

# Avaliação do Sensor de Contratilidade Cardíaca em Sistema DDDR – Estudo Multicêntrico

José Carlos S. ANDRADE<sup>(1)</sup> Gilberto V. BARBOSA<sup>(2)</sup> Paulo R. S. BROFMAN<sup>(3)</sup> Roque P. T. FALLEIRO<sup>(4)</sup> Paulo GIUBLIN<sup>(5)</sup> Oswaldo T. GRECO<sup>(6)</sup> Hélio B. LIMA<sup>(7)</sup> Arnaldo D. LOURENÇO<sup>(8)</sup> Antônio MACEDO JR.<sup>(9)</sup> Antônio S. MENEZES JR.<sup>(10)</sup> Antônio V. MORAES<sup>(11)</sup> Newton J. M. MOTA<sup>(12)</sup> José Carlos M. PACHÓN<sup>(13)</sup> Aldo A. TOMAS<sup>(14)</sup> João R. M. SANT'ANNA<sup>(15)</sup>

Reblampa 78024-215

Andrade J C S. Barbosa G V. Brofman P R S. Falleiro R P T. Giublin P. Greco O T. Lima H B. Lourenço A D. Macedo Jr. A. Menezes Jr. A S. Moraes A V. Mota N J M. Pachón J C M. Tomás A A. Sant'Anna J R. Avaliação do sensor de contratilidade cardíaca em sistema DDDR – estudo multicêntrico. Reblampa 1998; 11(3):113-120.

**RESUMO:** Neste estudo empregou-se um sistema de estimulação DDDR, cujo indicador que controla o sensor é o estado contrátil do miocárdio. Foram 85 pacientes portadores de doença no sistema de condução cardíaca distribuídos por 15 centros de implante no Brasil. Utilizando um parâmetro do próprio controle cardíaco vascular (contratilidade cardíaca obtida pela medida da impedância intracardiaca unipolar), a adaptação da frequência cardíaca é realizada num sistema de malha fechada, possibilitando teoricamente um ajuste a todas as necessidades fisiológicas. O objetivo principal foi avaliar a resposta de frequência do marcapasso em situações de esforço físico e mental, tanto em ambulatório (teste de esforço e estresse mental), como em atividades diárias do paciente. A programação e a calibração do sistema foram realizadas 30 dias após o implante (tempo de maturação da interface coração-eletrodo). Além das avaliações dos limiares de estimulação e sensibilidade atriais e ventriculares, foram realizados testes de estresse mental (matemático e de percepção) e teste ergométrico, monitorizados com histogramas de frequência gravados pelo próprio marcapasso. A média dos limiares agudos de estimulação foi de  $0,76 \pm 0,40$ Volts e  $0,52 \pm 0,35$ Volts, de sensibilidade foi  $2,59 \pm 1,49$ mV e  $11,79 \pm 4,92$ mV e a da impedância foi  $567 \pm 119$  Ohms e  $628 \pm 139$  Ohms, para átrios e ventrículos, respectivamente. A média dos limiares crônicos de estimulação foi  $1,34 \pm 0,64$ Volts e  $1,10 \pm 0,57$ Volts e a dos de sensibilidade foi  $2,82 \pm 1,79$ mV e  $6,62 \pm 1,36$ mV respectivamente para átrios e ventrículos. A frequência cardíaca variou de 5 a 160% nas atividades físicas e de 3 a 79% nas atividades mentais, com elevação apropriada logo no início da atividade. Conclui-se pela excelente performance do sensor estudado, permitindo uma adaptação de frequência muito semelhante à do sistema nervoso autônomo de indivíduos normais.

**DESCRIPTORIOS:** estimulação cardíaca artificial, marcapasso cardíaco, resposta de frequência, biossensores, sensor de contratilidade cardíaca, doença do nó sinusal, bloqueio atrioventricular.

(1) Escola Paulista de Medicina da Universidade Federal SP - SP.

(2) Faculdade de Medicina da Universidade Federal RS - RS.

(3) Faculdade de Medicina da PUC - Curitiba - PR.

(4) Faculdade de Medicina de Passo Fundo - RS

(5) Hospital N. Sra. das Graças de Curitiba - PR.

(6) Instituto de Moléstias Cardiovasculares SJRP - SP.

(7) Faculdade de Medicina de Juiz de Fora - MG

(8) Hospital Ana Costa de Santos - SP.

(9) Hospital Oswaldo Cruz de Recife - PE.

(10) Hospital Santa Helena de Goiânia - GO.

(11) Hospital das Clínicas de Ribeirão Preto - SP

(12) Hospital Santa Isabel de Blumenau - SC.

(13) Instituto Dante Pazzanese de Cardiologia - SP.

(14) Casa de Saúde São José de Uberaba - MG.

(15) Instituto de Cardiologia do Rio Grande do Sul - RS.

Endereço para correspondência: Rua Borges Lagoa, 783 - 5º andar cj. 51 - CEP: 040038-031 - São Paulo - SP - Brasil.

Fone: (011) 573.3009 - Fax: (011) 573.0303.

Trabalho recebido em 04/1998 e publicado em 09/1998.

## INTRODUÇÃO

No seu início, a estimulação cardíaca artificial tinha como objetivo primordial eliminar os sintomas e reduzir a mortalidade dos pacientes com bloqueios atrioventriculares avançados. Essa finalidade foi conseguida já nas primeiras gerações de marcapassos que inicialmente eram assíncronos (VOO) e depois síncronos ou de demanda (VVI).

