

Um Marcapasso com Resposta de Frequência (SSIR) que Reduz Fisiologicamente a Frequência de Estimulação no Repouso

Oswaldo Tadeu GRECO^(*) Augusto CARDINALLI NETO^(*) Roberto Vito ARDITO^(*)

Reblampa 78024-206

Greco O T. Cardinalli Neto A. Ardito R V. Um marcapasso com resposta de frequência (SSIR) que reduz fisiologicamente a frequência de estimulação no repouso. Reblampa 1998;11(2): 67-71.

RESUMO: Em janeiro de 1996, iniciamos a avaliação de um marcapasso SSIR (Sorin, Swing 200) com um sensor do tipo acelerômetro gravimétrico que foi implantado em 12 pacientes (7 homens) com idade média de 48,9 anos. Todos foram programados 15 dias após o implante e tiveram as curvas de estimulação personalizadas, para suprir suas necessidades metabólicas, principalmente no período noturno. Os dados obtidos demonstram que este tipo de sensor é confiável e adequado para a estimulação VVIR, proporcionando com este tipo de programação uma economia de energia da bateria do gerador.

DESCRIPTORIOS: marcapasso, resposta de frequência, antibradicardia

INTRODUÇÃO

A programação convencional de um marcapasso com resposta de frequência requer a avaliação de alguns parâmetros, tais como a frequência de estimulação mínima e máxima, com suas curvas proporcionais de aumento e diminuição da resposta de frequência de estimulação. Portanto, em relação à energia liberada, alguns médicos têm optado por diminuir a frequência mínima ideal, o que também pode atenuar a resposta de frequência, através de mudança na sua programação é possível economizar energia durante o exercício. Mais recentemente um número de aparelhos tem incluído uma função que permite a redução mínima da frequência de estimulação durante o período noturno¹.

Para que isto aconteça, esses aparelhos trazem incorporado um mecanismo próprio que identifica o período em que uma menor frequência de estimulação

pode ser alcançada. Vale a pena salientar que tal mecanismo pode apresentar certa irregularidade em pacientes que mudam seu turno de trabalho ou fazem viagens internacionais.

MATERIAL

Foi implantado um marcapasso unicameral ventricular com resposta de frequência (SSIR), equipado com um sensor de aceleração gravitacional que dirige as variações da frequência de estimulação (Swing 200, Sorin). O sensor consiste em um recipiente cilíndrico hermeticamente fechado que contém uma gota de mercúrio com massa adequada em sua posição central. A mudança do centro de gravidade ocasionada pelos movimentos desta gota, permite ao sistema detectar pequenas variações de aceleração gravimétrica. O algoritmo desse marcapasso possibilita a análise de pequenos sinais de aceleração de-

(*) Médico do IMC - Instituto de Moléstias Cardiovasculares - São José do Rio Preto - São Paulo.

Endereço para correspondência: Rua Castelo D'Água, 3030 - CEP: 15.015-210 - C.P. 681 - São José do Rio Preto - SP - Brasil.

Trabalho recebido em 03/1998 e publicado em 06/1998.

tectados ciclo a ciclo pelo sensor. Quando são detectados sinais de frequências entre 0,5 e 5 Hz., o marcapasso aumenta sua frequência de estimulação de acordo com a programação realizada. Frequências maiores do que 5 Hz. são ignoradas. Também é possível programar uma frequência adequada durante o sono: se nenhum sinal é detectado pelo sensor, dentro de 45 minutos esta função promove a queda da frequência básica de estimulação para a menor programável. Cinco diferentes rampas para aumentar e diminuir a frequência de estimulação estão disponíveis nesse marcapasso e a frequência máxima é alcançada entre 45 segundos e 3,30 minutos, dependendo do tipo de inclinação em que a programação da rampa é realizada: muito rápida (45 seg.), rápida (1 min.), média (1,30 min.), lenta (2,30 min.) e muito lenta (3,30 min.). A queda da curva também pode ser programada da seguinte forma: muito rápida (1,30 min.), rápida (2,30 min.), média (3,30 min.), lenta (5 min.) e muito lenta (6 min.). Na Figura 1 podemos observar, um gráfico com todas essas configurações.

