

O que há de errado com este Marcapasso?

Sildes Francisco ROSA⁽¹⁾ José Carlos Silva de ANDRADE⁽²⁾

Reblampa 78024-408

Rosa SF. Andrade JCS: O que há de errado com este marcapasso? Reblampa 2006; 19(2): 83-88.

RESUMO: O trabalho reporta e explica um episódio intrigante da estimulação artificial verificado durante o implante de um sistema de marcapasso, com o gerador programado para polaridade de estimulação unipolar, o marcapasso fora da loja e a carcaça isolada do corpo do paciente. O comportamento do gerador de pulso é analisado, considerando a prática médica e a evolução tecnológica e conceitual.

DESCRITORES: limiar de comando, modelos cardíacos, topologia circuital dos geradores.

INTRODUÇÃO

Em 2008, o primeiro implante de marcapasso cardíaco, realizado em Estocolmo, Suécia, no ano de 1958, por Sennig et al.¹ completará cinco décadas. Analisando o passado, é possível ter certeza de que o caminho trilhado foi (e continua sendo) o mais correto. Justificam essa afirmativa as incontáveis vidas salvas, a melhoria da qualidade de vida dos pacientes que receberam implantes e a satisfação decorrente do aprendizado contínuo propiciado pelo trabalho interdisciplinar entre Medicina e Engenharia.

O contato entre médico e engenheiro surgiu como uma necessidade, cabendo ao engenheiro apresentar ao médico detalhes e idiosincrasias de cada produto, além de colher opiniões e críticas que, repassadas aos fabricantes, muitas vezes resultam em avanços importantes na área².

Recentemente, um estimulista de São Paulo, que também é cirurgião e é considerado um dos ícones da estimulação cardíaca brasileira por seu famoso bom humor e, principalmente, por seu cabedal de conhecimentos, teve a assistência de um engenheiro iniciante na área de estimulação cardíaca. Durante o

implante, que transcorreu sem complicações, o médico conectou os eletrodos ao gerador e ficou surpreso ao verificar a presença de comando, com polaridade de "PACE" em unipolar, embora o gerador estivesse fora da loja, em suas mãos e isolado do paciente.

O engenheiro, que nunca havia presenciado algo semelhante, não soube explicar a ocorrência e, por orientação do médico, que supôs que houvesse algum problema com o gerador, providenciou outro marcapasso. Conectados os eletrodos, o fato repetiu-se. médico e engenheiro ficaram atônitos. Resolveram telefonar a outro engenheiro da empresa, com maior experiência com os produtos, para investigar o motivo para aquele aparente "*disparate*".

Esse episódio motivou o presente artigo. Espera-se que a divulgação da explicação, com o respaldo de dados científicos, possa evitar outras surpresas.

Conceitos Envolvidos

A figura 1 apresenta o diagrama simplificado de um gerador de pulso e a conexão do eletrodo ao coração.

A bateria (Bat.) é a fonte de energia que alimenta

(1) Engenheiro eletrônico do Departamento de Engenharia Médica da Biotronik.

(2) Professor Adjunto da Escola Paulista de Medicina / UNIFESP.

Endereço para correspondência: Rua Capitão Adelmio Norberto da Silva, 765. CEP 14025-670. Ribeirão Preto - SP. Brasil. e-mail: sildes@ig.com.br
Trabalho recebido em 09/2005 e publicado em 03/2006.