Tais pacientes, entretanto, mantinham-se diuturnamente com a mesma frequência cardíaca, de um modo totalmente diferente do que acontece com indivíduos normais, apresentando por vezes alguns sintomas remanescentes ou uma baixa capacidade física. Isso fez com que nas últimas duas décadas fossem ampliados os objetivos da estimulação cardíaca artificial. Assim, passou-se a buscar uma restauração total da capacidade funcional e da qualidade de vida dos pacientes estimulados artificialmente.

A preocupação com o desempenho hemodinâmico oferecido pela variação da frequência cardíaca e pelo sincronismo da contração atrial e ventricular surgiu já com o advento dos marcapassos implantáveis. Nathan<sup>1</sup> em 1963 relatava a utilização de marcapassos que estimulavam o ventrículo após captarem a onda de ativação elétrica atrial. Entretanto, a necessidade do acesso epicárdico atrial e ventricular, acrescida do grande consumo de energia de tais geradores dotados de pilhas de mercúrio, com conseqüente tempo curto de vida útil do sistema (6 meses), mantiveram esse tipo de estimulação praticamente na experimentação clínica por muitos anos.

Na década de 80, porém, a estimulação bicameral teve um grande incremento com os enormes avanços tecnológicos ocorridos tanto na fabricação dos marcapassos como na utilização de circuitos integrados com alta capacidade de programabilidade e baixo consumo, baterias de lítio de grande durabilidade, fechamento hermético dos geradores (aumento da segurança), multiprogramabilidade (diversidade de recursos), telemetria bidirecional (segurança e confiabilidade). Tais inovações também puderam ser observadas na tecnologia dos cabos-eletrodos, desenvolvidos com menor calibre, maior flexibilidade, maior resistência, melhor histo-compatibilidade e fácil implantação no átrio direito através da via venosa<sup>2-4</sup>.

A utilização clínica maciça dessa estimulação cardíaca, dita "fisiológica", coincidiu com a ampliação das indicações de implante, dado o estágio avançado dos conhecimentos eletrofisiológicos e da fisiopatologia dos distúrbios da condução cardíaca. Surgiu então a necessidade de solucionar o problema dos pacientes que apresentavam bloqueio atrioventricular total (BAVT) com fibrilação atrial (FA) de baixa frequência ou com disfunção sinusal: parada sinusal (PS), bloqueio sinoatrial (BSA), bradicardia sinusal ou mesmo incompetência

cronotrópica do nó sinusal, nos quais a utilização do guia de frequência atrial era impraticável.

Convencidos da importância da variabilidade da frequência cardíaca (FC) no ajuste do débito cardíaco (DC) diante da demanda metabólica física ou mental, os estimulistas aplicaram seus esforços no desenvolvimento de marcapassos com biossensores, com resposta de frequência ou ainda marcapassos responsivos<sup>5</sup>.

Em situação de esforço ou de aumento metabólico, o organismo humano modifica a frequência atrial, além de vários outros parâmetros, tais como a frequência respiratória, o pH sanguíneo, a temperatura, o volume sistólico, a pressão ventricular, o intervalo QT, a saturação sanguínea de oxigênio, a movimentação corporal e a contratilidade cardíaca, entre outros.

A monitorização de um desses parâmetros, ditos indicadores de demanda metabólica, permite a construção de um marcapasso (MP) capaz de realizar a necessária adaptação da frequência de estimulação diante de um esforço.

Para tanto, a variável utilizada deve ser capaz de indicar as alterações necessárias no débito cardíaco, tendo como características essenciais a especificidade, a proporcionalidade e a velocidade de resposta.

Com relação a especificidade, a variável deve apresentar alterações similares às do ritmo cardíaco normal, sem contudo sofrer influência de falsos sinais. No que diz respeito à proporcionalidade, suas alterações devem ter correspondência com o aumento ou a diminuição da intensidade do exercício, nos pequenos e grandes esforços. Quanto à velocidade de resposta, a variável deve sofrer a alteração rapidamente com o início do esforço e apresentar normalização gradual com a sua cessação.

O esquema básico de funcionamento pode ser observado na Figura 1. Verifica-se que durante o exercício alteram-se os valores do indicador escolhido, essas alterações são captadas e quantificadas por

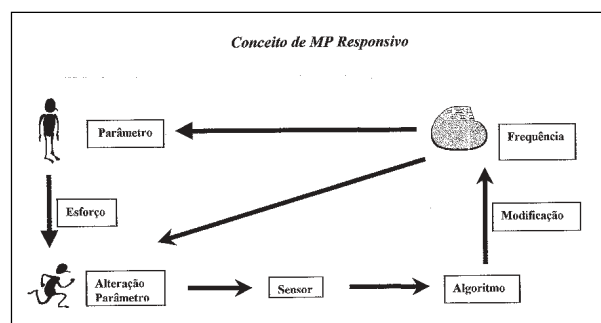


Figura 1 - Esquema básico do funcionamento do MP responsivo, onde as alterações metabólicas geradas pelo esforço são registradas pelo sensor que modifica a frequência de estimulação do MP adaptando-a ao esforço produzido.

um sensor, esse número é trabalhado por um algoritmo e promove a alteração na frequência de estimulação do gerador, com conseqüente adaptação ao esforço ou à demanda metabólica requerida.

Além da especificidade, proporcionalidade e boa velocidade de resposta do sensor, os marcapassos com resposta de frequência devem apresentar outras qualidades tais como durabilidade, confiabilidade, facilidade de implante e de programação, possibilidade de resolução de complicações e segurança diante de disfunção do sensor. Outras características importantes no sistema são a compatibilidade com cabos-eletrodos convencionais e a presença de uma variação circadiana da frequência cardíaca, ou seja, uma variação estreitamente relacionada com a atividade física ou mental do paciente. Para isto, o indicador escolhido deve ser regulado pelo sistema nervoso autônomo (SNA).

