

Identificação do potencial evocado na estimulação cardíaca

Max SCHALDACH^(*)

REBRAMPA 78024-35

SCHALDACH, M. - Identificação do potencial evocado na estimulação cardíaca. *Rev. Bras. Marcapasso e Arritmia*, 6(2): 87-96, 1993.

RESUMO: Métodos para prevenir a perda de comando do marcapasso, através do reconhecimento do potencial evocado, via processamento eletrônico do sinal eletrocardiográfico (ECG), têm sido estudados com profundidade. Visam a detecção da resposta inotrópica como um indicador das necessidades cardiovasculares e servem também como sinal de controle para o restabelecimento da resposta cronotrópica. Baseiam-se no mecanismo de controle fisiológico da condutância intracardíaca, que serve não apenas como indicador da captura, mas também do índice inotrópico. Este permite o restabelecimento do controle da frequência em um sistema de estimulação cardíaca de malha fechada, onde o cabo-eletrodo do marcapasso realiza a função de sensor. Os resultados clínicos obtidos em um estudo multicêntrico comprovaram as previsões teóricas na alteração da frequência de estimulação, comparando-a com informações do sistema nervoso autônomo.

DESCRIPTORES: marcapassos responsivos.

INTRODUÇÃO

A prática atual para o ajuste da amplitude e largura do pulso do marcapasso após o implante do eletrodo consiste na medida do limiar de estimulação para várias larguras de pulso. Uma forma de se encontrar a combinação do par amplitude-largura que resulta na menor energia do pulso é fixar a largura e variar a amplitude de pulso até selecionar os valores ideais. O fator de segurança (S) pode ser expresso numa fórmula onde a amplitude de pulso programada (Us) é dividida pela amplitude de pulso determinada no limiar de comando (Uth). Deste total subtrai-se 1, o que pode ser expresso na seguinte fórmula: $S = (Us / Uth) - 1$. O fator de segurança mais comumente escolhido tem valor igual a 1, de modo que a amplitude de pulso programada no gerador é geralmente o dobro daquela necessária para uma estimulação cardíaca bem sucedida³.

Desta forma, programando-se o marcapasso com esse fator de segurança, ocorre no consumo

da bateria um aumento maior do que o necessário para manter uma estimulação eficaz, o que ocasiona uma diminuição na vida do gerador. Embora a maior parte da energia disponível nas baterias dos marcapassos atuais fique disponível para a estimulação cardíaca, uma pequena quantidade é consumida pelo circuito eletrônico e internamente pela própria bateria. A utilização do potencial evocado no controle da energia dispendida pelo marcapasso aumentará o tempo de vida do aparelho em aproximadamente 40%, em função de uma diminuição do fator de segurança⁵. O potencial evocado para esta aplicação pode ser definido como qualquer detecção na cavidade ventricular que ocorre em uma janela de tempo, curta e programável, após a estimulação ventricular. A Figura 1 mostra o potencial evocado que é registrado pelos ECG de superfície e intracavitário, através do cabo-eletrodo de marcapasso. Nesse exemplo, o valor máximo do potencial evocado foi atingido numa janela de tempo de 100 ms.

(*) Professor de Física e Engenharia Biomédica do Instituto Central de Biomedicina da Universidade de Erlangen. Diretor Geral do Instituto de Engenharia Biomédica da Universidade de Erlangen - Alemanha.

Correspondência: Rua dos Inocentes, 506 - CEP: 04 764 - São Paulo - SP - Fone: (011) 521-1933.

Trabalho recebido em 10/1992 e publicado em 08/1993.

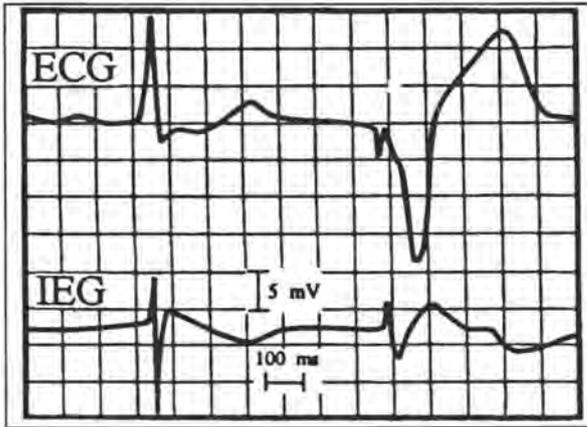


Figura 1 - Potencial evocado: ECG de superfície (acima) e registro intraventricular (abaixo). À esquerda, batimento próprio e à direita, evento estimulado.

Foi projetado um gerador de pulso de dupla-câmara, multiprogramável, no qual o circuito lógico de controle avalia os potenciais evocados provenientes do átrio e do ventrículo. De uma maneira geral, no modo de estimulação de dupla-câmara, os status de "Sentir" e "Estimular" podem provocar 4 estados básicos, além da transição entre um estado e o outro. O modo em que o gerador irá funcionar necessita não só controlar as variações dos estados, que dependem da atividade intrínseca do paciente, como também permitir, em conjunto com um registrador de saída, a eficaz adaptação automática da sensibilidade e da amplitude do pulso.

Resultados clínicos indicam que, na maioria dos casos, um período de "blanking" ventricular de 30 ms é adequado para prevenir a detecção do próprio pulso de estimulação. Entretanto, é possível programar o "blanking" ventricular na faixa de 40 a 104 ms, dependendo da posição do cabo-eletrodo.

Outra característica importante do marcapasso consiste numa janela programável para a identificação do potencial evocado que se abre a 40, 60, 80 ou 100 ms e se fecha a 100, 150, 200 ou 300 ms após o pulso de estimulação ventricular. Esta janela é adequada para dar o suporte de tempo necessário à identificação do potencial evocado. Este somente será sentido se a saída de pulso tiver energia suficiente para a captura ventricular.

A operação lógica do algoritmo de identificação do potencial evocado baseia-se em sucessivos "Sim" ou "Não", relativos à detecção da perda de captura. Repetidas indicações de perda de captura são necessárias antes da ativação do circuito lógico, alterando os parâmetros de estimulação. Portanto, o sinal de "detecção de perda de captura" só é confirmado após sucessivas tentativas de detecção do potencial evocado, de forma a assegurar que realmente está ocorrendo uma perda de captura e não uma interfe-

rência externa qualquer como por exemplo, a eletromagnética. Se dentro da janela o potencial evocado é identificado, assume-se que este pulso foi o causador da atividade cardíaca. Se, entretanto, o potencial evocado não é identificado dentro da janela, o sinal é entendido como indicação de perda de captura.

