

# Estimulação cardíaca artificial epimiocárdica temporária

MARLI G. LOPES\*, CARLOS LA ROTTA\*, RUI CAL\*, EXPEDITO RIBEIRO\*\*, JOSÉ ROBERTO TAVARES\*\*, LUÍS PIVOTTO\*\*\*, ENIO BUFFOLO\*, JOSÉ CARLOS S. ANDRADE\*

## RESUMO

*Com o objetivo de comparar o comportamento e os parâmetros elétricos de cabos-eletrodos de marcapasso cardíaco temporário são estudados dez pacientes submetidos à cirurgia de revascularização miocárdica e estimulação cardíaca artificial com duas técnicas de implante. Numa o eletrodo fica totalmente em contato com o miocárdio, e noutra parte dele usada para fixação, fica exposta na cavidade pericárdica. Dada a superioridade da primeira tendo em vista a regularidade da impedância e os melhores limiares — agudos e crônicos de estimulação e captação, concluiu-se que: a) a área do eletrodo deve ser padronizada, b) o eletrodo deve ficar totalmente em contato com o miocárdio e c) é conveniente que o mesmo seja confeccionado industrialmente.*

**DESCRITORES:** Marcapasso artificial — Eletrodos implantados.

## INTRODUÇÃO

A estimulação cardíaca temporária com cabo-eletrodo epimiocárdico é hoje utilizada rotineiramente no pós-operatório de cirurgias cardíacas com circulação extracorpórea. Apesar de ter indicação normalmente profilática, é de extrema importância dada a grande validade que apresenta quando se faz necessária, sendo mesmo algumas vezes o elemento fundamental para a manutenção da vida. Pelo baixo custo, simplicidade e segurança no implante, seus benefícios justificam plenamente seu emprego. Curiosamente, entretanto, observa-se que em muitos serviços a técnica de seu implante não é padronizada. A literatura

também não é extensa, apesar de alguns trabalhos analisarem com profundidade desde aspectos de fabricação até aspectos de técnica de implante.

Mais recentemente, os rápidos progressos na tecnologia dos marcapassos, tais como a invenção de geradores de pulso e eletrodos mais fidedignos e com maior durabilidade assim como a capacidade de modificar a função que controla o ritmo externamente, induziram os médicos a confiar cada vez mais na estimulação cardíaca artificial ao cuidado de seus pacientes. A maior parte dessa atividade aprimorou a qualidade de assistência, porém os progressos exponenciais na sofisticação

técnica aumentaram o potencial para o uso inadequado<sup>8</sup>. É de primordial importância que o médico que realiza o implante de um marcapasso, seja este definitivo ou temporário, tenha o conhecimento básico acerca da ciência do controle do ritmo, de forma que esse instrumento clínico extraordinário possa ser utilizado mais eficazmente.

Paralelamente a esses progressos na estimulação cardíaca definitiva, o desenvolvimento das técnicas de estimulação cardíaca temporária epimiocárdica, utilizadas no intra e pós-operatório das cirurgias cardíacas de grande porte, são igualmente importantes no diagnóstico e na terapia dos pacientes. No entanto, a falta de padronização técnica do implante dos eletrodos epimiocárdicos temporários, constatada tanto na revisão de literatura quanto na observação da prática de várias institui-

Trabalho realizado no Hospital UNICÓR.

\* Médico integrante da Equipe de Cirurgia Cardíaca.

\*\* Médico integrante da Equipe Clínica.

\*\*\* Engenheiro Eletrônico — Cardiobrás.

ções, é um fato preocupante no que se refere a freqüência de perda de comando dos marcapassos decorrentes de alterações nos parâmetros elétricos dos cabos-eletrodos<sup>5, 8, 9, 10, 11, 12</sup>.

