







Avaliação do sensor de contratilidade cardíaca em sistema DDDR: estudo multicêntrico



José Carlos S. ANDRADE^{*}, Veridiana S. ANDRADE^{*},
Ênio BUFFOLO^{*}, Oswaldo Tadeu GRECO^{**}, Marly
Gerola LOPES^{*}, Antônio MACEDO JÚNIOR^{***}, Antônio
da Silva MENEZES JÚNIOR^o, Antônio Vitor MORAES^{oo},
Newton José Martins MOTA^{ooo}, José Carlos PACHÓN[±],
Marc SCHALDACH⁺⁺, Antônio Sérgio TEBEXRENI^{*}, Aldo
Auler TOMAS⁺⁺⁺

Services on Demand

Article

-  Article in xml format
-  Article references
-  How to cite this article
-  Curriculum ScienTI
-  Automatic translation
-  Send this article by e-mail

Indicators

-  Cited by SciELO
-  Access statistics

Related links

Share

-  More
- More

-  Permalink

RBCCV 44205-427

Andrade J C S, Andrade V S, Buffolo E, Greco O T, Lopes M G, Macedo Júnior A, Menezes Júnior A S, Moraes A V, Mota N J M, Pachón J C, Schaldach M, Tebexreni A S, Tomás A A - Avaliação do sensor de contratilidade cardíaca em sistema DDDR: estudo multicêntrico. *Rev Bras Cir Cardiovasc* 1998; **13**(4): 340-50.

RESUMO: Introdução: O tratamento de distúrbios na condução atrioventricular associados a doenças do nó sinusal com o emprego de marcapassos DDDR tem incentivado a procura de um sensor ideal.

Objetivo: Avaliar a resposta de frequência do marcapasso com sensor de contratilidade em situações de esforço físico e mental, tanto em laboratório como em atividades diárias de pacientes com bradicardia e insuficiência crônica.

Casística e Métodos: Do estudo multicêntrico brasileiro "Projeto Inos DR - Brasil", que emprega um sistema de estimulação DDDR cujo indicador é o estado contrátil do miocárdio, foram selecionados 38 pacientes com insuficiência crônica, sendo 21 do sexo masculino e 17 do sexo feminino, com idades variando de 13 a 83 anos (média de 57 anos). O marcapasso utiliza um parâmetro do próprio controle cardiovascular (contratilidade cardíaca obtida pela medida da impedância cardíaca unipolar) para a adaptação da frequência cardíaca, num sistema de malha fechada que, teoricamente, possibilita um ajuste a todas as necessidades fisiológicas. A calibração e programação do sistema só foi realizada 30 dias após o implante (tempo de maturação da interface coração-eletrodo), realizando-se, então, teste de estresse mental (matemático) e teste ergométrico (em esteira), monitorados com histograma de frequência e com curvas de consumo de oxigênio.

Resultados: A média de limiares agudos de estimulação foi de 0,82 Volts e 0,55 Volts, e a média de limiares de sensibilidade foi de 2,37 mV e 10,61 mV, respectivamente, para átrios e ventrículos. A média de limiares crônicos de estimulação foi de 1,44 Volts e 1,18 Volts, e a média de limiares de

sensibilidade foi de 2,81 mV e 6,3 mV, respectivamente para átrios e ventrículos. A frequência cardíaca variou de 5% a 128% nas atividades físicas e de 5% a 80% nas atividades mentais, com elevação logo no início das atividades, permitindo uma curva normal de consumo de oxigênio, comparável à de indivíduos normais de mesma faixa etária, sexo e peso. As médias foram comparadas pelo teste T de Student e as variáveis, pela análise de variância.

Conclusão: O sensor de contratilidade cardíaca tem excelente desempenho na adaptação da frequência cardíaca, com valor semelhante ao produzido pelo sistema nervoso autônomo de indivíduos normais.

DESCRITORES: Marcapasso artificial. Contração miocárdica. Frequência cardíaca, fisiologia. Cardiografia de impedância. Limiar sensorial. Teste de esforço. Estudos multicêntricos.

INTRODUÇÃO

A estimulação cardíaca artificial implantável com início nos anos 60 tinha como finalidade a eliminação dos sintomas dos pacientes portadores de bloqueios atrioventriculares avançados e a redução da mortalidade. Esses objetivos foram alcançados pelas primeiras gerações dos marcapassos, denominados assíncronos (VOO) e síncronos ou de demanda (VVI). Entretanto, a observação de que os pacientes, por vezes, apresentavam alguns sintomas remanescentes ou uma baixa capacidade física, assim como se mantinham diuturnamente com a mesma frequência cardíaca, diferentemente dos indivíduos normais, fez com que, na década de 80, se ampliassem os objetivos da estimulação cardíaca. Desta forma, ela passou a perseguir a restauração da capacidade funcional, 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 no advento dos marcapassos implantáveis. NATHAN et al. (1), em 1963, relatavam 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 acrescido do grande consumo de energia de tais geradores, dotados de pilhas de mercúrio, com conseqüente tempo curto de vida útil do sistema (6 meses) manteve esse tipo de estimulação praticamente na experimentação clínica.

