

Marcapassos Dupla-Câmara com Resposta de Frequência Melhoram a Qualidade de Vida dos Pacientes?

José Rufino Costa dos SANTOS (*)

Reblampa 78024-335

Santos JRC. Marcapassos dupla-câmara com resposta de frequência melhoram a qualidade de vida dos pacientes? Reblampa 2002; 15(4): 201-205.

RESUMO: O objetivo principal deste estudo foi avaliar a qualidade de vida de pacientes portadores de marcapassos cardíacos dupla-câmara com sensor acelerômetro, em comparação com os dupla-câmaras convencionais, cujo sensor é o próprio nó sinusal do paciente. Foram avaliados 20 pacientes que ficaram sob estimulação DDD ou DDDR por 30 dias, e foram submetidos a "crossover" do modo de estimulação e assim permaneceram por mais 30 dias. Todos foram submetidos a um teste de caminhada de 6 minutos e ao questionário de qualidade de vida Minnesota nos dois modos de estimulação estudados e questionados sob sua preferência em relação à programação. A distância percorrida pelos pacientes, em média, foi de 292 ± 86 metros em DDD e de 369 ± 105 metros em DDDR durante o teste de caminhada de 6 minutos. O questionário de qualidade de vida Minnesota apresentou um "score" médio de 73 em modo DDD e de 27 em modo DDDR. Todos os pacientes optaram pela programação no modo DDDR. A excelente performance do sensor permitiu uma adaptação da frequência de estimulação adequada à maioria das atividades de esforço físico realizadas pelo paciente, proporcionando melhora na qualidade de vida em 100% dos casos estudados.

DESCRITORES: estimulação cardíaca artificial, qualidade de vida.

INTRODUÇÃO

Os marcapassos de dupla-câmara com resposta de frequência (DDDR) foram desenvolvidos a partir da observação de que os marcapassos DDD convencionais, (que usam o nó sinusal para modular a frequência cardíaca, não eram adequados para os pacientes com incompetência cronotrópica associada, em que o nó sinusal deve ser substituído por um sensor, a fim de elevar a frequência cardíaca durante o exercício físico ou quando há demanda metabólica.

O primeiro marcapasso de dupla-câmara com resposta de frequência a utilizar um sensor diferente do nó sinusal foi descrito por Rickards et al.¹ em

1981 e respondia a variações no intervalo QT durante o exercício. Entretanto, foi a partir de 1986 que os fabricantes passaram a disponibilizar modelos comerciais dos sistemas DDDR utilizando os mais variados tipos de sensores².

Com a proliferação desses sistemas, tornou-se claro que, apesar dos altos investimentos em tecnologia por parte da indústria, nenhum dos sensores desenvolvidos tinha a capacidade de simular a função do nó sinusal em todos os seus aspectos.

Os sensores mais "fisiológicos" são aqueles que têm a capacidade de detectar fatores que controlam o nó sinusal durante as demandas metabólicas, inclu-

(*) Chefe do setor de marcapasso da Clínica Ritmocar – Belém – PA.

Endereço para correspondência: Av. Almirante Barroso, 1386/1302. CEP: 66095-000 – Belém – PA. Brasil.

Trabalho encaminhado à **Reblampa** para obtenção do título de Especialista do **Deca-SBCCV**, recebido em 03/2001 e publicado em 12/2002.

do as catecolaminas circulantes e as atividades do sistema nervoso autônomo.

Outros parâmetros não tão fisiológicos, mas de mais fácil implementação técnica são aqueles que detectam informações consequentes ao exercício, todos amplamente estudados em ensaios clínicos já publicados³⁻¹³. Incluem-se aí os seguintes parâmetros: intervalo QT, frequência respiratória ou volume-minuto, temperatura venosa central, pH sanguíneo, intervalo de pré-ejeção, índices inotrópicos ventriculares.

