

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL
FACULDADE DE MEDICINA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DA SAÚDE:
CARDIOLOGIA E CIÊNCIAS CARDIOVASCULARES

**ESTUDO COMPARATIVO DO DESEMPENHO DE DIFERENTES
ELETRODOS VENTRICULARES NO SEGUIMENTO A MÉDIO
PRAZO PÓS-IMPLANTE DE MARCAPASSO**

MD. MARCELA DA CUNHA SALES

Orientador: Prof. Dr. Leandro loschpe Zimmerman

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Ciências da Saúde: Cardiologia e Ciências Cardiovasculares da Universidade Federal do Rio Grande do Sul, como requisito para a obtenção do grau de Mestre.

Porto Alegre, dezembro de 2008.

“Quem salva uma vida, salva o mundo inteiro”

Talmud

AGRADECIMENTOS

A nossa vida nunca é vivida como pessoas sozinhas. O nosso trabalho também não é realizado por cada um sozinho. E esta dissertação de mestrado, certamente não foi feita apenas por mim. Dela participaram direta ou indiretamente muitas pessoas às quais tenho que expressar toda minha admiração e gratidão.

Inicialmente, agradeço ao meu amigo e orientador deste trabalho, Dr. Leandro Zimerman, profundo conhecedor do tema e grande exemplo de postura ética na nossa profissão.

Agradeço a todos os meus colegas da cardiologia clínica pelo seu zeloso cuidado com os nossos pacientes. Aos colegas da cirurgia cardiovascular, aos nossos residentes e, em especial, ao Dr Leonardo Dornelles pela sua grande ajuda durante os procedimentos de implante. Aos nossos anestesistas, parceiros de todas as horas, sou muito grata.

Também agradeço aos colegas da eletrofisiologia, Dr. Hibanés Rodrigues, Dra. Ana Paula Magalhães e Dr. Maurício Pimentel pela sua inestimável contribuição em todo o processo de acompanhamento pós-operatório.

Agradeço a toda equipe de apoio da Biotronik pelo suporte técnico de alta qualidade que sempre nos dispensaram. Agradeço especialmente ao Eng. Flávio Menegolla pela sua incansável presteza para tirar nossas “dúvidas elétricas”.

Ao nosso biomédico Álvaro Machado, meu agradecimento pela contribuição valiosa com as pesquisas de Internet e com os prontuários.

Neste momento, não poderia esquecer da pessoa que me iniciou no incrível mundo da Estimulação Cardíaca Artificial. Dr. Fernando Lucchese, meu chefe e amigo, que muito me ensinou sobre medicina, cirurgia cardiovascular e marcapassos. Porém, o seu principal ensinamento e o que mais me valeu foi o de que devemos ser persistentes, pois, lutando, tudo estará ao nosso alcance, inclusive os objetivos mais difíceis.

Aos nossos queridos pacientes que são o início de tudo e o nosso grande objetivo final, pelos quais tenho o maior respeito.

Finalmente, gostaria de agradecer à minha família por ser a minha família. Meu pai Artur e minha mãe Aimée exemplos de pessoas positivas, honestas e de grandes corações. Obrigada por me acompanharem em toda minha vida tão de perto.

Ao meu amado Mauro, que sempre me incentivou muito para as atividades acadêmicas, obrigada pela sua parceria, companheirismo e cumplicidade.

A todos, MUITO OBRIGADA!

Marcela da Cunha Sales

SUMÁRIO

LISTA DE FIGURAS	ii
LISTA DE TABELAS	iii
RESUMO	iv
1. <u>INTRODUÇÃO</u>	01
1.1. Eletrofisiologia do coração	01
1.2. O marcapasso	02
1.3. Conceitos elétricos	04
1.4. Estimulação miocárdica	05
1.5. O Eletrodo	09
1.6. Aspectos clínicos	13
1.7. Justificativa	22
1.8. Objetivos	22
2. <u>O ARTIGO</u>	23
3. <u>CONCLUSÕES</u>	47
4. <u>REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS</u>	48

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1. Marcapasso com seu gerador, eletrodo e a interação com o miocárdio.