Seu retorno triunfal ocorreu na década de 80, após os enormes avanços ocorridos na tecnologia tanto de fabricação dos marcapassos como na utilização de circuitos integrados (alta capacidade e baixo consumo), baterias de lítio (grande durabilidade), fechamento hermético dos geradores (aumento da segurança), multiprogramabilidade (diversidade de recursos), telemetria bidirecional (segurança e confiabilidade), como na dos cabos-eletrodo, desenvolvidos com menor calibre, maior flexibilidade, maior resistência, histocompatibilidade e de fácil implantação no átrio direito através da via venosa (2-4).

A utilização clínica maciça da estimulação cardíaca bicameral (DDD), 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. Surgia, então, a necessidade de se 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 insuficiência cronotrópica do nó sinusal, nos quais ficava impraticável a utilização do guia de frequência atrial.

Foi a fase em que os estimulistas, convencidos da importância da variabilidade da frequência cardíaca (FC) no ajuste do débito cardíaco (DC) diante da demanda metabólica física ou mental, aplicaram seus esforços no desenvolvimento dos marcapassos com biossensores ou marcapassos com resposta de frequência ou, ainda, marcapassos responsivos (5).

O organismo humano em situação de esforço, de aumento metabólico, modifica, além da frequência atrial, vários outros parâmetros, tais como: frequência respiratória, pH sanguíneo, temperatura, volume sistólico, pressão ventricular, intervalo QT, saturação sanguínea de oxigênio, movimentação corporal, contratilidade cardíaca etc.

A monitorização de um destes parâmetros, ditos indicadores de demanda metabólica, permite a construção de um marcapasso (MP) que, diante de um esforço, realize a necessária adaptação na frequência de estimulação.

É evidente que o parâmetro, a variável utilizada, tem de ser boa indicadora das alterações necessárias no débito cardíaco e, portanto, apresentar as seguintes características: especificidade, proporcionalidade e velocidade de resposta.

Especificidade: a variável deve ter alterações similares às do ritmo cardíaco normal, além de não sofrer influência de falsos sinais.

Proporcionalidade: as alterações da variável devem ter correspondência com o aumento ou a diminuição do exercício, nos pequenos e grandes esforços.

Velocidade de resposta: a variável deve sofrer a alteração rapidamente com o início do esforço e apresentar normalização gradual com o cessar do mesmo.

O esquema básico de funcionamento é observado na [Figura 1](#), ou seja, durante o exercício alteram-se os valores do indicador escolhido, essas alterações são captadas e quantificadas por um sensor, esse número é trabalhado por um algoritmo e promove a alteração na frequência de estimulação do gerador, com conseqüente adaptação ao esforço, à demanda metabólica requerida.

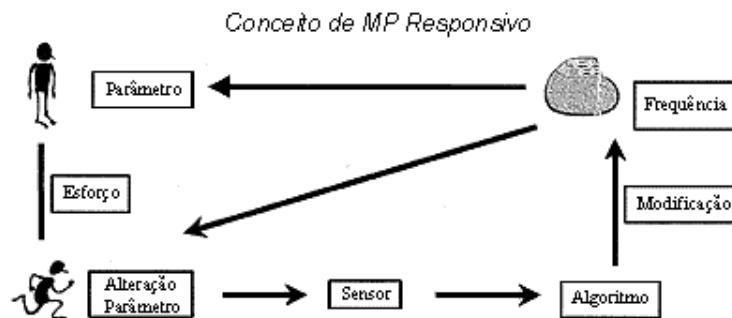


Fig. 1 - Esquema básico do funcionamento do MP responsivo, onde as alterações metabólicas geradas pelo esforço são registradas pelo sensor, que modifica a frequência de estimulação do MP, adaptando-a ao esforço produzido.

Além da especificidade, proporcionalidade e boa velocidade de resposta do sensor, os marcapassos com resposta de frequência devem apresentar outras qualidades: 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 seriam a compatibilidade com cabos-eletrodo convencionais e a presença de uma variação circadiana de 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, quer física, quer 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: baroreceptores, volume receptores, quimiorreceptores.

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

A observação da [Figura 2](#) mostra que o DC é dependente de duas variáveis: a FC e o volume sistólico (VS). Ambos são regulados pelo SNA através de duas vias: a cronotrópica e a inotrópica e realimentado constantemente pelas informações dadas pelas variações da pressão sanguínea arterial média (PA) e da resistência periférica total (RP), frutos da própria variação do DC, constituindo um circuito de malha fechada.

Circuito Fisiológico de Malha Fechada

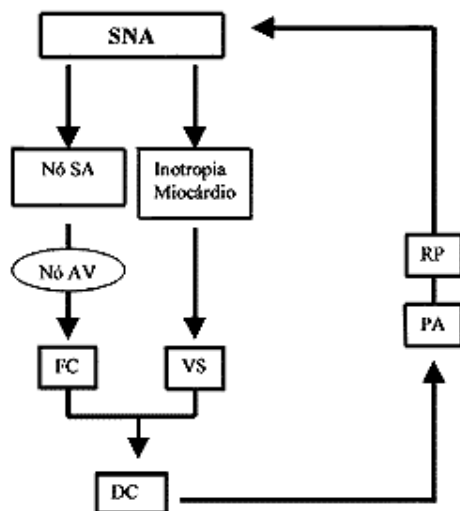


Fig. 2 - Esquema do controle autônômico do DC através da FC (via cronotrópica) e VS (via inotrópica).