FUNÇÕES DO CABO-ELETRODO

As funções do cabo-eletrodo são conduzir a energia elétrica do gerador de pulso para o miocárdio e detectar potenciais intracardíacos para controlar o sistema. Adicionalmente, a utilização do cabo-eletrodo unipolar como sensor do tônus simpático pode ser obtida se o mesmo eletrodo for usado para a medição da condutância intracardíaca^{6,7}.

O princípio básico para o desenvolvimento de um sistema de marcapasso capaz de regular a frequência cardíaca depende de considerações fisiológicas (Figura 2). A seqüência das contrações no coração é

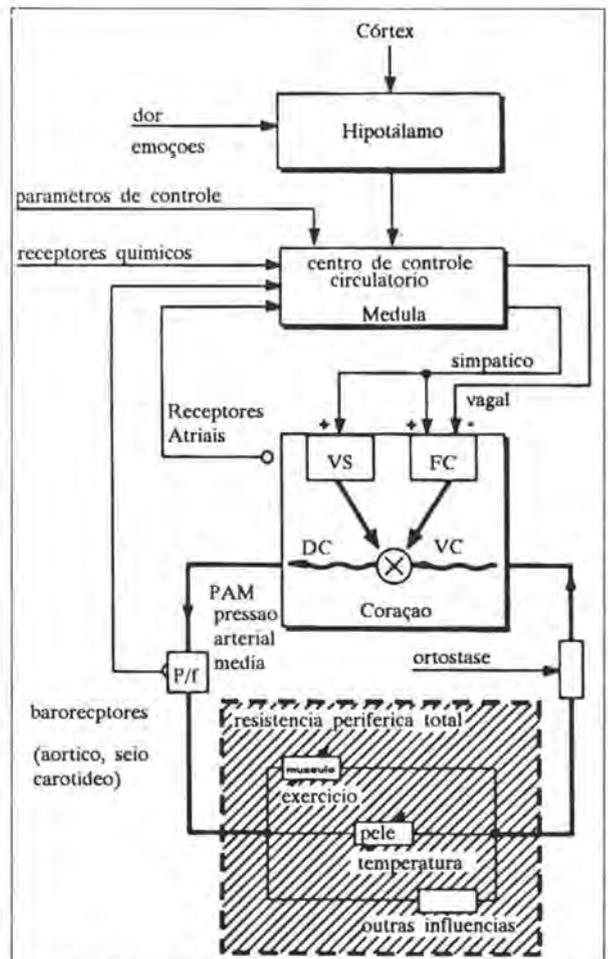


Figura 2 - Diagrama esquemático do controle fisiológico da pressão arterial sistêmica média (PAM), usando como variável de controle o débito cardíaco (DC = VC).

controlada por mecanismos autônomos que estão sujeitos às influências regulatórias extra-cardíacas. O controle circulatório e da perfusão tecidual são mantidos adequadamente enquanto a frequência cardíaca for suficiente para atender as necessidades sistêmicas. O coração normalmente recebe muitos sinais de controle e modela sua performance de acordo com a demanda circulatória. É função vital do coração participar e responder ao controle circulatório. A função de bomba é adequadamente controlada e resulta na manutenção da pressão arterial sistêmica (PAS). O débito cardíaco expressa as variações da performance cardíaca para atender as necessidades fisiológicas.

Controles de malha fechada são elaborados usando principalmente sensores de pressão que transmitem os sinais, via centro circulatório, da medula para o nó sinusal, modulando a frequência cardíaca e controlando a contratilidade miocárdica. Na presença de um estado doente que comprometa o mecanismo de estimulação intrínseca, limitando o controle da performance do coração, as reservas circulatórias individuais são reduzidas.

O marcapasso cardíaco artificial convencional pode manter a frequência cardíaca em níveis suficientes

para uma performance circulatória básica. Entretanto, as deficiências remanescentes estão associadas ao fato de que o marcapasso artificial não pode ser controlado pelo sistema nervoso autônomo (SNA), resultando, em determinadas situações de stress físico ou mental do paciente, em um insuficiente suporte hemodinâmico.

CONTROLE DO SISTEMA NERVOSO AUTÔNOMO

O nó sinusal normalmente responde a múltiplos sinais que refletem a demanda circulatória. Estes sinais incluem fatores hemodinâmicos tais como: pressão e fluxo do retorno venoso, fatores humorais e sinais autônomos do sistema nervoso central. Os principais coordenadores das funções de controle circulatório são os centros medulares cardiovasculares, que atuam diretamente na circulação cardíaca e periférica, através do canal aferente do SNA. Para corrigir uma insuficiência cronotrópica de modo eficiente, a função da estimulação artificial deve estar fundamentalmente coordenada com os sinais de controle do SNA.

A Figura 3 apresenta a modulação das funções cardíacas através do SNA em um coração normal. Na insuficiência cronotrópica, o conjunto de sinais que