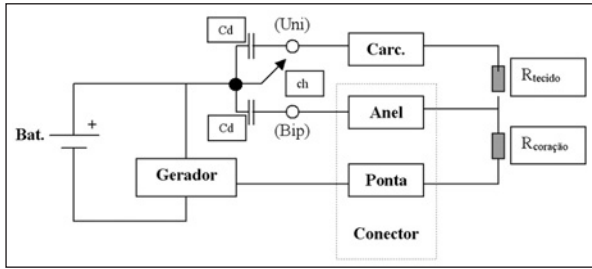


Figura 1 - Esquema simplificado do sistema de estimulação cardíaca.

todo o circuito do marcapasso e é composta pelo conhecido par eletroquímico lítio-iodo. O gerador é constituído pelo conjunto de circuitos que desempenha as funções de “PACE”, “SENSE” e as temporizações necessárias. A chave (ch) permite selecionar a polaridade de estimulação (“PACE”) entre unipolar e bipolar. Esta chave encontra-se dentro do marcapasso e, na verdade, é constituída por um ou mais transistores semicondutores, acionados externamente por meio de programação. Os capacitores de desacoplamento (Cd) têm função primária de filtrar interferências, além de representarem componentes capacitivas de junções semicondutoras polarizadas reversamente³⁻⁵. Chave e capacitores são responsáveis pelo comportamento observado no implante descrito. A carcaça do marcapasso é representada por (Carc.). O resistor $R_{\text{coração}}$ é a carga imposta ao gerador a cada pulso. O resistor R_{tecido} é a impedância que o corpo do paciente apresenta à passagem da corrente elétrica, no modo de estimulação unipolar.

Supondo que o gerador tenha sido programado para estimulação unipolar, o circuito da figura 1 pode ser simplificado e redesenhado, como mostra a figura 2.

O valor de R_{tecido} situa-se na faixa de 10 a 20 Ω e pode ser somado ao parâmetro $R_{\text{coração}}$ ⁶.

Se observarmos a forma de onda sobre a carga $R_{\text{coração}}$ num osciloscópio, veremos o que está na figura 3:

Situação observada no implante:

No implante, o eletrodo já estava impactado no endocárdio do paciente e o gerador, programado para estimulação unipolar (programação “de fábrica”). O circuito equivalente a essa situação é apresentado na figura 4.

Nesta situação, o parâmetro R_{tecido} apresenta valor ôhmico elevado (em tese, infinito), pois o gerador está fora da loja e não há contato galvânico entre a carcaça do gerador e o corpo do paciente. Por isso, esse item está representado por linhas pontilhadas. Como aparentemente não há um caminho para a passagem da corrente elétrica do pulso, não deveria ser possível observar estimulação artificial nessa situação.

Porém, a presença do capacitor Cd explica o comportamento bizarro. A seta da figura 4 indica o caminho por onde a corrente elétrica circula. O sinal observado sobre $R_{\text{coração}}$ (entre anel e ponta do eletrodo) mostra-se na figura 5.

O que se vê é a derivada do pulso original do marcapasso (figura 3), atribuível à presença de componente capacitivo, no caso, Cd. O sinal observado na figura 5 é efetivamente aplicado ao miocárdio quando a programação é unipolar, o eletrodo é bipolar e a carcaça do gerador não está em contato com o corpo do paciente, o que explica a ocorrência de comando

A pergunta óbvia que se faz é: como um sinal (figura 5) tão diferente daquele típico do pulso de marcapasso (figura 3) pode estimular um coração?

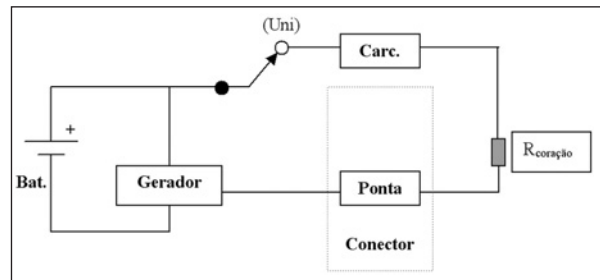


Figura 2 - Estimulação unipolar.