A partir de 1974, alguns trabalhos foram publicados apresentando duas características em comum: área de contato padronizada e ausência de exposição de fio metálico no epicárdio. Todos apresentam um consenso na conclusão: uma notável melhora no que tange aos parâmetros elétricos: limiar de estimulação, impedância e sensibilidade em comparação com os eletrodos rotineiramente usados, com área indefinida e exposição de fio metálico no epicárdio<sup>1, 2, 3, 4</sup>.

Considera-se necessário ressaltar que estes problemas, foram observados também em nossa instituição, motivo pelo qual se procurou realizar modificações na técnica de implante dos eletrodos rotineiramente usados, na busca de um melhor desempenho. Paralelamente, tentou-se avaliar, mesmo de maneira grosseira, aquilo que apesar de ser denominado por vários autores como "dispersão de energia" do eletrodo exposto para os fluidos sanguíneos, tem ainda mal quantificado seu grau de influência na alteração dos parâmetros elétricos do conjunto gerador-eleto-rodo.

Antecedeu a este estudo, uma análise de três cabos-eletrodos com áreas de contato padronizadas:  $\cong 4,6 \text{ mm}^2$ ;  $9,1 \text{ mm}^2$  e  $13,7 \text{ mm}^2$ , implantados em 21 pacientes consecutivos. Na avaliação dos resultados estatisticamente não se encontraram diferenças significantes no comportamento dos três eletrodos. Apesar de terem apresentado resultados semelhantes e bastante satisfatórios para a estimulação cardíaca, o eletrodo com  $\cong 9,1 \text{ mm}^2$  de área comportou-se de forma mais estável no decorrer do pós-operatório e com seus parâmetros elétricos mais próximos dos padronizados como

ideais, justificando a preferência por sua utilização.

## MATERIAL E MÉTODO

A população estudada foi constituída por grupo de dez pacientes consecutivos portadores de aterosclerose coronariana e submetidos à cirurgia de revascularização miocárdica, com utilização de circulação extracorpórea, sendo os cabos-eletrodos implantados no epimiocárdio do ventrículo direito.

Os cabos-eletrodos utilizados são fabricados com aço trançado, multifilamentado, recoberto e teflon (Aciflex ep-15, Ethicon) tendo agulhas nas duas extremidades. Uma das agulhas é reta, cortante e serve para exteriorização do cabo condutor na pele. A outra extremidade tem agulha atraumática, curva, para fixação do eletrodo no epimiocárdio e é seguida de mais ou menos 7,0 cm de fio metálico sem o revestimento isolante de teflon para servir de eletrodo. No cabo-eleto-rodo identificado na Figura 1 com a letra A não foi realizada nenhuma modificação. No cabo-eleto-rodo B foi realizada uma exposição do fio metálico na parte recoberta por teflon, com extensão de 10,0 mm para servir de eletrodo.

Técnica de implante: Os dois eletrodos foram implantados em área avascular da parede anterior do ventrículo direito, mantendo-se uma

distância de mais ou menos dois centímetros entre os mesmos, e com o eletrodo A sempre em posição mais craneal (vide Figura 2). O eletrodo A foi implantado penetrando superficialmente a parede ventricular direita com a agulha curva, atraumática, deixando-se cerca de 10,0 mm do eletrodo em contato com o miocárdio e mais ou menos a mesma extensão dobrada sobre o epicárdio para evitar o deslocamento do mesmo. A fixação foi completada aplicando-se pontos simples de prolene 6-0 nos locais de entrada e saída do eletrodo no epicárdio.

O eletrodo B foi implantado de forma semelhante ao eletrodo A, porém tracionando-se sua extremidade até o sepultamento intramiocárdico da porção exposta do fio metálico, ficando todo o segmento exteriorizado recoberto por teflon. De maneira geral não se necessitou do uso de pontos de sutura para fixação deste eletrodo no epicárdio, só sendo utilizados em casos de sangramento local.

Para evitar o deslocamento dos eletrodos com a movimentação do coração, foi deixada uma alça do condutor redundante na cavidade pericárdica.