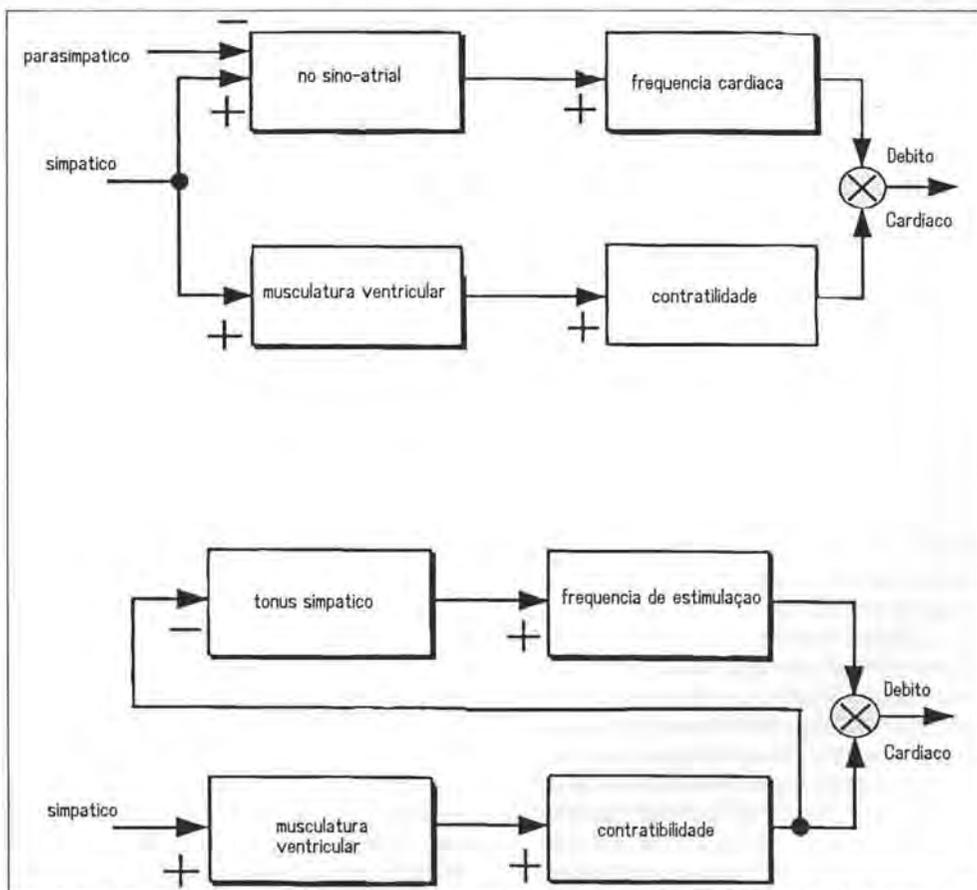


Figura 3 - Diagrama esquemático do ajuste fisiológico do débito cardíaco (sob influência do SNA) derivado da contratilidade.

controlam o SNA, via nó sinusal, deve ser substituído por uma medida ventricular, através do tônus simpático.

Um marcapasso com frequência de adaptação que utiliza o SNA restabelece o controle da frequência cardíaca, através do monitoramento do sinal ventricular inotrópico, direcionando esta informação para o marcapasso artificial. O uso do sinal de controle do simpático para restaurar a função cronotrópica abre uma nova classe de aparelhos de estimulação cardíaca, que são os marcapassos com controle do SNA. Estes novos aparelhos diferem dos sistemas de estimulação com adaptações convencionais, pois levam em conta o sistema circulatório como um todo. Oferecem excelente suporte e flexibilidade no controle cardiovascular e regulação hemodinâmica⁹.

O conceito de controle da frequência cardíaca via SNA leva em consideração a contratilidade miocárdica, sendo que sinais tais como a concentração de íons Ca^{++} , que pode ser desprezada em processos de curta duração, refletem adequadamente a função do SNA.

Usar a informação proveniente do SNA para o controle da frequência cardíaca torna o sistema bastante próximo do fisiológico e restabelece o controle de malha fechada, com sensores de pressão sanguínea e dos centros circulatórios medulares, consideradas as suas respectivas características de transferência de resposta.

A informação do SNA é expressa não só pela contratilidade, mas também pelo intervalo entre as sístoles. A medida da contratilidade exigiria que um sensor especial de pressão fosse colocado no sistema cardiovascular. A informação do SNA compreende todo o período da sístole, desde o início da atividade elétrica ventricular (indicada pela onda Q do ECG ou pela espícula, em pacientes com marcapasso). Muita atenção tem sido dada à determinação da fase de pré-ejeção (PEP)^{2,4,7}. O PEP inclui o atraso necessário para o acoplamento eletromecânico, bem como a fase de contração isovolumétrica. Quando a válvula abre, começa o período de ejeção (EP), que continua enquanto a válvula estiver aberta.

Tem sido demonstrado que ambos os períodos (PEP e EP) estão intimamente relacionados com a modulação da frequência cardíaca, via SNA⁸. Entretanto, quando a frequência cardíaca varia sem afetar o SNA, o PEP não é influenciado, mas o EP o é, podendo ocorrer um "feedback" positivo. Sob certas condições, a determinação exata do PEP requer métodos que não são aplicáveis na tecnologia de marcapassos e, portanto, um "marcador de tempo mensurável" precisa ser definido com as seguintes condições: 1) necessita ser detectado no momento da abertura das válvulas, mas deve estar distante do final da sístole, de maneira a evitar qualquer risco de "feedback" positivo;

2) necessita ser identificável em condições distintas de repouso ou de exercício físico;

3) o mesmo algoritmo precisa ser aplicável de modo a detectar essa marca de tempo na maioria dos pacientes.

O sinal da condutância intraventricular registra o movimento mecânico, a geometria e a variação na tensão da parede próxima à ponta do cabo-eletrodo. Posicionando-se o eletrodo próximo ao ápice do ventrículo direito, são registradas informações de ambos os ventrículos (direito e esquerdo). Como será demonstrado a seguir, o índice inotrópico é uma medida escalar da impedância da forma da onda durante o encurtamento do tempo de contração isovolumétrica, com aumento do tônus simpático, provendo as bases para obtenção do sinal inotrópico.

MEDIDA DA CONDUTÂNCIA VENTRICULAR DIREITA UNIPOLAR

O método que utiliza o cabo-eletrodo multipolar para medir a condutância provou seu sucesso para o volume intraventricular esquerdo¹. Falhas deste método, entretanto, contra-indicam a sua aplicação na medida do volume do ventrículo direito, em função das condições anatômicas. Como será mencionado a seguir, para o conceito do SNA, não é essencial a determinação exata do volume ventricular, uma vez que um cabo-eletrodo unipolar, posicionado no ventrículo direito, com um gerador de pulso servindo como circuito contador, fornece toda a informação sobre a contratilidade e o estado inotrópico do coração.

O arranjo do cabo-eletrodo unipolar para medida da condutância transcárdica é mostrado na Figura 4. A medida da condutância é feita através da injeção de uma corrente de onda quadrada de 20 μA através do cabo-eletrodo e da monitoração da tensão resultante. A corrente atravessa o cabo-eletrodo, o sangue, o miocárdio, a cavidade torácica, o tecido pulmonar e retorna à carcaça do gerador. A densidade da corrente é maior na ponta do cabo-eletrodo, pois a área da ponta é bem menor que a área da carcaça do gerador. A tensão induzida ocorre a uma distância de 0,5 cm^3 ao redor da ponta do cabo-eletrodo. A impedância medida entre a ponta do eletrodo e a carcaça do gerador é preliminarmente determinada pelo fenômeno de condutância. O termo condutância intracárdica é usado para enfatizar que a medida e o processamento do sinal aqui descrito têm seu fenômeno de condutância dominante na região da ponta do cabo-eletrodo.