O Swing 200 é um marcapasso multiprogramável que pode estimular nos modos: VVIR/AAIR, VVI/AAI, VVT/AAT, VOO/AOO e estimular/sentir da forma uni ou bipolar. A frequência básica varia de 40 a 120 bpm e a máxima de 90 a 170 bpm. A frequência de repouso está situada entre 40 e 60 bpm, com variações em intervalos de 5 bpm.

Através da telemetria é possível acompanhar a evolução desses parâmetros e de funções especiais, tais como a análise automática dos limiares de sensibilidade de estimulação (Figura 2), a estimulação temporária de alta frequência, etc. Este marcapasso

apresenta como características especiais a alta refratariedade à sinais não fisiológicos (ex. vibrações), o modo de resposta adequada e automática durante o repouso, a programação independente da polaridade do eletrodo (estimulação e sensibilidade), a gravação adequada da estimulação (Holter interno), a medida automática dos limiares de estimulação e a sensibilidade. A avaliação de todos estes parâmetros não exige a presença de um eletrodo especial.

Os implantes foram realizados entre janeiro e julho de 1997, em 12 pacientes, com idade média de 48,9 anos (entre 34,0 e 62,0 anos) sendo que sete deles eram do sexo masculino. Em todos, a indicação para marcapasso definitivo foi a fibrilação atrial com baixa resposta ventricular, sendo (62 %) de etiologia chagásica. Em 4 pacientes (33,3 %) efetuou-se apenas a troca do gerador.

MÉTODO

Os pacientes tiveram alta hospitalar com o modo de estimulação VVIM e retornaram após 15 dias para ter o seu sensor ligado e programada a sua curva de resposta de frequência, tanto em repouso, como durante algum tempo de atividade física realizada no próprio ambiente hospitalar. A frequência básica de estimulação foi fixada em 60 bpm e a de repouso em 45 bpm. Inicialmente estes pacientes foram acompanhados semanalmente e logo após terem alcançado uma curva de estimulação estável, passaram para acompanhamento mensal.

Em cada avaliação o marcapasso foi interrogado com a finalidade de registrar a curva de estimulação

