

PROCESSAMENTO DE SINAIS DE IMPEDÂNCIA ELÉTRICA DO TÓRAX

Ronney B. Panerai¹, Ricardo Brandão Barbosa²,
Antonio Giannella Neto,³ Walkyria M. Leitão Tavares⁴

RESUMO - Medidas contínuas da impedância elétrica do tórax refletem o fluxo sanguíneo instantâneo nas grandes artérias intratorácicas constituindo-se em uma técnica promissora para avaliação não-invasiva da função ventricular e diagnóstico precoce de doenças cardiovasculares. Na COPPE/UFRJ foi desenvolvido um instrumento para medição do sinal e os primeiros estudos concentraram-se na determinação dos critérios mais adequados para aquisição e processamento do sinal. Esta fase incluiu a investigação dos efeitos introduzidos pela respiração e sua influência sobre o sinal de origem cardiovascular. O mapeamento do sinal de impedância na superfície anterior do tórax mostrou que a atividade cardíaca também pode ser detectada e deu subsídios para auxiliar a interpretação da origem dos sinais detectados. Em pacientes com doença coronariana, a primeira derivada do sinal apresenta um padrão temporal distorcido na fase inicial da sístole, que pode ser detectado em repouso, tornando viável e atraente a aplicação do método na rotina clínica.

INTRODUÇÃO

Os diferentes tipos de tecidos que constituem o corpo humano apresentam resistividade elétrica distinta em função da sua diferente constituição histológica. Assim, enquanto o tecido adiposo possui resistividade de 2500 ohms-cm (Ω -cm), o músculo cardíaco apresenta-se com 750 Ω -cm e este valor cai para 150 Ω -cm no caso do sangue, o que pode ser facilmente compreendido pela presença de eletrólitos no plasma (Geddes e Baker, 1968). Da mesma forma que em outros métodos de diagnóstico, como o raio-X e o ultra-som, por exemplo, uma diferença nas propriedades físicas dos tecidos pode ser explorada como uma técnica não-invasiva de estudo dos sistemas biológicos.

De forma mais geral, além da resistividade (R), componentes reativas (jX) também estão presentes no tecido biológico sendo principalmente de natureza capacitiva (Xc). Desta forma, em cada frequência, o tecido é caracterizado por sua impedância elétrica, $Z=R+jXc$.

Conforme revisto por Geddes e Baker (1968), inúmeras aplicações têm sido propostas para a utilização de medidas de impedância no estudo de sistemas vivos. Alguns exemplos seriam: medida da atividade endócrina, bacteriologia, avaliação da função respiratória e detecção de tumores cerebrais. Uma

¹ Professor Titular do Programa de Engenharia Biomédica - COPPE/UFRJ

² M.Sc. pelo Programa de Eng. Biomédica - COPPE/UFRJ

³ Professor Adjunto do Programa de Engenharia Biomédica - COPPE/UFRJ

⁴ Pesquisadora - CNPq - Av. W3 Norte, Q. 511-A - 70750 - Brasília - DF.

classe especial de aplicações baseia-se na elevada condutividade do sangue quando comparado aos demais tecidos, possibilitando a medida de variações no volume das artérias e veias, o que ocorre a cada batimento cardíaco. Esta técnica, denominada *pletismografia elétrica*, separa a medida de impedância em duas componentes distintas: a *impedância basal*, Z_0 que representa o valor médio da impedância dos tecidos e ΔZ que é a componente pulsátil refletindo as variações de volume induzidas pelo fluxo sanguíneo. Em geral a variação máxima de ΔZ é sempre menor do que 1% de Z_0 . Frequentemente utiliza-se a primeira derivada do sinal ΔZ , dZ/dt que se correlaciona diretamente com o fluxo sanguíneo pulsátil (Kubicek e col., 1966).

No estudo do sistema cardiovascular, o sinal dZ/dt tem sido empregado fundamentalmente para a estimativa não-invasiva do débito cardíaco que é a quantidade de sangue que os ventrículos impulsionam para a circulação a cada minuto. Embora este parâmetro seja de vital importância para a avaliação clínica da função ventricular, não esgota as possibilidades de outras informações serem extraídas do padrão temporal de dZ/dt . Dentro desta perspectiva, o Programa de Engenharia Biomédica da COPPE/UFRJ tem investigado as propriedades do sinal dZ/dt , procurando caracterizar o seu padrão temporal em indivíduos normais, e sua modificação por patologias cardíacas como seria o caso da doença coronariana.

AQUISIÇÃO DO SINAL

Dentre os vários esquemas possíveis para a medição de impedâncias biológicas, o que apresenta resultados mais satisfatórios é a técnica tetrapolar. Neste caso dois eletrodos são utilizados para injetar corrente elétrica senoidal de amplitude constante e outros dois eletrodos detectam a tensão desenvolvida na região em estudo. Com isto obtém-se uma distribuição de corrente mais uniforme entre os eletrodos de tensão e evita-se a polarização dos mesmos pela corrente aplicada, como seria o caso de um esquema bipolar (Geddes e Baker, 1968). Uma vez que a excitabilidade dos tecidos nervosos e musculares decai com a frequência da corrente aplicada, frequências acima de 10 kHz tem sido empregadas com intensidades abaixo de 5 mA.

Para desenvolver estudos nesta área, um instrumento foi projetado e construído, de acordo com o diagrama de blocos da Figura 1.

O gerador de corrente permite a utilização de intensidades de corrente de 200 μ A até 8 mA numa frequência de 40 kHz. O objetivo de se dispor de correntes mais elevadas é a eventual utilização do instrumento em estudos da circulação periférica (Soares Filho e col. 1982). Dois canais independentes são fornecidos para a detecção do sinal. Os pré-amplificadores diferenciais apresentam rejeição de modo comum acima de 110 dB em 60 Hz. O filtro *notch-in* centrado em 40 kHz eleva o ganho AC para 5000x e elimina interferências de alta-frequência. A faixa passante para o sinal ΔZ , determinada pelos filtros passa-baixas e passa-altas, é de 0.1 a 30 Hz. A impedância basal tem faixa passante entre DC e 1 Hz.

Conforme pode ser depreendido do diagrama da Figura 1, o equipamento permite também a medição do eletrocardiograma (ECG) sem a necessidade de eletrodos adicionais. Neste caso o sinal de ECG pode ser detectado sobre os eletrodos de corrente ou em um dos canais de ΔZ . Sua faixa passante pode ser selecionada em 0.1 ou 0.5 até 100 Hz.

Para permitir a correlação do sinal dZ/dt com os eventos do ciclo cardíaco, um amplificador de sons cardíacos também foi introduzido fornecendo uma versão aproximada do fonocardiograma (PCG) a partir de microfones de eletreto de muito baixo custo. Duas faixas passantes podem ser selecionadas: 40 ou 80 Hz a 250 Hz.

Embora não esteja representado na Figura 1, o instrumento para medição de impedâncias biológicas inclui também um circuito calibrador que substitui o paciente por um resistor de 20Ω (Z_0) sobre o qual pode-se produzir uma variação de 0.1Ω (ΔZ).

A Figura 2 ilustra o produto final obtido que apresenta dimensões de $15,5 \times 29,5 \times 29,3$ cm. Detalhes sobre os circuitos utilizados foram fornecidos anteriormente (Panerai, 1979), referentes a uma versão preliminar do mesmo instrumento.

Em todos os estudos descritos a seguir, foi empregada corrente de $200 \mu A$ e uma versão anterior do mesmo instrumento com um único canal de impedância. Os sinais ΔZ , Z_0 e ECG foram continuamente gravados em fita magnética e transferidos para um computador digital (PDP-12 ou PDP-11) com uma frequência de amostragem de 200 Hz/canal. O sinal dZ/dt foi calculado por métodos numéricos, através da fórmula (Southworth e Deleew, 1965):

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

onde $\dot{Z}(n)$ representa a versão discreta do sinal dZ/dt e Δt é o intervalo de amostragem (5 msec).