Estes eletrodos (A e B) utilizados na estimulação elétrica como catodos têm seus condutores exteriorizados no hipocôndrio esquerdo, separados e devidamente identificados.

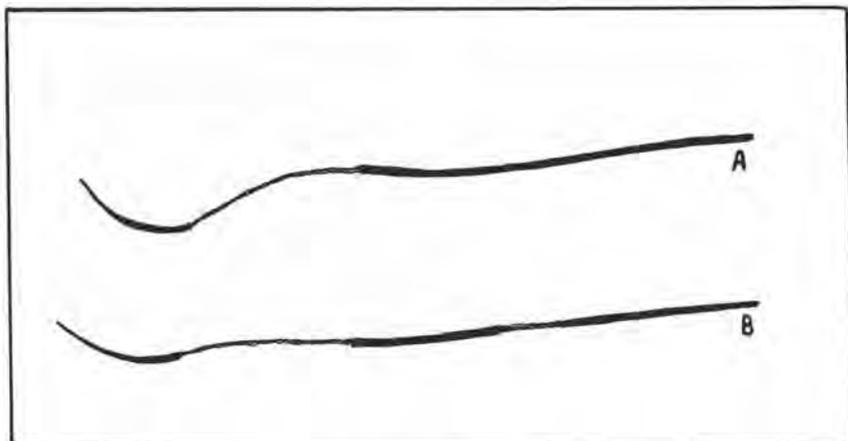


Fig. 1 — Observa-se em A o cabo-eleto-rodo convencional e em B o cabo-eleto-rodo modificado.

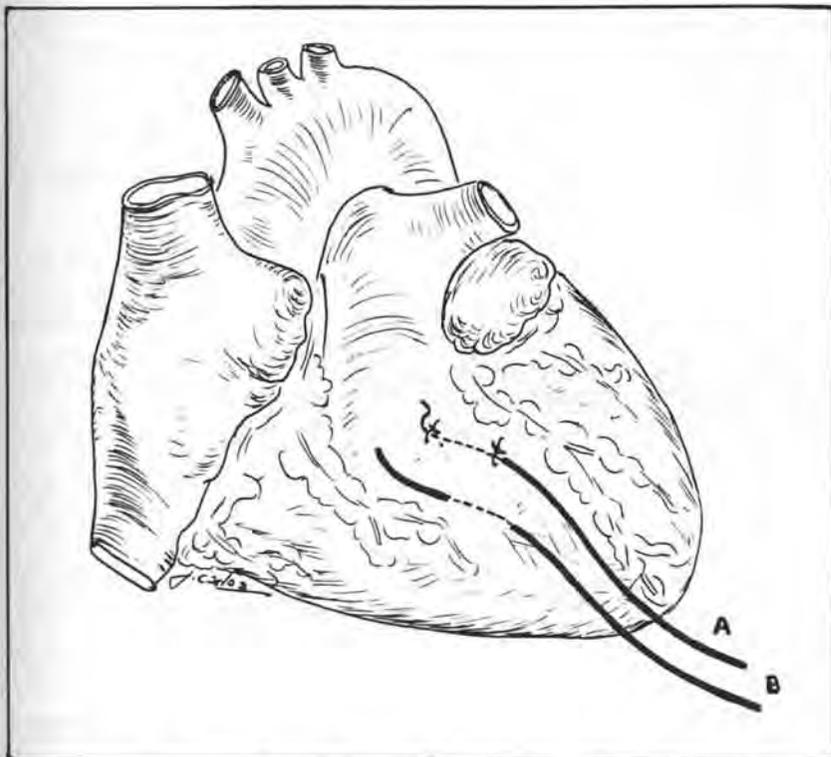


Fig. 2 — Aspecto após implante dos cabos-eletrodos, observando-se a posição mais cranial do A e a ausência de exposição do fio metálico em B.

