

# Estudo multicêntrico comparativo de quatro diferentes tipos de sensores: atividade, acelerômetro, temperatura e período de pré-ejeção

O. T. GRECO<sup>(1)</sup>, R. V. ARDITO<sup>(1)</sup>, O. V. BELJAEV<sup>(2)</sup>, J. C. J. RES<sup>(3)</sup>, R. J. VAN WOERSEM<sup>(4)</sup>, K. MALINOWSKI<sup>(5)</sup>, A. A. DOMASHENKO<sup>(6)</sup>, A. M. ZHDANOV<sup>(7)</sup>, A. S. REVISHVILI<sup>(7)</sup>, V. N. KHIRMANOV<sup>(6)</sup>, M. SCHALDACH<sup>(8)</sup>

Reblampa 78024-137

GRECO, O. T.; ARDITO, R. V.; BELJAEV, O. V.; RES, J. C. J.; VAN WOERSEM, R. J.; MALINOWSKI, K.; DOMASHENKO, A. A.; ZHDANOV, A. M.; REVISHVILI, A. S.; KHIRMANOV, V. N.; SCHALDACH, M. - Estudo multicêntrico comparativo de quatro diferentes tipos de sensores: atividade, acelerômetro, temperatura e período de pré-ejeção. *Reblampa*, 9(1): 11-16, 1996.

**RESUMO:** Recentemente diferentes princípios têm sido utilizados para estimular o coração na tentativa de recuperar o débito cardíaco. Neste estudo multicêntrico, foram comparadas as respostas à estimulação por 4 tipos de sensores, sendo 3 tipos de resposta de alça aberta (atividade física, acelerômetro e temperatura venosa central) implantados em 30 (SSIR-8 e DDDR-22), 9 (SSIR-5 e DDDR-4) e 12 (SSIR) pacientes respectivamente. Um outro sensor do tipo alça fechada, sensível às variações do sistema nervoso autônomo, foi implantado em 57 pacientes, todos no modo DDDR. Os resultados obtidos durante a realização de atividade física diária, de teste ergométrico e de Holter de 24 horas foram comparados, sendo possível observar uma maior fidelidade na curva de resposta de frequência frente a atividade física, nos pacientes submetidos à estimulação de alça fechada.

**DESCRITORES:** marcapasso, resposta de frequência e marcapasso de dupla câmara.

## INTRODUÇÃO

O desenvolvimento dos marcapassos com sensores levou a uma melhora significativa na qualidade de vida dos pacientes com incompetência cronotrópica, objetivando restabelecer a fisiologia cardíaca não somente durante o exercício físico, mas também nas mudanças metabólicas. Nessas situações estão incluídas as diferentes reações a que o organismo está sujeito nas várias atividades diárias. Estratégias dis-

tintas em relação aos marcapassos com sensores têm sido desenvolvidas. Neste trabalho são comparados os resultados de experiências de estimulação em que se fez uso dos 4 (quatro) princípios mais comuns até então utilizados em estudos clínicos. Os sensores a movimento (de atividade e o acelerômetro) e o de temperatura venosa central representam os sensores chamados de alça aberta, enquanto que aquele que monitorizou o estado contrátil do miocárdio faz uso do conceito de sensor de alça fechada.

(1) Instituto de Moléstias Cardiovasculares, São José do Rio Preto, Brasil.

(2) Regional Clinical Hospital No. 1, Ekaterinenburg, Russia.

(3) St. Ziekenhuis de Heel, Zaandam (NL)

(4) Boven Y Ziekenhuis, Amsterdam (NL)

(5) Klinikum Aue, Aue (D)

(6) St. Petersburg, Russia

(7) Moscow, Russia

(8) Department for Biomedical Engineering, University of Erlangen-Nürnberg, Erlangen (D)

Endereço para correspondência: Rua Castelo D'Água, 3030 - São José do Rio Preto - SP.

Trabalho recebido em 09/1995 e publicado em 04/1996.