Devido ao formato espalmado do ventrículo direito e das variações geométricas que ocorrem na parede média, ocasionadas pela contração ventricular esquerda, é incorreto atribuir ao sinal da condutância intracárdica unipolar as variações no volume ventricular (Figura 5). A maior parte do volume do ventrículo

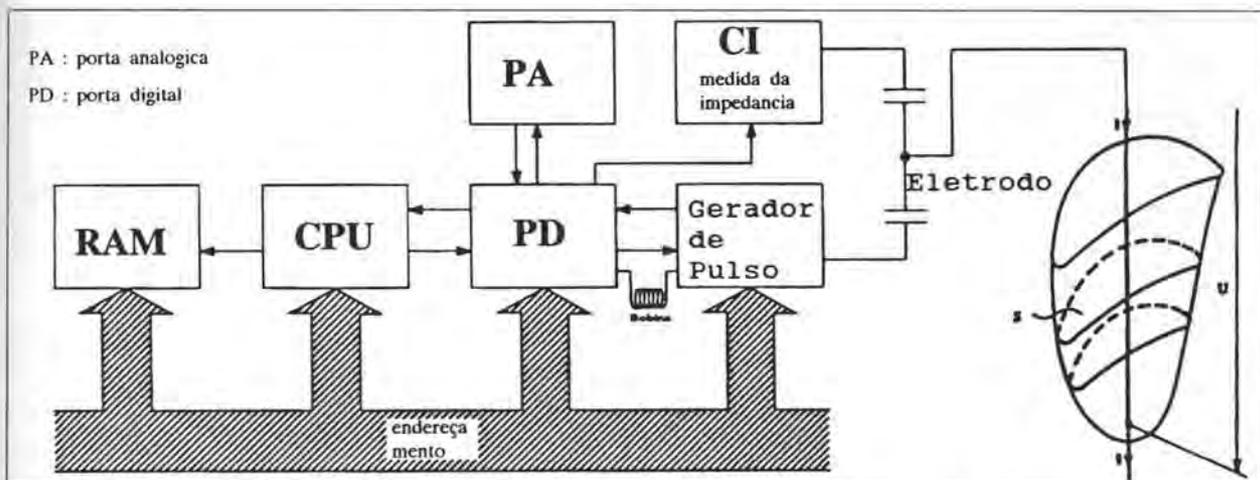


Figura 4 - Diagrama esquemático do marcapasso controlado pelo SNA usando a condutância de um eletrodo unipolar em ventrículo direito.

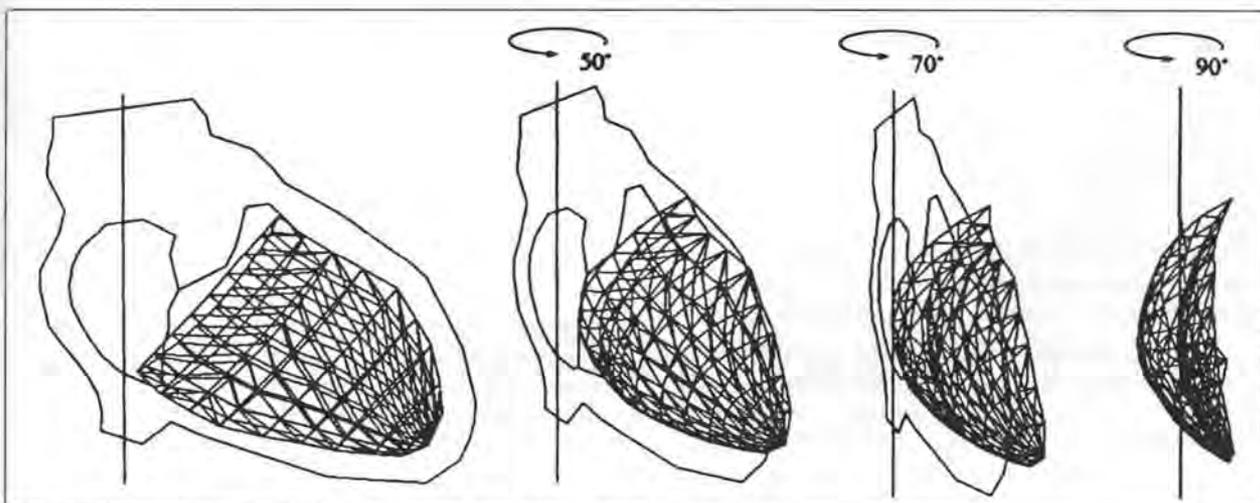


Figura 5 - Modelo do volume ventricular direito visto pela projeção oblíqua anterior direita.

direito está distante mais que cinco vezes da ponta do cabo-eletrodo para poder ser captado pelo campo de corrente. Deste fato resulta que não há nenhum local no ventrículo direito onde o cabo-eletrodo possa ser posicionado, para permitir a medida do volume da câmara. O sinal da condutância intracardíaca não é um índice de volume, mas de débito da câmara. Em 4 KHz, a condutividade específica do sangue é três vezes maior que a do tecido do miocárdio.

Variações no volume ao redor da ponta do cabo-eletrodo causam variações na condutância intracardíaca, em função da diferença de condutividade entre o sangue e o tecido do miocárdio. Movimentos da parede, do cabo-eletrodo e do fluxo sanguíneo, contribuem no sinal da condutância intracardíaca, que reflete variações geométricas na câmara, associadas com o processo de contração. O sinal é usado para determinar os eventos associados com a contração

e a contratilidade. Esta é a base para o uso da condutância intracardíaca na determinação do índice inotrópico.