Circuito Fisiológico de Malha Fechada

Nas doenças do sistema de condução cardíaca, estando afetada a via cronotrópica, pela perda ou limitação da geração de impulsos nervosos no nó sinusal e/ou 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 autônômica. Assim sendo, a sua monitoração permite obter um ótimo parâmetro para o restabelecimento artificial do controle de malha fechada da FC.

Conceito do MP com Sensor de Contratilidade

Como a contratilidade cardíaca, principalmente na fase de contração isovolumétrica, reflete o tônus simpático e está diretamente ligada à impedância miocárdica, a monitoração desta constitui um excelente indicador para o restabelecimento não só da FC mas do próprio mecanismo de alça (ou de malha) fechada. Ela 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 ⁽⁶⁾. 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 autônômica 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, permite a utilização de cabos-eletrodo convencionais e até a utilização de cabos-eletrodo já implantados, em operações para troca de gerador.

Circuito de Malha Fechada com MP

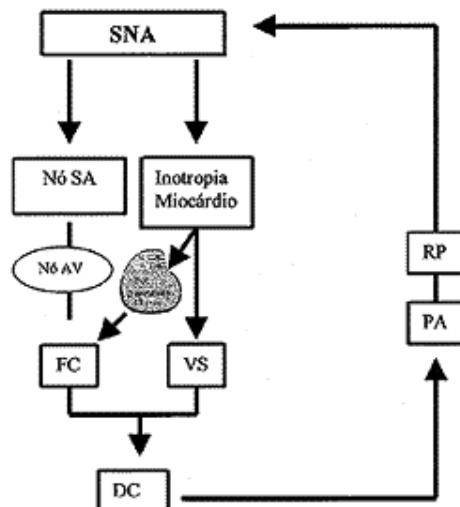


Fig. 3 - Interrompida a via cronotrópica por Doença de Nó Sinusal ou por Bloqueio A-V, o restabelecimento da variação da FC é feito artificialmente com o MP, via inotropismo cardíaco.

Objetivo

Avaliar a resposta da frequência do marcapasso com sensor de contratilidade em situações de esforço físico e mental, tanto em laboratório como em atividades diárias de pacientes com bradicardia e insuficiência cronotrópica.

CASUÍSTICA E MÉTODOS

No estudo multicêntrico brasileiro "Projeto Inos DR - Brasil" (7), que congrega 15 Serviços de Cirurgia Cardíaca distribuídos por 7 estados brasileiros e que emprega um sistema de estimulação cardíaca tipo DDD-R, foram selecionados os pacientes com insuficiência cronotrópica bicameral. Em número de 38, sendo 21 do sexo masculino e 17 do feminino, com idades variando de 13 a 83 anos (média de 57 anos) todos apresentavam doença do nó sinusal (DNS) e BAVT.

O sistema de estimulação empregado é bicameral com eletrodos endocárdicos bipolares e utiliza, como indicador para 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 de frequência de estimulação, um parâmetro do próprio controle cardiovascular integrado e sensível ao sistema nervoso autônomo, sendo essa adaptação de frequência estabelecida em um 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 teoricamente possibilita um ajuste a todas as necessidades fisiológicas.

A calibração e programação do marcapasso só foi realizada 30 dias após o implante, para que houvesse uma adequada maturação da interface coração-eletrodo. Decorrido esse tempo, foram realizadas as mensurações dos limiares de estimulação e sensibilidade atrial e ventricular, assim como da impedância dos cabos eletrodo atrial e ventricular; na mesma oportunidade, foi feita a calibração e 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, com sentidos opostos se cruzam, o que ocorre aproximadamente a 200ms da espícula de estimulação ventricular (Figura 4). Os trechos das curvas de impedância em repouso e em exercício aí compreendidas são os chamados Parâmetros Inotrópicos Ventriculares (PIV) de repouso e de exercício, que serão trabalhados pelo algoritmo, para estabelecer a frequência de estimulação.

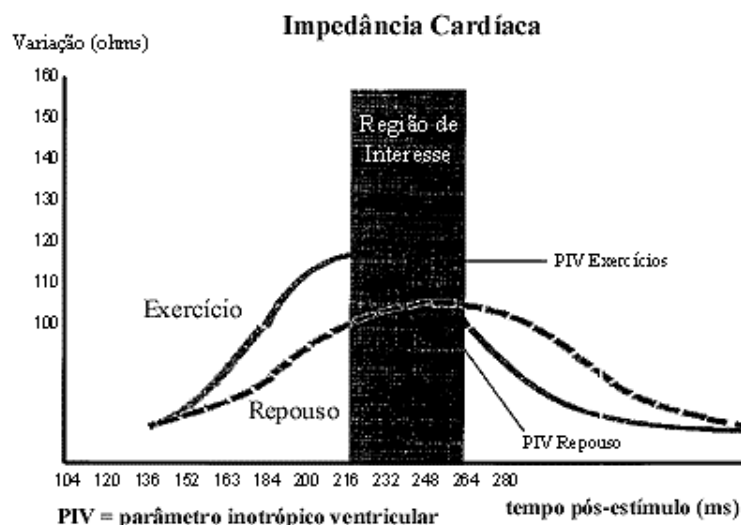


Fig. 4 - As curvas de impedância em repouso e em exercício se cruzam aproximadamente a 200ms da espícula de estimulação ventricular, dentro da chamada "região de interesse", onde os trechos das curvas, com sentidos opostos, são chamados Parâmetros Inotrópicos Ventriculares (PIV) de repouso e de exercício.