## MATERIAL E MÉTODOS

A energia liberada pela movimentação representa um distúrbio físico variável para o sistema cardiovascular. Ela pode ser estimada por um sensor de atividade cujo sinal serve como uma orientação relacionada com a mudança da pressão arterial média. Dois tipos destes sensores são usados para esse fim. Um deles detecta as vibrações emitidas por um cristal inserido no próprio gerador e que, por esta razão, é sensível às variações da pressão dentro do gerador, levando a um aumento da frequência. O outro modelo é equipado com um acelerômetro, ainda mais sensível às variações de frequência. Um pequeno pêndulo piezoelétrico é fixado no final do circuito híbrido de tal forma que a movimentação do corpo do paciente provoca a sua inclinação alterando a frequência de estimulação. Em ambos os casos, a integração desse sinal é filtrada, para que o sensor proporcione uma estimulação adequada durante o exercício físico.

A temperatura venosa central representa uma variável fisiológica não cardíaca, que é afetada pela atividade muscular. Essa informação é encaminhada ao gerador para o restabelecimento do cronotropismo. Em caso de febre, um algoritmo especial é acionado para bloquear o sensor. Outros eventos externos, como o banho quente e as bebidas geladas, podem levar a respostas inadequadas não relacionadas com as necessidades metabólicas.

Esses são princípios dos sensores de alça aberta, que não tem qualquer influência na frequência cardíaca por estímulo do próprio sensor. Em contraste, os de alça fechada têm a propriedade de exibir "feedback". Isto significa que as influências das mudanças fisiológicas produzidas pela frequência cardíaca induzem outras mudanças fisiológicas em direção oposta.

Numerosos estudos têm mostrado que o estado inotrópico do miocárdio reflete-se no tono simpático que, juntamente com o sistema nervoso parassimpático, controlam a frequência cardíaca em pessoas saudáveis. Por isto, o uso da impedância intracardiaca medida por parâmetros pré-estabelecidos serve como um sensor para orientar a estimulação de um marcapasso sensível às variações do sistema nervoso autônomo.

Investigações clínicas foram realizadas em vários serviços, comparando diferentes tipos de sensores, como podemos observar na Tabela I.

## RESULTADOS

a) Sensor de Movimento - está relacionado com todo tipo de movimentação do paciente durante sua atividade diária. As variações da frequência de estimulação estão relacionadas com a amplitude do exercício realizado, tendo sua maior variação com a mudança da posição do corpo, como podemos observar na Tabela I e na Figura 1.