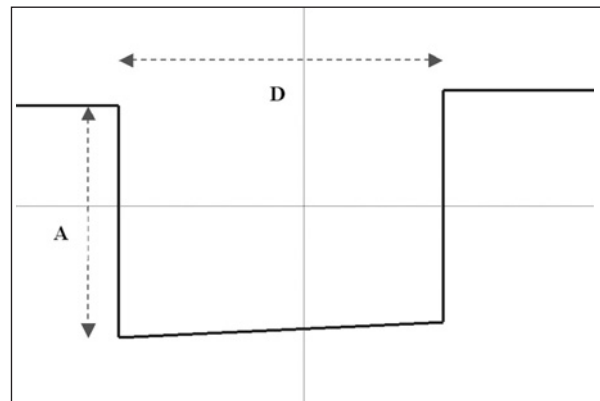


Figura 3 - Pulso típico de marcapasso, observado num osciloscópio.

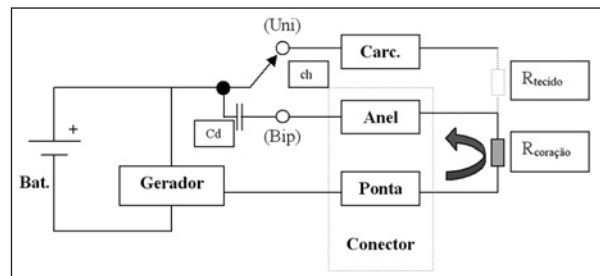


Figura 4 - Situação observada no implante.

O primeiro ponto a ser estudado e esclarecido diz respeito à carga ($R_{\text{coração}}$) imposta ao gerador. Segundo Lapique⁷, o modelo elétrico simplificado para a carga de marcapasso (figura 6).

A capacitância de Helmholtz, multiplicada pela área geométrica do eletrodo, está representada por C_H . R_F simboliza a resistência de Faraday. A resistência imposta pelo eletrodo é descrita por R_L e a resistência apresentada pelo músculo cardíaco é indicada por R_C . Portanto, pode-se concluir que a carga não é puramente resistiva. Os valores típicos para os parâmetros são: $R_L = 10 \Omega$; $R_F = 100K \Omega$; $R_C = 500 \Omega$ e $C_H = 50 \mu F$.

O segundo item a ser considerado é a quantidade de energia entregue ao miocárdio. Considerando o modelo de carga proposto por Lapique e a presença do capacitor C_d no percurso da corrente elétrica, o diagrama da situação observada no implante é apresentado na figura 7.

O parâmetro R_L (resistência do eletrodo) é pequeno (da ordem de 10Ω) e pode ser somado ao valor de R_C . Já R_f apresenta tipicamente valor elevado e pode ser desconsiderado sem alterar significativamente os resultados. No experimento, C_H foi substituído por um capacitor de $33\mu F$ e três valores foram experimentados em R_C : 330, 560 e 1000 Ohms.

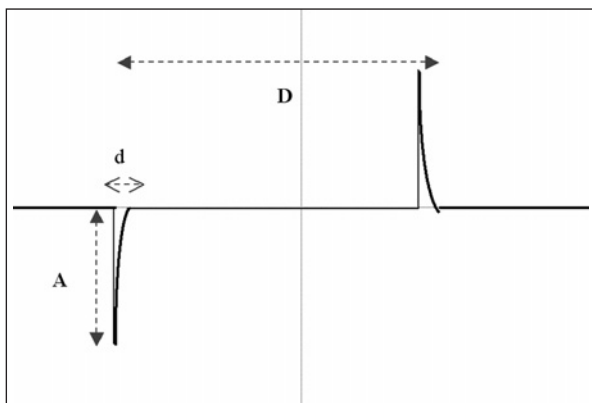


Figura 5 - Sinal observado entre o anel e a ponta do eletrodo, sob carga ($=R_{\text{coração}}$).

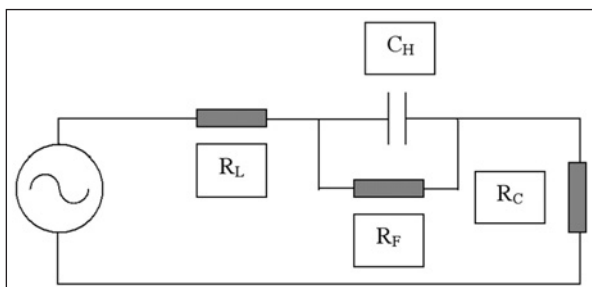


Figura 6 - Modelo simplificado de Lapique.