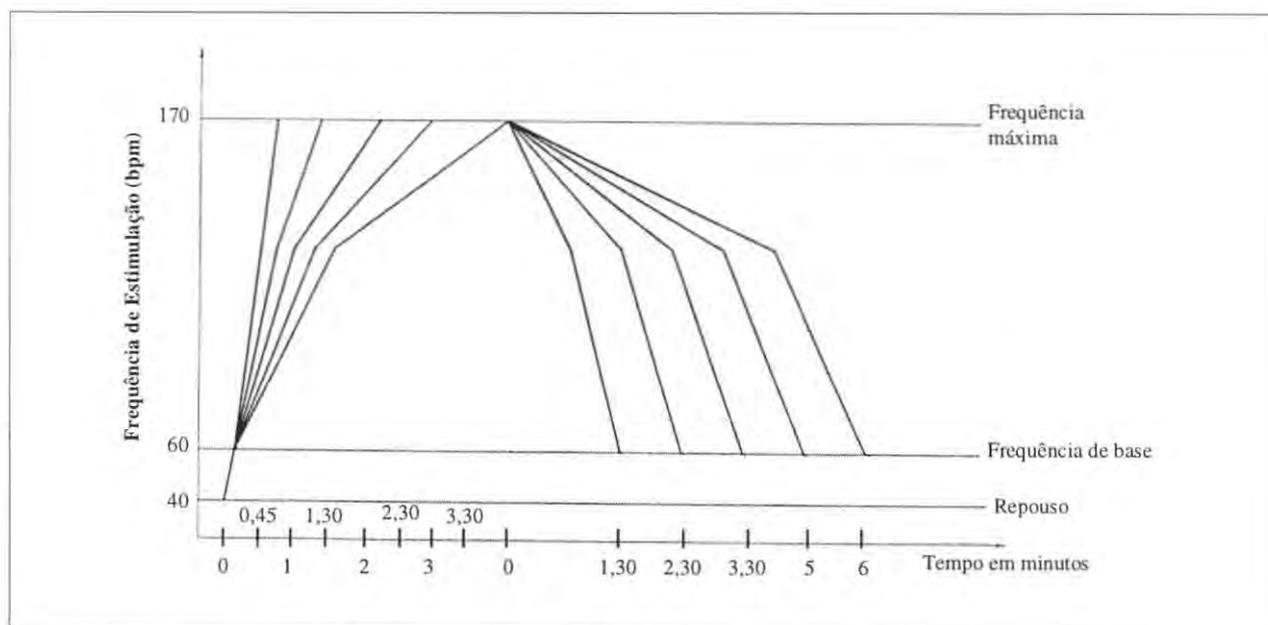


Figura 1 - Tipos diferentes de curvas de estimulação dependendo do tipo da inclinação.

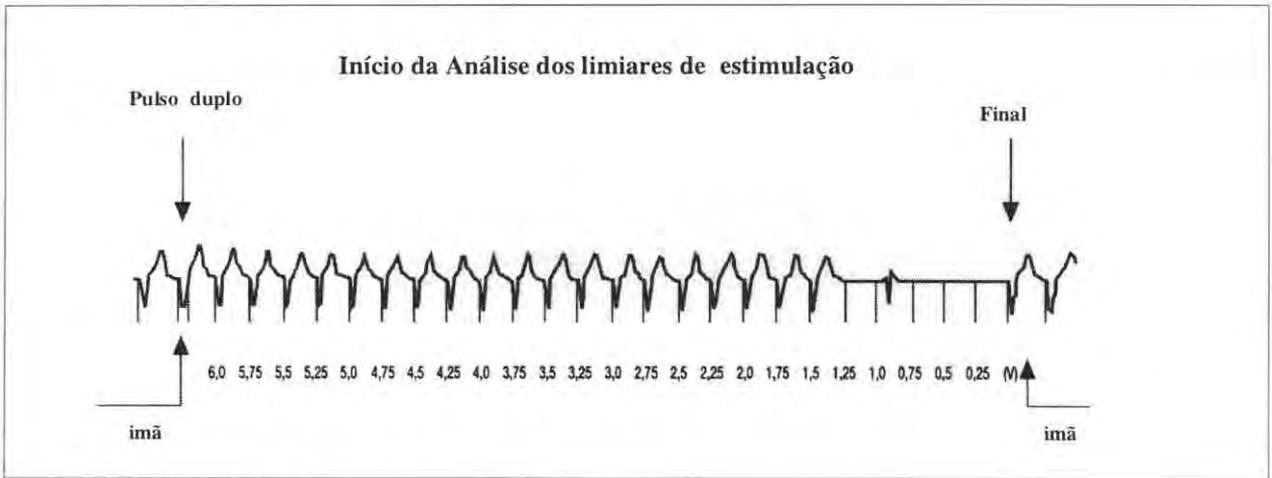


Figura 2 - Análise automática do limiar ideal de estimulação.

e a frequência média de estimulação, possível graças à presença de um Holter na própria memória do marcapasso, o que permite analisar a curva de estimulação nas 24 horas, seguintes à ativação do Holter.

Para uma melhor correlação entre a frequência de estimulação e a atividade realizada pelo paciente, foi solicitada a anotação em detalhes de suas atividades nas 24 horas que precederam a avaliação, com especial ênfase para o horário de início e o fim do período de repouso noturno.