FIGURA 2. Estimulação supralimiar (gerando captura) e sublimiar (sem captura).

FIGURA 3. Curva amplitude-duração. Valores acima da curva resultam em captura. Reobase é a amplitude de pulso na linha pontilhada inferior. A linha pontilhada superior representa a voltagem que é o dobro da reobase. A intersecção desse valor com a curva define cronaxie.

FIGURA 4. A. Eletrodo de fixação ativa. B. Eletrodo de fixação passiva. C. Mecanismo de eluição do corticóide.

FIGURA 5. Evolução típica do limiar de estimulação nos primeiros meses após implante de um eletrodo de fixação passiva sem eluição de corticóide. Há uma importante variabilidade interindividual dos valores absolutos dos limiares.

LISTA DE TABELAS

TABELA 1. Ótima performance de um eletrodo.

TABELA 2. Situações clínicas mais comuns para implante de MP definitivo

RESUMO

INTRODUÇÃO: O número de implantes de marcapassos vem crescendo consideravelmente e também a utilização de eletrodos de fixação ativa eluídos com corticóides. No entanto, dados prospectivos do desempenho destes eletrodos a médio e longo prazo são, ainda, bastante restritos.

OBJETIVOS: O objetivo principal deste estudo é determinar a estabilidade dos parâmetros elétricos ao longo do tempo (limiares de estimulação, medidas de sensibilidade e de impedância) para dois eletrodos ventriculares diferentes, ambos eluídos com corticóide, sendo um de fixação ativa e um de fixação passiva e compará-los entre si. Também queremos determinar o momento em que há estabilização destas medidas.

PACIENTES E MÉTODOS: Pacientes com indicação de implante de marcapasso foram alocados em dois grupos: Grupo A – implante de eletrodo ventricular de fixação ativa (Setrox S-Biotronik) e Grupo P – implante de eletrodo ventricular de fixação passiva (Selox ST-Biotronik), ambos eluídos com corticóides. Foram realizadas medidas de parâmetros elétricos durante o implante, 48h, 15d, 30d, 60d, 90 e 180d: medidas de sensibilidade, impedância e de limiares de estimulação com diferentes larguras de pulso (0,2, 0,4 e 0,5ms).

RESULTADOS: Foram incluídos, de forma não randomizada, 55 pacientes, com idade média de 72 ± 9 anos, sendo 31(56,36%) do sexo masculino. A principal indicação de implante foi Bloqueio Átrio-Ventricular de 3º grau (31 pacientes - 56,36%). Características clínicas basais foram iguais nos dois grupos. Análise das medidas de parâmetros elétricos: **Sensibilidade**

ventricular (onda R): Não houve diferença entre as medidas feitas nos diferentes tempos em cada grupo (grupo A, $P=0,314$ e grupo P, $P=0,327$ entre os diversos tempos). Também não houve diferença entre as curvas dos dois grupos entre si ($P=0,78$ para as comparações entre as curvas). **Medidas de impedância do eletrodo ventricular:** Nos dois grupos (A e P) houve diminuição significativa das impedâncias em 48h e 15d ($P<0,0001$ e $P=0,007$ respectivamente). A partir de 15 dias, as curvas das impedâncias dos dois grupos estabilizaram, não havendo mais diferença significativa entre os valores médios. Na comparação entre os valores de impedância das duas curvas, o grupo P teve valores significativamente mais elevados em todos os momentos em que houve medição ($P=0,01$). **Medidas dos limiares de estimulação ventricular:** os grupos A e P tiveram achados semelhantes para as medidas com as diferentes larguras de pulso: em 48hs houve uma leve tendência de queda do limiar sem significância estatística, seguida de uma elevação importante (com significância estatística). A partir dos 15 dias, houve estabilização dos limiares de estimulação para os dois grupos, sem mudanças significativas até o final do acompanhamento. Não houve diferença na comparação das curvas dos dois grupos.