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 DDD-R, ou seja, estimulação bicameral com resposta de frequência.

Como o MP possui um sistema de gravação da variação da frequência de 24 horas, os pacientes foram orientados no primeiro dia a preencher um diário relatando as atividades realizadas, situações de estresse vivenciadas e eventuais sintomas. No segundo dia após a calibração e programação, os pacientes, depois da análise do histograma acima, 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, com os pacientes orientados a realizar operações matemáticas simples, mas em grande quantidade e em curto período de tempo (4 minutos).

b) Teste de percepção visual, com os pacientes 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 a avaliação da variação da frequência durante exercício físico, foi programado um teste ergométrico em esteira ([Quadro 1](#)).

QUADRO 1
ESQUEMA DE PROTOCOLO PARA CALIBRAÇÃO DO SENSOR

Favor preencher os tempos iniciais do programador no início de cada período na primeira coluna. No campo "Pressão arterial", favor registrar o valor do final do período.				
HORÁRIO DO PROGRAMADOR (HH:MM)	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 e 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 e 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 e 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

Além do teste em esteira, os pacientes realizaram subidas e descidas de escadas, para avaliação da resposta do sensor a essa atividade.

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

No grupo de pacientes (sete) da Escola Paulista de Medicina (EPM) associou-se ao teste ergométrico a avaliação do consumo de oxigênio.

Análise Estatística

Para comparação das médias, foi utilizado o teste T de Student e, para comparações nos grupos de variáveis, a análise de variância de dados repetidos.

Foi definida significância estatística para os valores de P menor ou igual a 0,05.

RESULTADOS E COMENTÁRIOS

A média de limiares agudos de estimulação foi de $0,82 \pm 0,45$ e $0,55 \pm 0,43V$, na configuração unipolar, e a média de limiares de sensibilidade para configuração bipolar foi de $2,37 \pm 1,17$ e $10,61 \pm 4,86$ mV, respectivamente para átrios e ventrículos.

Por ocasião da calibração do MP, feita 30 dias após o implante, a média dos limiares de estimulação foi de $1,44 \pm 0,68$ e $1,18 \pm 0,71V$ e a dos limiares de sensibilidade foi de $2,81 \pm 1,59$ e $6,3 \pm 1,61$ mV, respectivamente para átrios e ventrículos.

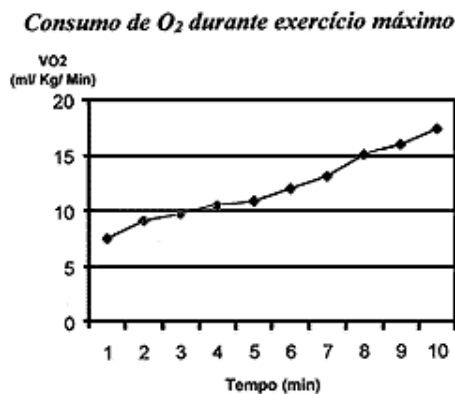
Os resultados intra-operatórios, dado o fato de se utilizarem eletrodos endocárdicos convencionais, são superponíveis a experiências anteriores. Os limiares crônicos colhidos aos 30 dias do pós-operatório mostram uma elevação dos limiares de estimulação em cerca de 100% e uma redução da captação da atividade elétrica, tanto atrial como ventricular, em torno de 50%, revelando que a interface eletrodo-coração ainda não atingiu a maturidade total. No grupo de pacientes da EPM que estão sendo estudados com 1 ano de implante, tem-se observado que essa alteração está em torno de 20% do valor intra-operatório.

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 128% em relação à frequência basal do marcapasso.

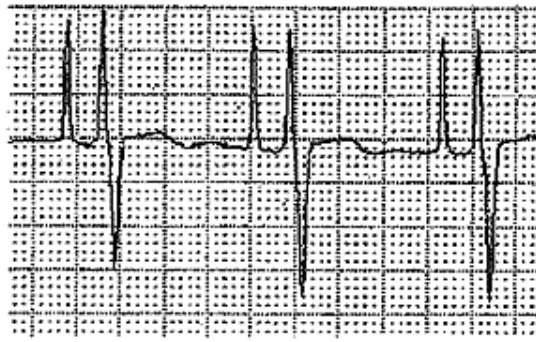
No grupo acompanhado com medida de consumo de oxigênio, a curva foi comparável à de indivíduos sem distúrbio de condução cardíaca, mas com mesma faixa etária, sexo e peso ([Gráfico 1](#)). É importante salientar que a pressão arterial teve também variação compatível com a de indivíduos comparáveis.

