "The Application of Classification Techniques to Biomedical Data, with Particular Reference to Ultrasonic Doppler Blood Velocity Waveforms"
  7. JOHNSTON, K.W., MARUZZO, B.C. and COBBOLD, R.S.C. (1978), "Doppler Methods for Quantitative Measurement and Localization of Peripheral Arterial Occlusive Disease by Analysis of the Blood Flow Velocity Waveform", *Ultrasound in Medicine & Biology*, Volume 4, pages 209-223.
  8. LUNT, M.J. (1975), "Accuracy and Limitations of the Ultrasonic Doppler Blood Flow Velocimeter and Zero Crossing Detector", *Ultrasound in Medicine & Biology*, Volume 2, pages 1-10.
  9. MARTIN, T.R.P., BARBER, D.C., SHERIFF, S.B., and PRICHARD, D.R. (1980), "Objective Feature Extractions Applied to the Diagnoses of Carotid Artery Disease Using a Doppler Ultrasound Technique", *Clin. Phys. Physiol. Meas.* Volume 1, pages 71-81.
  10. MATHER, P.M. (1976), *Computational Methods of Multivariate Analysis in Physical Geography*, John Wiley & Sons.
  11. MORRISSON, D.F. (1978), *Multivariate Statistical Methods*, McGraw-Hill International Book Company, Second Edition.
  12. ORTEGA, J. (1967), "The Givens-Householder Method for Symmetric Matrices" Chapter 4, in *Mathematical Methods for Digital Computer*, Ralston and Wiff, John Wiley and Sons, Volume II.
  13. PEREIRA, W.C.A. (1983), "Análise do Sinal Doppler Ultrassônico de Fluxo Sangüíneo através da Técnica de Componentes Principais", Tese de Mestrado, COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, RJ.
  14. SCHLINDWEIN, F.S. (1982), "Microcomputador para Análise de Sinais de Fluxo Sangüíneo Arterial Captados por Ultra-som Doppler", Tese de Mestrado, COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, RJ.
  15. SHERIFF, S.B., BARBER, D.C., and MARTIN, T.R.P. (1982), "Use of Principal Component Factor Analysis in the Detection of Carotid Artery Disease from Doppler Ultrasound", *Med. & Biol. Eng. & Comput.*, Volume 20, pages 351-356.
  16. SKIDMORE, R., and WOODCOCK, J.P. (1980), "Physiological Interpretation of Doppler-Shift Waveforms - II", *Ultrasound in Med. & Biol.*, Volume 6, pages 219-225.
  17. WOODCOCK, J.P. (1975), *Theory and Practices of Blood Flow Measurement*, Butterworths & Co. Ltd.



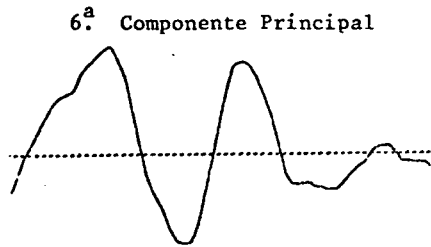
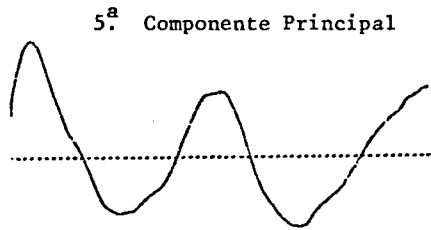
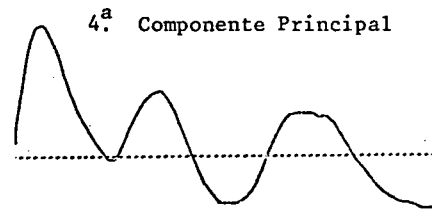
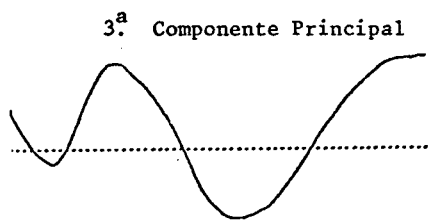
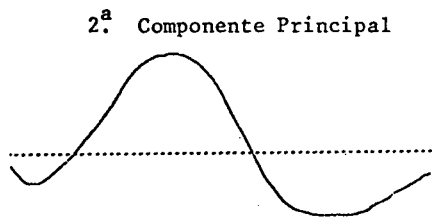
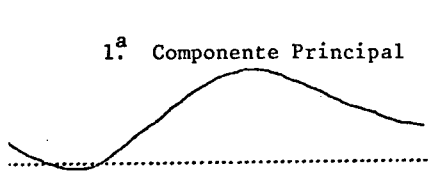
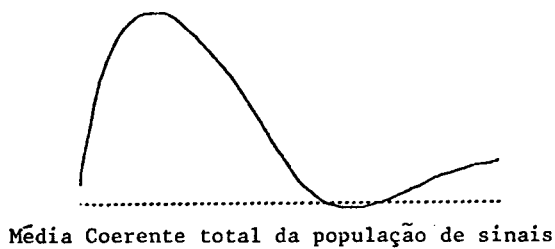
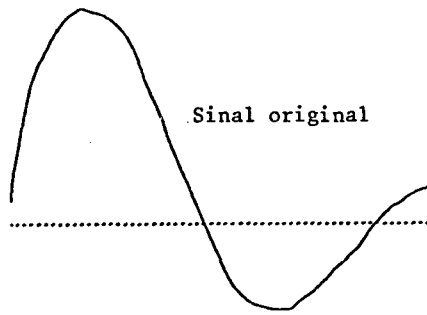
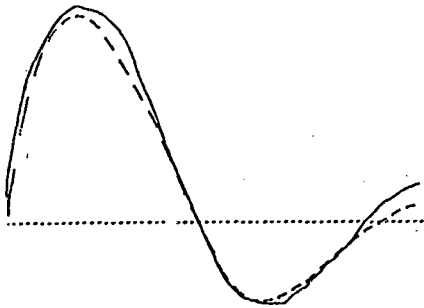