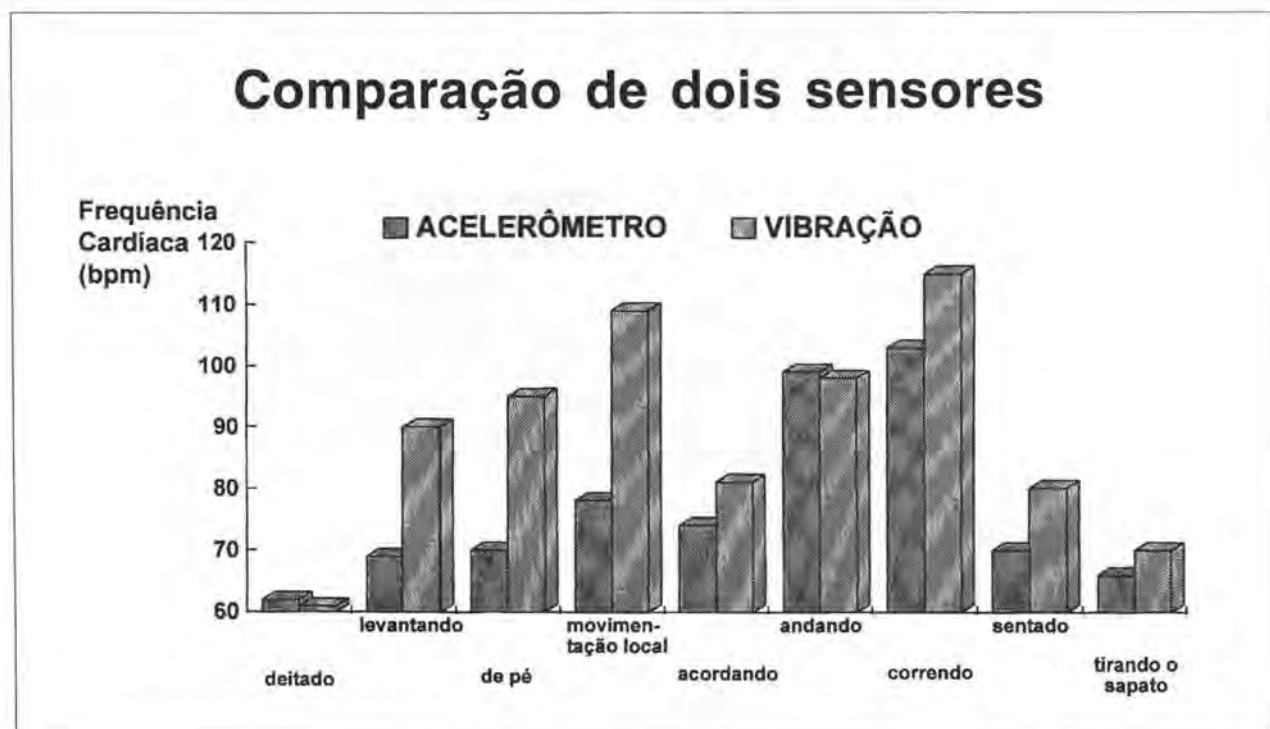


Figura 1

TABELA I

Investigação	Modo de Estimulação	Nº de Pacientes	Tipo de Sensor
Atividade Diária	SSIR	5	Vibração
	SSIR	8	Aceleração
	DDDR	4	Vibração
	DDDR	12	Aceleração
Ergometria	DDDR	10	Aceleração
Manobras Provocativas	SSIR	12	Temperatura
Ergometria Holter 24 horas			
Teste de estresse	DDDR	57	PEP-SNA

b) Sensor de temperatura - percebe as variações da temperatura do sangue venoso central. O que o qualifica para orientar a frequência de estimulação, principalmente durante um exercício físico. Como pode ser visto na Figura 2, apresenta variação em diferentes atividades, tornando-se mais nítida sua oscilação durante uma caminhada mais vigorosa. Existe um certo retardo no tempo na captação da temperatura periférica e do sensor conectado ao eletrodo dentro do coração.

c) Sensor do Sistema Nervoso autônomo (SNA) = a medida da impedância intracardiaca está relacionada com a demanda metabólica durante a atividade física, por ser este um sensor de alça fechada.

Caminhadas e estresse mental provocam variações na frequência da estimulação, tal como evidencia a Figura 3.

A frequência de estimulação aumenta durante o exercício em função da carga exigida e não pela vibração da movimentação torácica.

## DISCUSSÃO

O aumento apropriado da frequência cardíaca durante exercício moderado ou acelerado pode me-

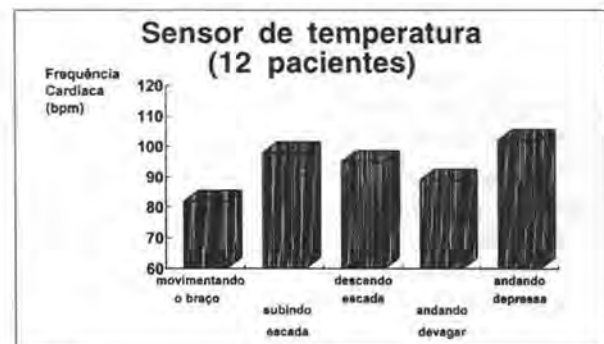


Figura 2

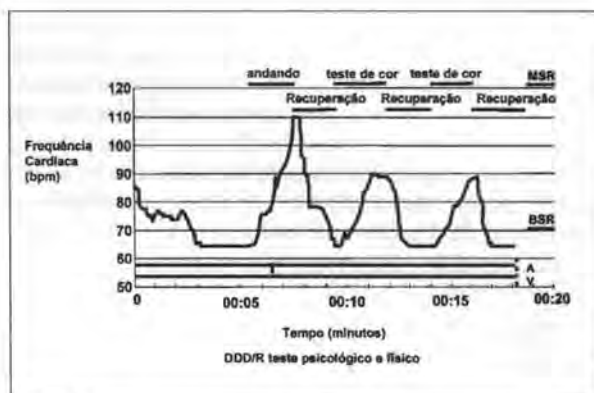


Figura 3

lhorar o débito cardíaco e a tolerância do paciente com marcapasso ao exercício, porque imita o sincronismo atrioventricular. Esta expectativa tem sido preenchida pela melhora na capacidade de tolerar exercícios, observada durante a realização de exercício acelerado em pacientes com estimulação modo VVIR convencional. Além da frequência de estimulação, a resposta de frequência, o auto-ajuste, a voltagem, a sensibilidade, o período refratário e a histerese são parâmetros que também devem ser avaliados na fase inicial do protocolo, para a realização de uma curva ideal. A forma de estimulação, é importante como meta final, sendo que o ajuste desses parâmetros contribui para evitar o aparecimento de focos ectópicos que podem atrapalhar a estimulação ideal e, conseqüentemente, o débito cardíaco satisfatório.