Em condições clínicas fisiológicas, o DC é sempre regulado pelo SNA a fim de que as variações da demanda hemodinâmica sejam atendidas. Ou seja, todas as mudanças de atividade, física ou mental envolvem alterações orgânicas, que interrelacionam várias funções - pulmonar, renal, cardíaca, vascular e até cerebral. O SNA faz a devida modulação dessas alterações através de informações fornecidas pelo seu sistema sensor constituídos por baroreceptores, receptores volumétricos e quimiorreceptores.

A atividade cardíaca está intimamente relacionada a essa influência do SNA e à ação do sistema humoral em que o efeito de substâncias como as catecolaminas são de fundamental importância.

A Figura 2 evidencia que o DC depende da FC e do volume sistólico (VS). Ambos são regulados pelo SNA através das vias cronotrópica e inotrópica, sendo o sistema constantemente realimentado pelas informações dadas pelas variações da pressão sanguínea arterial média (PA) e da resistência periférica total (RP), resultantes da própria variação do DC, constituindo assim um circuito de malha fechada.

### **Circuito Fisiológico de Malha Fechada**

Nas doenças do sistema de condução cardíaca em que está afetada a via cronotrópica, pela perda ou pela limitação da geração de impulsos nervosos no nó sinusal ou mesmo pela perda ou limitação da condução atrioventricular, a regulação do DC fica restrita às alterações do retorno venoso e da contratilidade miocárdica. Apesar da importância destes fatores, o aumento do DC fica bastante limitado quantitativa e temporalmente. Entretanto, o estado de contratilidade cardíaca continua refletindo diretamente a influência autonômica. Assim sendo, a sua monitoração permite obter um ótimo parâmetro para o restabelecimento artificial do controle de malha fechada da FC.

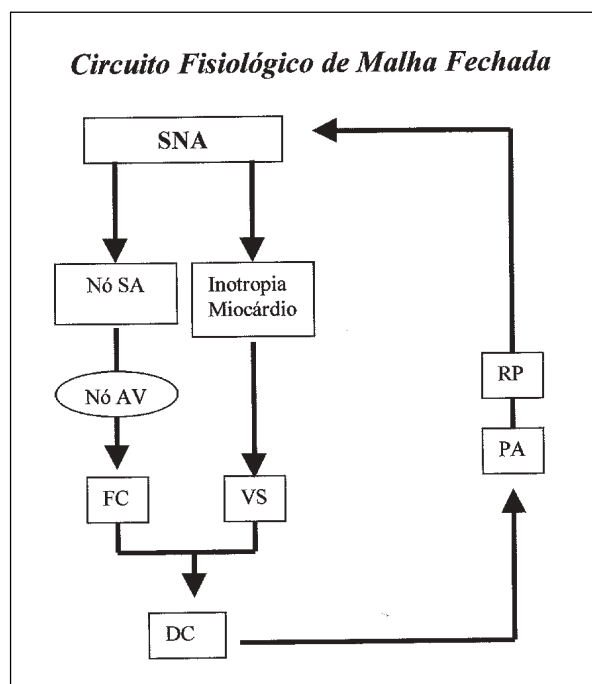


Figura 2 - Esquema do controle autônomo do DC através da FC (via cronotrópica) e VS (via inotrópica).

### **Conceito do MP com sensor de contratilidade**

Como a contratilidade cardíaca, principalmente na fase isovolumétrica, reflete o tônus simpático e está diretamente ligada à impedância miocárdica, sua monitoração constitui um excelente indicador para o restabelecimento não só da FC, mas do próprio mecanismo de alça (ou de malha) fechada. Pode ser obtida pelo registro unipolar da impedância entre a ponta do eletrodo de estimulação na cavidade ventricular direita e a própria carcaça do gerador<sup>6</sup>. Devido às mudanças tônicas e geométricas do miocárdio de acordo com sua contratilidade, os sinais obtidos pelo registro da impedância refletirão direta e imediatamente o seu estado contrátil.

O implante de MP com sensor de contratilidade cardíaca possibilita então o restabelecimento da influência autonômica na regulação da FC (Figura 3). O método possui ainda uma grande vantagem: como o registro da impedância é obtido através do mesmo eletrodo estimulador, é possível a utilização de cabos-eletrodos convencionais e até mesmo, em cirurgias para troca de gerador, de cabos-eletrodos já implantados.

### **OBJETIVO**

Com o objetivo de avaliar a resposta de frequência do marcapasso com sensor de contratilidade em situações de esforço físico e mental, tanto em laboratório como nas atividades diárias de pacientes submetidos ao implante desse tipo de aparelho foi feito um estudo multicêntrico<sup>7</sup>.