Existe uma série de aspectos técnicos a serem considerados para uma medida acurada da condutância intracardíaca. A tensão induzida atribuída à condutância intracardíaca é pequena, tipicamente entre 0,2 a 1,2 mV. A tensão induzida atribuída à resistência do cabo-eletrodo é muito maior, na faixa de 20 mV, para uma impedância de 500 Ohms. Isto complica a medição da condutância intracardíaca, pois estas tensões induzidas são sobrepostas e variam rapidamente nos pós-potenciais estimulados. A condutância intracardíaca tem componentes de frequência na faixa de 0,5 a 35 Hz. A Figura 6 mostra um diagrama de blocos dos elementos usados na medida da condutância intracardíaca, em função desses sinais de interferência. O excitador é uma onda quadrada de 4096 Hz,

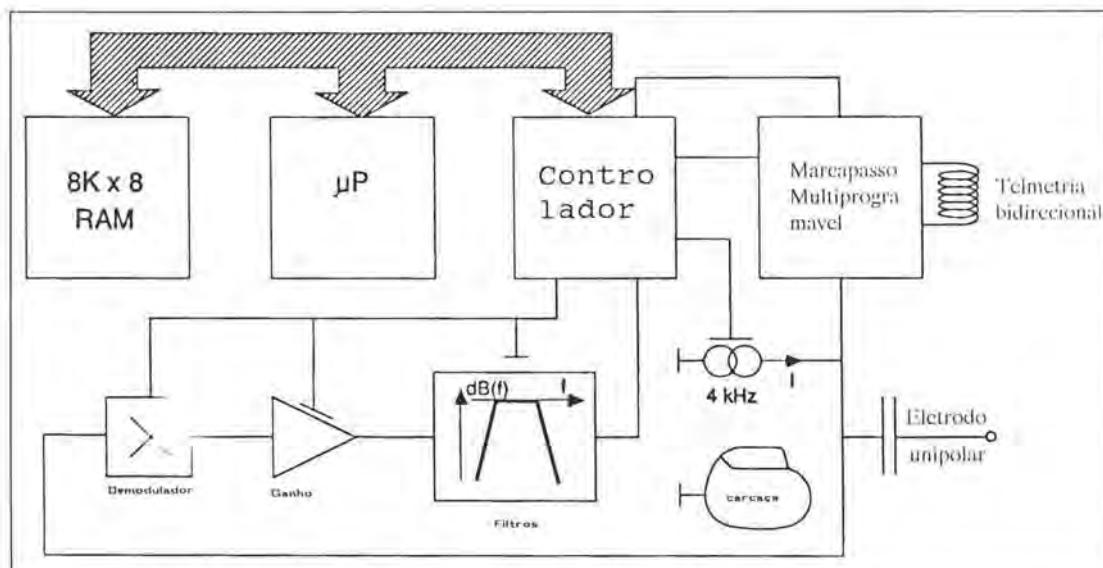


Figura 6 - Circuito do microcomputador usado no marcapasso com controle do SNA.

a tensão induzida é desmodulada sincronicamente e a tensão resultante passa por um filtro "passa banda", do tipo Bessel, em 0,3 e 40 Hz. Este filtro rejeita a maioria dos componentes da frequência respiratória, todos os componentes da impedância do cabo-eletrodo e todas as altas frequências desmoduladas, incluindo os componentes da repolarização pós-estimulação. O filtro BESSEL minimiza a distorção do sinal ¹⁰.

A relação sinal/ruído da medição pós-filtragem é de 36 dB, medida com uma impedância intracardiaca de 10 Ohms. O sinal de impedância analógico é convertido para digital, através de um conversor A/D de 11 bits. O ganho do estágio do filtro é programável, para ajustar a amplitude da impedância, com um mínimo de 6 bits de resolução, durante a conversão A/D. A geração da corrente de excitação é desmodulada e a filtragem do sinal desmodulado é obtida com um circuito integrado de baixo consumo de corrente. O conversor A/D atua 128 vezes por segundo, através de um circuito integrado adicional.

Desta forma, a impedância intracardiaca é extraída das fontes de interferência com precisão suficiente para assegurar que a medida do ruído não supere a maior fonte de variação do sinal.

Devemos enfatizar que os maiores determinantes da leitura da condutância intracardiaca, via cabo-eletrodo unipolar, são a condutância específica do sangue e do tecido, próximo à ponta do cabo-eletrodo. Genericamente, medições realizadas com corrente alternada resultam em valores complexos. No sangue e no tecido, a admitância em 4KHz é quase exclusivamente real. Desta forma, o sinal extraído é a condutância intracardiaca. Variações locais, devidas tanto à posição relativa entre cabo-eletrodo e

miocárdio, como às variações geométricas no formato da câmara, contribuem adicionalmente nas variações da leitura da condutância intracardiaca.

Os principais fatores que contribuem para variações na geometria do ventrículo direito são o enchimento da câmara, a contração isovolumétrica e o esvaziamento da câmara. A geometria do ventrículo direito é influenciada indiretamente pela contração do ventrículo esquerdo. Como a parede média do VD curva-se e é comprimida pelo formato cilíndrico do VE, os eventos mecânicos são superpostos na onda de condutância intracardiaca do ventrículo direito.

A Figura 7 mostra a variação temporal da curva de condutância intracardiaca e os eventos de abrir e fechar das válvulas, associados ao início da sístole. As medidas foram obtidas em um paciente do sexo masculino, com 79 anos, que estava deitado, em

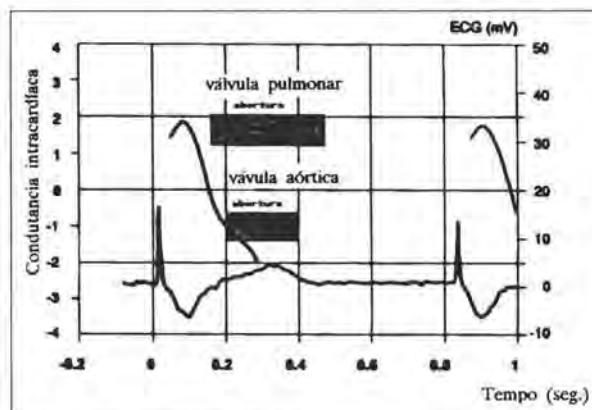


Figura 7 - Variação temporal da condutância intracardiaca em condições de repouso (70 ppm).

repouso. Com o cabo-eletrodo posicionado no ápice do VD, a variação temporal do ciclo cardíaco foi obtida, usando-se ecocardiografia. Os eventos de estimulação e abertura da válvula em VD precedem os correspondentes eventos em VE. Variações morfológicas na curva da condutância são associadas a eventos específicos da resposta miocárdica. O formato, polaridade e magnitude das variações da condutância dependem da posição do eletrodo.

As principais complicações associadas ao uso da condutância intracardíaca são as variações do sincronismo AV, quando alguma função atrial está presente. Existem também diferenças no formato e no tempo, baseadas na maneira como o tecido ventricular é estimulado (ritmo intrínseco, extra-sístole ou estimulação artificial). Finalmente, ocorre ainda uma contribuição residual, devido ao ciclo respiratório.