Um terceiro eletrodo, a ser utilizado como anodo (cabo-eletrodo C), foi implantado no subcutâneo da parede abdominal, na continuidade da incisão da toracotomia, com cerca de 40,0 mm de comprimento, ou seja aproximadamente  $36,4 \text{ mm}^2$  de área, sendo exteriorizado também no hipocôndrio esquerdo.

#### Parâmetros elétricos:

Com os pacientes sob monitorização eletrocardiográfica contínua, foram estudados os parâmetros elétricos dos eletrodos ventriculares: limiar de estimulação em volts e miliamperes, captação da onda R em milivolts e impedância em Ohms.

A primeira análise foi realizada no centro cirúrgico (C.C.), com o tórax do paciente aberto. Primeiro, com o epicárdio e cavidade pericárdica isentos de fluidos sanguíneos (S/SG) e a seguir, com o coração e eletrodos recobertos por sangue (C/SG).

Após a complementação da cirur-

gia, os pacientes foram encaminhados à Unidade Pós-operatória de Cirurgia Cardíaca e a análise dos parâmetros elétricos repetida nos seguintes tempos:

- pós operatório imediato — primeiro hora (POI);
- primeiro dia do pós-operatório (1º PO);
- segundo dia do pós-operatório (2º PO);
- quarto dia do pós-operatório (4º PO);
- oitavo dia do pós-operatório (8º PO);

Para medida dos parâmetros elétricos dos eletrodos, foram utilizados dois analisadores: um gerador de pulso de voltagem constante (Medtronic — modelo: 5300) e outro gerador de pulso de corrente (Medtronic — modelo: 5.880-A). Os eletrodos A e B foram analisados separadamente, utilizando-se sempre o eletrodo C como anodo e empregando-se estímulo elétrico com 1,7 milissegundos de largura de pulso.

Os parâmetros medidos para cada eletrodo foram:

- limiar de estimulação em volts (V);
- limiar de estimulação em miliamperes (mA);
- captação da onda R em milivolts (mV);
- impedância em Ohms ( $\Omega$ );

OBS: Frequentemente os termos resistência e impedância são incorretamente utilizados como equivalentes. Apesar de ambos significarem oposição ao fluxo de corrente e serem medidos em ohms, não são sinônimos. Resistência é oposição à corrente elétrica através de um material, variando conforme sua natureza e dimensão. Impedância é uma combinação de resistência e oposição à mudança do fluxo de corrente devido a um capacitor e/ou espiral de indutância. Na interface eletrodo-corção, os portadores de cargas são diferentes em sua natureza em cada um dos lados da interface.

No eletrodo, a corrente elétrica é transportada por intermédio de elétrons e no eletrólito, ela é transportada através de íons.

Quando o eletrodo é imerso no eletrólito, há redistribuição de cargas até que os potenciais eletroquímicos se igualem. Com isso, forma-se uma camada de cargas sobre a superfície do eletrodo, a qual denomina-se "Camada de Helmholtz", que é, eletricamente falando, um capacitor de capacitância surpreendentemente alta, variando entre 0,2 e  $0,5 \mu \text{ F/mm}^2$  dentro das frequências de nosso interesse<sup>7</sup>. Usaremos o termo impedância por ser mais abrangente que resistência, considerando a existência desse capacitor na interface eletrodo-tecido.

Para análise dos resultados, utilizaram-se testes não paramétricos, levando-se em conta a natureza das variáveis estudadas. Foram aplicados o teste de análise da variância por postos de Friedman e o teste de Wilcoxon, fixando-se em 0,05 o nível para rejeição da hipótese de nulidade.

## RESULTADOS

Na primeira etapa, quando os parâmetros elétricos foram analisados no CC. com o tórax do paciente aberto constatou-se que:

- com a cavidade pericárdica isenta de fluidos (S/SG), estando portanto a área de contato com o miocárdio como prioridade de comparação entre os eletrodos A e B, houve diferença relativamente importante no limiar de estimulação (gráfico I) e na impedância (gráfico III) favorável ao eletrodo B;
- com a superfície epicárdica recoberta por fluidos sangüíneos (C/SG) e analisando-se portanto, além da área de contato do eletrodo com o miocárdio, também o desvio da energia do eletrodo A através dos fluidos, observou-se grande variação no limiar de estimulação (gráfico I) e também na impedância (gráfico III) do eletrodo A comparado ao eletrodo B, que apresentou variações insignificantes.