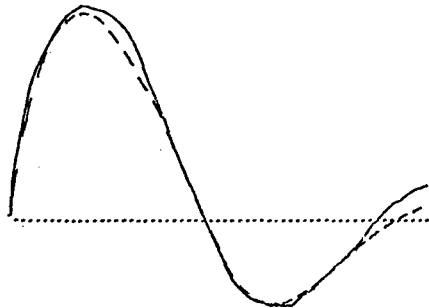
Figura 1. C.Ps. normalizadas em amplitude. O nível zero de velocidade de fluxo é indicado pela linha tracejada.



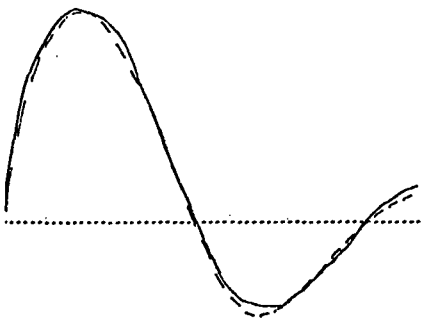
Reconstrução com 1 C.P.



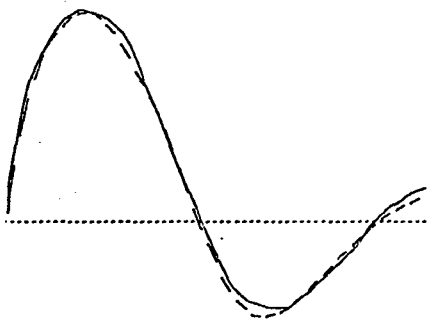
Reconstrução com 2 C.Ps.



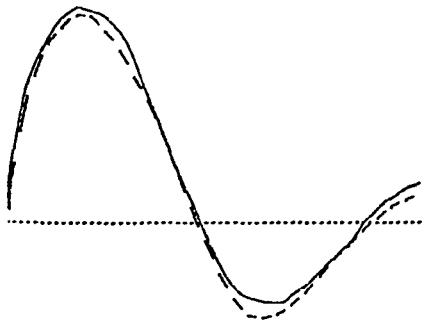
Reconstrução com 3 C.Ps.



Reconstrução com 4 C.Ps.



Reconstrução com 5 C.Ps.



Reconstrução com 6 C.Ps.

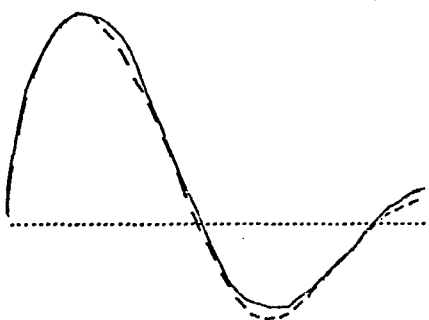
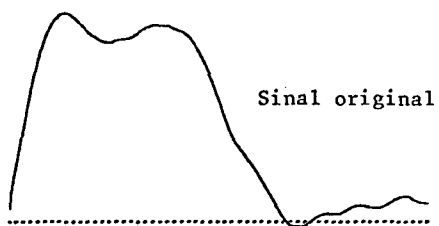
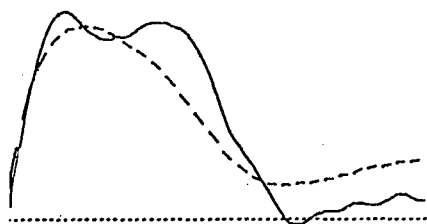


Figura 2. Sinal nº 20 (grupo A). Reconstrução em linha tracejada.