CONCLUSÕES: Os eletrodos testados de fixação ativa e passiva eluídos com corticóides apresentaram parâmetros de sensibilidade e limiares de estimulação semelhantes entre si, enquanto que o eletrodo passivo apresentou-se com impedâncias maiores em todas as medidas. Para os dois eletrodos houve alterações significativas de limiares e impedância até 15 dias pós-implante seguido de estabilização até o final do período. Estes achados

podem ter implicações na seleção do eletrodo, no agendamento das revisões e na programação do marcapasso.

INTRODUÇÃO

Muitos avanços têm sido feitos no estudo das alterações do ritmo cardíaco. Os mecanismos moleculares e eletrofisiológicos que são a base de uma variedade de arritmias têm sido compreendidos com profundidade cada vez maior. Novas estratégias diagnósticas e terapêuticas têm surgido e assumido um papel relevante no manejo dos pacientes com arritmias e distúrbios de condução. Métodos de tratamento farmacológico e não farmacológico, como a ablação de focos arritmogênicos, têm sido usados com sucesso em um número crescente de pacientes. Dentro desse contexto, o surgimento dos marcapassos implantáveis foi, e continua sendo, um marco importante no manejo dos pacientes com bradiarritmias e distúrbios de condução. Aparelhos cada vez mais modernos, com recursos cada vez mais avançados e mais adaptáveis às necessidades de cada paciente, têm trazido resultados cada vez melhores.

1.1. Eletrofisiologia do coração

A contração rítmica do coração é gerada por impulsos elétricos, iniciados por um complexo fluxo de sinais elétricos chamados **potenciais de ação**. Estes, por sua vez, resultam de alterações seqüenciais, altamente coordenadas, nas condutâncias iônicas através de canais iônicos da membrana do cardiomiócito, levando à despolarização elétrica do sarcolema ou membrana ¹. Em condições normais, todas as células do miocárdio são excitáveis, ou seja, quando adequadamente estimuladas, elas podem gerar um potencial de ação. No entanto, somente células especializadas podem atingir

potenciais limiares e gerar impulsos elétricos sem receber estímulos de fora (uma propriedade chamada **automaticidade**). O gerador fisiológico de potenciais de ação para o coração é o **nó sinoatrial ou sinusal**(marcapasso primário do coração)².

A partir daí, o potencial excita o tecido de condução especializado, passa pelo **nó atrioventricular (AV)** e se espalha para todas as células excitáveis do coração por meio de um sistema de condução especializado chamado **sistema de His/Purkinje**. Uma cascata de fenômenos chamada **acoplamento excitação-contração** permite que esses impulsos elétricos rítmicos sejam transformados em trabalho mecânico no sarcômero ou aparelho contrátil, levando à contração miocárdica³.

Alterações patológicas nesse complexo processo podem ocorrer por falha na **formação** do impulso elétrico (disfunção ao nível do nó sinoatrial) ou na **condução** do impulso através do nó atrioventricular e/ou sistema de His/Purkinje. Essas alterações levarão às chamadas **bradiarritmias**, que são potencialmente letais. Essas bradiarritmias podem ser geradas por processos patológicos que alterem a integridade estrutural ou funcional do nó sinusal, átrios, nó AV e sistema de His/Purkinje, ou por influências extrínsecas (distúrbios autonômicos, drogas) sem causar anormalidades estruturais⁴.

1.2. O marcapasso

Sistemas de marcapassos implantáveis foram criados em 1958, e seu uso têm se desenvolvido dramaticamente desde então. Eles têm o objetivo de gerar impulsos elétricos e conduzi-los até os cardiomiócitos, suprimindo a falha na geração ou transmissão intrínsecas do impulso aos cardiomiócitos⁵. O

gerador do marcapasso contém a bateria e os circuitos eletrônicos que controlam todas as funções do marcapasso e geram impulsos elétricos que são conduzidos por meio de **eletrodos**, cabos eletricamente isolados que levam o impulso elétrico até o miocárdio (atrial e/ou ventricular), despolarizando-o e permitindo a contração miocárdica. Esses eletrodos também podem “sentir” despolarizações geradas pelo próprio tecido miocárdico.