Um último grupo de sensores compreende aqueles que detectam variações externas resultantes do exercício. Incluem-se aí os sensores capazes de detectar o movimento corporal. Um cristal piezoelétrico ou um acelerômetro podem cumprir essa demanda de forma simples e confiável em longo prazo. Apesar de aparentemente “menos fisiológicos” são os mais amplamente utilizados na prática clínica pela facilidade de implementação pela compatibilidade com eletrodos unipolares ou bipolares padronizados e pela facilidade de ajuste na programação telemétrica.

Sendo assim, realizamos um estudo com o objetivo de verificar o quanto a adaptação da frequência de estimulação contribui para a melhora da qualidade de vida dos usuários de marcapasso dupla-câmara com resposta de frequência (DDDR) que utiliza como sensor um acelerômetro.

CONCEITO BÁSICO DE ACELERÔMETRO

Um acelerômetro é um sensor projetado para medir aceleração, definida como a taxa de variação da velocidade. Seu uso é bastante promissor na estimulação cardíaca artificial por ser altamente compacto e confiável para gerar sinais que correspondem ao movimento corporal, detectados por um acelerômetro em miniatura integrado ao circuito eletrônico híbrido do gerador de pulso (figura 1).

Vários estudos demonstraram que os movimentos corporais típicos têm uma variação de frequência baixa, da ordem de 1 a 4 Hz, onde os acelerômetros são mais “sensíveis”^{14,16}.

Acelerômetros em uso clínico na estimulação cardíaca artificial são de pequenas dimensões (4,6 mm x 3,8 mm x 1,5 mm) e podem ser integrados ao circuito híbrido, o que lhes confere alta durabilidade em longo prazo, com interferências mínimas, tais como as encontradas durante a vibração nos sistemas piezoelétricos.



Figura 1 - Acelerômetro integrado no circuito híbrido do marcapasso.

MATERIAL E MÉTODOS

De agosto de 1995 até dezembro de 2000 foram implantados 51 marcapassos com resposta de frequência (DDDR) em nosso serviço. Desses, 27 utilizavam tecnologia com acelerômetro. Para o presente estudo, selecionamos 20 pacientes portadores de marcapassos DDDR de um mesmo fabricante e do mesmo modelo (Actros DR, Biotronik GmbH & Co.), a fim de tornar a amostra mais homogênea, evitando interpretações equivocadas em função da tecnologia empregada e/ou da programação telemétrica. Todos os aparelhos foram mantidos na programação nominal sugerida pelo fabricante em relação aos parâmetros do sensor.

Foram avaliados 20 pacientes, 63% do sexo feminino. A idade média foi 67 ± 17 anos, variando de 26 a 85 anos. Onze eram portadores de doença do nó sinusal, 6 de BAVT e 3 apresentavam bradicardia sintomática. As patologias associadas mais frequentes foram a hipertensão arterial sistêmica em 13, insuficiência coronariana em 5, diabetes “mellitus” em 4, insuficiência cardíaca em 4 e hipotireoidismo em 3, sendo que alguns apresentavam duas ou mais patologias citadas.

O protocolo de estudo seguiu o fluxograma representado na figura 2:

Os pacientes admitidos no protocolo de estudo estavam com seus marcapassos implantados há pelo