Reconstrução com 1 C.P.



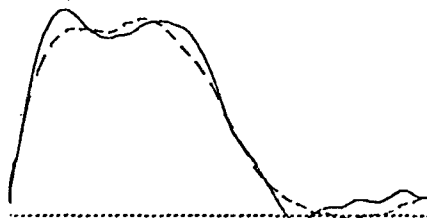
Reconstrução com 2 C.Ps.



Reconstrução com 3 C.Ps.



Reconstrução com 4 C.Ps.



Reconstrução com 5 C.Ps.



Reconstrução com 6 C.Ps.

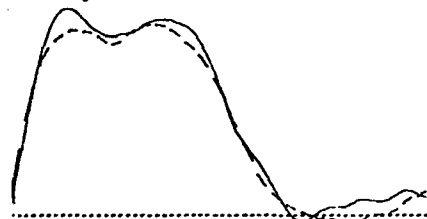


Figura 3. Sinal nº 44 (grupo D). Reconstrução em linha tracejada



Sinal original

Reconstrução com 1 C.P.



Reconstrução com 2 C.Ps.



Reconstrução com 3 C.Ps.



Reconstrução com 4 C.Ps.



Reconstrução com 5 C.Ps.



Reconstrução com 6 C.Ps.



Figura 4. Sinal nº 36 (grupo D). Reconstrução em linha tracejada.

Erro de  
Reconstrução (%)

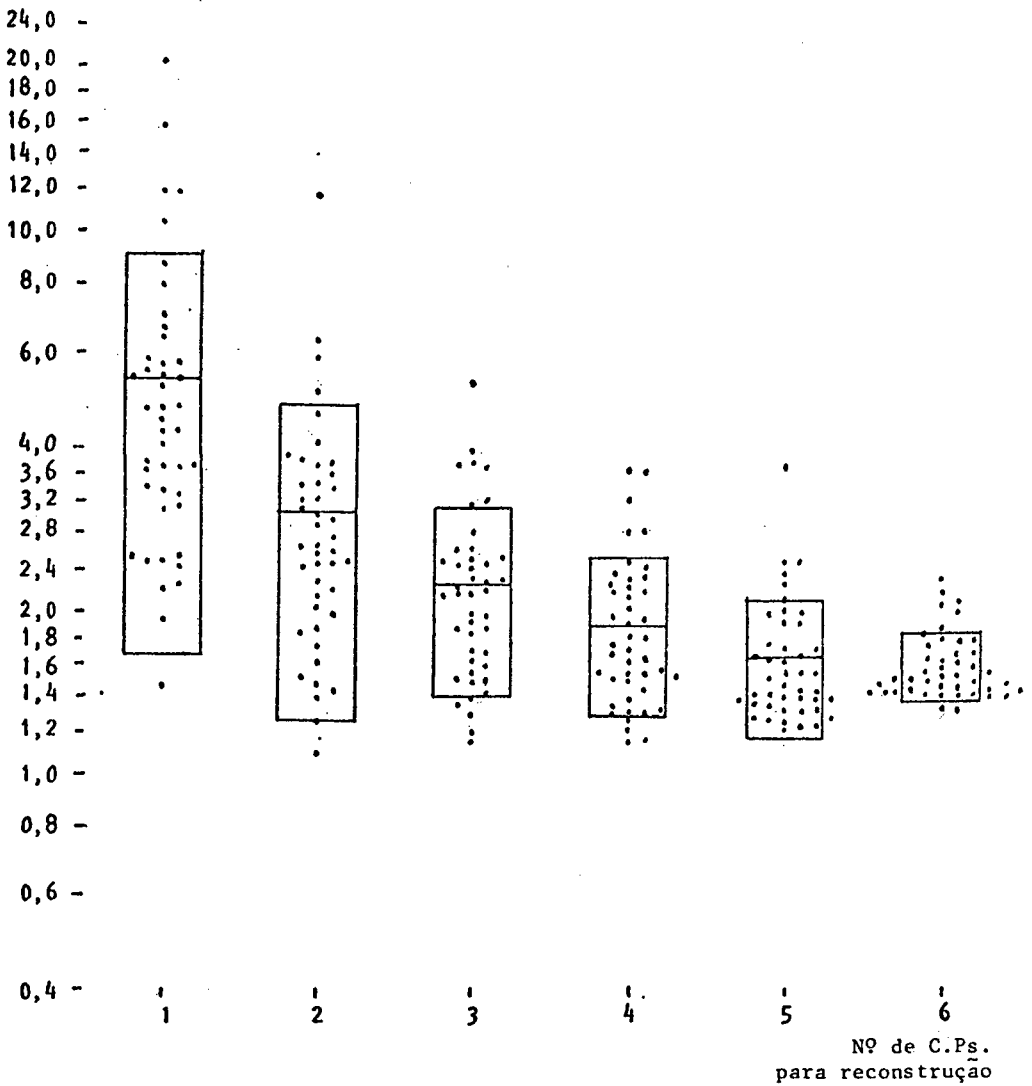


Figura 5. Erro relativo de reconstrução de cada um dos 44 sinais, utilizando de 1 a 6 componentes. Observa-se a média (BARRA) e o desvio padrão dos mesmos (CAIXA) em escala logarítmica.