Caso seja escolhida a polaridade bipolar para estimulação, altera-se o *trajeto* por onde passa a corrente elétrica, que sairá da ponta do eletrodo e retornará ao anel do mesmo. A forma de onda observada nesse caso (PACE = bipolar) é essencialmente a mesma da figura 3, desde que mantidas programação e carga.

MATERIAL E MÉTODOS

Buscou-se reproduzir em laboratório o comportamento verificado em campo. Para isso, utilizou-se um osciloscópio digital e diversas cargas para marcapasso. O experimento foi conduzido da seguinte maneira: um gerador implantável Actros SLR foi programado com valores nominais, no modo VVI. A polaridade de estimulação foi mantida em unipolar. Por meio de um adaptador inserido no canal ventricular do marcapasso, acessou-se externamente os terminais relativos à ponta (distal) e ao anel (proximal) do eletrodo. A esses pontos foi conectada a carga. A ilustração 1 demonstra o texto acima e a ilustração 2 apresenta uma visão geral do experimento.

RESULTADOS

No laboratório, o valor da amplitude das espículas (A na figura 5) encontra-se em torno de 2,5V e a duração (d) situa-se entre 10 e 90 μs , dependendo da carga aplicada ($R_{\text{coração}}$).

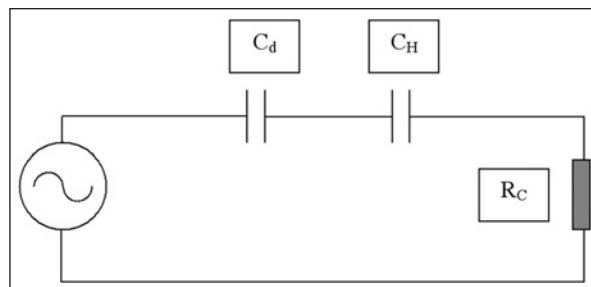


Figura 7 - Modelo final.



Ilustração 1 - Detalhe do conector bifurcador; ponta de prova e carga aplicada.

O valor da amplitude de pulso (A na figura 3) normalmente se situa entre 3 e 3,5V. No experimento conduzido no laboratório da empresa, encontrou-se o valor de 3,24V. A duração do pulso (D na figura 3) varia tipicamente entre 0,3 e 0,5 ms. No laboratório, observou-se o valor de 0,4 ms. Esses valores dependem da programação e, no experimento, foi adotada a programação nominal.

A ilustração 3 mostra a imagem obtida da tela do osciloscópio, tal como descrito na figura 5.

Observa-se que somente é visível a porção negativa do sinal aplicado à carga. Isto foi feito propositalmente para mostrar o sinal em detalhes, além de permitir maior precisão nas medidas de tensão e tempo. O sinal que não aparece tem amplitude e duração idênticas, porém com polaridade oposta (positiva). Para o cálculo da energia desse pulso, assumiu-se que o sinal em questão é um triângulo retângulo e que a porção positiva, se invertida e “encaixada” na figura vista na ilustração 3, compõe um retângulo de amplitude V e duração d, como esquematizado na figura 8.



Ilustração 2 - Montagem do experimento.

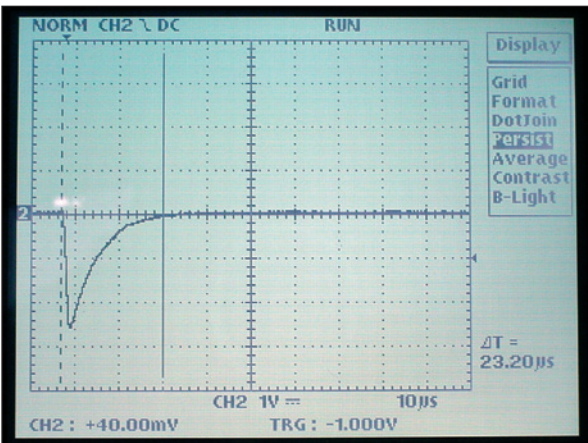


Ilustração 3 - Exemplo de sinal verificado na experiência.