Como órgão central de regulação do sistema cardiovascular, o coração controla o débito cardíaco em resposta aos sinais sistêmicos, principalmente aqueles originários do sistema nervoso central. Já que o débito cardíaco é produto da frequência cardíaca e do volume sistólico, o seu ajuste é efetuado pela média das variações desses parâmetros. Pequenas mudanças do débito podem ser atribuídas às variações do volume sistólico, ao passo que suas maiores oscilações ocorrem por conta da frequência cardíaca. Para aumentar o débito cardíaco, o marcapasso com resposta de frequência deve responder aos sinais liberados pelo sistema nervoso central e por isso deve ser avaliado em um amplo contexto relacionado com a circulação sistêmica e sua autorregulação<sup>1,2</sup>.

O estresse mental pode promover mudanças profundas no funcionamento do sistema cardiovascular, particularmente na frequência cardíaca, podendo provocar seu aumento ou diminuição de forma brusca, dependendo do tipo de estímulo. O mesmo efeito surge quando se exige do paciente a realização mental de operações matemáticas. Esses efeitos sugerem uma ação simpática no sistema cardiovascular, aumentando a demanda periférica. O paciente portador

de um sensor necessitará de mudança no modo de estimulação. Esses episódios foram observados em alguns dos pacientes deste estudo que apresentavam habilidade importante, com elevada frequência de estimulação durante a reavaliação para nova programação. Após alguns minutos de repouso e um diálogo tranqüilizador, detectou-se nítida e progressivamente o retorno da frequência para níveis adequados, demonstrando as repercussões do sistema nervoso autônomo sobre a frequência e a sensibilidade desse tipo de sensor<sup>3</sup>.

Processos internos e externos são capazes de alterar a resistência vascular periférica total, com a intenção de aumentar as necessidades teciduais periféricas. A diminuição dessa resistência pode levar à queda da pressão arterial, passível de ser detectada pelos barorreceptores da medula oblonga. Daí saem informações para mudar o tônus simpático e vagal, com alteração da frequência cardíaca e do volume sistólico. Este produto leva à manutenção do débito cardíaco cujo aumento produz também um aumento da pressão arterial média. Em caso de perda da função sinusal, um marcapasso com sensor fisiológico pode restaurar a resposta cronotrópica, por atender apropriadamente a todos esses distúrbios<sup>4</sup>.

Devido ao tipo de sensor, a característica da curva de estimulação se torna individual. Por essa razão, cada um dos pacientes estudados foi avaliado individualmente, também do ponto de vista emocional, para que durante a calibração sua curva de estimulação fosse adaptada às suas necessidades diárias. Isso possibilitou analisar vários tipos de forma de estimulação, utilizando o máximo dos recursos representados pelos pontos presentes nas curvas obtidas pelo Holter de 24 horas, revelando o ajuste da sensibilidade às necessidades momentâneas do paciente.

A impressão inicial é a de que a programação torna-se muito difícil, já que são muitos os parâmetros a serem controlados e que cada paciente apresenta uma peculiaridade: tipo de exercício, nervosismo durante a calibração, dificuldade para realizar tipo de alimentação, drogas utilizadas, etc. A experiência adquirida em outros protocolos, a persistência e a colaboração dos pacientes na informação correta desses itens, tornou possível elaborar curvas individualizadas, uma das vantagens advindas do uso do sensor. Apesar da necessidade de calibração individual, o que consome mais tempo na avaliação de cada paciente, a curva assim obtida às necessidades peculiares a cada paciente.

A qualidade de vida e os sintomas têm sido os parâmetros utilizados na comparação entre os diferentes modos de estimulação cardíaca artificial. Entretanto, isso não é demonstrado com segurança,

pela maioria dos estudos. Faltam ainda soluções, principalmente para pacientes com importante disfunção ventricular.