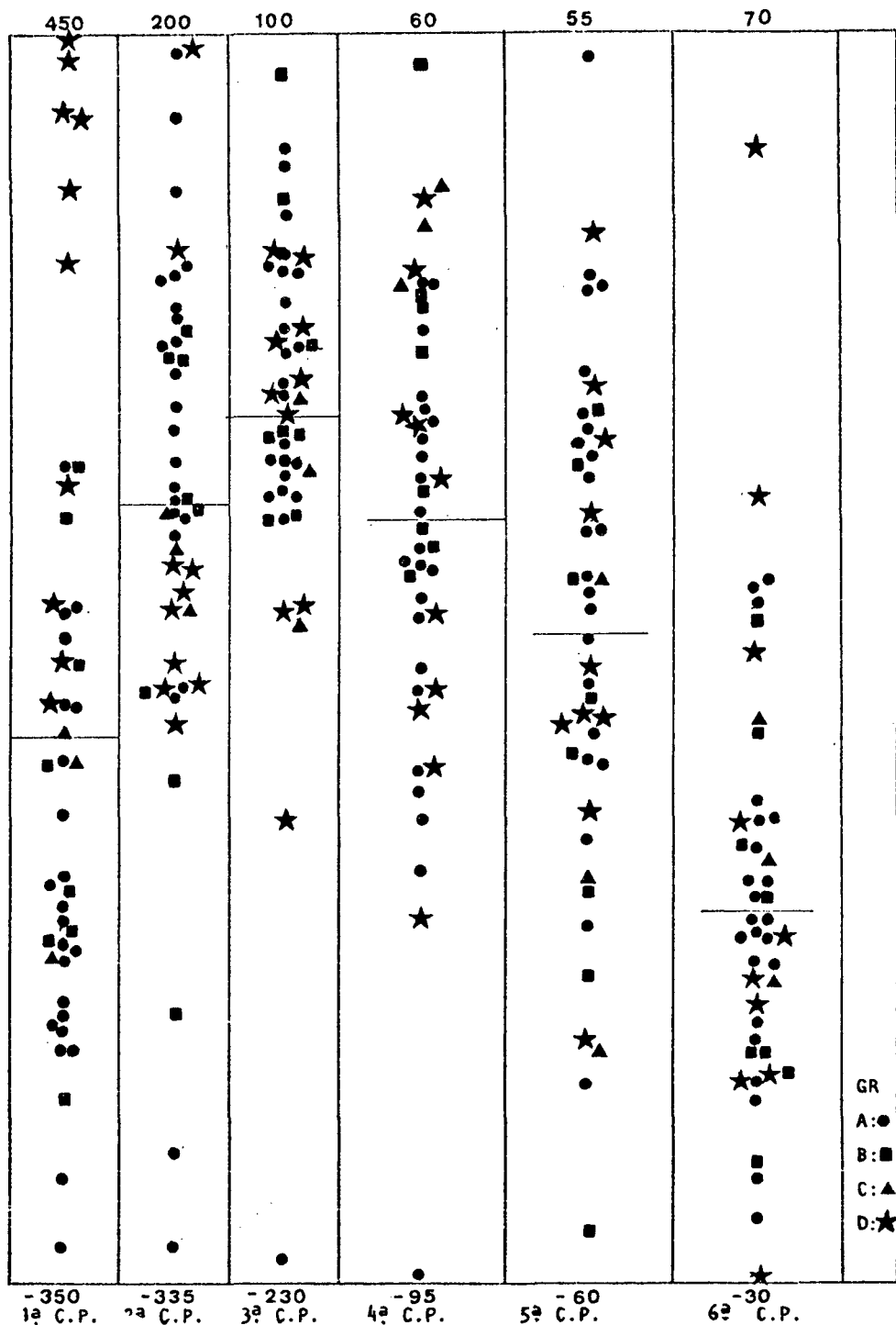


Figura 6. Valores dos coeficientes das C.Ps. para os 4 grupos

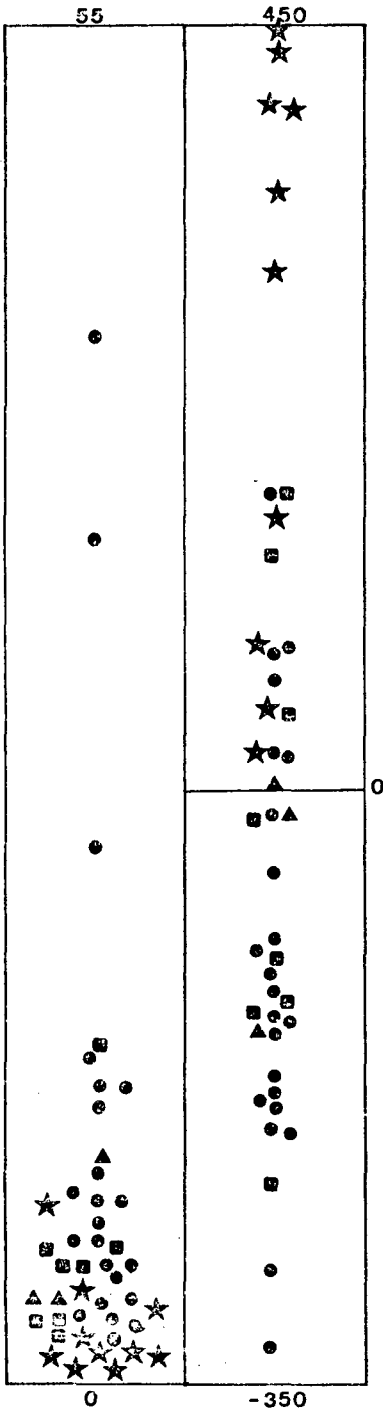


Figura 7. Valores dos coeficientes da 1ª Componente Principal e do Índice de Pulsatidade para os 4 grupos