Um resultado típico do cálculo numérico de dZ/dt é apresentado na Figura 3. Nesta medição os eletrodos de corrente foram colocados em torno do pescoço e envolvendo o abdomen. Os eletrodos de tensão são do tipo ECG, localizados sobre o apêndice xifóide e no 2º espaço intercostal esquerdo (Souza, 1980). O padrão obtido para dZ/dt está de acordo com os resultados de outros pesquisadores, sendo sempre possível identificar as ondas A, B, X, Y, O, Z pesquisadas por Lababidi (1970), utilizando um diferenciador analógico para obter dZ/dt .

A Figura 3 permite também a visualização de um problema crítico na técnica de impedância torácica: existe uma variabilidade considerável no padrão de dZ/dt de um batimento para outro o que pode ser parcialmente explicado pela influência da respiração, conforme pode ser visto na oscilação lenta do sinal ΔZ . Desta forma, para a caracterização do padrão temporal de dZ/dt é necessário levar em consideração esta variabilidade e estabelecer os critérios adequados para a obtenção do sinal e eliminação de interferências.

VARIABILIDADE DE MEDIDAS DE IMPEDÂNCIA TORÁCICA

Tipicamente a amplitude do sinal ΔZ é de $0,2 \Omega$. Uma vez que a corrente injetada é de $200 \mu A$, a tensão captada pelos eletrodos de potencial é de somente $50 \mu V$, o que mostra a dificuldade de se obter registros do sinal de impedância torácica com boa relação sinal-ruído. Além disso, várias fontes de interferência estão sempre presentes, como contração muscular e movimentação do paciente, criando artefatos no sinal. Quando o interesse se prende à componente car-

dfaca do sinal, a respiração torna-se a maior fonte de interferência através de dois mecanismos distintos: o efeito direto na impedância do tórax, por alteração do seu volume e conteúdo gasoso e, indiretamente, por influenciar o retorno venoso e o débito sistólico (Robotham e col., 1978).

Diferentes enfoques podem ser adotados para caracterizar-se a variabilidade de um sinal biológico. No caso presente, uma vez que existe interesse no padrão temporal do sinal, procurou-se estimar sua flutuação determinando-se os limites de confiança de cada amostra ao longo do ciclo cardíaco. O procedimento adotado está representado na Figura 4.

Utilizando-se a onda-R do ECC como referência temporal, registros individuais de dZ/dt com 256 amostras (1,28seg) foram sincronizados formando conjuntos, em média, com $M = 34$ sinais. Os sinais selecionados correspondem a batimentos cardíacos com duração aproximadamente igual ($\pm 3\%$) ao intervalo modal de toda população de sinais de um mesmo indivíduo. Para cada amostra ao longo da família de sinais foi calculado o histograma que, após alisamento e integração, forneceu uma estimativa da função de probabilidade para a amostra em questão. Para facilitar a programação com inteiros no minicomputador PDP-12 (Digital, Corp.), os limites de confiança de 3% e 97% foram identificados na curva de probabilidade. Este procedimento foi repetido para todas as 256 amostras que compõem o sinal, fornecendo assim sinais de limites de confiança superior (97%) e inferior (3%) conforme representado na Figura 5 para um indivíduo normal. Em cada caso a média coerente dos sinais selecionados também foi calculada.

A variabilidade média para o ciclo completo foi calculada como:

$$VRM = \frac{1}{T} \left\{ \int_0^T \epsilon_{94}(t) dt \right\} \frac{100\%}{Z_p} \quad |2|$$

onde VRM significa variabilidade relativa média. T é o intervalo R-R modal, Z_p o valor de pico do sinal dZ/dt médio e $\epsilon_{94}(t)$ é o sinal correspondente ao intervalo de confiança de 94%, obtido pela subtração dos sinais limite de confiança inferior e superior. Conforme observado na Figura 5, $\epsilon_{94}(t)$ é aproximadamente constante ao longo do ciclo cardíaco e, desta forma, VRM expressa a variabilidade típica que pode ser obtida em cada amostra como um percentual do valor de pico de dZ/dt .

O método adotado para estimar-se a variabilidade do padrão de dZ/dt , através do cálculo dos limites de confiança, simplifica o trabalho computacional (no PDP-12 ou em microcomputadores) e, de maior importância, não exige hipóteses limitantes sobre a distribuição de probabilidade do ruído. No entanto, uma vez que somente um número limitado de formas de onda contribuem para a cálculo dos limites de confiança, uma simulação foi elaborada em um computador B6700 para avaliar-se a precisão dos resultados obtidos. O procedimento representado na Figura 4 foi implementado exatamente como no PDP-12, operando-se somente com 12 bits. Conjuntos de 4 a 32 sinais com 256 amostras de ruído branco gaussiano ou uniformemente distribuído foram gerados 20 vezes e o valor médio e desvio padrão da VRM foi determinada. Em conjuntos com 32 sequências verificou-se que a VRM é subestimada em 2% tanto para ruído com distribuição gaussiana como uniforme. No entanto o primeiro tem maior coeficiente de variação (0,77%) do que o segundo (0,28%). Mesmo que a estimativa da VRM envolva somente 16 for-
mas de onda, verifica-se uma precisão aceitável: para ruído gaussiano a VRM é

subestimada em 5,3% e para distribuição uniforme esta diferença é de 4,2%.

Embora a VRM seja um valor médio, é importante enfatizar-se que na maioria dos indivíduos estudados observa-se uma variabilidade quase constante ao longo do ciclo cardíaco. A conclusão decorrente do exercício de simulação descrito acima, é que o método proposto para avaliar-se a variabilidade de dZ/dt fornece uma precisão aceitável desde que se utilizem mais do que 16 sinais, supondo-se que a distribuição do ruído não seja muito diferente do caso gaussiano ou uniforme. Na realidade, os histogramas observados para várias amostras como na Figura 4 apresentam um formato gaussiano.

Os valores obtidos para a VRM serão discutidos a seguir em conjunto com o estudo dos efeitos da respiração.

EFEITOS DE MANOBRAS RESPIRATÓRIAS

A influência da respiração sobre o padrão temporal de dZ/dt e sua variabilidade foi investigada em 10 indivíduos normais com idades entre 17 e 47 anos. O protocolo adotado constituiu na realização de cinco apnéias pós-inspiratórias alternadas com cinco apnéias pós-expiratórias permitindo-se tempo suficiente para o paciente descansar entre as manobras. Na parte final do experimento foi feito um registro dos sinais por 10 minutos com o voluntário respirando normalmente. Neste estudo os eletrodos foram posicionados da mesma forma que no registro da Figura 3 (Souza e Panerai, 1981).

A figura 5 representa os resultados obtidos para o paciente nº 8 e que são típicos para a amostra estudada. Observa-se que a variabilidade é mínima durante a apnéia pós-expiratória ($VRM = 22,7 \pm 8,6\%$), seguindo-se a apnéia pós-inspiratória ($28,8 \pm 11,2\%$) e a respiração normal ($36,5 \pm 9,3\%$). Durante respiração normal, quando os batimentos são tomados sequencialmente, sem seleção de acordo com a frequência cardíaca modal, a VRM é de $50,1 \pm 17,4\%$. Estes valores são todos significativamente diferentes ($p < 0,05$).

De grande interesse é o padrão temporal da média coerente de cada uma das situações analisadas. Em 7 dos indivíduos estudados, o sinal dZ/dt médio é diferente durante apnéia pós-expiratória e pós-inspiratória, principalmente durante a diástole. Por outro lado, em 8 de 9 pacientes, o padrão temporal obtido durante respiração normal (com e sem seleção por frequência cardíaca) é semelhante ao que é observado durante apnéia pós-expiratória, conforme pode-se observar na Figura 5. Este resultado tem importância na elaboração dos procedimentos a serem adotados para estudos futuros, envolvendo a técnica de impedância torácica. Pela sua reduzida variabilidade a apnéia pós-expiratória representa a situação ideal para captação do sinal. No entanto, inúmeras situações existem nas quais isto não é possível como, por exemplo, em recém-nascidos, durante exercício, ou em pacientes em estado crítico. O que foi aqui observado é que nesses casos a utilização do método ainda é viável registrando-se o sinal durante respiração normal e recorrendo-se à operação de média coerente para eliminação da componente respiratória. Utilizando-se os valores de VRM obtidos é possível estimar-se (Souza e Panerai, 1981) que, para um nível de confiança de 95%, aproximadamente 25 formas de onda devem entrar na média para apnéias pós-expiratórias e cerca de 60 no caso de respiração normal, com batimentos selecionados de acordo com a frequência cardíaca modal.