GRÁFICO 1

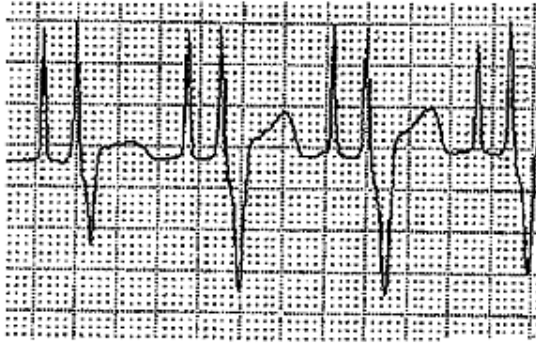
CURVA DE CONSUMO DE OXIGÊNIO DURANTE EXERCÍCIO MÁXIMO. PACIENTE CMH, 74 ANOS, MASC., BR. 157cm, 180 Kg. CARDIOMEGALIA +/++++



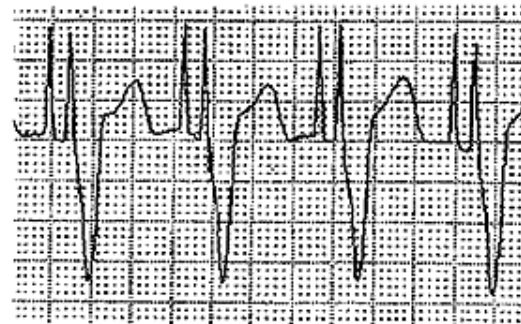
O exercício com escada (20 degraus) demonstrou que a elevação da FC é significativamente maior na subida (28 ± 14 bpm) que na descida (18 ± 10 bpm) da escada ([Figura 5](#)). O fato reflete maior demanda metabólica que a subida requer e mostra a correta adequação da variação de frequência do MP.



Repouso



Descendo



Subindo

Fig. 5 - Registros de ECG dinâmico documentando a modificação na freqüência de estimulação durante o exercício com escada: repouso, descendo e subindo (final de 20 degraus).

Os resultados tanto do Holter como do histograma mostram variações significativas durante as atividades diárias ([Figura 6](#)).

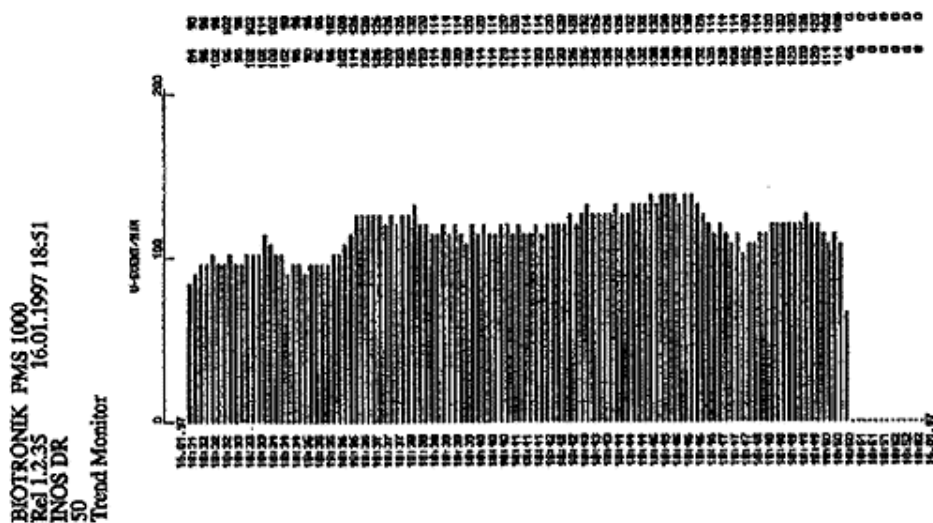


Fig. 6 - Histograma de frequência obtido telemetricamente do próprio marcapasso. Paciente HVAP, sexo fem., branca, 61 anos.

Atividade Mental - A avaliação dos testes de estresse mental ([Figura 7](#)), como também a análise do Holter 24 horas revelam que a frequência do MP variou de 5% a 80% nos testes programados.