Obs. P.I. = coluna esquerda  
 1ª C.P. = coluna direita

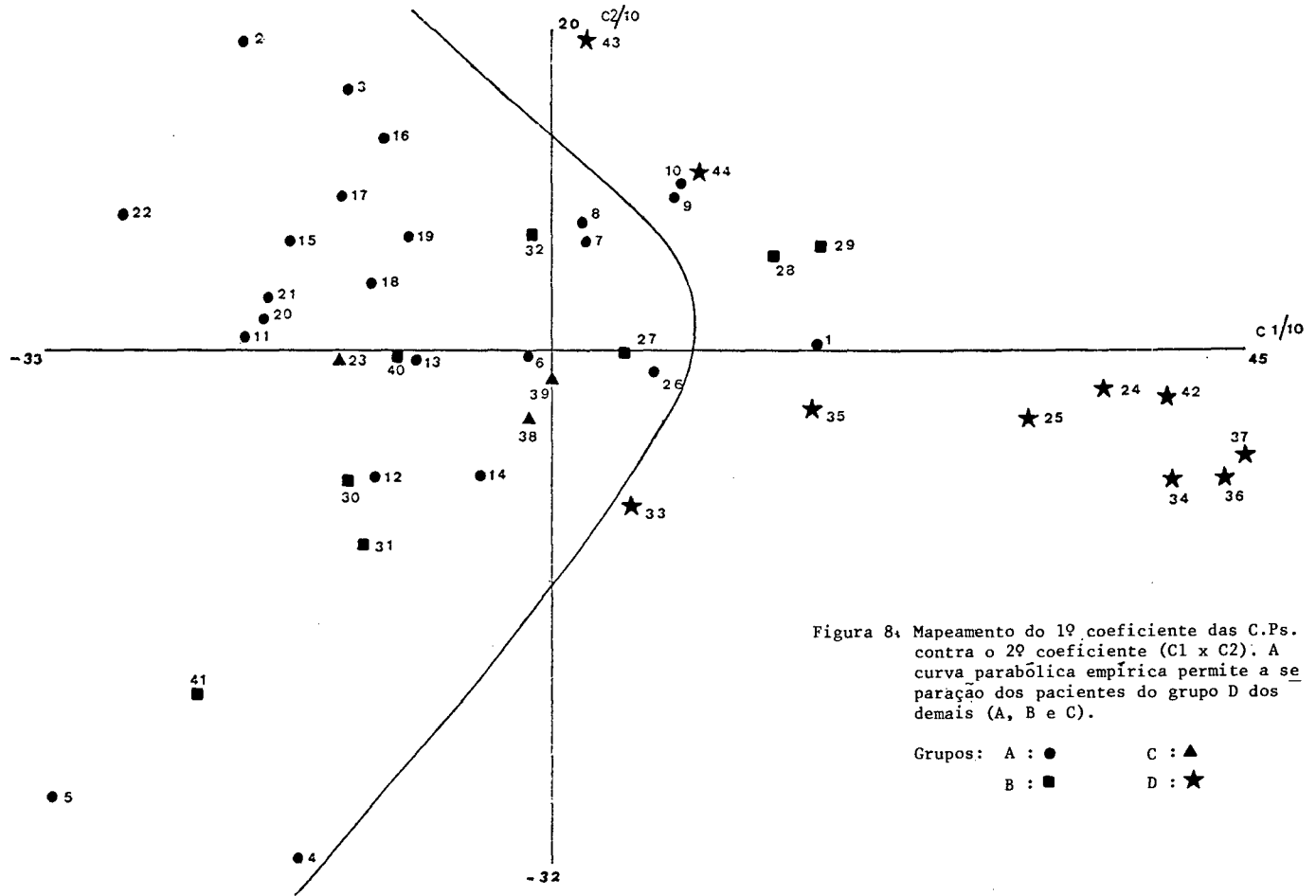


Figura 8: Mapeamento do 1º coeficiente das C.P.s. contra o 2º coeficiente ( $C1 \times C2$ ). A curva parabólica empírica permite a separação dos pacientes do grupo D dos demais (A, B e C).