Ainda que a intenção original da estimulação VVIR tenha sido substituir a estimulação DDD durante o exercício, o estado hemodinâmico na estimulação VVIR é inferior; especialmente em repouso e durante exercícios físicos discretos. GRIFFIN<sup>5</sup> observou diferenças significativas em relação à sintomatologia dos pacientes com diferentes valores da fração de ejeção ventricular esquerda. Entretanto, em pacientes com importante incompetência cronotrópica, o uso de um sensor atrial acoplado a uma estimulação DDD tem mostrado um comportamento adequado ao exercício.

A solução técnica para o marcapasso que usa o volume ventricular direito como sinal de estímulo é contar com um bom sistema externo de apoio durante o implante, para que as medidas captadas sejam fiéis. O progresso tecnológico na diminuição substancial da dimensão da bateria e a introdução do circuito de baixa voltagem servem como orientação para que um marcapasso tenha controle funcional adequado e opere o tempo todo para economizar consumo de energia, permanecendo desligado em alguns momentos, chamados "intervalo de espera", quando o sistema de captação das informações se encontra estável. Sua memória tem capacidade de separar quais os parâmetros devem ser valorizados. Por isso, se algum fato passa despercebido esse método permite recuperar os mais importantes. Esse tipo de sistema mostra que, com as informações obtidas, é possível realizar uma estimulação cardíaca que satisfaça as necessidades metabólicas do paciente, por restabelecer as condições fisiológicas. Esses marcapassos adaptam-se automaticamente às variações do miocárdio<sup>6,7</sup>.

CHIRIFE<sup>8</sup> foi o primeiro autor a sugerir que um sensor que seguisse as variações do intervalo de pré-ejeção poderia manter os princípios da fisiologia cardíaca, em um estudo de 30 pacientes durante exercícios isotômicos e isométricos, com variação emocional, entre outros parâmetros. Para esse autor, com os avanços tecnológicos esse sensor poderia se tornar uma boa opção para a estimulação cardíaca artificial ideal. Os resultados ora apresentados corroboram tal afirmação, principalmente no que diz respeito às curvas de estimulação obtidas em diferentes momentos da atividade física.

PICHLMAIER et al.<sup>9</sup> observaram a evolução de pacientes não chagásicos com este tipo de sensor. Estabeleceram um protocolo para avaliar as variações da frequência cardíaca nos vários tipos de atividade física e observaram uma correlação satisfatória entre esses dois parâmetros. RUITER et al.<sup>10</sup> acompanharam 10 pacientes com este tipo de sensor por

147 meses e também observaram resultados satisfatórios. Recente revisão realizada por LAU<sup>11</sup> mostrou o comportamento de diferentes sensores, proporcionando aumento de 32% na capacidade de tolerância ao exercício físico.

O sensor que utiliza a movimentação torácica foi o primeiro e tem sido o mais empregado<sup>10</sup>. O aprimoramento da técnica de aplicação permitiu melhorar a sensibilidade em relação à detecção do movimento com o trabalho físico. Seu algoritmo tornou-se tão sensível que possibilita distinguir qual sinal deve ser captado. Um passo importante nessa evolução foi a transformação do sensor, passando de um simples detector de frequência para um de energia. Essa mudança foi realizada quando as análises dos sinais mostraram que existe uma diferença proporcional entre a energia do movimento e a frequência cardíaca. Em algumas formas de exercício, a atividade realizada pelos músculos é o componente mais importante do trabalho cardíaco total e do consumo de oxigênio. As medidas da movimentação relativa à massa corpórea levam a uma estimativa do total de energia. Essas informações em cadeia são necessárias para acionar o sensor. A movimentação do corpo está associada à intensidade da atividade muscular que, por sua vez, relaciona-se com o consumo de oxigênio muscular, que aumenta a demanda circulatória e deve ser suportado pelo aumento do débito cardíaco. Para isso, o sensor deve aumentar a estimulação feita pelo marcapasso, tornando-se efetivo mesmo em repouso, porque correlaciona a observância e a seletividade dos parâmetros recebidos pelo algoritmo<sup>12</sup>.