Na figura 8, a porção pontilhada corresponde à parte negativa do sinal, enquanto que a porção com linha dupla corresponde à parte positiva. Desta maneira, é possível aplicar a seguinte expressão para o cálculo da energia:

$$E = (V^2/R) * t, \text{ em Joules}$$

Onde V é a amplitude do sinal, R é a carga aplicada, no caso Rc e t corresponde à duração do sinal. Esta mesma expressão foi usada no cálculo da energia numa situação típica de uso (pulso semelhante ao da figura 3). Os resultados são apresentados na tabela I.

A energia entregue pelo sinal derivado (figura 5) é bem menor que aquela tipicamente aplicada ao miocárdio (figura 3). Pode-se encontrar a relação entre essas energias na tabela II.

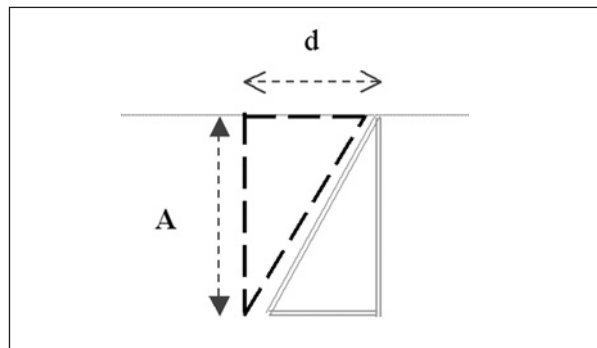


Figura 8 - Método usado para o cálculo da energia do sinal derivado.

TABELA I
RESULTADO DO EXPERIMENTO

Amplitude [V]	Impedância [Ohm]	Duração [µS]	Energia [µJ]	Condição
3,2	330	400	12,41	Pulso típico (Fig.: 3)
3,4	560	400	8,26	
3,5	1000	400	4,90	
2,1	330	25	0,33	Derivada do pulso (Fig.: 5)
2,7	560	50	0,65	
2,9	1000	90	0,76	

TABELA II
RELAÇÃO ENTRE ENERGIAS

Carga [Ω]	Energia [µJ]	Relação Uni / Bip
330	12,41	Pulso Típico (Figura 3)
560	8,26	
1000	4,90	
330	0,33	37,2
560	0,65	Derivada do Pulso (Figura 5)
1000	0,76	
		6,5

Observa-se que, à medida que a impedância aumenta, a relação entre as energias tende a diminuir. Isto é compreensível, pois com impedâncias altas, diminui a diferença entre as tensões aplicadas à carga. Portanto, em tese, impedâncias altas implicam energias semelhantes entregue à carga, seja aplicando o pulso típico (figura 3) ou sua derivada (figura 5).

DISCUSSÃO E CONCLUSÃO

Em um artigo publicado na revista PACE⁸, especialistas em estimulação cardíaca do Catharina Hospital de Eindovem, Holanda, reportam um caso interessante, relacionado com o tema deste artigo: durante o implante de um ressinchronizador ventricular e após a colocação dos eletrodos (atrial, ventricular direito e esquerdo), observaram comando do músculo cardíaco, sem a presença de marcapasso... A “fonte” de energia responsável por tal comportamento devia-se a algum contato galvânico entre os instrumentos cirúrgicos, feitos de metais diferentes, e o guia dos eletrodos.