Grupos: A : ●      C : ▲  
 B : ■      D : ★



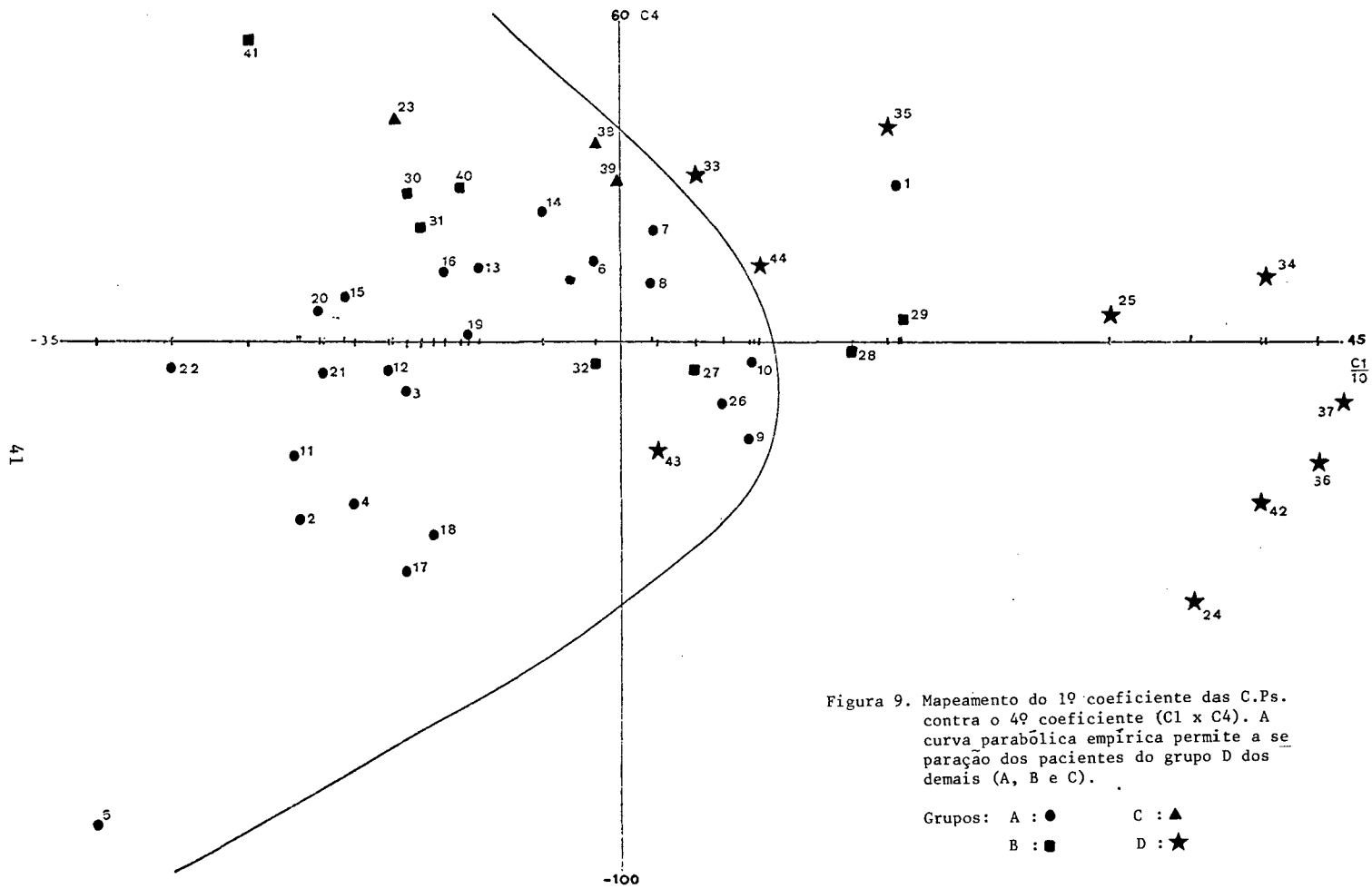