A Figura 8 mostra os filtros digitais recursivos, usados para minimizar as variações. Para obter uma transição suave da freqüência, um grupo de filtros é utilizado, permitindo que o marcapasso atinja 50% do grau de variação na freqüência cardíaca, em aproximadamente 12 ciclos cardíacos.

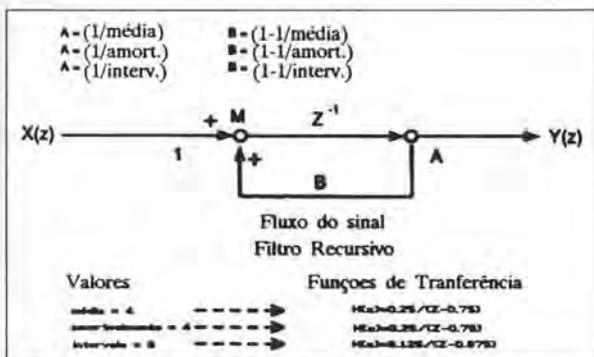


Figura 8 - Funções de transferência dos filtros recursivos.

O efeito do exercício na morfologia da curva de condutância intracardíaca é demonstrado na Figura 9. Durante o exercício, ocorrem sobreposições das curvas de condutância. Estas mudanças sobrepostas na onda de condutância são consistentes com as variações temporais das fases do ciclo cardíaco, em resposta ao exercício. Comparando as variações na curva de condutância intracardíaca em repouso e exercício, é fácil identificar uma região estreita onde ocorrem as sobreposições das curvas, associadas às variações no período pré-ejetivo. Define-se como região ativa o intervalo de tempo no qual as variações da condutância são medidas.

Vários métodos de processamento de sinais têm sido empregados para medir as curvas de condutância, com o objetivo de reconhecer a freqüência frente a diferentes condições, para todos os pacientes. O índice

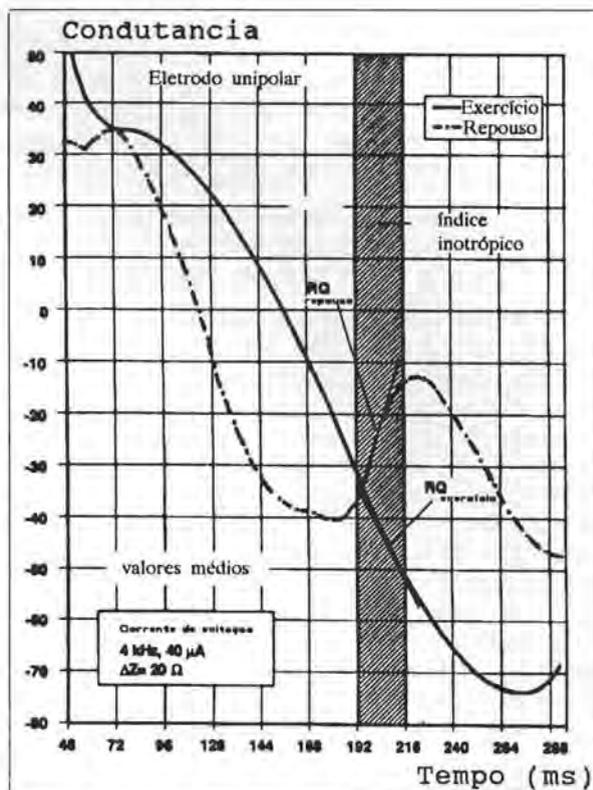


Figura 9 - Formatos típicos das ondas de condutância, durante repouso e exercício.

inotrópico provê o ajuste da freqüência de estimulação durante exercícios físicos, para atender as necessidades individuais. O índice inotrópico é definido de forma que torna-se zero em condições de repouso e atinge o valor 1 no máximo do exercício apropriado à idade e às condições físicas do paciente.

RESULTADOS

A investigação clínica foi realizada através de um estudo multicêntrico. Primeiramente, o conceito técnico da medida da condutância intracardíaca foi testado usando o cabo-eletrodo, estimulando-o com uma onda quadrada de corrente constante de 20 µA. Em 4 KHz, a variação da impedância, em função da contração do miocárdio, apresentou valores entre 1,5 e 2,5, sem diferenças significativas durante o repouso e o exercício. Afim de suprimir distúrbios, em uma segunda série, utilizaram-se filtros para eliminar interferências, tais como efeitos respiratórios que se superpõem. Em uma última série, dezoito pacientes (6 do sexo feminino, 12 do sexo masculino), com idade variando de 50 a 89 anos (média de 69 anos) participaram de um protocolo especial em exercício. Esse protocolo incluiu variações ortostáticas com os pacientes deitados de costas, sentados, de pé, seguindo-se a utilização de esteira para verificação da carga máxima tolerável (em muitos casos acima de

100 W), a cada 2 minutos. O protocolo terminava 5 a 10 minutos pós-exercício, com os pacientes sentados ou deitados. Um exemplo típico é mostrado na Figura 10a. A frequência de estimulação controlada pelo SNA é comparada com a frequência sinusal intrínseca para um paciente com bloqueio AV.

Pode-se observar uma excelente correlação entre as duas frequências (sinusal e de estimulação ventricular), durante todas as fases do protocolo.

A Figura 10b mostra os resultados do mesmo paciente, só que neste caso, o algoritmo de detecção do SNA está desajustado. Em consequência, observa-se grande disparidade entre a frequência sinusal intrínseca e a frequência de estimulação do marcapasso. Embora a frequência de estimulação não esteja subindo suficientemente para atender as necessidades circulatórias, o sinal do SNA causa um aumento na frequência sinusal até 140 bpm. Com o sistema adequadamente ajustado, o paciente chegou a 110 bpm com carga de 75 W e quando desajustado, a carga máxima tolerada foi de 56 W. Isto é uma clara evidência da eficiência do SNA como parâmetro de ajuste da frequência cardíaca.