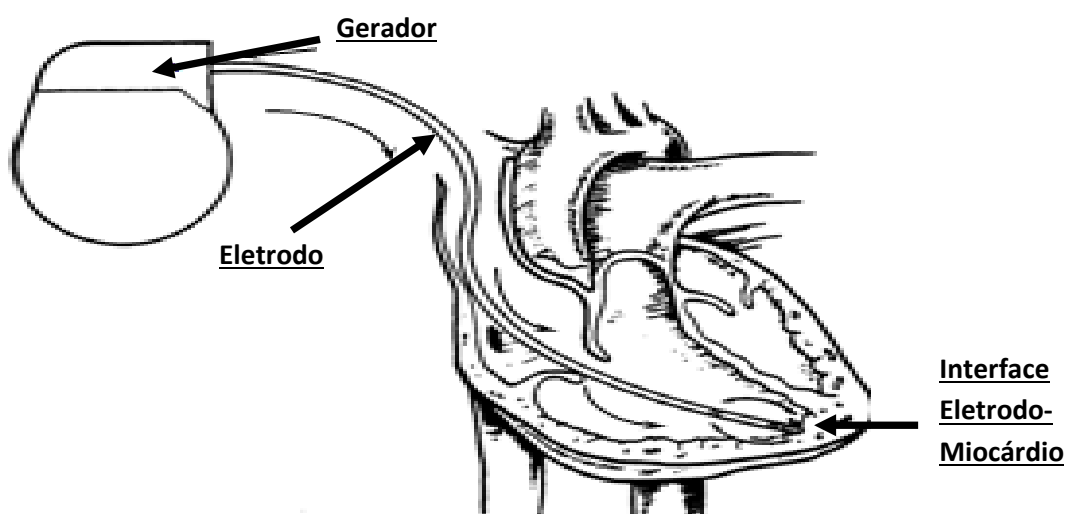


FIGURA 1. Marcapasso com seu gerador, eletrodo e a interação com o miocárdio.

A maioria dos marcapassos desempenha quatro funções: estimular despolarizações do miocárdio, sentir a atividade elétrica intrínseca, responder a aumento da demanda metabólica fisiológica (exercício) por meio de resposta de frequência e permitir a leitura de dados armazenados nos circuitos eletrônicos⁵.

1.3. Conceitos elétricos

A base fundamental para o conceito do marcapasso é a estimulação elétrica do miocárdio. Assim, é importante o entendimento das propriedades físicas da condução elétrica, bem como das características do miocárdio ao ser eletricamente estimulado.

Todo circuito elétrico apresenta as seguintes características:

1. **Voltagem:** é a força que “empurra” os elétrons a se moverem através de um circuito elétrico. Em um sistema de marcapasso, é também chamada de amplitude, sendo fornecida pela bateria e é medida em Volts(V).
2. **Corrente:** é a intensidade do fluxo de elétrons ao longo de um circuito elétrico completo. Em sistemas de marcapasso, é medida em miliampéres (mA), sendo representada pela letra I. É determinada pela quantidade de elétrons fluindo através de um circuito.
3. **Impedância:** é a soma de todos os fatores que se opõem ao fluxo de corrente, incluindo o cabo, e a interface eletrodo-tecido. Em sistemas de marcapasso, é medida em ohms e pode ser substituída pela resistência, sendo representada pela letra R (Ω para valores numéricos).

Voltagem(V), corrente(I) e resistência(R) são interligadas e essas interrelações são governadas pela lei de Ohms: “ $V = I \cdot R$ ”. Se a voltagem é constante, o fluxo de corrente é inversamente proporcional à resistência. Assim, impedância alta reduz o fluxo de corrente. Como as baterias têm uma quantidade de carga fixa, impedâncias altas são importantes para aumentar a longevidade da bateria.

Os valores de impedância dos eletrodos variam de 250 a >1000 Ω . Alterações súbitas na impedância destes podem ocorrer por quebras na camada de isolamento do eletrodo ou fraturas do cabo condutor do eletrodo.