Vários sinais emitidos pelo organismo são captados e apropriadamente avaliados para provocar o aumento da frequência de estimulação por um biosensor. De uma forma geral, essas informações são de origem neurológica, humoral e hemodinâmica<sup>13,14</sup>. Uma destas particularidades é o parâmetro que está relacionado com o tono simpático, já que o estímulo eferente liberado pelo sistema nervoso central estimula a manutenção do débito cardíaco. Para um trabalho cooperativo com o sistema de regulação autonômico cardiovascular, o sinal cardíaco ideal deveria ser proporcional ao tono simpático e independente da frequência cardíaca<sup>15,16</sup>.

A aplicação da temperatura venosa central para o controle da frequência cardíaca tem se mostrado como um parâmetro linear em relação ao trabalho cardíaco e ao seu cronotropismo. A determinação de um valor, considerando os vários estágios, permite uma boa diferenciação entre as flutuações circadianas da temperatura e suas mudanças relacionadas ao

trabalho cardíaco. Por isso, esses sinais podem ser utilizados para a adaptação fisiológica da frequência em relação às necessidades orgânicas, especialmente durante o repouso noturno. Um rápido aumento da frequência do marcapasso no início do exercício pode ser alcançado devido à elevação da temperatura durante o trabalho cardíaco, mantendo-se atualizada mesmo com pequenas variações<sup>17</sup>.

O posicionamento adequado do cabo-eletrodo na câmara ventricular direita é fundamental para identificação e medida da impedância intracardíaca. Os ventrículos apresentam forma geométrica complicada e isto dificulta a determinação exata do seu volume. Modelos comumente utilizados apresentam estruturas relativamente simples, sendo que as mudanças de forma e volume levam às informações necessárias ao gerador para orientação da frequência de estimulação ideal. A aquisição desta área da câmara ventricular é baseada na impedância intracardíaca<sup>18</sup>.

Resultados clínicos preliminares obtidos por KRUSE et al.<sup>19</sup> confirmam que as mudanças do volume sistólico final são indicadores da mudança do débito cardíaco. Ajustando a frequência cardíaca para suportar as mudanças no débito cardíaco, o marcapasso ajusta automaticamente a reserva cardíaca, que tem mostrado uma grande vantagem no aumento do débito. Raciocínio semelhante ocorre quando se utiliza o intervalo A-V como base para o aumento da frequência cardíaca. A contratilidade reflete diretamente o tono simpático do coração que por si só contém grande quantidade de informações associadas à regulação da circulação. Essas vantagens são proporcionais à medida da impedância intracardíaca, levada ao gerador por um eletrodo sensível às mudanças fisiopatológicas agudas.

## CONCLUSÕES

Na comparação dos 4 tipos de sensores pudemos observar que aquele sensível ao SNA, devido ter resposta de alça fechada, apresentou maior fidelidade na resposta durante a estimulação, tanto com exercício físico, como durante a atividade mental. Além disto, os sensores de alça aberta têm o inconveniente de aumentar a frequência com a simples movimentação torácica (sensores de movimento) ou de apresentar uma resposta retardada com as variações de temperatura corpórea (sensor de temperatura).

Assim sendo, frente os resultados aqui obtidos o sensor de alça fechada, atualmente, parece ser aquele que melhor atende as necessidades metabólicas do paciente.

GRECO, O. T.; ARDITO, R. V.; BELJAEV, O. V.; RES, J. C. J.; VAN WOERSEM, R. J.; MALINOWSKI, K.; DOMASHENKO, A. A.; ZHDANOV, A. M.; REVISHVILI, A. S.; KHIRMANOV, V. N.; SCHALDACH, M. - Comparative study with different rate adaptive pacing systems. *Reblampa*, 9(1): 11-16, 1996.

ABSTRACT: Different technical principles are used in modern pacemakers to re-establish rate adaptation in chronotropic incompetent patients. While open-loop concepts like motion sensor or central venous temperature measurement use secondary parameters to estimate rate demand the intracardiac impedance measurement provides closed-loop control based on the state of the autonomic nervous system (ANS). Four different principles in dual-chamber pacemakers (accelerometer and vibration sensor in METROS and ERGOS, temperature sensor in THERMOS and the evaluation of myocardial contractility in DIPLOS-PE; all BIOTRONIK, exhibit appropriate rate adaptation during certain physical exercise. The ANS-closed-loop principle of the DIPLOS-PE avoids disadvantages such as prolonged response times (temperature sensor) as well as increased rates due to non-exercise related motion (accelerometer, vibration sensor). Excluding this, the DIPLOS-PE responds adequately to all types of physical and psychological loads without requiring an additional sensor.