Os resultados acima correspondem a sinais dZ/dt medidos com eletrodos de

tensão colocados no precórdio. Conforme será visto a seguir, diferentes padrões temporais de dZ/dt são medidos em outras posições no torax e é possível que suas variabilidades não sigam os valores aqui obtidos.

MAPEAMENTO DO SINAL NA SUPERFÍCIE DO TORAX

Nyboer e col. (1970), Krohn e col. (1968) e, mais recentemente, Sakamoto e col. (1979) mostraram que o sinal de impedância, ΔZ não é monótono na superfície do torax. Quando eletrodos circulares do tipo utilizado para ECG são colocados em diferentes posições do torax, o padrão temporal de ΔZ apresenta-se modificado conforme seria de esperar-se pela origem física desses sinais. No entanto, nenhum estudo sistemático foi desenvolvido sobre a variação espacial de ΔZ ou dZ/dt , ou tampouco a potencialidade desta linha de investigação tem sido reconhecida pelos pesquisadores da área. Um estudo preliminar neste sentido foi desenvolvido estudando-se indivíduos normais, em repouso, na posição supina.

Uma vez que equipamentos para medidas multi-eletrodo não são disponíveis, no caso de impedâncias biológicas, esta investigação foi realizada com um único eletrodo explorador colocado sucessivamente em uma das 30 posições convencionadas sobre o torax anterior, conforme ilustrado na Figura 6. Um eletrodo de referência foi sempre mantido próximo ao umbigo, 3 cm acima do eletrodo inferior de corrente. Em cada uma das 30 posições a medição foi realizada durante apnéia pós-expiratória, a partir dos resultados obtidos anteriormente.

Em um computador PDP-12 o histograma de intervalos R-R foi obtido para todos os batimentos cardíacos registrados nas 30 apnéias. Após identificar-se a frequência cardíaca modal, a média coerente de 4 sinais foi calculada para cada posição. Este número representou um compromisso entre o número ideal de formas de onda para o cálculo da média e o espalhamento de frequências cardíacas obtidas nas 30 intervenções. Para melhorar-se a relação sinal-ruído, todas as formas de onda foram visualmente inspeccionadas antes do cálculo da média coerente e substituídas no caso de artefatos ou ruído excessivo ser detectado.

Sete voluntários normais com idades entre 18 e 47 anos foram estudados. Uma vez que as medições foram sempre realizadas em relação ao eletrodo de referência, diferenças locais normalizadas foram calculadas como:

$$\dot{Z}_{L_i} = \frac{(dZ/dt)_i - (dZ/dt)_j}{Z_{0i} - Z_{0j}} \quad |3|$$

$$\begin{aligned} i &= 1, 2, 3 \dots 30 \\ j &= i + 6 \end{aligned}$$

Sendo as posições $j = 31, 32 \dots 36$ estipuladas como referência, e com variações de impedância nulas.

A Figura 7 mostra o conjunto de sinais \dot{Z}_L obtidos para um indivíduo, e que é ilustrativo dos demais. O padrão temporal do sinal varia consideravelmente de uma posição para a vizinha, mas na linha 1-6 esta variação é bem menor observando-se um padrão temporal semelhante do que é obtido com a derivação de Kubicek (1966), na qual os eletrodos de potencial são também contínuos e ficam imediatamente abaixo do eletrodo de corrente no pescoço e envolvendo a região

epigástrica (Figura 6). Da Figura 7 depreende-se que uma grande quantidade de informações é perdida quando utiliza-se somente a derivação de Kubicek.

A interpretação dos padrões de dZ/dt em diferentes posições do tórax e sua correlação com os eventos do ciclo cardíaco necessitaria o registro simultâneo de pressões e fluxos nas grandes artérias e câmaras cardíacas. Dadas as dificuldades metodológicas deste tipo de estudo no ser humano, pode-se recorrer, alternativamente, para informações indiretas disponíveis na literatura que ajudem a elucidar a origem dos fenômenos observados.

A variação espacial do sinal Z_L (equação |3|) é mais convenientemente visualizada utilizando-se gráficos tri-dimensionais para cada instante de tempo ao longo do ciclo. Para isto a matrix original 6×6 (Figura 6) é interpolada para 32×32 , repetindo-se as amostras e alisando-as com um filtro do tipo média móvel com 5 elementos, fazendo com que as amostras originais não sejam alteradas (Panerai e Giannella, 1982). A Figura 8 apresenta superfícies de Z_L para 6 instantes de tempo bem característicos, indicados pela barra vertical no sinal dZ/dt à direita de cada gráfico. Acima, e à esquerda, observa-se a variação espacial no instante correspondente à contração atrial. As deflexões para cima correspondem a reduções de impedância e portanto um influxo de sangue enquanto que aumentos da impedância local, significativos de um efluxo sanguíneo da região, são representados como deflexões para baixo. Na sístole atrial portanto, observa-se efluxo na região clavicular (posições 1-6) o que pode representar esvaziamento do atrio e também fluxo reverso para as veias cava e pulmonar. Por outro lado, evidencia-se o enchimento ventricular na região precordial. O instante seguinte à direita, coincide com o início da fase de ejeção rápida. Observa-se influxo na região aonde estaria a croça da aorta e também aumentos de impedância na região precordial o que sugere a sensibilidade do método à variações do volume ventricular. Na linha do meio, à esquerda, o sinal Z_L é plotado no instante correspondente do seu valor de pico, que ocorre na fase intermediária entre ejeção rápida e lenta (Lababidi e col., 1970 ; Karnegis e Kubicek, 1970). A maior taxa de variação de dZ/dt é obtida na região clavicular, enquanto que no precórdio acentua-se a presença de um vale significativo do efluxo ventricular que está ocorrendo. Este resultado mostra que com a derivação de Kubicek mede-se principalmente o fluxo sanguíneo nas grandes artérias (subclávia, carótida, etc.) havendo pouca influência do volume ventricular (Geddes e Baker, 1972). Correlações semelhantes podem ser estabelecidas para as três fases seguintes envolvendo a ejeção lenta, fechamento da válvula aórtica e enchimento rápido. O único resultado que não pode ser convenientemente explicado é a elevação obtida na ejeção lenta (meio, à direita). Embora os demais voluntários apresentem considerável variabilidade nas variações espaciais, esta elevação foi sempre detectada (Panerai e Giannella, 1982). Possíveis explicações seriam a movimentação do lobo inferior do pulmão esquerdo ou uma distorção introduzida pela normalização por Z_0 na equação |3|.

O método adotado para captação do sinal em diferentes posições na superfície do tórax pode ser criticado, uma vez que de um batimento cardíaco para outro podem ocorrer alterações substanciais nos parâmetros cardiovasculares como, por exemplo, na frequência cardíaca, pressão arterial e débito cardíaco. No entanto, com o paciente em repouso e em decúbito, o débito mantém-se estável (Guyton, 1971). A frequência cardíaca foi controlada, e os estudos sobre a variabilidade de dZ/dt , apresentados anteriormente (Figura 5), mostram que em apnéias pós-expiratórias o sinal é bastante repetitivo durante intervalos de tempo semelhantes ao necessário para a coleta dos sinais no mapeamento do tórax. Além disso, a repetibilidade de resultados obtida entre diferentes indivíduos indica que, no caso presente, a amostragem de diferentes batimentos cardíacos

não introduz uma deformação nos resultados. Evidentemente, o futuro desta linha de trabalho depende do desenvolvimento de um instrumento capaz de amostrar simultaneamente 30 ou mais canais de impedância, permitindo assim estudos no próprio ambiente hospitalar.