Publicações referentes aos mecanismos físico-químicos da corrosão⁹ informam que a tensão máxima observável entre ligas de titânio e aço inoxidável é da ordem de algumas dezenas de milivolts, valor muito mais baixo que o observado na figura 5. No relato do caso holandês, fica claro que os limiares de comando obtidos no ventrículo e no átrio direitos estavam dentro da normalidade, por volta de 0,5 V x 0,5 ms. Já no ventrículo esquerdo, o limiar obtido foi de 1,3 V e, nesse caso, não se observou o fenômeno verificado nas outras câmaras. Esse relato deixou

claro que, em alguns casos, o limiar de comando pode ser excepcionalmente baixo, permitindo o comando artificial com apenas algumas dezenas de milivolts.

O comando mencionado no início do trabalho, com polaridade de estimulação unipolar e gerador sem contato com o paciente, já foi observado em outros implantes, inclusive com produtos de outros fabricantes. O fenômeno nem sempre é notado, pois em geral a atenção do médico está totalmente voltada à tarefa de conectar os eletrodos ao marcapasso. Soma-se a isso a rapidez com que essa “tarefa” é realizada, não havendo interesse do médico em observar o monitor nesse instante.

De toda forma, o episódio observado não constitui um problema, mas sim uma característica comportamental dos circuitos dos atuais geradores implantáveis, associada a baixos limiares e impedâncias eletródicas mais elevadas.

Resumidamente, a ocorrência é consequência da presença de componentes capacitivos presentes na fabricação dos geradores, existindo um caminho alternativo para a corrente elétrica: sair da ponta do eletrodo e fechar o circuito no anel do eletrodo, ainda que a polaridade de estimulação seja unipolar. Nessa situação, o sinal aplicado ao miocárdio tem energia bem menor que um pulso típico de marcapasso. Porém, com o uso cada vez mais freqüente de eletrodos de alta impedância, a energia entregue ao miocárdio no momento do implante pode ser suficientemente alta para garantir o comando, principalmente se o limiar medido for baixo, por volta de 0,5 V.

Reblampa 78024-408

Rosa SF. Andrade JCS: What is wrong with this device? Reblampa 2006; 19(2): 83-88.

ABSTRACT: The essay reports and explains an intriguing episode of the artificial stimulation. Noticed during the implant of a pacemaker system, with the generator programmed. For univocal pacing, the pacemaker device outside the pocket and galvanic ally isolated from the patient's skin. The pulse generator behavior is analyzed, taking into consideration the medical practice and technological evolution and conceptual knowledge.

DESCRIPTORS: pacing threshold, cardiac models, pacemaker circuit topology.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- 1 Elmquist R, Senning A. An implantable pacemaker for the heart. In: Smyth CN, editor. Medical Electronics: Proceedings of the 2nd international conference on Medical Electronics, Paris June 14, 1959. London, Iliffe & Sons, 1960.
- 2 Schaldach M. Electrotherapy of the Heart and Interventional Cardiology: The Future of Biomedical Engineering in Erlangen. Progress in Biomedical Research 1996; 1: 3-4.
- 3 Millman J, Halkias CC. Integrated Electronics: Analog and Digital Circuits and Systems. 1 ed. New York: McGraw-Hill Inc, 1972.
- 4 Greame JG, Tobey GE, Huelsman LP. Operational Amplifiers: Design and Applications. 1 ed. New York: McGraw-Hill Inc, 1971.

- 5 Gray PE, Searly CL. Electronic Principles/Physics, Models and Circuits. New York: John Wiley and Sons, Inc, 1969.
- 6 Irnich W. Engineering Concepts of Pacemaker Electrodes. In: Schaldach M, Furman S, editores. Advances in Pacemaker Technology. 1 ed. Berlin: Springer, 1975.
- 7 Antola RS. Aspectos Biomatemáticos de la Cardioestimulación Eléctrica Crónica. Marcapasos Cardíacos, Fian-dra, O. Ed. Montevideo 1971.
- 8 van Gelder BM, Bracke FA, Meijer A. Cardiac Stimulation Caused by Biogalvanic Current During Pacemaker Implantation. PACE 2002; 25: 998-9.
- 9 Dexter SC, LaFontaine JP. Effect of natural marine biofilms on galvanic corrosion. Corrosion Journal 1998; 54: 851.