Nesta etapa, a comparação de A com B mostrou variações importantes na análise (S/SG) com significância estatística importante em relação ao limiar de estimulação em volts e/ou miliamperes e também a impedância. O que chamou a atenção sobre o grau de estabilidade do eletrodo B quando comparado com o eletrodo A foi a análise realizada em vigência de sangue recobrando os eletrodos (C/SG), pois nesta situação os parâmetros elétricos do eletrodo A apresentaram uma variação altamente significativa, encontrando-se o eletrodo A com limiares agudos muito altos e com a impedância caindo da média de 372,56 para 246,26  $\Omega$ . Os eletrodos nesta situação apresentavam parâmetros elétricos preocupantes em relação à manutenção do comando elétrico, principalmente considerando-se a hipótese de que algum distúrbio orgânico pudesse vir a somar-se aos problemas já existentes. Ao contrá-

rio, o eletrodo B manteve-se estável e com todos os parâmetros elétricos dentro dos padrões considerados bons para comando. Ainda em relação ao eletrodo B, é válido ressaltar que na análise C/SG, ele apresentou uma variação de pequena significância na impedância, embora não esperada. É possível que esta variação tenha ocorrido em consequência de alguma eventual infiltração do eletrodo por sangue, já que a modificação técnica foi realizada de maneira artesanal, no C.C. dando margem a falhas.

Na segunda etapa do estudo, feito na Unidade de Pós-operatório, as determinações dos mesmos parâmetros elétricos, chamaram a atenção para uma queda significativa no limiar de estimulação encontrado

no pós-operatório imediato (P O I) e primeiro dia do pós-operatório (1º P O), em relação ao limiar agudo, interpretando-se esse fato como consequência da estabilização miocárdica ocorrida nas primeiras 24 horas do pós-operatório.

Em relação a esta hipótese de a disfunção miocárdica aguda alterar os parâmetros elétricos, observou-se sua ocorrência de maneira mais evidente no paciente identificado com o número 2. Esse paciente cursou com mau débito cardíaco as primeiras horas do pós-operatório, estando inclusive em acidose metabólica no momento em que foram realizadas as primeiras análises. Necessitou de tempo de circulação extracorpórea mais prolongado (95 minutos) e permaneceu com uso de dopami-

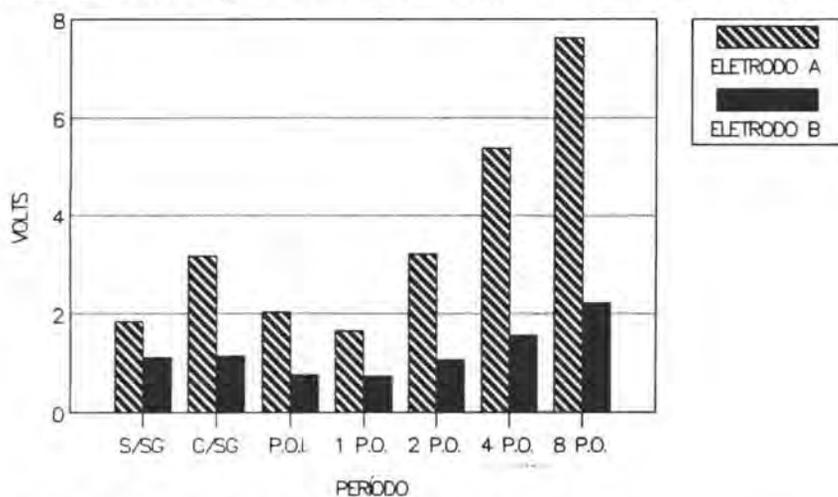


Gráfico I: Limiares de estimulação obtidos com os dois tipos de eletrodo.