IMPEDÂNCIA TORÁCICA NA DOENÇA CORONARIANA

Embora vários estudos de casos isolados mostrem que o sinal dZ/dt reflete anormalidades do sistema cardiovascular, até o presente, poucos estudos clínicos tem sido desenvolvidos envolvendo populações de pacientes bem definidos. Pela origem física do sinal dZ/dt pode-se esperar que defeitos congênitos, valvulares, arritmias e aneurismas possam ser detectados e diagnosticados pela cardiografia de impedância. No entanto, essas patologias já são rotineiramente diagnosticadas por métodos clássicos, como a eletrocardiografia e a ecocardiografia, por exemplo. Por outro lado, o único método não-invasivo que tem sido mais amplamente explorado para o diagnóstico de doença coronariana é o ECG de esforço, que tem sensibilidade limitada a 80% (Philbrick e col. 1980). Uma vez que o ECG reflete somente os eventos eletrofisiológicos do ciclo cardíaco, alterações hemodinâmicas devidas à isquemia do ventrículo esquerdo podem se fazer aparentes no traçado de dZ/dt , e esta possibilidade foi investigada buscando-se assim uma forma de complementar as informações obtidas com o ECG de esforço e melhorar o diagnóstico precoce da doença coronariana.

Devido às dificuldades introduzidas pelo exercício no que diz respeito à estabilidade do contato pele-eletrodo, a derivação de Kubicek foi adotada (Figura 6) considerando-se também sua larga utilização por outros pesquisadores. Medições contínuas de ΔZ , Z_0 e o ECG foram obtidas em 28 pacientes com idades entre 25 e 67 anos em repouso e durante exercício em bicicleta ergométrica. O esforço submáximo foi obtido seguindo-se um protocolo com cargas crescentes em 3 etapas distintas. A gravação dos sinais acompanhou a fase de recuperação até 10 minutos após a interrupção do exercício, mantendo-o o paciente sentado na bicicleta.

De acordo com o resultado do teste eletrocardiográfico e da cineangiocoronariografia os pacientes foram classificados em 4 grupos: A) cinco voluntários normais com laudo ECG negativo para doença coronariana ($30,8 \pm 5,4$ anos); B) seis pacientes sintomáticos com laudo ECG negativo para doença coronariana ($49,7 \pm 10,3$ anos); C) sete pacientes sintomáticos com laudo ECG positivo ou alterado para doença coronariana ($51,3 \pm 10,7$ anos); D) dez pacientes com obstrução coronariana comprovada por cineangiocoronariografia e com laudo ECG positivo ou alterado para doença coronariana ($56,9 \pm 8,9$ anos).

Devido ao grande volume de dados disponíveis para cada paciente, a análise foi limitada a apenas 4 fases distintas do teste ergométrico: Fase I) Paciente em repouso, posição supina; II) Repouso, sentado na bicicleta ergométrica; III) Recuperação imediata do esforço submáximo (0-1 min); IV) Recuperação tardia (10 min). De acordo com o mesmo procedimento apresentado anteriormente, para cada fase foi obtida a média coerente de ΔZ , para batimentos selecionados pela frequência cardíaca modal. O sinal dZ/dt foi obtido pela equação $|1|$ e limitado a 14 Hz com um filtro digital passa-baixas, do tipo Butterworth, de 4ª ordem. Os padrões temporais resultantes para a fase II são apresentados na Figura 9. O paciente nº 9 (grupo B) apresentou um padrão anômalo em todas as fases, que não pode ser explicado pelos dados disponíveis, e não foi considerado no processamento subsequente destes sinais.

A análise visual das formas de onda da Figura 9 não mostra diferenças marcantes entre os pacientes dos quatro grupos considerados. Este reconhecimento fica bastante dificultado pela grande variabilidade de padrões entre pacientes. Três enfoques diferentes foram seguidos na tentativa de extrair-se dos sinais dZ/dt eventuais características devidas à doença coronariana: i) extração de parâmetros, ii) análise do padrão temporal, iii) análise dos resíduos da média coerente.

No primeiro caso, 13 diferentes parâmetros foram obtidos em cada sinal dZ/dt médio de um paciente nas 4 fases do teste (Barbosa, 1983). Estes parâmetros procuraram refletir as amplitudes e intervalos de tempo das ondas características do padrão dZ/dt (Lababidi e col. 1970). A análise estatística desses parâmetros indicou várias diferenças significativas entre os 4 grupos de pacientes mas em apenas algumas fases do exame. O resultado mais consistente foi o tempo de ejeção ventricular esquerdo (LVET) (Sheps e col. 1982) que apresentou-se significativamente prolongado em pacientes com doença coronariana confirmada ou suspeitada (C+D). Esta diferença foi bem estabelecida nas fases II, III e IV (Teste-t, $p < 0,01$).

A análise do padrão temporal do sinal dZ/dt procurou verificar se, em algum instante ao longo do ciclo cardíaco, existem diferenças significativas na amplitude dos sinais entre os grupos (A+B) e (C+D). Para cada amostra ao longo do ciclo cardíaco foi determinado o limiar para o qual o produto sensibilidade x especificidade é máximo (Rossing e Hatcher, 1980). Na fase II obtiveram-se os resultados apresentados na Figura 10. Observa-se que 10 msec após a ocorrência da onda R do ECG, obtém-se uma separação entre os dois grupos com sensibilidade de 94,4% e especificidade de 90,4%. Este resultado é indicativo de uma excelente potencialidade de dZ/dt vir ser utilizada no diagnóstico não-invasivo de doença coronariana.

A terceira técnica utilizada procurou explorar o afastamento de cada paciente do sinal médio de toda a população em cada fase do teste ergométrico. Neste caso os sinais foram sincronizados pelo instante de pico calculando-se a média coerente inter-pacientes e os sinais resíduos como a diferença entre sinais individuais e a média total. A média espectral dos resíduos (Barbosa e col., 1983) forneceu os padrões representados na Figura 11 para as 4 fases distintas novamente agrupando-se os pacientes com ECG normal (A+B) e os com indicação de doença coronariana (C+D). Nas fases I, II e IV nota-se uma diferença marcante no padrão médio entre os 2 grupos pela presença de um pico, negativo (A+B) ou positivo (C+D), na fase inicial da sístole. Curiosamente na fase III, de recuperação imediata do exercício, o padrão resultante é o mesmo para os dois grupos. Este resultado, mostrando diferenças entre os 2 grupos na fase inicial da sístole, está de acordo com o que foi obtido pela análise do limiar ótimo (Figura 10). Um re-exame da Figura 9 realmente indica que pacientes dos grupos C e D apresentam uma distorção, ou mesmo um pico adicional da fase sistólica ascendente, enquanto que esta deformação não está presente, em geral, para pacientes dos grupos A e B. No entanto este critério falha para 2 pacientes do grupo B (cuja história clínica sugere a possibilidade de isquemia subendocárdica) e tem gradação bastante variável em pacientes dos grupos C e D. Considerando-se portanto as dificuldades de uma avaliação puramente visual face aos resultados apresentados nas Figuras 10 e 11, destaca-se a importância de utilizarem-se técnicas de processamento para melhorar a discriminação da manifestação da doença coronariana na forma de onda de dZ/dt . Outras possibilidades que estão sendo exploradas no momento é o emprego de filtros casados e a análise pela técnica de componentes principais (Pereira, 1983).

O padrão temporal anormal, observado em pacientes com indicação de doença coronariana, pode ser relacionado aos eventos do ciclo cardíaco, assim como o seu desaparecimento com o exercício (Barbosa, 1983). Embora a população estudada seja ainda muito reduzida para conclusões definitivas, os resultados obtidos são bastante promissores uma vez que mesmo em repouso (Fase II) pode-se detectar as alterações induzidas pela doença coronariana. Estudos futuros são necessários não só para confirmar os achados atuais mas principalmente para verificar a precisão do método em relação a outros procedimentos diagnósticos disponíveis para a mesma finalidade.

CONCLUSÃO

De origem relativamente recente (Nyboer e col. 1970), a técnica de impedância torácica tem tido sua implementação clínica dificultada por inúmeros fatores destacando-se a sua origem multivariável (Sakamoto e Kanai, 1979), variabilidade, interferência da respiração (Souza e Panerai, 1981) e baixa especificidade anatômica. Neste contexto procurou-se mostrar a utilidade de técnicas de processamento digital de sinais na melhoria da relação sinal-ruído, mapeamento e reconhecimento de padrões quando aplicadas ao sinal dZ/dt . Mesmo que em estágios posteriores, de implementação clínica do método, ainda se faça necessário o processamento digital do sinal, isto é viável com o emprego de microprocessadores mantendo-se o seu custo total ainda abaixo de outras técnicas de diagnóstico como radioisótopos e o *scanner* de ultra-som em tempo real.