1.4. Estimulação miocárdica

Para que o estímulo elétrico vindo do MP dispare uma onda autopropagável de despolarização do miocárdio capaz de gerar contração ventricular (“captura”), um campo elétrico de suficiente intensidade deve ser aplicado entre os eletrodos. Se tal ocorrer, a corrente irá se propagar a partir do local do estímulo, gerando atividade elétrica no miocárdio ⁶.

Duas variáveis se associam à captura no miocárdio: a amplitude e a duração do pulso elétrico aplicado. **Amplitude de pulso** é a quantidade de voltagem liberada ao coração pelo marcapasso, que deve ser suficiente para gerar despolarização do miocárdio (captura) e ainda prover uma margem de segurança adequada. A **duração** (ou **largura**) do pulso elétrico é o tempo em que é liberado o impulso ao miocárdio. É medida em milisegundos (ms) e deve ser longa o suficiente para que a onda de despolarização se disperse pelos tecidos circunjacentes.

O **Limiar de estimulação** é a menor amplitude do estímulo (Volts-V), em determinada duração de pulso (ms), necessária para gerar despolarização do miocárdio, fora do período refratário do coração ⁷. Sempre que for liberado um impulso elétrico de intensidade acima do limiar haverá captura e estimulação do miocárdio (FIGURA 2).

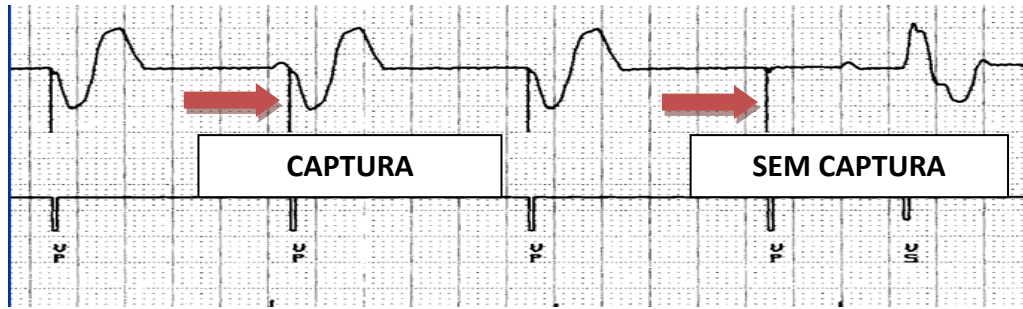


FIGURA 2. Estimulação supralimiar (gerando captura) e sublimiar (sem captura).

A intensidade (amplitude) do estímulo elétrico necessária para gerar captura é dependente do tempo (duração) pelo qual o estímulo é aplicado ^{8,9}. Assim, um estímulo com curta duração de pulso deve ser de intensidade maior (para gerar captura) do que um pulso com duração mais longa. Essa interação entre amplitude de estímulo e duração do pulso define a **curva amplitude-duração** (*strength-duration curve*) FIGURA 3.