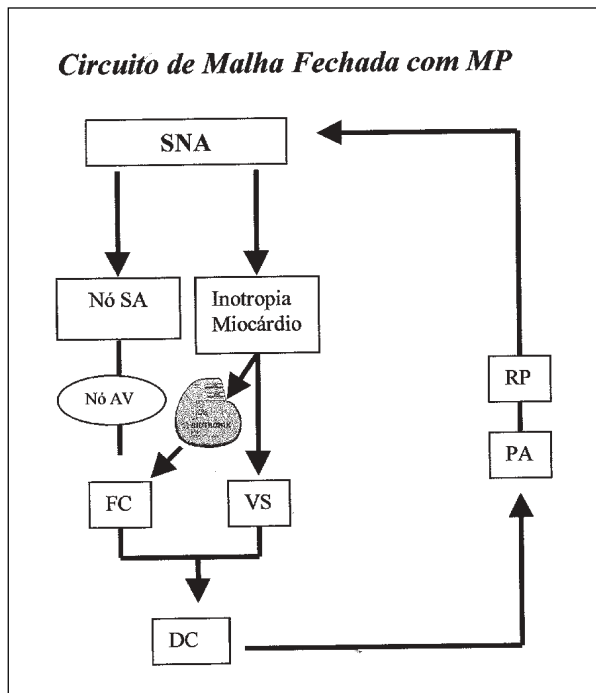


Figura 3 - Interrompida a via cronotrópica por Doença do Nó Sinusal ou por Bloqueio AV, o restabelecimento da variação da FC é feito artificialmente com o MP, via inotropismo cardíaco.

## MATERIAL E MÉTODO

Para a realização deste estudo multicêntrico, denominado "Projeto INOS DR – Brasil", que emprega um sistema de estimulação DDDR cujo indicador é o estado contrátil do miocárdio, reuniu-se a experiência de 15 centros brasileiros de implante.

O marcapasso utilizado monitora um parâmetro do próprio controle cardiovascular, no caso a contratilidade cardíaca obtida pela medida da impedância cardíaca unipolar, para a adaptação da frequência de estimulação cardíaca num sistema de malha fechada que teoricamente possibilita um ajuste a todas as necessidades fisiológicas.

Em número total de 85, 43 pacientes eram do sexo masculino e 42 do feminino. A idade variou de 13 a 92, com média de 55,7 anos. A Doença do nó sinusal (DNS) foi a indicação do implante em 19, o bloqueio atrioventricular (BAV) em 48 e a doença bidental (DNS + BAV) em 18 pacientes.

Utilizou-se o sistema de estimulação bicameral com eletrodos endocárdicos bipolares e como indicador para a resposta de frequência, um parâmetro do próprio controle cardiovascular - a contratilidade cardíaca, medida a partir do registro da impedância cardíaca feito no pólo distal do cabo-eletrodo ventricular, tendo a carcaça do gerador como outro pólo. As variações da impedância obtidas nessa configuração são ocasionadas principalmente por mudanças da condutividade

em torno do eletrodo distal. Devido às mudanças da contratilidade cardíaca e do volume de sangue e da própria massa miocárdica em torno do eletrodo, ocorridas durante as fases de contração isovolumétrica e ejeção, a condutividade apresenta-se variável, refletindo as mudanças tônicas e geométricas do miocárdio. O registro da impedância constitui então um parâmetro que se correlaciona muito bem com a contratilidade cardíaca e portanto com o tônus simpático. O marcapasso utiliza para a adaptação da frequência de estimulação um parâmetro do próprio controle cardiovascular, integrado e sensível ao sistema nervoso autônomo, sendo essa adaptação de frequência estabelecida num sistema de informações de malha fechada. Portanto, realizada a programação de alteração da frequência de estimulação em razão das alterações da contratilidade cardíaca, o marcapasso possibilita um ajuste a todas as necessidades fisiológicas.

A calibração e programação do aparelho só foi realizada 30 dias após o implante, para que houvesse uma maturação adequada da interface coração-eletrodo. Decorrido esse tempo, foram realizadas as mensurações dos limiares de estimulação e de sensibilidade atrial e ventricular, assim como da impedância dos cabos eletrodos atrial e ventricular. Na mesma oportunidade foi feita a calibração e a programação do marcapasso. A calibração tem a finalidade de estabelecer o algoritmo de ajuste de frequência para cada paciente. Para isso são coletados os valores da impedância miocárdica em situações de repouso e exercício, obrigatoriamente sob comando ventricular. A obtenção destes dados objetiva estabelecer a "região de interesse", ou seja, aquela em que as curvas de impedância, em repouso e em exercício, cruzam-se com sentidos opostos, o que ocorre aproximadamente a 200ms da espícula de estimulação ventricular (Figura 4). Os trechos das curvas de impedância em

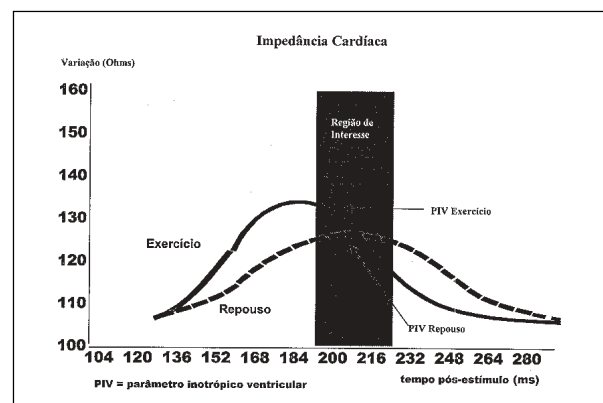


Figura 4 - As curvas de impedância em repouso e em exercício se cruzam aproximadamente à 200ms da espícula de estimulação ventricular, dentro da chamada "região de interesse", onde os trechos das curvas, com sentidos opostos, são chamados Parâmetros Inotrópicos Ventriculares (PIV) de repouso e de exercício.

repouso e em exercício aí compreendidas são chamados Parâmetros Inotrópicos Ventriculares (PIV) de repouso e de exercício e serão trabalhados pelo algoritmo para estabelecer a frequência de estimulação.