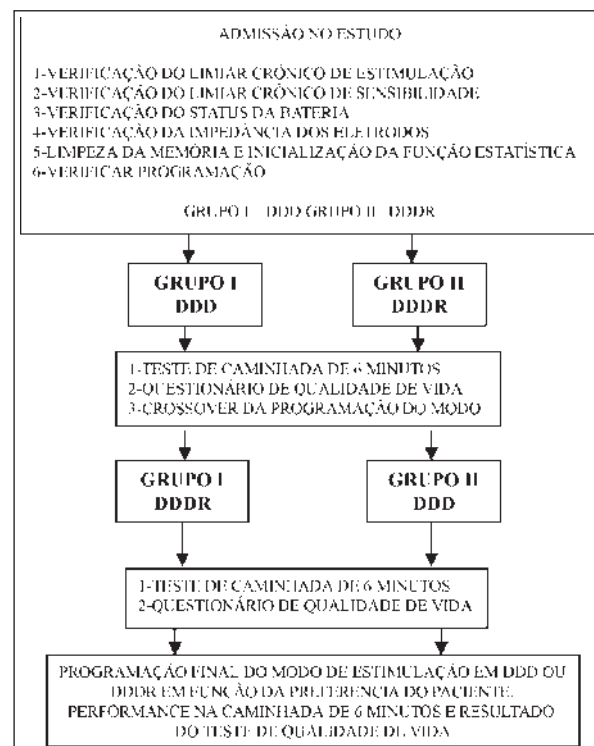


Figura 2 - Fluxograma do protocolo de estudo.

menos 1 mês. Na primeira avaliação foram feitas medidas dos limiares de estimulação, impedância e potenciais intracardíacos em átrio e ventrículo, bem como verificado o "status" da bateria, realizada a limpeza da memória e a inicialização das funções estatísticas. O modo de estimulação em que o paciente encontrava-se (DDD ou DDDR) definiu o grupo em que era admitido no estudo (Grupo I DDD ou Grupo II DDDR).

Trinta dias após, os pacientes retornaram para a segunda avaliação, tendo sido realizado o teste de caminhada de 6 minutos e aplicado o questionário de qualidade de vida. Nessa mesma avaliação, realizamos o "crossover" da programação do modo de estimulação. Pacientes em DDD passaram para DDDR e vice-versa. Convém ressaltar que todos os marcapassos, quando foram programados no modo DDDR, permaneceram com a programação nominal do sensor.

Trinta dias após realizamos a terceira avaliação, com novo teste de caminhada de 6 minutos e nova aplicação do questionário de qualidade de vida. Na segunda e terceira avaliações os demais parâmetros de estimulação foram revistos efetuando-se reprogramações, quando necessárias.

A variação da frequência cardíaca nas 24 horas que antecederam cada avaliação clínica pôde ser registrada na memória do marcapasso através da função estatística (histograma de frequência), bem como durante o teste de caminhada de 6 minutos. O questionário de qualidade de vida utilizado neste protocolo clínico foi o Minnesota.

RESULTADOS

As medidas per-operatórias médias dos limiares de estimulação, potenciais intracardíacos e impedância foram: $0,88 \pm 0,27$ V e $0,71 \pm 0,17$ V; $2,54 \pm 0,72$ mV e $11,57 \pm 6,82$ mV; 445 ± 63 Ohms e 590 ± 106 Ohms, respectivamente, para átrio e ventrículo. Todos os marcapassos apresentavam-se com a bateria em perfeitas condições quando os pacientes foram admitidos no protocolo (Status da Bateria OK).

Na admissão, as medidas médias dos limiares de estimulação, potenciais intracardíacos e impedância foram: $0,70 \pm 0,37$ V e $0,69 \pm 0,24$ V; $2,50 \pm 0,85$ mV e $10,57 \pm 6,46$ mV; 490 ± 87 Ohms e 565 ± 112 Ohms, respectivamente, para átrio e ventrículo. Não foram observadas alterações significativas desses valores na segunda e terceira avaliações.

Durante o teste de caminhada de 6 minutos, a distância percorrida pelos pacientes foi em média de 292 ± 86 metros em DDD e de 369 ± 105 metros em DDDR (figura 3, tabela I). Observamos um aumento na frequência cardíaca estimulada, através das curvas

de variação da frequência de estimulação, logo no início das mesmas, atingindo no pico do exercício uma elevação que variou em média de 35% a 119% em relação à frequência básica do marcapasso.

O questionário de qualidade de vida Minnesota apresentou maior valor, quando os pacientes tiveram os seus marcapassos programados no modo DDD, cujo "score" foi de 73 em média, enquanto que no modo DDDR, o "score" médio foi de 27 (figura 4, tabela II), demonstrando assim uma melhora na qualidade de vida.