AGRADECIMENTOS

Os autores agradecem a colaboração do Dr. Roberto Guedes do Serviço de Cardiologia do Hospital Universitário/UFRJ na coleta de dados durante a prova de esforço e o apoio do Dr. José Ananias F. da Silva, do mesmo Departamento, para realização deste trabalho.

Esta linha de pesquisa tem recebido apoio do CNPq e da FINEP.

REFERÊNCIAS

1. BARBOSA, R.B. (1983), "Medida de Impedância Elétrica do Torax Durante Prova de Esforço", Tese de Mestrado, COPPE/UFRJ.
2. BARBOSA, R.B., GUEDES, R. PANERAI, R.B. (1983), "Processamento de Sinais de impedância torácica: Estudo preliminar na doença coronariana", RBE - Caderno de Engenharia Biomédica, em publicação.
3. GEDDES, L.A. e BAKER, L.E. (1968), "Principles of applied biomedical instrumentation", John Wiley & Sons, New York, page 150.
4. GEDDES, L. e BAKER, L.E. (1972), "Thoracic impedance changes following saline injection into right and left ventricles". Journal Applied Physiology, volume 33, pages 278-281
5. GUYTON, A.C. (1971), Textbook of Medical Physiology, 4ª edição, W. B. Saunders, Philadelphia.
6. KARNEGIS, J.N. e KUBICEK, W.G. (1970), "Physiologic correlates of the cardiac thoracic impedance waveform", American Heart Journal, volume 79 pages 519-523.

7. KROHN, B.G., DUNNE, E., MAGIDSON, O., HANISH, H., TSUJI, H.K., REDINGTON, J.V. e KAY, J.H. (1968), "The electrical impedance cardiogram in health and disease", American Heart Journal, volume 76, pages 377-387.
8. KUBICEK, W.G., KARNEGIS, J.N., PATTERSON, R.P., WITSOE, D.A. e MATTSON, R.H. (1966), "Development and evaluation of an impedance cardiac output system". Aerospace Medicine, volume 37, pages 1208-1212.
9. LABABIDI, Z., EHMKE, D.A., DURIN, R.E., LEVERTON, P.E. e LAUER, R.M. (1970) "The first derivative thoracic impedance cardiogram", Circulation, volume XLI, pages 651-658.
10. NYBOER, H. BAGNO, S., BARNETT, A. and HALSEY, R.H. (1970) "Impedance cardiograms and differentiated - impedance cardiograms - the electrical impedance changes of the heart in relation to electrocardiograms and heart sounds", Annals New York Academy of Science, volume 170, pages 421-435.
11. PANERAI, R.B. (1979) "Sistema tetrapolar para medida da impedância torácica", Anais do VI Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica, São Carlos, SP, paginas 13-20.
12. PANERAI, R.B. e GIANNELLA NETO, A. (1982) "Surface mapping of thoracic impedance cardiograms", Medical & Biological Engineering & Computing, volume 20, pages 274-280.
13. PEREIRA, W.C.A. (1983), "Análise do sinal Doppler ultra-sônico de fluxo sanguíneo através da técnica de componentes principais", Tese de Mestrado, COPPE/UFRJ.
14. PHILBRICK, J.T., HORWITZ, R.I., FEINSTEIN, A.R. (1980), "Methodologic problems of exercise testing for coronary artery disease: Groups, Analysis and Bias", American Journal Cardiology, volume 46, pages 807-812
15. ROBOTHAM, J.L., LIXFELD, W. HOLLAND, L., MCGREGOR, D. GRYAN, A.C., ROBSON, J. (1978), "Effects of respiration on cardiac performance", Journal Applied Physiology, Resp., Envir. and Exerc.Physiol, volume 44, pages 703-709.
16. ROSSING, R.G. e HATCHER, W.E. (1980), "A graphic method for the evaluation of diagnostic tests", Meth. Inform. Medicine, volume 19, pages 149-156.
17. SAKAMOTO.K.e KANAI,H.(1979), "Electrical characteristics of flowing blood" IEEE Transactions BME, volume 26, pages 686-695.
18. SAKAMOTO, K., MUTO, K. KANAI, H. e IIZUKA, M. (1979), "Problems of impedance cardiography". Med. & Biol. Eng. & Comput., volume 17, pages 697-709.
20. SOARES FILHO, W., BRUM, O.F., PANERAI, R.B., (1983). "Spectral analysis of electrical impedance measurements on the lower limbs", IEEE, Transactions BME, volume 30, pages 387-392.
21. SOUTHWORTH, R.W. e DELEEUW, S.L. (1965), Digital computation and numerical methods , McGraw-Hill, New York, page 365.
22. SOUZA, W.M., (1980), "Estudo da variabilidade dos sinais de impedância torácica no homem", Tese de Mestrado, COPPE/UFRJ.
23. SOUZA, W.M. e PANERAI, R.B. (1981), "Variability of thoracic impedance cardiograms in man", Med. & Biol. Eng. & Comput., volume 19, pages 411-415

SISTEMA DE MEDIDA DE IMPEDÂNCIA - 2 CANAIS

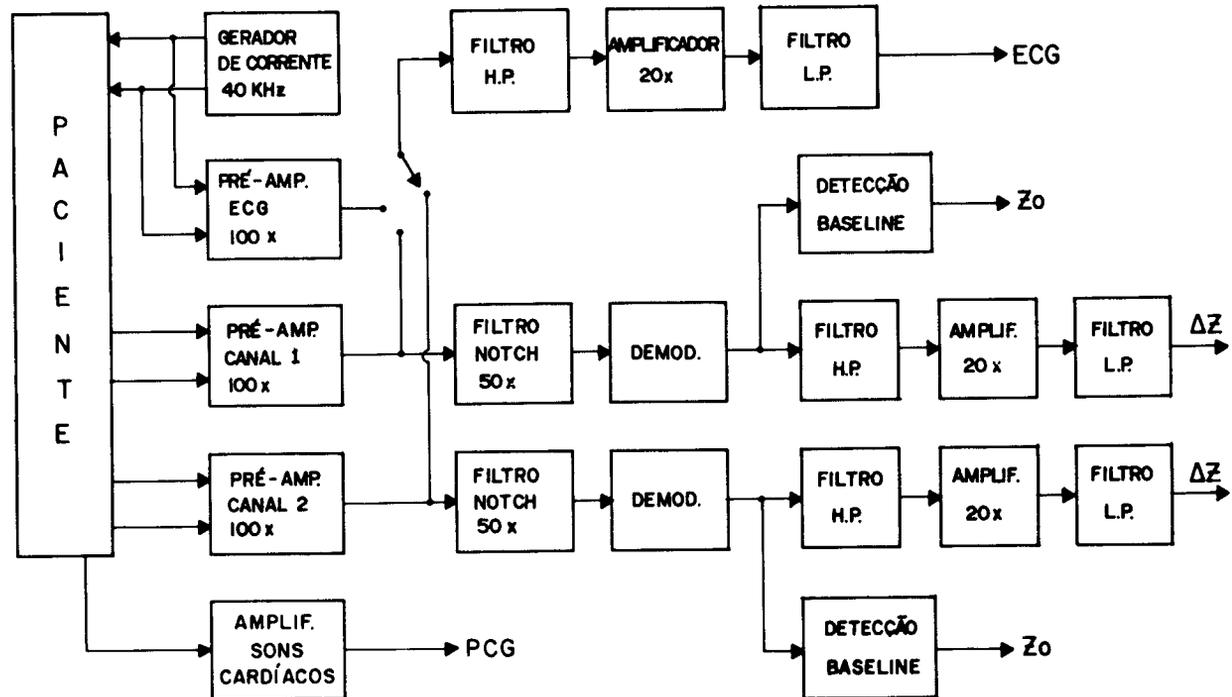


Figura 1. Diagrama de blocos do instrumento desenvolvido para medição da impedância elétrica do tórax utilizando dois canais para ΔZ e Z_0 , captação simultânea do ECG e registro de fonocardiograma (PCG). H.P.: Filtro passa-altas, L.P.; Filtro passa-baixas.



Figura 2. Equipamento desenvolvido para medição de impedâncias biológicas observando-se os controles de calibração não incluídos no diagrama da Figura 1.