RESULTADOS

Em todos os pacientes, o marcapasso foi posicionado na região precordial esquerda, com eletrodos localizados na ponta do ventrículo direito. Tanto no primo implante como na troca de eletrodos, foram utilizados eletrodos com as mesmas características. A confirmação da unipolaridade do eletrodo esteve presente em 65% dos casos. Os parâmetros médios medidos durante o implante foram: limiar de voltagem 0.49 ± 0.12 v., limiar de corrente 0.85 ± 0.35 mA., impedância de 560 ± 130 ohm. e amplitude da onda endocavitária (onda R) de 10.76 ± 4.10 mV. Não foram observadas quaisquer complicações agudas após o implante e os resultados avaliados através da curva de estimulação registrada pelo Holter de 24 horas do próprio marcapasso mostraram padrões fisiológicos diurnos e noturnos, como mostra a Figura 3. A variação da frequência de estimulação apresentou uma relação íntima com as atividades físicas diárias. A Tabela 1, permite observar as médias da frequência de estimulação durante as 24 horas, durante o dia e à noite, além da frequência máxima de estimulação nas ocasiões em que o ritmo cardíaco dependeu exclusivamente do marcapasso.

Durante o acompanhamento dos pacientes foram

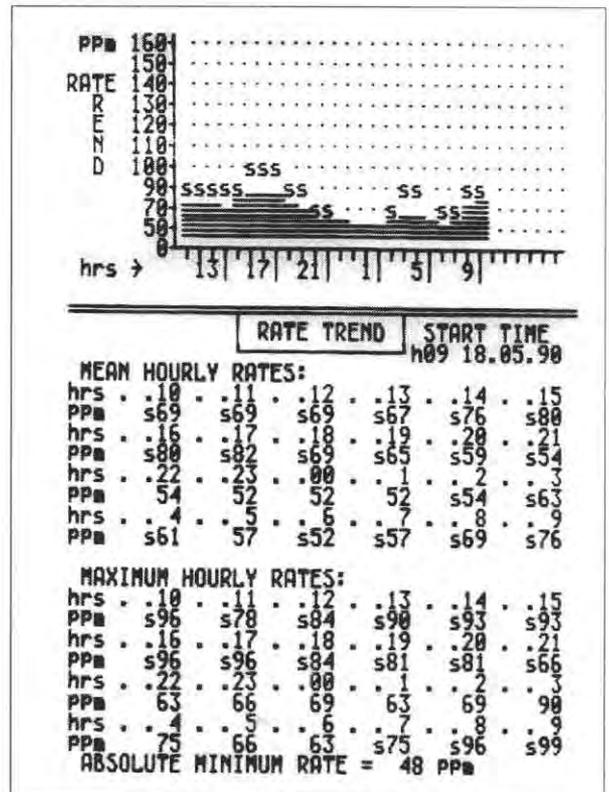


Figura 3 - Dados obtidos através da interrogação do gerador mostrando o comportamento da frequência da estimulação 24 horas precedentes.

TABELA 1

RESULTADOS DO HOLTER DE 24 HORAS EM 12 PACIENTES

média da frequência/24 horas	68.4 ± 6.4 bpm
média da frequência/diurna	76.6 ± 5.9 bpm
média da frequência/noturna	57.2 ± 5.8 bpm
média da frequência/máxima	114.4 ± 11.8 bpm

realizados testes físicos de interferência externa, como vibrações mecânicas, para avaliar a real segurança do sensor. Nenhum paciente apresentou aumento da frequência de estimulação capaz de exceder a margem da proteção a ruídos previamente programada. Durante esse acompanhamento várias observações clínicas permitiram constatar a confiabilidade desse sistema de estimulação. Não foram observadas complicações relacionadas ao gerador e ao eletrodo.

Um paciente chagásico apresentou um episódio noturno de arritmia ventricular (bigeminismo ventricular), quando a frequência de estimulação estava em 52 bpm. Face à possibilidade da arritmia ter sido ocasionada por uma bradicardia momentânea durante o sono, a frequência mínima deste período foi aumentada para 60 bpm e na avaliação seguinte, observou-se o desaparecimento da arritmia.

DISCUSSÃO

Desde o aparecimento dos primeiros sensores, inúmeros trabalhos vem sendo publicados na literatura a fim de comparar os sintomas, a tolerância ao exercício e a qualidade de vida entre pacientes com estimulação uni ou bicameral, com e sem sensor.