A partir desse ajuste, o MP passa automaticamente a variar a frequência de estimulação em função da variação do tônus cardíaco, ficando portanto sensível às variações do sistema nervoso autônomo.

Após a calibração, todos os pacientes ficaram programados no modo de estimulação DDDR, ou seja, estimulação bicameral com resposta de frequência.

Como o MP possui um sistema de gravação da variação da frequência de 24 horas, no primeiro dia após a calibração e programação os pacientes foram orientados a preencher um diário relatando as atividades realizadas, situações de estresse vivenciadas e eventuais sintomas. No 2º dia após a análise do histograma os pacientes foram submetidos a testes de estresse mental e físico.

Para a avaliação da variação da frequência de estimulação durante estresse mental os pacientes foram submetidos a testes padronizados:

a) Teste matemático, em que foram orientados a realizar operações matemáticas simples, mas em grande quantidade e em curto período de tempo (4 minutos).

b) Teste de percepção visual, no qual foram orientados a selecionar um ideograma numa página contendo diferentes tipos de ideogramas num curto período de tempo (40 segundos). Este teste foi particularmente utilizado para os pacientes analfabetos, com dificuldade de realizar operações matemáticas.

Para avaliar a variação da frequência durante exercício físico foi programado um teste ergométrico em esteira (Figura 5). Além disso os pacientes realizaram subidas e descidas de escada (20 degraus) para avaliação da resposta do sensor a essa atividade.

Em todas essas situações os pacientes foram monitorados com eletrocardiografia dinâmica (sistema Holter 24 horas), orientados e solicitados para preenchimento adequado do diário, além de terem documentada a variação de frequência com histograma memorizado e fornecido telemetricamente pelo próprio marcapasso.

### Análise Estatística

O teste T de Student foi utilizado para a comparação das médias e para comparações nos grupos de variáveis, a análise de variância de dados repetidos. A significância estatística foi definida para valores de P menor ou igual a 0,05.

### Resultados e Comentários

A média de limiares agudos de estimulação foi de

Horário do programador (hh:min)	FC (bpm)	Pressão arterial (mmHg)	Carga (Watt)	Paciente em repouso no início
___ : ___	___ / ___	___ / ___	___	Ajustes: dividir o monitor em duas partes: A = sense; V = pace; tempo de contagem = 1280s; modo = fixo
___ : ___	___ / ___	___ / ___	___	1 min sentado em repouso
___ : ___	___ / ___	___ / ___	___	2 min de exercício a 30% da carga máxima
___ : ___	___ / ___	___ / ___	___	recuperação (sentado em repouso) até frequência de repouso (+10%)
___ : ___	___ / ___	___ / ___	___	Medir pressão arterial a cada 2 minutos
___ : ___	___ / ___	___ / ___	___	2 min de exercício a 60% da carga máxima
___ : ___	___ / ___	___ / ___	___	recuperação (sentado em repouso) até frequência de repouso (+10%)
___ : ___	___ / ___	___ / ___	___	Medir pressão arterial a cada 2 minutos
___ : ___	___ / ___	___ / ___	___	Medir pressão arterial a cada 2 minutos
___ : ___	___ / ___	___ / ___	___	Interrogar o marcapasso, imprimir monitor
___ : ___	___ / ___	___ / ___	___	2 min de exercício a 90% da carga máxima
___ : ___	___ / ___	___ / ___	___	recuperação (sentado em repouso) até frequência de repouso (+10%)
___ : ___	___ / ___	___ / ___	___	Medir pressão arterial a cada 2 minutos
___ : ___	___ / ___	___ / ___	___	Medir pressão arterial a cada 2 minutos
___ : ___	___ / ___	___ / ___	___	Interrogar o monitor de tendência

Figura 5 - Esquema do protocolo para calibração do sensor.

0,76 ± 0,40 e 0,52 ± 0,35V na configuração unipolar, e a média de limiares de sensibilidade para configuração bipolar foi de 2,59 ± 1,49 e 11,79 ± 4,92mV, para átrios e ventrículos respectivamente.

Por ocasião da calibração do MP, feita 30 dias após o implante, a média dos limiares de estimulação foi de 1,34 ± 0,64 e 1,10 ± 0,57 V., e a dos limiares de sensibilidade foi de 2,82 ± 1,79 e 6,62 ± 1,36 mV, para átrios e ventrículos respectivamente.

Os resultados intraoperatórios, dado o fato de terem sido utilizados eletrodos endocárdicos convencionais, são superponíveis a experiências anteriores. Os limiares crônicos colhidos no 30º dia do pós-operatório mostram uma elevação dos limiares de estimulação em cerca de 100% e uma redução da captação da atividade elétrica tanto atrial como ventricular em torno de 50%, revelando que a interface eletrodo-coração ainda não atingira a maturidade total.

**ATIVIDADE FÍSICA** – Na avaliação das atividades físicas observou-se um aumento na frequência cardíaca logo no início das mesmas atingindo, no pico do exercício, uma elevação que variou de 5% a 160% em relação à frequência basal do marcapasso. É importante salientar que a pressão arterial teve também variação compatível com a de indivíduos comparáveis.