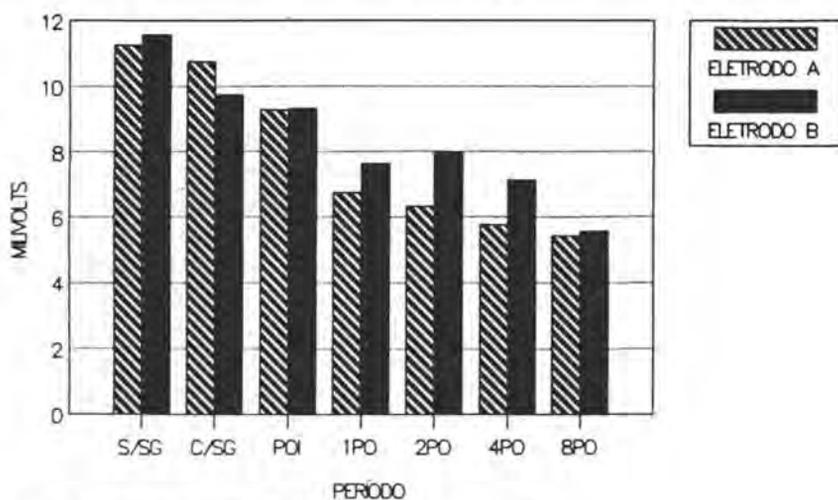


Gráfico II: Captação da onda R obtida com os dois tipos de eletrodo.

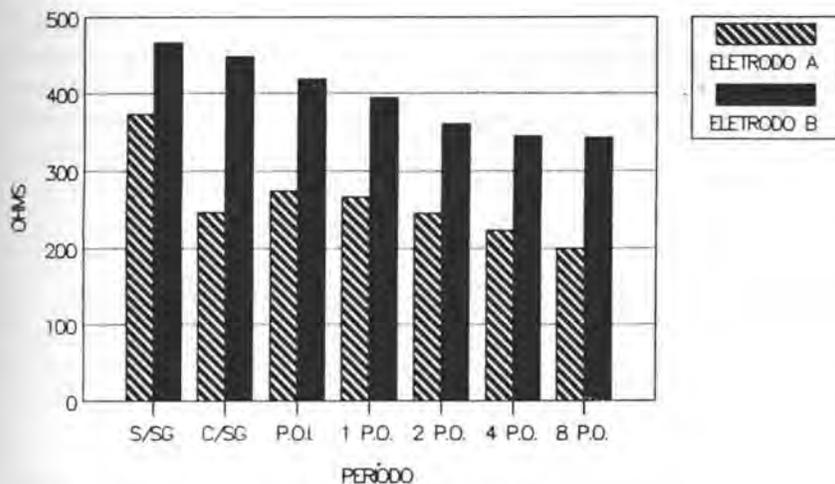


Gráfico III: Impedâncias obtidas com os dois tipos de eletrodo.

na, em dose beta, nas primeiras 24 horas após a cirurgia. Com a estabilização da função miocárdica, notou-se nítida melhora dos padrões elétricos. Trabalhos publicados a respeito da estimulação cardíaca artificial, fazem a observação de que tanto a acidose como a alcalose metabólica e a hipoxia podem alterar os parâmetros que interferem no limiar de estimulação, elevando-os<sup>6,13</sup>.

Nas análises realizadas a partir do segundo dia do pós-operatório, foi notável a elevação abrupta e rápida do limiar de estimulação do eletrodo A, acompanhada, paralelamente, de uma queda progressiva da sua impedância.