Smedgard e cols² avaliaram 12 diferentes tipos de sintomas e não observaram diferenças com significância estatística, quando compararam 15 pacientes com estimulações ventricular com e sem sensor (VVI e VVIR) de atividade. Entretanto, a maioria deles teve suas demandas metabólicas melhor supridas com a estimulação VVIR. Com outros tipos de sensores também foram avaliados por Hedman e cols³, com sensor do intervalo QT, e Lau e cols⁴, com sensor de volume/minuto, ambos em estudo duplo-cego cruzado. Puderam observar que a maioria dos pacientes apresentou melhora dos sintomas (respiração curta no exercício e energia durante atividade diária) e da qualidade de vida. Existem inúmeros estudos para comparar as estimulações VVI e VVIR, o mesmo ocorrendo para comparar VVIR com DDD, já que a presença do sincronismo atrioventricular sugere inicialmente um benefício adicional para um melhor débito cardíaco.

Entretanto, apesar desta afirmação falar em favor da estimulação de dupla-câmara, não é isto que se observa na literatura. Menozzi e cols⁵ estudaram 14 pacientes sem insuficiência cardíaca e não verificaram diferenças na capacidade de tolerância ao exercício entre estes dois modos de estimulação. À mesma conclusão chegaram Oldroyd e cols⁶, quando analisaram sintomas de dispnéia, fadiga e variações do humor em pacientes com bloqueio atrioventricular completo sem que fosse possível constatar diferenças entre estes parâmetros nestes dois modos de estimulação.

O sensor de atividade corpórea foi o primeiro a

ser desenvolvido e utilizado nos marcapassos para aumentar a frequência de estimulação. Apesar de estudos mostrarem que este tipo de sensor é capaz de manter uma frequência próxima ao do ritmo sinusal, em algumas situações a frequência de estimulação pode chegar a valores indesejáveis, sem correspondência com as necessidades metabólicas. Devido a este fato foi realizado um aprimoramento tecnológico nesse sensor, transformando-o de piezoelétrico para acelerômetro, que apresenta algumas vantagens, entre eles uma melhor resposta de frequência, independente do contato da superfície do marcapasso com a musculatura do tórax, sensibilidade a baixas frequências e melhor medida das forças de aceleração nos diferentes níveis de atividade. Lau e cols⁷ compararam as características do sensor piezoelétrico com o acelerômetro e mostraram que este último tem uma maior resposta de frequência na posição vertical e no "jogging", além de ser menos sensível às mudanças ocasionadas pela pressão ou por palmadas aplicadas sobre o marcapasso.

A despeito da evolução tecnológica que permitiu o aperfeiçoamento dos sensores e dos modos de estimulação, na prática a diferença clínica entre os pacientes nem sempre é exuberante. Isto se explica devido cada um deles apresentar formas de compensação, na tentativa de manter um débito cardíaco ideal.

Para isto o organismo lança mão de vários mecanismos, como a ação do sistema nervoso autônomo, do fator natriurético atrial e outros de menor importância. A concentração plasmática de nor-epinefrina é considerada como um bom indicador da atividade do sistema nervoso autônomo, índice fiel para avaliar o nível de ação simpática no coração, como uma medida do mecanismo de compensação para a manutenção de um débito cardíaco adequado. Quando a frequência ventricular está acima da frequência sinusal em repouso, os níveis médios de nor-epinefrina aumentam, provavelmente devido ao efeito adverso no débito cardíaco. Peherson e cols⁸ mostraram que esse nível aumenta durante o exercício no modo VVI, quando comparado com o DDD. Isto também acontece durante as atividades diárias ou mesmo em repouso, quando se compara a estimulação VVIR com a DDD.

Em relação ao hormônio natriurético atrial, o comportamento é semelhante e os resultados de alguns estudos sugerem que existe uma queda benéfica de seus níveis quando o sincronismo atrioventricular está preservado, tanto em repouso como durante o exercício se comparado à estimulação VVI/VVIR⁹.

A facilidade para ajustar a frequência de estimulação às necessidades metabólicas, a rápida resposta para aumentar a frequência de estimulação e a simplicidade de sua implementação tem feito o sensor de atividade a forma mais utilizada destes marcapassos.

Por estar totalmente incorporado ao próprio marcapasso e levar a um pequeno desgaste de bateria, o sensor de atividade tem sido frequentemente utilizado em associação com outros sensores¹⁰.