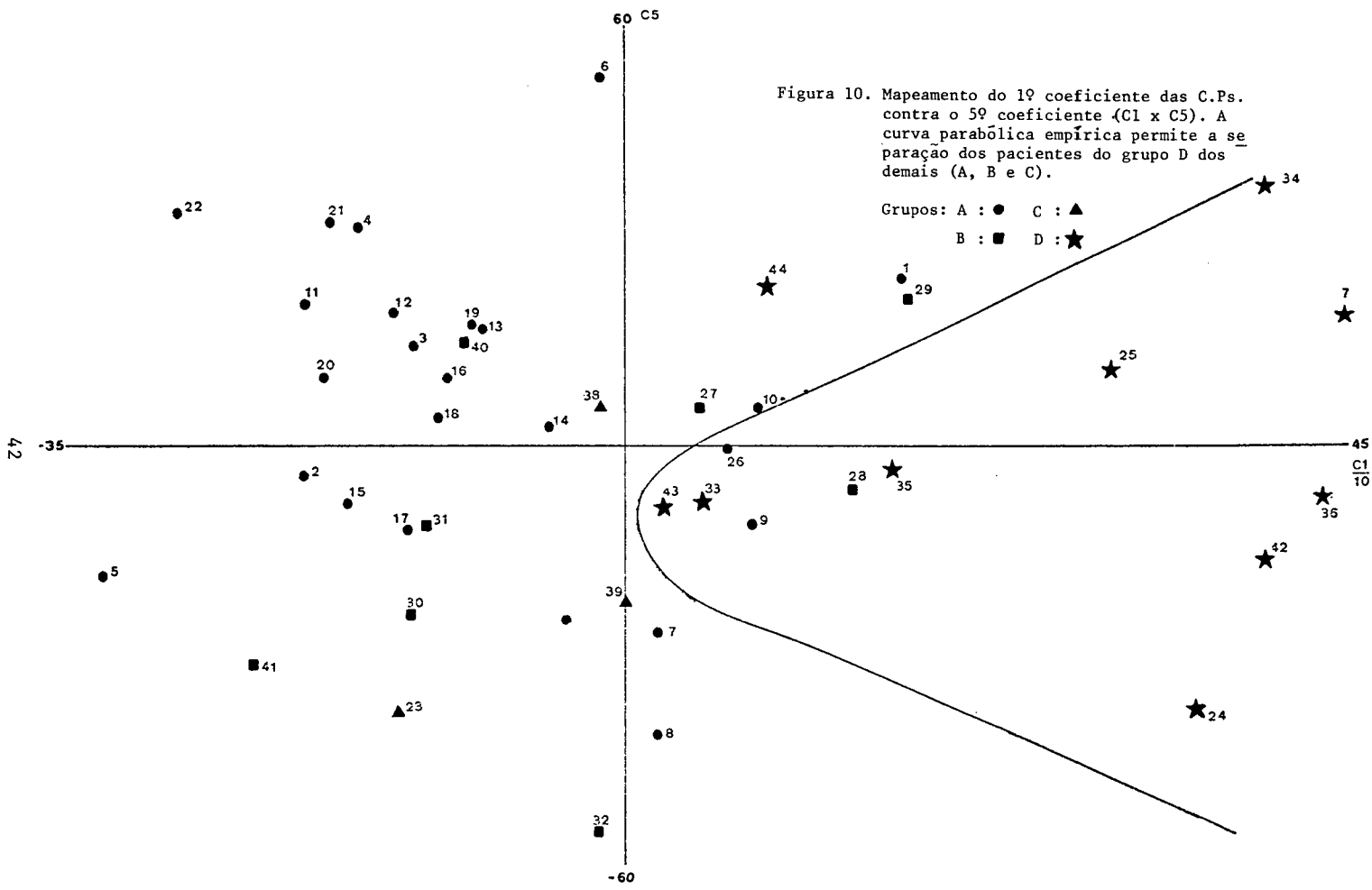
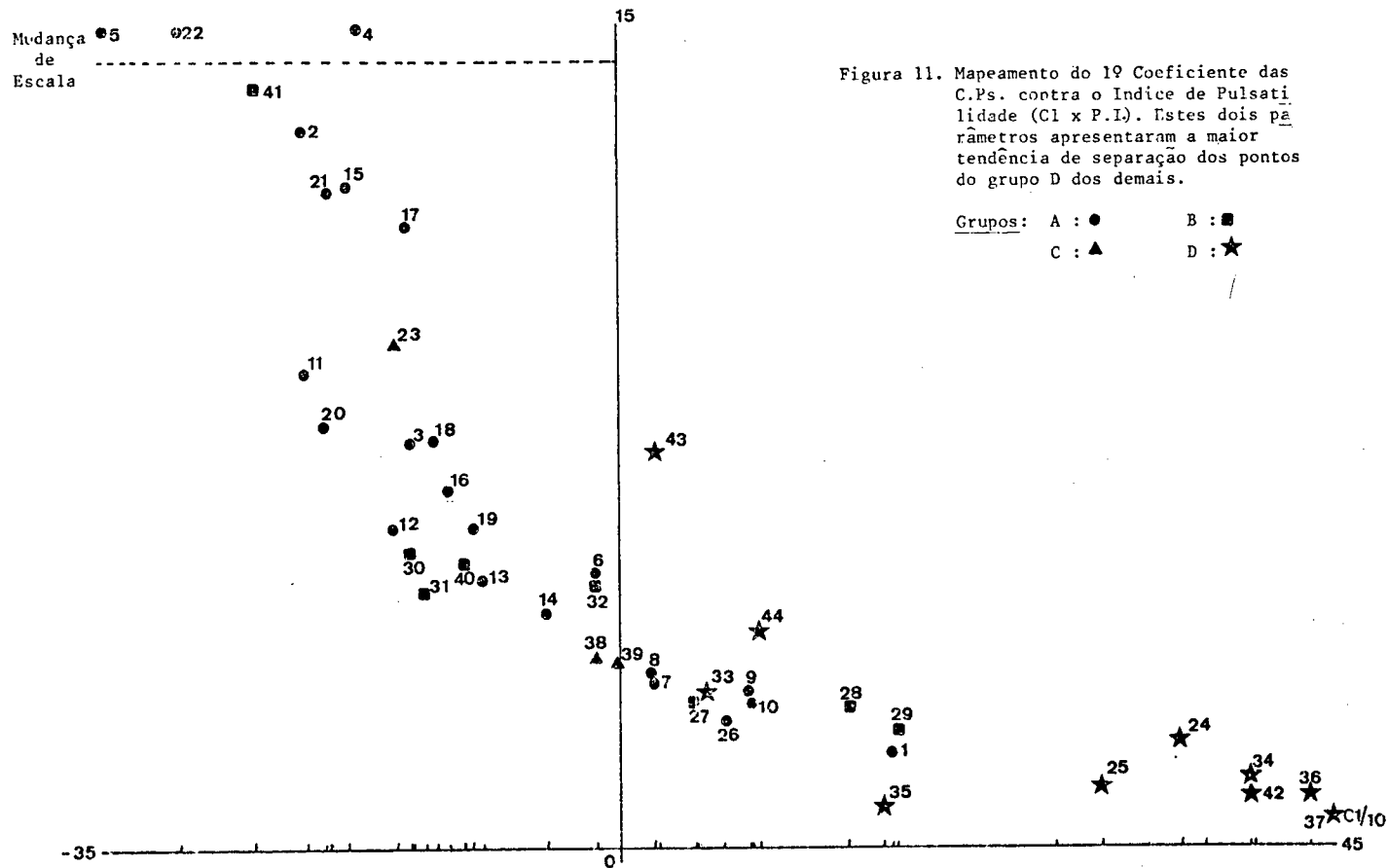