Quanto ao eletrodo B, a partir do segundo dia do pós-operatório até o oitavo dia, observou-se uma curva mais estável nos parâmetros elétricos, mantendo-se em todo o período de estudo com limiares de estimulação bem inferiores aos do eletrodo A. As alterações ocorridas no eletrodo B podem, perfeitamente, ser justificadas como conseqüentes apenas do processo inflamatório que ocorre na região de implante do eletrodo nos primeiros dias do pós-operatório.

Num contesto global, foi indiscutível a superioridade do eletrodo B em relação ao eletrodo A. Observava-se que não houve perda de co-

mando em nenhum dos eletrodos nas duas técnicas, porém os parâmetros elétricos dos dois eletrodos foram muito distintos. É também importante ressaltar que a casuística neste estudo foi pequena, apenas dez pacientes, e nenhum destes tinha disfunção muscular evidente do ventrículo direito. É possível que com uma casuística mais elevada, pacientes com déficit importante na função ventricular e conseqüente mau débito cardíaco, os cabos-eletrodos implantados pela técnica denominada A neste trabalho pudessem vir a apresentar falhas de comando, pois foi bem evidente neste estudo que, nessa técnica, os eletrodos em vários momentos, cursaram com limiar de estimulação em limites bastante críticos.

As técnicas de implante miocárdicas usuais asseguram um bom implante miocárdico com uma localização avascular visualmente identificada, livre de gordura na superfície do ventrículo. Conseqüentemente, o cabo-eletrodo miocárdico pode ser sensível e estável por longo tempo, desde que implantado correta-

mente, impedindo-se interferências indesejáveis como a dispersão de energia.

## CONCLUSÕES

Os resultados deste estudo, comparando o desempenho do cabo-eletrodo A versus B, mostraram que:

1. foi grande a superioridade dos limiares agudos de estimulação e captação do cabo-eletrodo B;
2. houve maior regularidade de impedância do sistema eletrodo-coração nas análises do cabo-eletrodo B;
3. verificou-se de forma bem evidente, no decorrer do pós-operatório, uma curva mostrando a preservação da estabilidade dos limiares de estimulação e captação do eletrodo B, contrastando com uma curva instável do eletrodo A;
4. observou-se nas análises "S/SG" e "C/SG", que foi bastante significativa a inferioridade de estimulação elétrica do cabo-eletrodo A quando este foi recoberto por sangue, confirmando a hipótese de que o escape de energia do conjunto gerador-eletrodo através dos fluidos sanguíneos rotineiramente coletados na cavidade pericárdica e/ou de tecidos não miocárdicos é de real importância.

Diante disso, para que se possa assegurar no período pós-operatório uma qualidade superior na estimulação cardíaca artificial, mesmo em situações orgânicas adversas, conclui-se que:

- a área do eletrodo deve ser adequadamente padronizada ( $\approx 10 \text{ mm}^2$ );

PARÂMETROS ELÉTRICOS	Eletrodo A		Eletrodo B	
	P O I	8: PO	P O I	8: PO
Limiar de estimulação (V)	2.0	7.6	0.7	2.2
Limiar de estimulação (mA)	4.0	15.1	1.2	3.4
Captação da onda R (mV)	9.3	5.4	9.3	5.5
Impedância	274	199	418	377

- o eletrodo deve estar totalmente em contato com o miocárdio e não apresentando, portanto, nenhum segmento metálico exposto na cavidade periférica;
- é conveniente que os eletrodos

sejam padronizados industrialmente, a fim de diminuir a possibilidade de falhas técnicas na sua confecção artesanal por ocasião do implante;

— é conveniente que na sua produ-

ção industrial, a fim de diminuir a possibilidade de erros técnicos no implante, o eletrodo seja confeccionado (Figura 3) com eliminação da porção inicial descoberta do fio metálico.



Fig. 3 — Aspecto do cabo-eletrodo com a modificação sugerida, notando-se ausência de fio metálico descoberto à exceção da área utilizada como eletrodo.