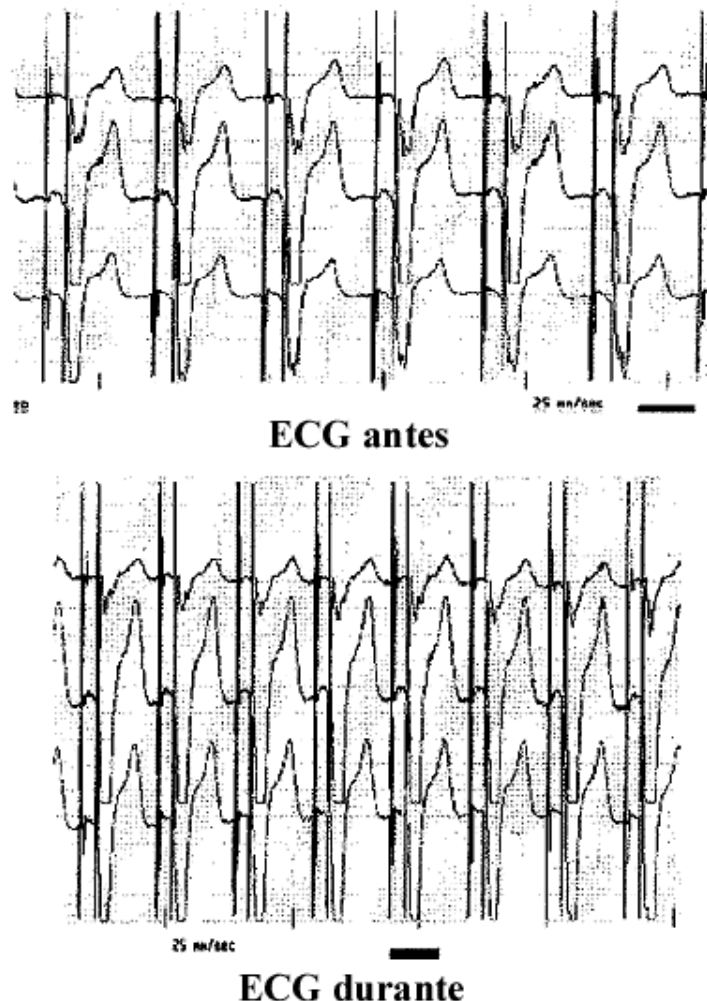


Fig. 7 - Exemplo de modificação na frequência de estimulação por influência mental. Paciente MLO antes e durante realização de teste matemático.

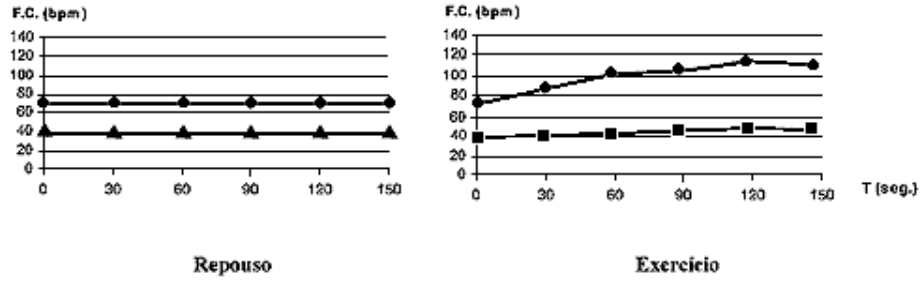
A variação também foi considerável em situações de repouso durante a vida cotidiana, mas que envolveram momentos de estresse mental: emoções, preocupações, sustos etc. ([Figura 7](#)), como oscilou durante o sono, documentando o inter-relacionamento do sensor às influências do sistema nervoso autônomo.

Os exercícios físicos acompanhados pela avaliação do consumo de oxigênio demonstraram, como em trabalho anterior realizado no Serviço ⁽⁸⁾, que tanto a cinética do consumo de oxigênio ([Gráfico 2](#)) como o consumo de oxigênio ([Gráfico 1](#)) tem relação direta com a elevação da frequência cardíaca.

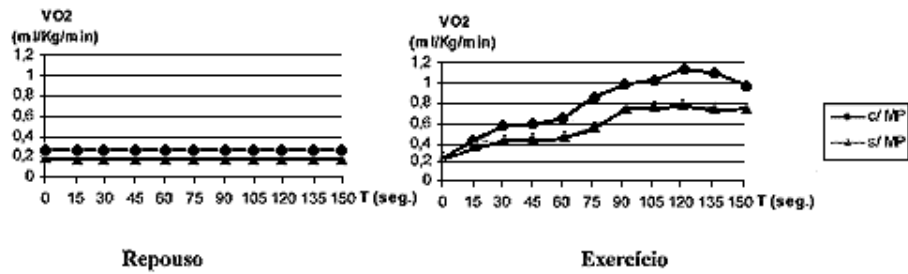
GRÁFICO 2

GRÁFICOS DA FREQUÊNCIA CARDÍACA E DA CINÉTICA DO CONSUMO DE OXIGÊNIO, DURANTE REPOUSO E EXERCÍCIO, COM E SEM MARCAPASSO.

A
Frequência Cardíaca
 (Média de sete pacientes)



B
Cinética do Consumo de Oxigênio
 (Média de sete pacientes)



O coração, como órgão central de resposta do sistema cardiovascular, responde quase imediatamente às requisições do sistema nervoso central. Este atua diretamente no mesmo através de 2 vias: a cronotrópica e a inotrópica, ou seja, através da frequência cardíaca e do tônus miocárdico (Figura 8). Embora ambas alterações sejam importantes no ajuste do débito cardíaco, a modificação da frequência, durante o exercício, tem maior expressão (9, 10), apesar de que as variações da frequência e do tônus cardíaco estão intimamente relacionados.