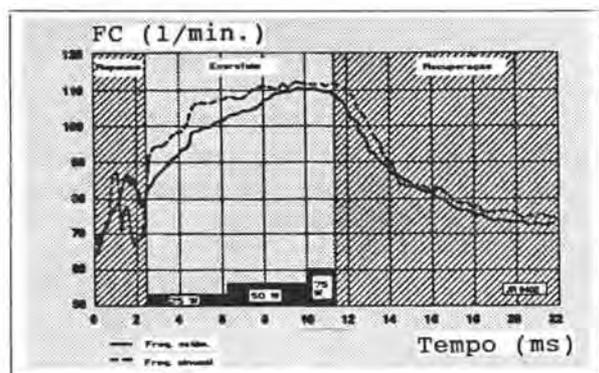


Figura 10a - Frequência de estimulação com controle do SNA em um paciente com bloqueio AV, durante várias fases do protocolo, comparada com a frequência sinusal intrínseca.

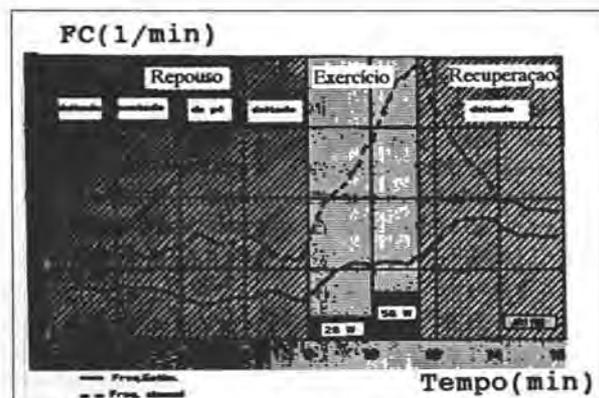


Figura 10b - Controle ineficaz da frequência de estimulação, devido à detecção insuficiente do sinal do SNA.

O aumento da frequência de estimulação induzida pelo exercício ocorreu até 15 s após o início do exercício. O período de recuperação ocorreu em torno de 3,2 min. Três pacientes com bloqueio AV do 3º grau apresentaram função sinusal, durante o acompanhamento. Entretanto, a frequência sinusal foi usada como um indicador independente da frequência cardíaca desejável. A correlação entre a frequência sinusal e a de estimulação é mostrada na Figura 11. Estes resultados demonstram o restabelecimento da frequência cardíaca, quando é usado o tônus simpático ventricular no controle da frequência de estimulação.

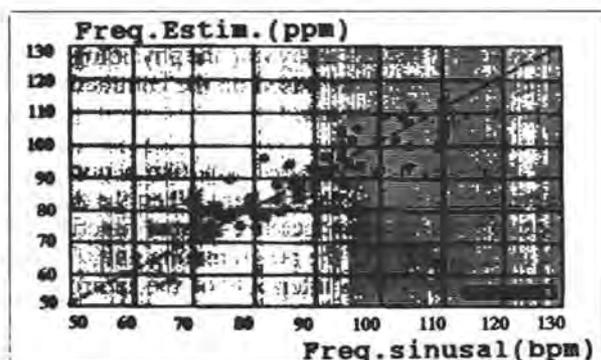


Figura 11 - Correlação linear entre a frequência de estimulação e o ritmo sinusal demonstram a validade do princípio de estimulação controlado pelo SNA.

A onda de condutância intracardíaca medida fornece elementos suficientes para a determinação da frequência de estimulação adaptativa. Desta forma, a insuficiência cronotrópica é tratada, com controle fisiológico da frequência de estimulação, baseado na característica do miocárdio.

O aparelho implantável apresenta-se como um marcapasso multiprogramável convencional. Quando o controle do SNA está ativado, as funções relacionadas à condutância são iniciadas pela unidade de controle. A Unidade Central de Processamento (CPU) do gerador é ativada pela interrupção do índice inotrópico, pela reprogramação dos registradores e pela deflagração de um pulso. Em caso de falha, um circuito de marcapasso adicional é automaticamente acionado, através de um "software" interno. Um circuito de proteção contra altas frequências oferece segurança adicional. A frequência de estimulação é limitada pela programação de seus valores máximo e mínimo. Uma memória RAM de 8 Kbytes armazena os dados, mede e controla os parâmetros e, adicionalmente, serve como um contador de eventos para monitorar o implante.

Progressos tecnológicos, especialmente na área de circuitos CMOS de baixa tensão, serviram como pré-condições tecnológicas para a realização deste