## Temporary epimyocardial artificial cardiac stimulation

LOPES, M. G.; LA ROTTA, C.; CAL, R.; RIBEIRO, E.; TAVARES, J. R.; PIVOTTO, L.; BUFFOLO, E.; ANDRADE, J. C. S.

### SUMMARY

Ten patients who underwent saphenous vein bypass grafts were studied with artificial cardiac stimulation through two different implant techniques; the objective of the study was to compare the response and electrical parameters of electrodes in temporary cardiac pacing.

In one implant technique the electrode stayed completely in contact with the myocardium while in the second one there was a portion of it exposed in the pericardium sac. There was clear superiority of the first technique demonstrated through maintenance of impedance regularity and better acute and chronic thresholds of stimulation and capture. It is concluded: a) the area of the electrode should be standardized; b) the area of the electrode should stay completely and only in touch with the myocardium; c) it would be better if an industrial production of the electrode could be obtained.

HEADINGS: Pacemaker artificial — Electrodes implanted.

### REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. ANDRADE, J. C. S.; FORTE, V.; BUFFOLO, E.; GALLUCCI, C. — Marcapasso temporário em cirurgia cardíaca. *Arq. Bras. Cardiol.*, 34: 37, 1980.
2. ARIS, A.; FLEMMING, R. J.; TECTOR, A. J.; SCHMAHL, T.; LE-  
PLEY, D. — An improved implantable temporary pacemaker  
electrode. *J. Thorac. Cardiovasc. Surg.*, 67: 708-11, 1974.
3. BREIVIK, K.; ENGEDAL, H.; RESCH, F.; SEGADAL, C.; OHM,  
O. J. — Clinical and electrophysiological properties of a new tem-  
porary pacemaker lead after open-heart surgery. *PACE*, 5: 600-6,  
1982.
4. BREIVIK, K.; ENGEDAL, H.; RESCH, F.; SEGADAL, L.; OHM,  
O. J. — Bipolar atrial application of a new temporary pacing  
lead after cardiac operations. *J. Thorac Cardiovasc. Surg.*, 85:  
625-31, 1982.
5. HODAM, R. P. & STARR, A. — Temporary post-operative epicar-  
dial pacing electrodes. Their value and management after open-  
heart surgery. *Ann. Thorac. Surg.*, 8: 506-10, 1969.
6. HUGHES JR, J. C. & TORMAN, H. A. — Effects of acidbase  
imbalance on myocardial pacing thresholds. *J. Thorac. Cardio-  
vasc. Surg.*, 69: 743-6, 1975.
7. KANINSKI, R.; MOREIRA, L. F. P.; LATINI, R. C.; MAGLIO  
NETO, C. — Características desejáveis de um bom cabo-eletrodo.  
*Rev. Bras. Marcapasso Arritmia*, 2(3): 130-9, 1989.
8. KOWEY, P. R.; MULLAN, D. F.; WETSTEIN, L. — Terapia com  
marcapasso. *Clin. Cir. Am Norte*, 3: 619-28, 1985.
9. LUCCHESI, F. A. — Métodos especiais de diagnóstico e tratamento  
das arritmias no pós-operatório. In: — *Tratamento intensivo  
pós-operatório*. S. Paulo. Byk-Prociencx. 1985 p. 161-71.
10. OHM, O. J.; MORKID, L.; SKAGESTH, E. — Temporary pace-  
maker treatment in open heart surgery. Variation in myocardial  
threshold tissue and interface impedances in man. *PACE*, 2:  
261.72, 1979.
11. SAKURAI, J. e cols. — A new myocardial electrode for temporary  
pacing. *PACE*, 3: 386, 1980. (Abstract)
12. SPYRON, P. G. — A simple technique of pacing temporary atrial  
pacemaker electrodes. *Ann. Thorac. Surg.*, 31: 377-80, 1981.
13. SIDDON, H. & SOWTON, E. — Threshold for stimulation.  
In: — *Cardiac Pacemakers*, Springfield, Thomas, 1967. p. 168-74.