DESCRIPTORS: pacing, rate response, dual chamber pacing.

#### REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- 1 FURMAN, S. - Sensors in implantable cardiac devices. *PACE*, 14: 1087-8, 1991.
- 2 BENDITT, D. G.; MIANULLI, M.; FETTER, J., et al. - Single chamber cardiac pacing with activity initiated chronotropic response: evaluation by cardiopulmonary exercise testing. *Circulation*, 75: 184-91, 1987.
- 3 SCHALDACH, M. - Progressos da estimulação cardíaca artificial. *Rev. Soc. Cardiol. Esp.*, 1: 47-61, 1994.
- 4 DAVID, J. B. & ZIPES, D. P. - Modulação nervosa autônômica do ritmo cardíaco. *Conceitos modernos sobre doenças cardiovasculares*, 7: 1-6, 1989.
- 5 GRIFFIN, J. C. - The optimal pacing mode for the individual patient: the role of DDDR. In: BAROLD, S. & MUGICA, J. - *New perspectives in cardiac pacing*, 2<sup>nd</sup> ed. Mount Kisco, NY, Futura Publishing Co., 325-8, 1991.
- 6 PERRINS, E. J.; MORLEY, C. A.; CHAN, S. L.; SUTTON, R. - Randomised controlled trial of physiological and ventricular pacing. *Br. Heart J.*, 50: 112-7, 1983.
- 7 SULKE, N.; DRITSAS, A.; CHAMBERS, J.; SOWTON, E. - Is accurate rate response programming necessary? *PACE*, 13: 1031-44, 1990.
- 8 CHIRIFE, R. - The pre-ejection period: an ideal physiologic variable for closed-loop rate responsive pacing. *PACE*, 10: 425-8, 1987.
- 9 PICHLMAIER, A. M.; BRAILE, D. M.; EBNER, N., et al. - Autonomic nervous system controlled closed loop cardiac pacing. *PACE*, 15: 1787-91, 1992.
- 10 RUITER, J. H.; HEEMELS, J. P.; KEE, D.; MECHELEN, R. - Adaptive rate pacing controlled by the right ventricular pre-ejection interval: clinical experience with a physiological pacing system. *PACE*, 15: 886-94, 1992.
- 11 LAU, C. P. - The range of sensors and algorithms used in rate adaptive pacing. *PACE*, 15: 1177-211, 1992.
- 12 GRECO, O. T.; ARDITO, R. V.; LORGA, A. M.; SCHALDACH, M. - O uso do marcapasso de dupla-câmara com sensor dirigido pelo sistema nervoso autônomo em pacientes chagásicos. *Rebrampa*, 7(3): 119-23, 1994.
- 13 McELROY, P. A.; JANICKI, J. S.; WEBER, K. T. - Physiological correlates of the heart rate response to upright isotonic exercise: relevance to rate-responsive pacemakers. *J. Am. Coll. Cardiol.*, 11: 94-9, 1988.
- 14 CAMMILLI, L.; ALCIDI, L.; SHAPLAND, E.; OBINO, S. - Results, problems and perspectives with the autoregulation pacemaker. *PACE*, 6: 488-93, 1983.
- 15 NORDLANDE, R.; HEDMAN, A.; PEHRSSON, S. K. - Rate responsive pacing and exercise capacity - A commentary. *PACE*, 12: 749-51, 1989.
- 16 GEDDES, L. A. - The next generation pacemaker. *PACE*, 13: 131-3, 1990.
- 17 MOUD, H. G. - Rate responsive cardiac pacing. A perspective. *PACE*, 12: 1309-11, 1989.
- 18 SANT'ANNA, J. R. M.; LUDWIG, E.; LUDWIG, R.; LUCCHESI, F. A.; SCHALDACH, M. - Avaliação da fração de ejeção de ventrículo esquerdo no exercício moderado durante estimulação cardíaca ventricular e atrioventricular com resposta de frequência. *Rebrampa*, 5(1/2): 35-40, 1992.
- 19 KRUSE, I. & RYDEN, L. - Comparison of physical work capacity and systolic time intervals with ventricular inhibited and trial synchronous ventricular inhibited pacing. *Br. Heart J.*, 46: 129-36, 1981.