Quando questionados com qual modo de estimulação sentiam-se melhor (sem que soubessem efetivamente em qual programação estavam) 100% dos pacientes referiram uma melhora da qualidade

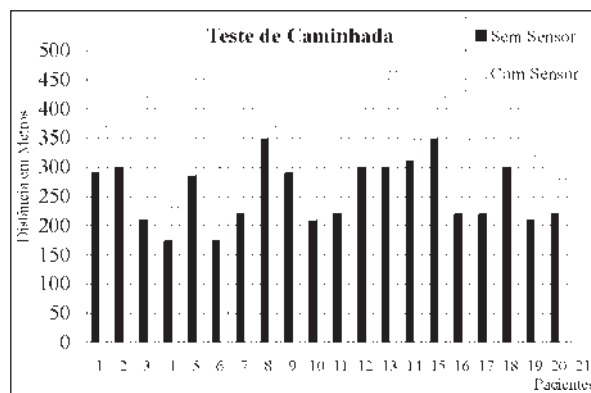


Figura 3 - Resultado do teste de caminhada de 6 minutos antes (DDD) e depois da ativação do sensor (DDDR).

TABELA I
DISTÂNCIA PERCORRIDA EM METROS POR CADA PACIENTE

Paciente	Sem Sensor	Com Sensor
1	290	370
2	300	390
3	210	420
4	174	232
5	285	464
6	174	300
7	220	450
8	348	370
9	290	350
10	209	340
11	220	350
12	300	400
13	300	464
14	310	348
15	348	420
16	220	348
17	220	350
18	300	406
19	210	320
20	220	280
Média	292	369

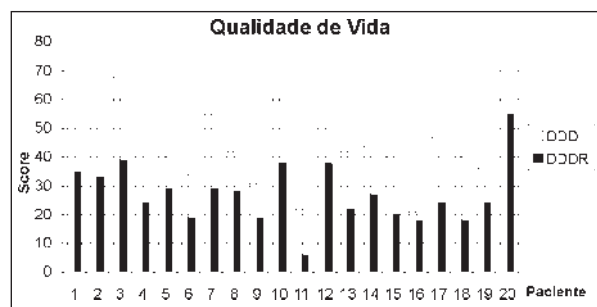


Figura 4 - "Score" obtido no questionário de qualidade de vida antes (DDD) e depois da ativação do sensor (DDDR).

de vida quando seus marcapassos estavam programados em DDDR.

Foi realizada a análise estatística através do teste estatístico de Mann-Whitney, comparando os dois grupos em relação a qualidade de vida, e pudemos verificar que houve uma diferença significativa, com $p = 0,033$.

CONCLUSÕES

Neste grupo de pacientes, pudemos observar 100% de preferência pelo modo de estimulação DDDR quando comparado ao modo DDD. Os dados obtidos no teste de caminhada de 6 minutos e o questionário de qualidade de vida corroboram esta preferência.

Apesar da aparente "pouca qualidade" do sensor em mimetizar de forma fisiológica o nó sinusal, podemos concluir que exibiu uma excelente performance

TABELA II
VALOR DO "SCORE" OBTIDO NO TESTE DE QUALIDADE DE VIDA PARA CADA PACIENTE

Paciente	DDD	DDDR
1	51	35
2	50	33
3	68	39
4	44	24
5	40	29
6	34	19
7	55	29
8	42	28
9	31	19
10	61	38
11	22	6
12	51	38
13	42	22
14	44	27
15	40	20
16	21	18
17	47	24
18	40	18
19	36	24
20	72	55
Média	173	27

ao melhorar o débito cardíaco através da elevação da frequência cardíaca nos momentos de "stress" físico e durante as atividades do dia-a-dia dos pacientes.

Sugerimos que em estudos subseqüentes, avaliem a qualidade de vida dos pacientes portadores deste tipo de sensor em comparação com a possibilitada por outros sensores ditos "mais fisiológicos" disponíveis na prática clínica.

Reblampa 78024-335

Santos JRC. Rate-responsive dual-chamber pacemakers improve patients' quality of life? Reblampa 2002; 15(4): 201-205.