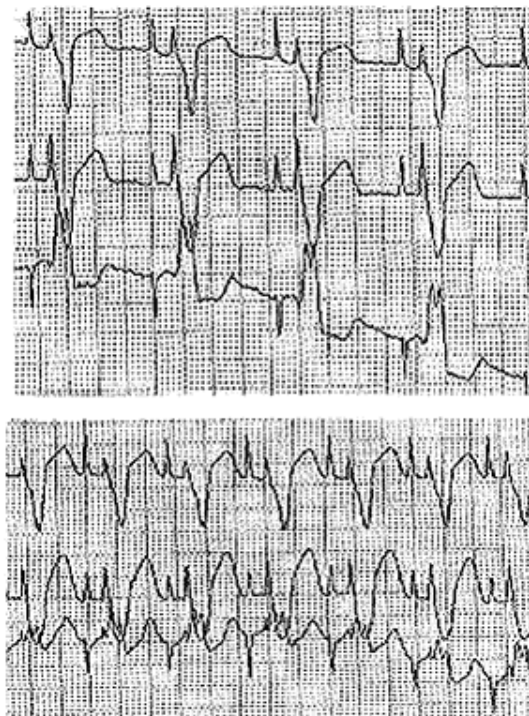


Fig. 8 - Importante modificação na frequência de estimulação observada com a paciente DCN, 64 anos, durante assistência a novela de TV, sem nenhuma atividade física.

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 tanto em solicitações físicas e mentais (elevação da frequência de 128% e 80%, respectivamente).

Já foi demonstrado que essas variações de frequência são semelhantes às dos indivíduos normais ⁽¹¹⁾, desde que não se limite o valor máximo ("upper rate") desencadeado pelo sensor.

Semelhantemente, os valores obtidos tanto do consumo de oxigênio como de sua cinética mostraram que as curvas construídas são superponíveis às obtidas no CEMAFE (Centro de Medicina da Atividade Física da EPM) com indivíduos comparáveis, isto é, de mesma idade, sexo, peso e grau de atividade física.

A avaliação clínica pré e pós-operatória deste grupo de pacientes com uma significativa mudança da classe funcional ([Figura 9](#)) demonstra a possibilidade da melhoria na qualidade de vida. Em alguns pacientes essa melhoria foi até surpreendente, como em DCM, fem., 64 anos, com cardiomegalia acentuada (+++ / ++++), classe IV, em uso de drogas para tratamento de ICC, que, após o implante do marcapasso, retornou a 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 fraca atividade física.

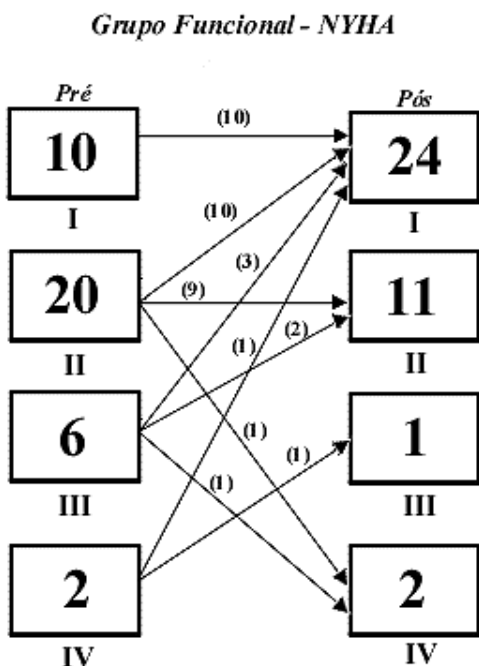


Fig. 9 - Quadro da classificação funcional pré e pós implante do marcapasso DDD.R

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 vislumbrar uma possível vantagem desse sensor, no sentido de manter nesses pacientes uma frequência adequada. O sensor de contratilidade não tem o inconveniente de poder, como em outros sensores, realizar uma estimulação com frequência elevada num coração com baixa fração de ejeção, o que acentuaria a disfunção miocárdica. Este sensor, pelo contrário, à medida em que diminui o tônus miocárdico, diminui também a frequência de estimulação.

Comumente, diante da necessidade clínica, a alteração na frequência de estimulação é 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, pela administração de drogas que interfiram na contratilidade cardíaca. A injeção endovenosa de metoprolol, que possui efeito inotrópico negativo, ou de digoxina, com efeito inotrópico positivo, reduziram e aumentaram correspondentemente a frequência de estimulação ⁽¹²⁾. Esta "programabilidade 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 mentais.

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

RBCCV 44205-427

Andrade J C S, Andrade V S, Buffolo E, Greco O T, Lopes M G, Macedo Júnior A, Menezes Júnior A S, Moraes A V, Mota N J M, Pachón J C, Schaldach M, Tebexreni A S, Tomás A A - Cardiac contractility sensor evolution in a DDDR system multicentric study. *Rev Bras Cir Cardiovasc* 1998; **13**(4): 340-50.

ABSTRACT: Introduction: The treatment of AV conduction disorders associated with sinus node illness employing DDDR pacemakers, has motivated the search for an ideal sensor.

Objective: Evaluate the heart rate response of the contractility sensor pacemaker both during the physical effort and mental stress of daily life in out patient tests for patients with bradycardia and chronotropic incompetence.

Material and Methods: We use the Brazilian Multicentric Study "Inos DR Project - Brazil" working with a DDDR stimulation system which uses the myocardial contractility state chronotropic 38 patients presenting; incompetence were selected, 21 men and 17 women, with age ranging from 13 to 83 years (mean 57 years). The pacemaker utilizes intrinsic cardiovascular information (cardiac contractility from the measure of the unipolar cardiac impedance) for heart rate adaptation, in a closed loop system that theoretically adjusts to all physiologic needs. The system calibration and programming were performed 30 days after implantation (stabilization of heart-lead interface), based on the tests of mental stress (mathematical) and treadmill test, monitoring heart rate histogram of frequency and oxygen consumption.