O exercício com escada (20 degraus) demonstrou que a elevação da FC é significativamente maior na subida ( 28 ± 14 bpm) que na descida (18 ± 10 bpm) da escada (Figura 6). O fato reflete a maior demanda



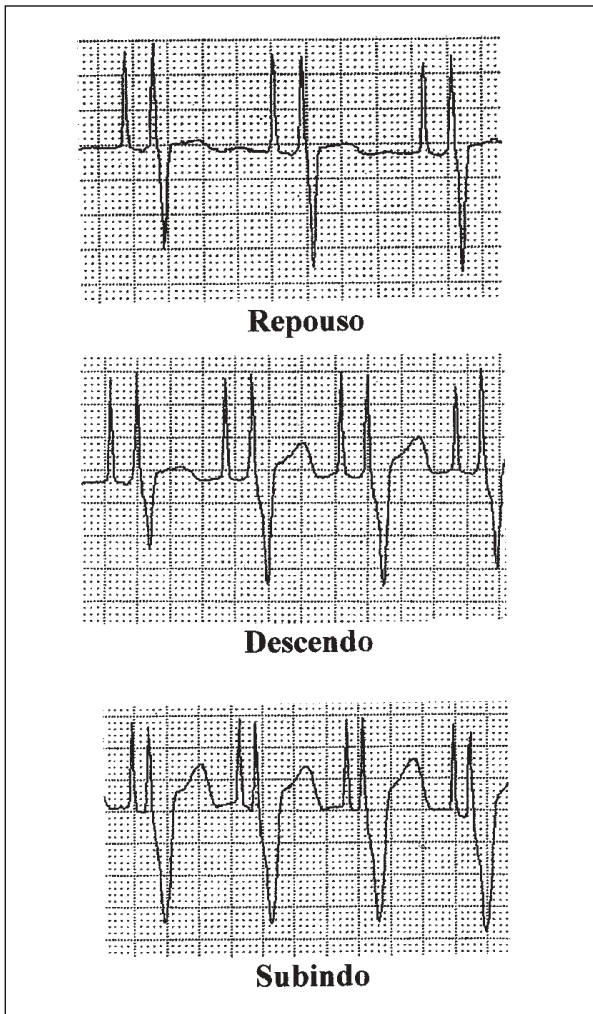


Figura 6 - Registros de ECG dinâmico documentando a modificação na frequência de estimulação durante o exercício com escada: repouso, descendo e subindo (final de 20 degraus).

metabólica que a subida requer e mostra a correta adequação da variação de frequência do MP.

Os resultados tanto do Holter como do histograma mostram variações significativas durante as atividades diárias (Figura 7).

**ATIVIDADE MENTAL** – A avaliação dos testes de estresse mental (Figura 8) assim como a análise do Holter 24 horas revelam que a frequência do MP variou de 3 a 79% nos testes programados.

A variação também foi considerável em situações de repouso durante a vida cotidiana, mas que envolveram momentos de estresse mental, tais como emoções, preocupações, sustos, etc (Figura 9), como também oscilou durante o sono, documentando o inter-relacionamento do sensor com as influências do sistema nervoso autônomo.

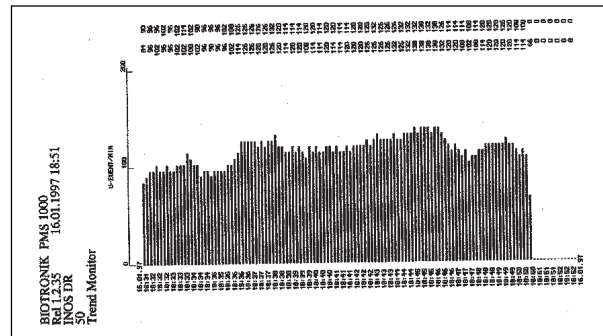


Figura 7 - Histograma de frequência obtido telemetricamente do próprio marcapasso. Paciente HVAP, sexo fem., branca, 61

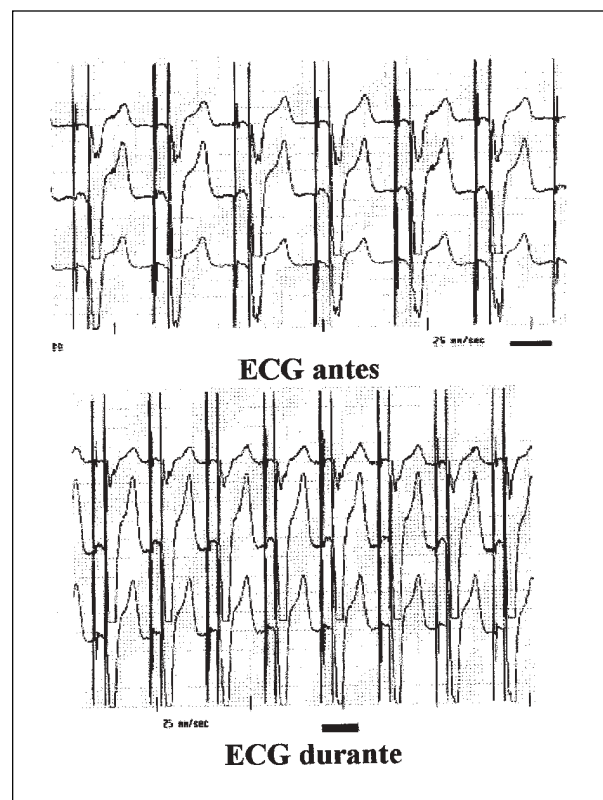


Figura 8 - Exemplo de modificação na frequência de estimulação por influência mental. Paciente MLO antes e durante realização de teste matemático.

Como órgão central de resposta do sistema cardiovascular, o coração responde quase imediatamente às requisições do sistema nervoso central que atua diretamente sobre ele através das vias cronotrópica e a inotrópica, ou seja, através da frequência cardíaca e do tônus miocárdico (Figura 2). Embora durante o exercício, a modificação da frequência tenha maior expressão tanto as alterações de frequência como de tônus são importantes no ajuste do débito cardíaco e estão intimamente relacionadas<sup>8,9</sup>.