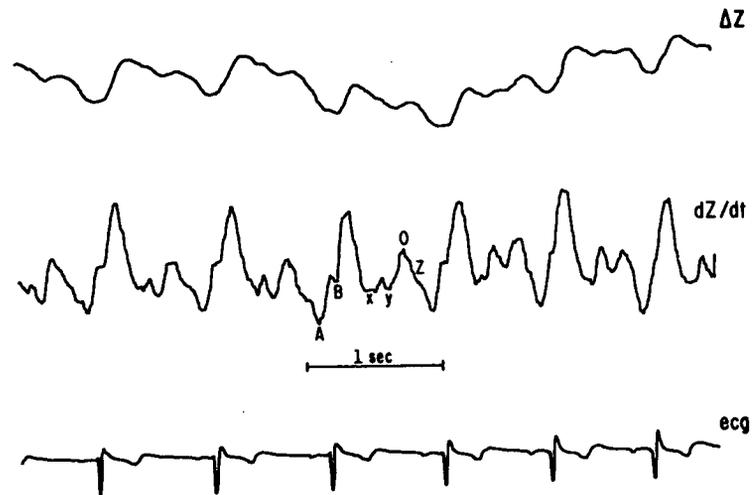


Figura 3. Registro típico de ΔZ , dZ/dt e ECG plotados a partir de dados armazenados em computador com uma frequência de amostragem de 200 Hz. As ondas assinaladas (A, B, X, Y, O, Z) correspondem à denominação de Lababidi e col. (1970).

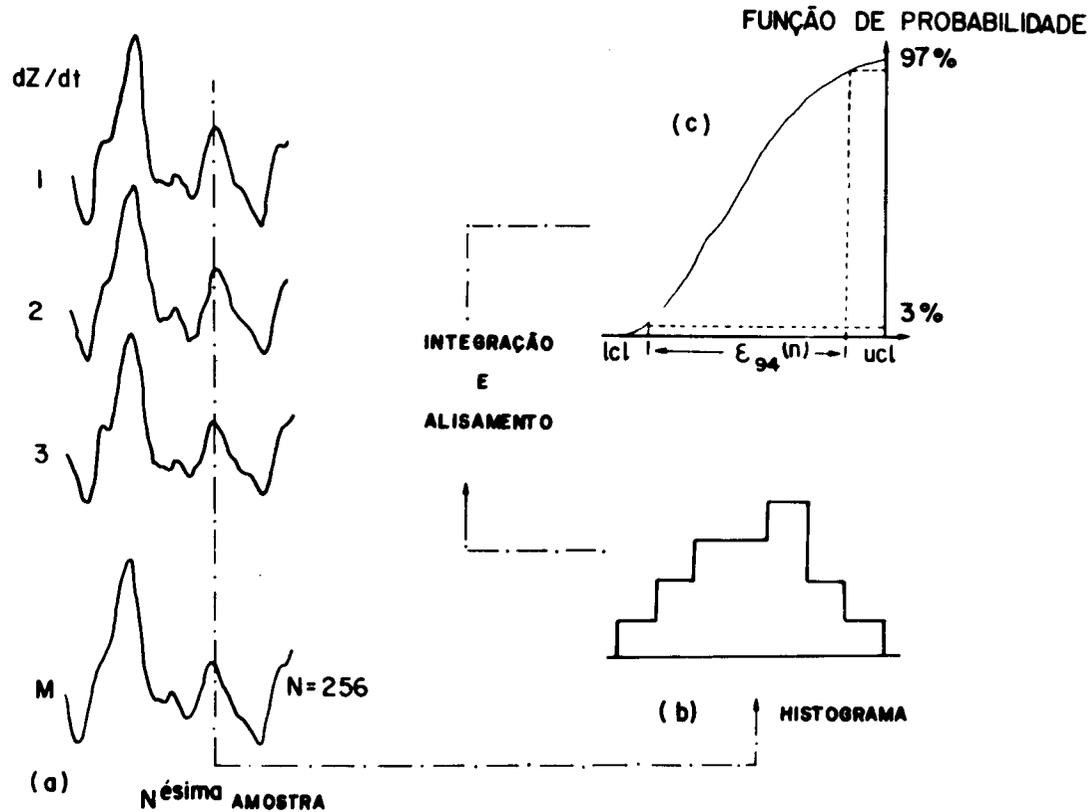


Figura 4. a) Processo de estimação dos limites de confiança do sinal dZ/dt a partir de um conjunto de M formas de onda. b) Histograma das amplitudes para uma amostra coincidente com a onda 0 (fig. 3). c) Identificação do limite inferior (lcl) e superior (ucl) para a amplitude da amostra. O processo é repetido $N = 256$ vezes para cobrir todo o sinal.

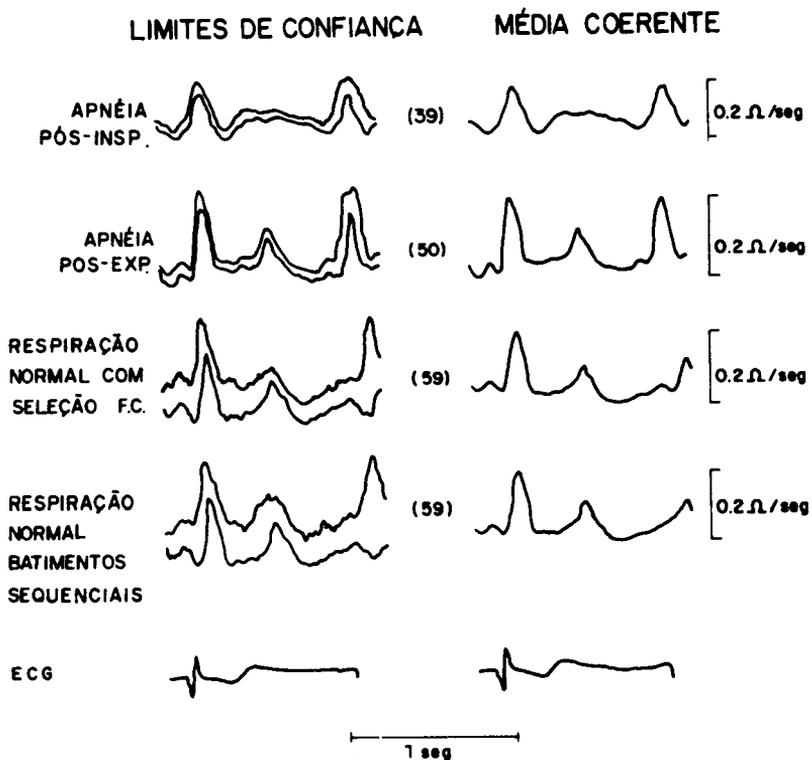


Figura 5. Variabilidade e médias coerentes obtidas para o voluntário nº 8 e que é representativo dos demais. O número de batimentos considerados está indicado entre parênteses. F.C.= frequência cardíaca.