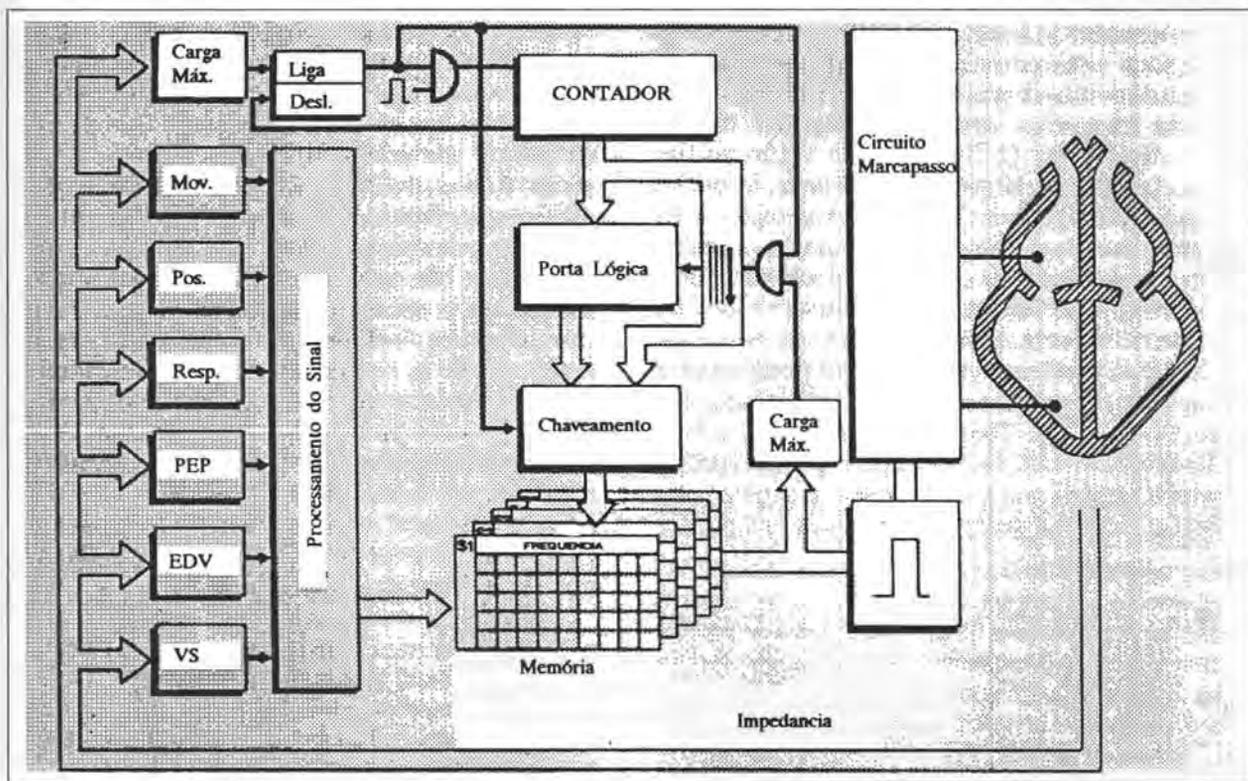


Figura 12 - Conceito universal de um marcapasso com resposta em frequência baseado na medida da impedância intracardiaca.

sistema de controle. A aplicação de microcomputadores oferece vantagens decisivas, quando comparados aos circuitos lógicos convencionais, pois os programas de aplicação podem ser armazenados em memórias de leitura escritas e modificados continuamente, após o implante.

DISCUSSÃO

Dentre as diferentes tentativas existentes para adaptação fisiológica da frequência cardíaca, o restabelecimento do controle de malha fechada é a mais atraente. O sistema usando o SNA descrito faz uso das variáveis fisiológicas e o sistema de regulação de pressão sanguínea permanece funcional, oferecendo vantagens de respostas fisiológicas às variações circulatórias.

No estudo multicêntrico realizado, a condutância provou ser, entre outros 28 diferentes sinais processados, o mais eficiente na obtenção da informação do SNA em todos os pacientes, frente a tipos diferentes de exercício. O algoritmo para determinação da condutância é insensível às variações no formato da curva, é independente do tipo de cabo-eletrodo e do fato de se tratarem de implantes agudos ou crônicos. O local de eleição para fixação do cabo-eletrodo é a região do ápice do ventrículo direito. Através de estudo ecocardiográfico, ficou demonstrado que a medida da

condutância tem o mesmo comprimento do período de ejeção. Há clara evidência de que o conceito de controle do SNA é um passo significativo na otimização da terapia de estimulação. Usando um microcomputador para processar o sinal de captura, pode-se monitorar as informações do SNA decorrentes da contratilidade.

O novo sistema de controle fisiológico de malha fechada permite a vantagem do controle de adaptação da frequência, via SNA. Adicionalmente, informações fisiológicas podem ser extraídas do sinal de condutância, tais como pré-carga (ortostática) e informações ergométricas (energia de movimento). Outras informações fisiológicas podem ser extraídas através da separação adequada dos sinais específicos. O sinal de condutância permite o controle e a supervisão da captura. Um sistema de estimulação complexo pode ser implementado, sem esforços adicionais, usando parâmetros fisiológicos a fim de controlar a insuficiência cronotrópica (Figura 12). O restabelecimento da contração fisiológica é então possível, em resposta à demanda circulatória, levadas em consideração as condições inotrópicas do coração.

O desenvolvimento da microeletrônica em marcapassos já está disponível e visa desenvolver respostas mais apropriadas às condições fisiopatológicas dos pacientes.

REBRAMPA 78024-35

SCHALDACH, M. - Evoked response recognition in cardiac pacing. *Rev. Bras. Marcapasso e Arritmia*, 6(2): 87-96, 1993.

ABSTRACT: Methods to prevent loss of capture by evoked response recognition with advanced electronic ECG signal processing have been extended to the detection of the inotropic response as an indicator of cardiovascular needs which serve as a control signal for the reestablishment of chronotropic response. Based on the physiological control mechanism, intracardiac conductance serves not only as an indicator of capture but also as inotropic Index which allows the restaturation of rate control in a closed-loop pacing system. Ideally, the stimulation electrode serves as actuator as well as sensor. In a multicenter study, clinical results obtained so far have proven the theoretical considerations and predictions to adapt the pacing rate by information from the autonomous nervous system.

DESCRIPTORS: adaptative-rate pacemakers.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- 1 BAAN, J.; VAN DER VELDE, E. T.; STENNDIJK, P.; KOOPS, J. - Calibration and application of the conductance catheter for ventricular volume measurement. In: VALENTINUZZI M. E. (ed.) *Intracardiac conductance volumetry*. New York, Gordon and Breach Science Publisher, Automedica, 11: 357-65, 1989.
- 2 CHIRIFE, R. - Physiological principles of a new method for rate responsive pacing using the preejection interval. *PACE*, 11: 1545-54, 1988.
- 3 FURMAN, S. - Basic concepts. In: FURMAN, S.; HAYES, D. L.; HOLMES, D. R. (eds.). *A practice of cardiac pacing*. Mount Kisco, New York. Futura, p. 27-73, 1988.
- 4 RENTSCH, W.; NIEDERLAG, W.; FOELSKE, II.; WUNDERLICH, E.; SCHMIDT, P. K. H. - Zur physiologischen frequenzanpassung von herzschrilmachern mittels systolischer zeitintervalle. *Z. Gesamte Inn. Med.*, 42: 386-9, 1987.
- 5 SCHALDACH, M. - Bioelectric phenomena in cardiac pacing. *Proc. of the Ninth Ann. Conf. of the IEEE Eng. in Med. & Biol.* 1: 139-42, 1987.
- 6 SCHALDACH, M. - Present state and future trends in electrical heart stimulation. *Med. Prog. Technol.* 13: 85-102, 1987.
- 7 SCHALDACH, M. - Systolic time intervals as a control of rate adaptive pacing. *IEEE Eng. in Med. & Biol. 11th Annual Conf.*: 1407-10, 1989.
- 8 SCHALDACH, M. - Automatic adjustment of pacing parameters based on intracardiac impedance measurements. *PACE*, 13: 1702-10, 1990.
- 9 SCHALDACH, M. & HUTTEN, H. - A physiological approach to different concepts of rate adaptive cardiac pacing. *Med. Prog. Technol.*, 16(4): 235-46, 1990.
- 10 SCHALDACH, M.; RENTSCH, W.; RENTSCH, H. W. - Advances in intracardiac impedance plethysmography. *Proc. IEEE Eng. in Med. & Biol.*, 12(2): 711-3, 1990.