ABSTRACT: The main focus of this study was to evaluate the patient's quality of life with dual-chamber pacemakers using an accelerometer as a sensor when compared with conventional dual-chamber pacemakers where the sinus node of the patient is the sensor. Twenty patients using DDD or DDDR pacing mode were evaluated for a 30 day period. Subsequently we performed a "crossover" in pacing mode and evaluated again 30 days later. All patients were submitted to a 6-minute walking test and to the Minnesota quality of life test, in both modes of pacing. All were asked about their preferences concerning the programmed stimulation. The mean distance walked was 292 ± 86 meters in DDD mode and 369 ± 105 meters in DDDR mode. During the 6-minute walking test the mean quality of life "score" was 73 for DDD mode and 27 for DDDR mode. 100% of the patients preferred the DDDR mode of stimulation. So we conclude that the performance of the sensor was considered to be excellent, adjusting the heart rate appropriately during the physical stress of daily life and improving the quality of life in 100% of the cases studied.

DESCRIPTORS: artificial cardiac pacing, quality of life.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- 1 Rickards AF, Norman J. Relation between QT interval and heart rate: New design of physiologically adaptive cardiac pacemaker. *Br Heart J* 1981; 45: 56-61.
- 2 Kappenberger LJ, Hergers L. Rate responsive dual chamber pacing. *PACE* 1986; 9: 987-91.
- 3 Lau CP, Antoniou A, Ward DE, Camm AJ. Initial clinical experience with a minute ventilation-sensing rate modulated pacemaker: improvements in exercise capacity and symptomatology. *PACE* 1988; 11: 1815-22.
- 4 Mond H, Strathmore N, Kertes P, et al. Rate responsive pacing using a minute ventilation sensor. *PACE* 1988; 11:1866-74.
- 5 Rossi P, Plicchi G, Canducci G, et al. Respiratory rate as a determinant of optimal pacing rate. *PACE* 1983; 6: 502-10.
- 6 Rossi P, Plicchi G, Canducci G, et al. Respiration as a reliable physiological sensor for the control of cardiac pacing rate. *Br Heart J* 1984; 51: 7-14.
- 7 Nappholtz T, Valenta H, Maloney J, et al. Electrode configurations for respiratory impedance measurement suitable for rate-responsive pacing. *PACE* 1986; 9: 960-4.
- 8 Alt E, Hirgstetter C, Heinz M, et al. Rate control of physiologic pacemakers by central venous blood temperature. *Circulation* 1986; 73: 1206-12.
- 9 Griffin JC, Jutzy KR, Claude JP et al. Central body temperature as a guide to optimal heart rate. *PACE* 1093; 6: 498-501.
- 10 Fearnot NE, Smith HJ, Sellers D, et al. Evaluation of the temperature response to exercise testing in patients with single-chamber, rate-adaptive pacemakers: a multicenter study. *PACE* 1989; 12: 1806-15.
- 11 Chirife R. Physiological principles of a new method for rate responsive pacing using the presystolic interval. *PACE* 1988; 11: 1545-54.
- 12 Schaldach M, Hutten H. Intracardiac impedance to determine sympathetic activity in rate responsive pacing. *PACE* 1992; 15: 1778-86.
- 13 Pichlmaier AM, Braile D, Ebner E, et al. Autonomic nervous system controlled closed loop cardiac pacing. *PACE* 1992; 15: 1787-91.
- 14 Alt E, Matula M, Theres H, et al. Grundlage aktivitäts-gesteuerter frequenzvariabler Herzschrittmacher: analyse von belastungs-und umweltbedingten mechanischen Einflüssen am menschlichen Körper. *Z Kardiol* 1989; 78: 587.
- 15 Lau CP, Stott JR, Toff WD, et al. Selective vibration sensing: a new concept for activity-sensing rate-responsive pacing. *PACE* 1988; 11: 1299.
- 16 Alt E, Matula M, Theres H, et al. The basis for activity-controlled rate-variable cardiac pacemakers: an analysis of mechanical forces on the human body induced by exercise and environment. *PACE* 1989; 12: 1667.