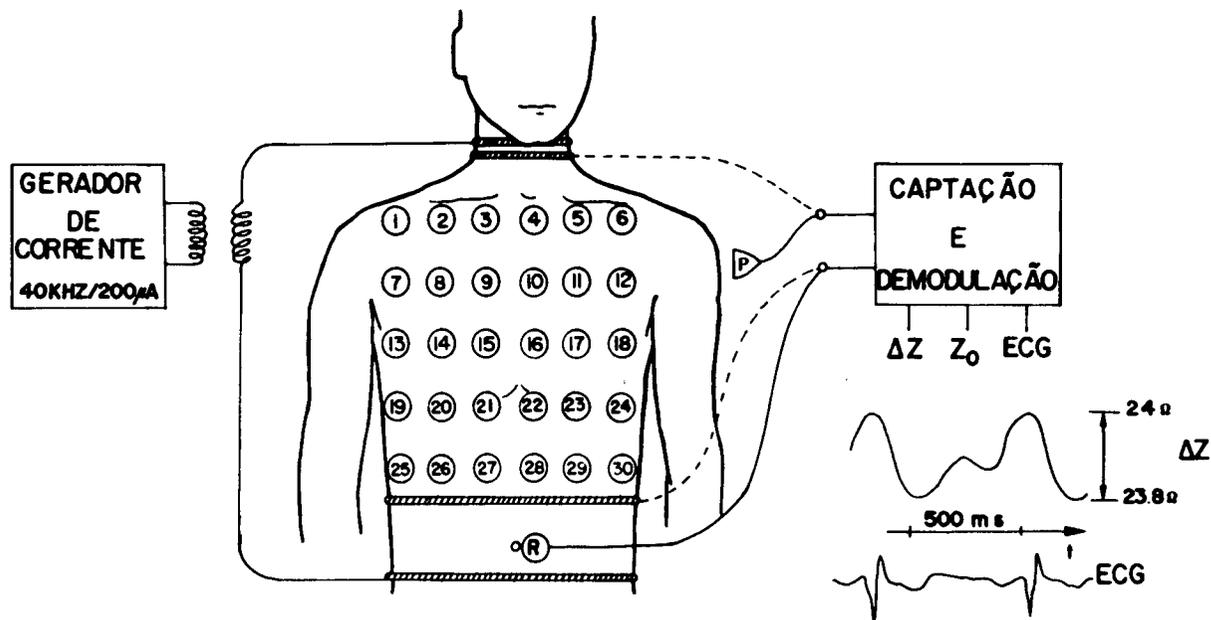


Figura 6. Posicionamento dos eletrodos para o mapeamento do sinal de impedância na superfície anterior do torax. "P" representa o eletrodo explorador e "R" é a referência. Em tracejado, os eletrodos de tensão adotados para o estudo de pacientes com doença coronariana.

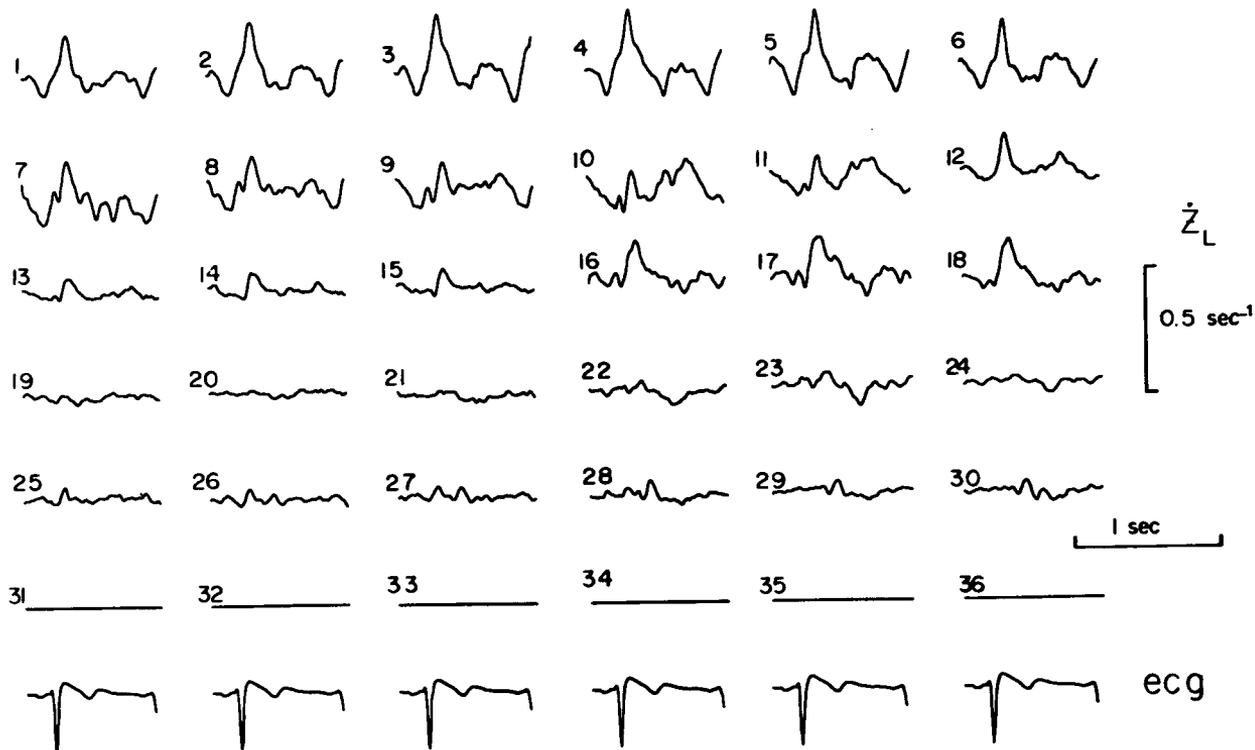


Figura 7. Resultado típico para o sinal \dot{Z}_L (vide texto) correspondentes as posições de 1 a 30 indicadas na Fig. 6. As posições 31-36 estão ao nível do eletrodo de referência.

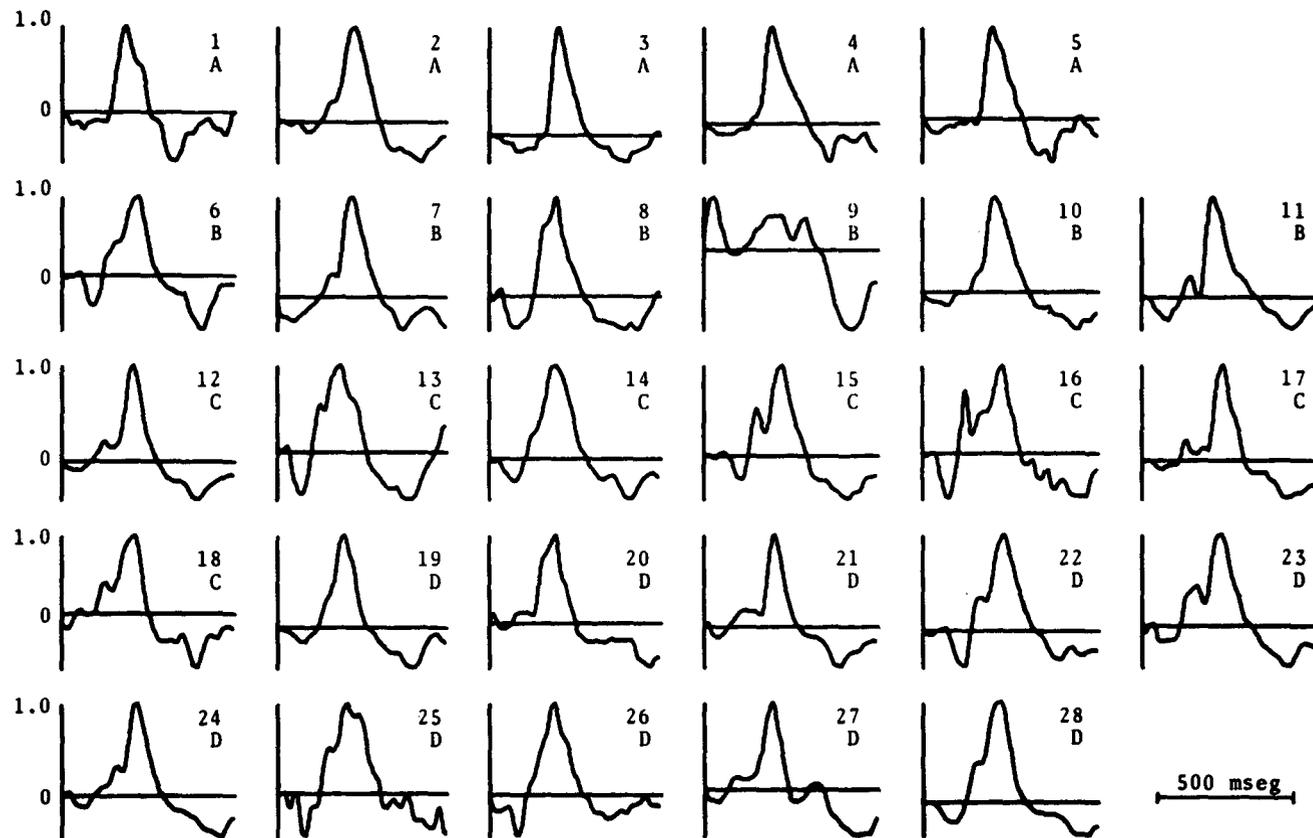


Figura 9. Formas de onda de dz/dt para pacientes submetidos a prova de esforço. O número do paciente e sua classificação (vide texto) estão indicados em cada caso. Os sinais estão sincronizados pela onda R do ECG que ocorre 160 msec após o eixo das ordenadas.