Results: The acute stimulation threshold mean is 0.82 volts and 0.55 volts, and the mean sensibility is 2.37 mV and 10.61 mV, to atrium and ventricle respectively. The mean chronic stimulation threshold is 1.44 V and 1.18, and the mean sensibility threshold mean is 2.81 mV and 6 mV, to atrium and ventricle respectively. The heart rate varied from 5% to 128% on physical activity and from 5% to 80% on mental activity, with elevation right at the beginning of activity, permitting a normal oxygen consumption curve similar to that of normal person of the same age, sex and weight. The average data were compared using T Student test and the variables using variance analysis.

Conclusion: The cardiac contractility sensor has an excellent performance on heart rate adaptation, with similar values produced by the autonomous nervous system of normal subjects.

DESCRIPTORS: Pacemaker, artificial. Heart contractility. Heart rate, physiology. Cardiography, impedance. Sensory thresholds. Step test. Multicenter trials.

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

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. [[Links](#)]

2 Parsonnet V, Furman S, Smyth N P, Bilitch M - Optimal resources for implantable cardiac pacemakers. *Circulation* 1983; **68**: 226-44. [[Links](#)]

3 Bernstein A D, Brownlee R B, Fletcher R, Gold R D, Smith N P D, Spielman S R - Report of the NASPE Mode Committee. *Pacing Clin Electrophysiol* 1984; **7**(3Pt 1): 395-402. [[Links](#)]

4 Hauser R G, Wimer E A, Timmis G C et al. - Twelve years of clinical experience with lithium pulse generators.

Pacing Clin Electrophysiol 1986; **9**(6 Pt 2): 1277-81. [[Links](#)]

5 Andrade J C S - Marcapasso com biosensores. *Rebrampa* 1988; **1**: 32-8. [[Links](#)]

6 Schaldach M & Hutten H - Intracardiac impedance to determine sympathetic activity in rate responsive pacing. *Pacing Clin Electrophysiol* 1992; **15**(11 Pt 2): 1778-86. [[Links](#)]

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. *Rebrampa* 1997; **10**: 220. [[Links](#)]

8 Cueva C C, Andrade V C S, Barros T L, Rabelo Jr. A, Buffolo E - Cinética do consumo de oxigênio durante o exercício submáximo em pacientes portadores de marcapasso cardíaco de dupla câmara responsivo à atividade (DDDR) com bloqueio atrio ventricular total. [[Links](#)] [Tese.Mestrado] São Paulo: Escola Paulista de Medicina da Universidade Federal de São Paulo; 1993.

9 Benditt D G, Mianulli M, Fetter J - Single-chamber pacing with activity-initiated chronotropic response: evaluation by cardiopulmonary exercise testing. *Circulation* 1987; **75**: 184-91. [[Links](#)]

10 Sedney M I, Weijers E, van der Wall E E et al. - Short-term and long-term changes of left ventricular volumes during rate-adaptive and single-rate pacing. *Pacing Clin Electrophysiol* 1989; **12**(12): 1863-8. [[Links](#)]

11 Menezes Jr. A S & Dourado J C - Análise de variabilidade dos intervalos RR em pacientes com marcapasso Inos DR e indivíduos normais. *Rebrampa* 1997; **10**: 229. [[Links](#)]

12 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. *Progr Biomed Res* 1997: 1-9. [[Links](#)]

Trabalho realizado em: Escola Paulista de Medicina da Universidade Federal de São Paulo; Instituto de Moléstias Cardiovasculares de São José do Rio Preto, SP; Hospital Osvaldo Cruz, Recife, PE; Hospital Santa Helena, Goiânia, GO; Santa Casa de Misericórdia de Ribeirão Preto SP; Hospital Santa Isabel de Blumenau, SC; Instituto Dante Pazzanese de Cardiologia, São Paulo, SP; Sriedrich Alexander Universitat, Erlangen Nürnberg, Alemanha; Hospital São Marcos de Uberaba, MG.

Apresentado ao 25º Congresso Nacional de Cirurgia Cardíaca. São Paulo, SP, 12 a 14 de março 1998.

* Da Escola Paulista de Medicina.

** Do Instituto de Moléstias Cardiovasculares de São José do Rio Preto.

*** Do Hospital Osvaldo Cruz do Recife.

° Do Hospital Santa Helena de Goiânia.

°° Da Santa Casa de Misericórdia de Ribeirão Preto.

°°° Do Hospital Santa Isabel de Blumenau.

± Do Instituto Dante Pazzanese de Cardiologia.

±± Da Alexander Universitat, Alemanha.

±±± Do Hospital São Marcos de Uberaba.

Endereço para correspondência: José Carlos S. Andrade. Rua Borges Lagoa, 783, 5º andar. São Paulo, SP, Brasil. CEP: 04038-031. Tel.: (011) 573-3009 e 549-1796. e-mail: jcsandrade.dcir@epm.br



Av. Juscelino Kubitschek de Oliveira, 1505
15091-450 São José do Rio Preto SP Brazil
Tel.: +55 17 2136-7071
Fax: +55 17 2136-7030



revista@sbccv.org.br