Os sintomas e a qualidade de vida podem ser melhorados com marcapasso fisiológico, embora as diferenças observadas dependam da avaliação e da população estudada. Maiores investigações serão necessárias para identificar fatores clínicos que podem ser úteis para prognosticar o tipo de paciente capaz de obter melhores respostas aos implantes de marcapasso uni ou bicameral, com ou sem sensor.

CONCLUSÕES

Observando o comportamento deste sensor em um marcapasso VVIR foi possível constatar uma sensibilidade acurada para a determinação automática de curvas

de frequência adequadas às necessidades metabólicas durante o sono ou no repouso.

Os dados apresentados demonstram que a diminuição da frequência média de estimulação pode provocar um aumento da longevidade do marcapasso, tanto quanto promover uma frequência de estimulação fisiológica durante a noite, quando as necessidades metabólicas são reduzidas.

A sintomatologia e a qualidade de vida podem ser melhoradas com a presença de uma estimulação fisiológica, a despeito das diferenças observadas, decorrentes do método de avaliação e da população estudada.

Futuros estudos devem evidenciar outros fatores clínicos e orientar qual pode ser útil no prognóstico, do modo de estimulação mais adequado a cada paciente.

Reblampa 78024-206

Greco O T. Cardinalli Neto A. Ardito R V. A rate responsive pacemaker that physiologically reduces pacing rate during rest. *Reblampa* 1998;11(2):67-71.

ABSTRACT: SSIR Pacemaker with a gravimetric sensor containing a droplet of mercury (Sorin, Swing 200) was implanted in 12 patients (7 male), mean age 48.9 years, after January, 1996. All these patients were programmed 15 days after the implantation and the stimulation curves were adapted for each patient's daily necessities, mainly during the night time. Our data showed that this family of pacing is a reliable and effective VVIR. The rate stimulation during the sleep time was very suitable and may provide some energy saving.

DESCRIPTORS: pacemaker, rate responsive, antibradycardia.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- 1 Bongioi M G. Soldati E. Arena G. et al. Multicenter clinical evaluation of a new SSIR pacemaker. *Pace* 1992; 15: 1798-1803.
- 2 Smedgard P. Kristensson B E. Kruse I. Rate responsive pacing by means of activity sensing versus single rate ventricular pacing: a double-blind crossover study. *Pace* 1987; 10: 902-15.
- 3 Hedman A. Nordlander R. QT sensing rate responsive pacing compared to fixed rate ventricular inhibited pacing: a controlled clinical study. *Pace* 1989; 12: 274-85.
- 4 Lau C P. Antoniose A. Ward D E. Initial clinical experience with a minute ventilation sensing rate modulated pacemaker: improvements in exercise capacity and symptomatology. *Pace* 199; 11: 1815-22.
- 5 Menozzi C. Brignole M. Moracchini P V. Inpatient comparison between chronic VVIR and DDD pacing in patients affected by high degree AV block without heart failure. *Pace* 1990; 13: 1816-22.
- 6 Oldroyd K G. Rae A P. Carter R. Double-blind crossover comparison of four rate-responsive pacing modes. *J Am Coll Cardiol* 1991; 17: 696-706.
- 7 Lau C P. Camini A J. Role of left ventricular function and doppler derived variables in predicting the hemodynamic benefits of rate responsive pacing. *Am J Cardiol* 1998; 62: 906-11.
- 8 Pehrsson S K. Hjemdahl P. Nordlander R. A comparison of sympathoadrenal activity and cardiac performance at rest and during exercise in patients with ventricular demand or atrial synchronous pacing. *Br. Heart J.* 1988; 60: 212-20.
- 9 Stangl K. Weil J. Laule M. Influence of AV synchrony on the plasma level of atrial natriuretic peptide in patients with total AV block. *Pace* 1988; 11: 1176-81.
- 10 Sulke N. Chambers J. Dritsas A. A randomized double-blind crossover comparison of four rate-responsive pacing modes. *J Am Coll Cardiol* 1991; 17: 696-706.