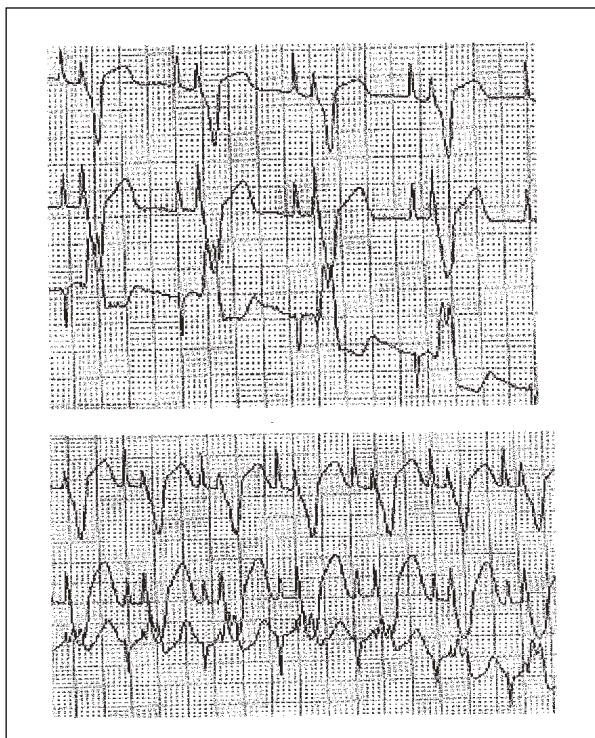


Figura 9 - Importante modificação na frequência de estimulação observada com a paciente DCN, 64 anos, durante assistência a novela de TV, sem nenhuma atividade física.

Disto decorre a grande vantagem do sensor de contratilidade que, monitorando as alterações do tônus cardíaco, possibilita o ajuste adequado da frequência de estimulação, o que pode ser observado em solicitações físicas e mentais em que a elevação da frequência foi de 160 e 79% respectivamente.

Já foi demonstrado que essas variações são semelhantes às de indivíduos normais<sup>10</sup>, desde que não se limite o valor máximo ("upper rate") desencadeado pelo sensor.

A avaliação clínica pré e pós-operatória deste grupo de pacientes com uma significativa mudança da classe funcional (Figura 10) demonstra a possibilidade da melhoria na qualidade de vida dos mesmos. Em alguns esse incremento foi até surpreendente, como para D.C.M., do sexo feminino com 64 anos de idade, com cardiomegalia acentuada (+++/++++), classe IV, que fazia uso de drogas para tratamento de ICC. Após o implante do marcapasso, retornou à classe I, restabelecendo suas atividades habituais e mostrando no teste ergométrico com consumo de oxigênio um padrão de curva idêntico ao de indivíduos normais com atividade física pouco intensa.

Como a alteração da frequência do marcapasso está relacionada com a contratilidade cardíaca e como um grande número de implantes no Brasil é realizado em portadores de miocardiopatia chagásica, pode-se

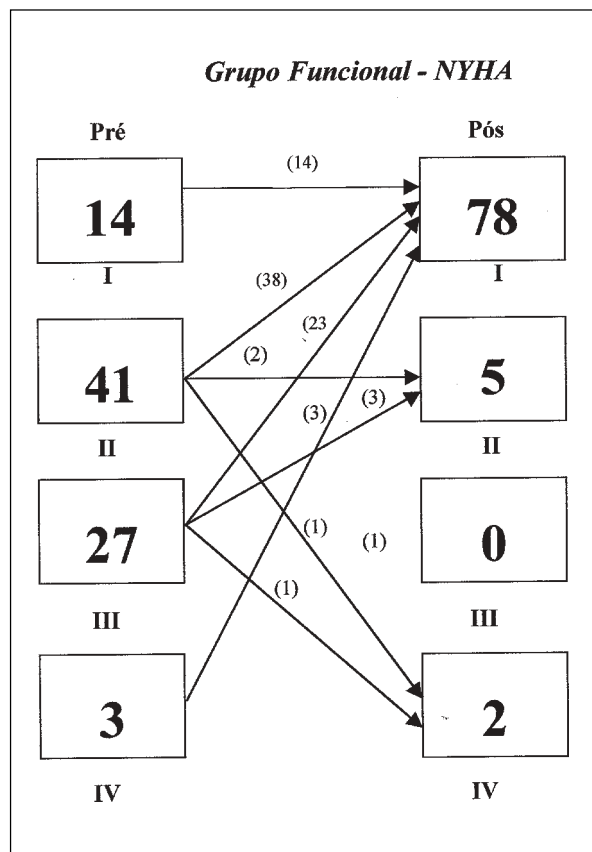


Figura 10 - Quadro da classificação funcional pré e pós implante do Marcapasso DDD.R

vislumbrar uma possível vantagem desse sensor para manter nesses pacientes uma frequência adequada. Diferentemente dos demais sensores, o sensor de contratilidade não tem o inconveniente de realizar uma estimulação com frequência elevada num coração com baixa fração de ejeção, o que acentuaria a disfunção miocárdica. Ao contrário, à medida que diminui o tônus miocárdico, o sensor reduz também a frequência de estimulação.