Figura 9. Mapeamento do 19º coeficiente das C.Ps. contra o 49º coeficiente (C1 x C4). A curva parabólica empírica permite a separação dos pacientes do grupo D dos demais (A, B e C).





PRINCIPAL COMPONENT ANALYSIS OF ZERO-CROSSING  
DOPPLER ULTRASSONIC WAVEFORMS

ABSTRACT-- Although the Ultrasound Doppler is a well established technique in the vascular laboratory, waveform analysis is still limited to visual pattern recognition or extraction of empirical indices. In this context the technique of Principal Component Analysis (PCA) is an attractive possibility by reflecting all the signal information content in a minimum number of parameters. Using a zero-crossing Doppler velocimeter, 44 recordings have been made from the common femoral arteries of patients who have been classified in 4 groups (A, B, C, D) according to the result of arteriography. On a SDE/42 microcomputer the first 6 coefficients of the Principal Components have been computed. The ANOVAR of the coefficients pointed out to the 1st, 4th and 5th as the most discriminant for the 4 patient groups studied. The 1st coefficient used jointly with either the 4th or 5th leads to 90.9% of correct classifications. However patients of groups B and C, showing distal lesions or small irregularities, tended to be classified as normals. Following previous authors, classification using the first two coefficients resulted in 88.6% of correct classifications. The ACP has also shown to be more efficient in separating the 4 patient groups than the Pulsatility Index, which is a common index used in the vascular laboratory nowadays.