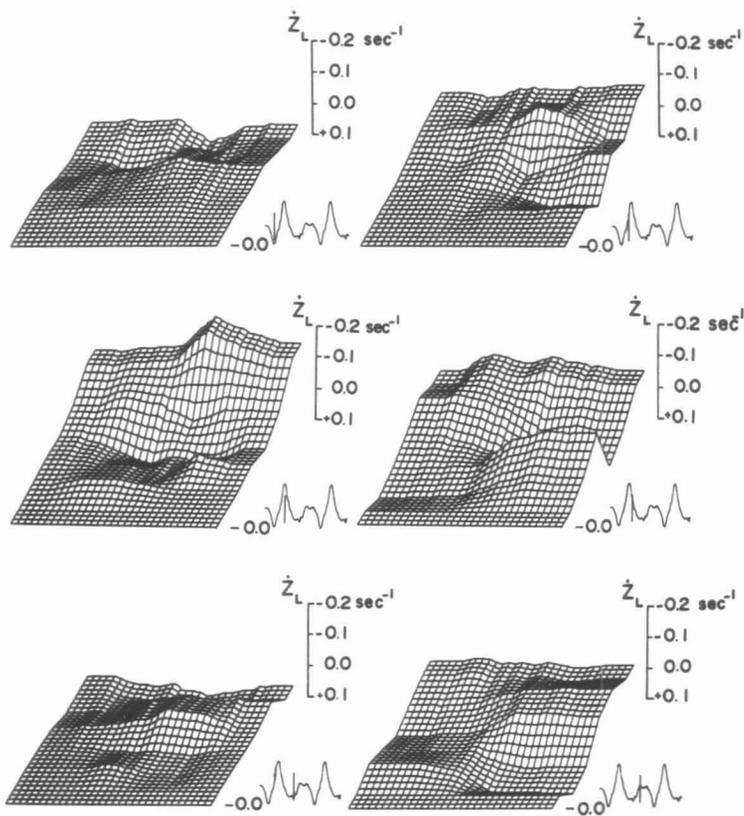


Figura 8. Distribuição do sinal \dot{Z}_L (vide texto) para seis instantes de tempo distintos ao longo do ciclo cardíaco conforme indicado pela posição da barra vertical a direita de cada superfície.

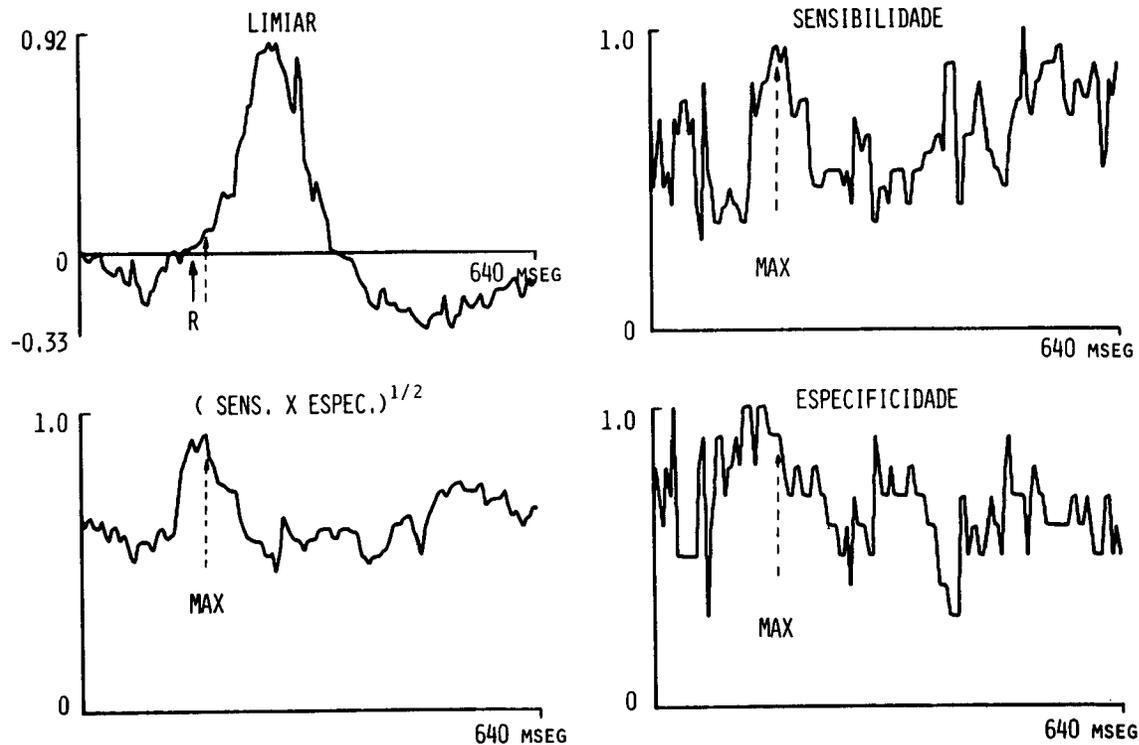


Figura 10. Limiar ótimo, sensibilidade e especificidade para separação de pacientes normais (A + B) e com indicação de doença coronariana (C + D). O melhor resultado é obtido 10 mseg após a onda R (tracejado) com uma especificidade de 90% e sensibilidade de 94%.

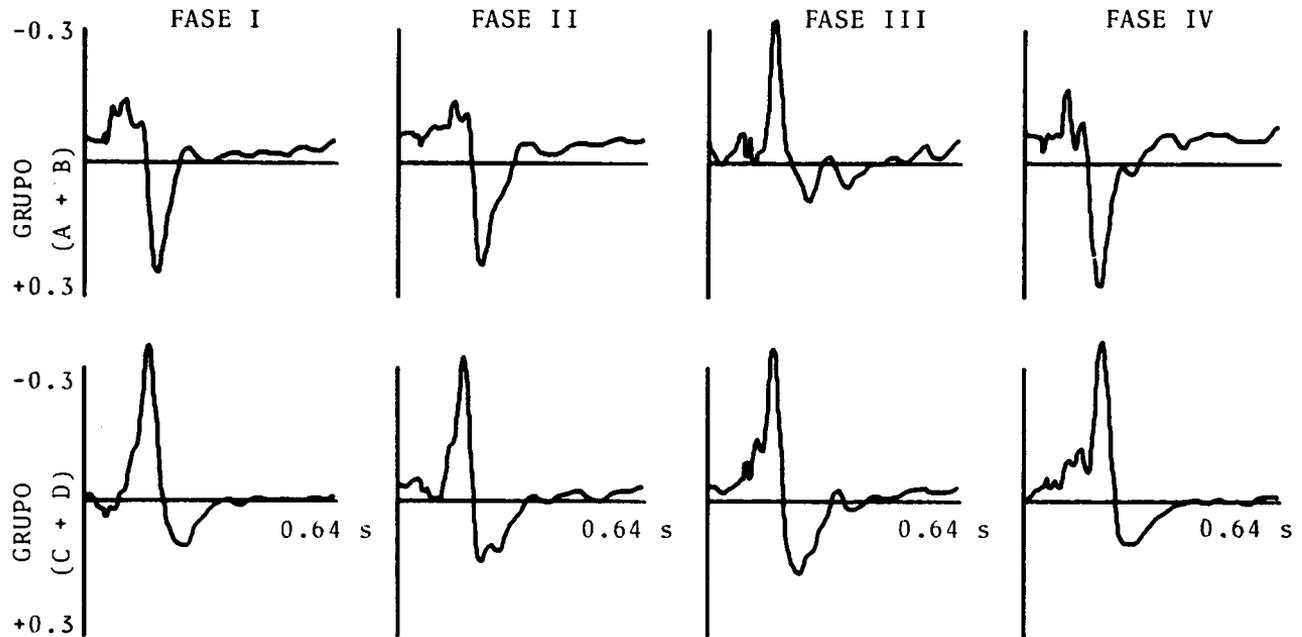


Figura 11. Médias espectrais do sinal dZ/dt obtido nas 4 fases características da prova de esforço para os grupos (A + B) (normais) e (C + D) (doença coronariana).