Diante de uma necessidade clínica, a alteração na frequência de estimulação é comumente, realizada através de programação e calibração. Entretanto, na ausência de condições técnicas ou humanas para isso, a modificação na frequência pode ser realizada neste tipo de marcapasso através da administração de drogas que interferem na contratilidade cardíaca. A injeção endovenosa de metoprolol, que possui efeito inotrópico negativo, reduziu a frequência de estimulação, enquanto que a administração de digoxina, com efeito inotrópico positivo, teve efeito inverso<sup>11</sup>. Esta "programação medicamentosa" é outra possibilidade, ainda não estudada, que poderá ser explorada clinicamente.

## CONCLUSÃO

O sensor de contratilidade cardíaca permite que

o marcapasso realize uma boa adaptação de frequência, tanto nas atividades físicas como nas mentais.

A resposta é rápida, quase imediata, muito semelhante à do SNA de indivíduos normais, conferindo excelente performance ao sensor.

#### AGRADECIMENTOS

À Srta. Adriana Rosa e ao Eng. Zolmo de Oliveira Jr., pela coleta dos dados, auxílio nas sessões de calibração e apresentação gráfica deste estudo.

Reblampa 78024-215

Andrade J C S. Barbosa G V. Brofman P R S. Falleiro R P T. Giublin P. Greco O T. Lima H B. Lourenço A D. Macedo Jr. A. Menezes Jr. A S. Moraes A V. Mota N J M. Pachón J C M. Tomás A A. Sant'Anna J R. Cardiac contractility sensor avaluation in a DDDR system – multicentric study. Reblampa 1998; 11(3): 113-120.

**ABSTRACT:** The treatment of AV conduction disorders associated with sick sinus node using DDDR pacemakers, has motivated the search for an ideal sensor. In this paper we are working with a DDDR stimulation system which use the myocardial contractility state an indicator for rate response. We selected 85 patients distributed throughout 15 Brazilian pacemaker implantation centers, presenting with disorders in the cardiac conduction system. This DDDR pacemaker system utilizes intrinsic cardiovascular information (cardiac contractility from measurement of the unipolar cardiac impedance) for heart rate adaptation, in a closed loop system that theoretically is adjusted to all physiological needs. The main objective was to evaluate the heart rate response of the contractility sensor pacemaker during ambulatory test (physical effort and mental stress) and daily life activities. The system calibration and program adjust were performed 30 days after implantation (myocardial-lead interface stabilization). We evaluated sensibility and stimulation thresholds as well as mental stress test (mathematical and perception) and treadmill test monitoring heart rate using histograms recorded by the pacemaker. The acute stimulation mean was  $0.76 \pm 0.40$  and  $0.52 \pm 0.35$ , and the mean sensibility was  $2.59 \pm 1.49$  and  $11.79 \pm 4.92$  mV, and the impedance was  $567 \pm 119$  and  $628 \pm 139$ , to atrium and ventricle respectively. The mean chronic stimulation threshold was  $1.34 \pm 0.64$  and  $1.10 \pm 0.57$ , and the mean sensibility threshold was  $2.82 \pm 1.79$  and  $6.62 \pm 1.36$ , to atrium and ventricle respectively. The heart rate varied from 5 to 160% on physical activities and from 3 to 79% on mental stress, with appropriate elevation at the beginning of activity. We conclude that the cardiac contractility sensor has an excellent performance on heart rate adaptation, with values similar to those produced by the autonomic nervous system of normal people.

**DESCRIPTORS:** artificial cardiac stimulation, cardiac pacemaker, heart rate response, biosensor, cardiac contractility sensor, sinus node disease, A–V block.

#### REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS:

- 1 Nathan D A. Center S. Wu C Y. Keller W. An implantable synchronous pacemaker for the long-term correction of complete heart block. *Circulation* 1963; 27: 682–5.
- 2 Parsonnet V. Furman S. Smyth N P D. Bilitch M. Optimal resources for implantable cardiac pacemakers. *Circulation* 1983; 68: 227–44.
- 3 Bernstein A D. Brownlee R R. Fletcher R. Gold R D. Smith N P D. Spielman S R. Report of the Naspe – Mode Committee *Pace* 1984; 7: 395–402.
- 4 Hauser R G. Wimer E.A. Timmis G C. et al. Twelve years of clinical experience with lithium pulse generators. *Pace* 1986; 9: 1277–81.
- 5 Andrade J C S. Marcapasso com biosensores. *Reblampa* 1988; 1(1): 32–8.
- 6 Schaldach M. Hutten H. Intracardiac impedance to determine sympathetic activity in rate-responsive pacing. *Pace* 1992; 15(II): 1778–86.
- 7 Andrade J C S. Greco O T. Tomas A A. et al. Avaliação do sensor de contratilidade cardíaca em sistema de estimulação DDDR – Estudo Multicêntrico. *Reblampa* 1997; 10(4): 220.
- 8 Benditt D G. Mianulli M. Fetter J. et al. Single-chamber pacing with activity initiated chronotropic response: evaluation by cardiopulmonary exercise testing. *Circulation* 1987; 75: 184–91.
- 9 Sedney M I. Weijers E. Van der Wall E E. Short-term and long-term changes of left ventricular volumes during rate – adaptive and single – rate pacing. *Pace* 1989; 12: 1863–8.
- 10 Menezes Jr. A S. Dourado J C. Análise de variabilidade dos intervalos RR em pacientes com marcapasso Inos DR e indivíduos normais. *Reblampa* 1997; 10(4): 229.
- 11 Andrade J C S. Lopes M G. Greco O T. et al. Estimulação com adaptação de frequência controlada pelo sistema nervoso autônomo – uma avaliação clínica. *Progress in Biomedical Research* 1997; 1–9.