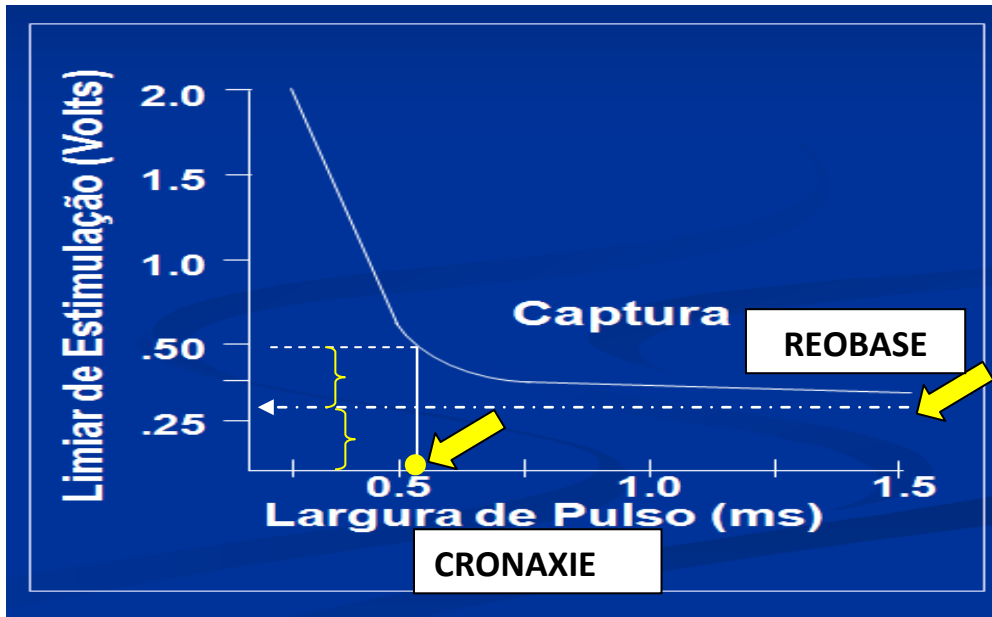


FIGURA 3. Curva amplitude-duração. Valores acima da curva resultam em captura. Reobase é a amplitude de pulso na linha pontilhada inferior. A linha pontilhada superior representa a voltagem que é o dobro da reobase. A intersecção desse valor com a curva define cronaxie.

A energia necessária para estimulação miocárdica varia com a duração do pulso, na forma de uma curva hiperbólica, a curva amplitude-duração. A partir dessa curva, define-se o conceito de **Reobase**, que é o limiar de estimulação com uma duração de pulso infinita. Ou seja, pode-se aumentar progressivamente a largura de pulso; chegará um ponto (em mseg), em que o limiar não cai mais; esse valor (em Volts) é a reobase ¹⁰. No entanto se a voltagem é menor que a reobase, a captura miocárdica não ocorrerá, independente da largura de pulso.

Tomando-se a amplitude de pulso de 2 vezes a reobase e projetando-se esse valor sobre a curva, obtemos a **cronaxie**, que é a duração de pulso(em

mseg) que corresponde a 2 vezes a reobase. A cronaxie indica a duração de pulso mais eficiente para estimulação, determinando menor consumo de energia e maior longevidade da bateria. Estímulos com duração de pulso maior que a cronaxie não são desejáveis, já que aumentam o consumo de energia sem aumentar a segurança. Além disso, sabendo-se o valor de cronaxie podemos ajustar a amplitude e a duração do pulso para garantir uma margem de segurança adequada para os pacientes ¹¹.

Sensibilidade(“*Sensing*”): é a habilidade do marcapasso de detectar quando ocorrer uma despolarização natural (intrínseca) seja atrial (detectando onda P) ou ventricular (detectando onda R). Uma capacidade acurada de *sensing* permite ao marcapasso determinar se o coração gerou ou não um batimento próprio. Quanto maior o valor de *sensing* programado no gerador, menor a sensibilidade do marcapasso aos eventos intracardíacos intrínsecos.

Em geral, o marcapasso é programado para responder com um impulso somente quando não detectar um batimento intrínseco do coração. Marcapassos com *sensing* adequado evitam que se perca a leitura da onda P e da onda R (*undersensing*) e também que haja identificação errada de uma atividade elétrica de outros músculos como sendo atividade cardíaca intrínseca (*oversensing*).

1.5. O Eletrodo

O eletrodo é o componente do marcapasso que leva o estímulo elétrico do gerador até o miocárdio e detecta sinais intrínsecos gerados pelo miocárdio, levando-os até o gerador para que sejam processados. Portanto, ele é essencialmente um cabo condutor.

Seus componentes incluem o pino conector com o gerador, o cabo, o material de isolamento que o reveste e a ponta, que fará o contato com o miocárdio. Sua performance pode ser afetada por uma série de fatores, como o mecanismo de fixação, estrutura e material da superfície, o tamanho e a presença ou não de eluição com corticóide ⁶.

A desempenho do eletrodo é o maior determinante no limiar de estimulação e também na margem de segurança entre a intensidade do estímulo liberado pelo gerador e a necessária para gerar captura ⁶. O eletrodo também define a impedância ao estímulo que é importante determinante da longevidade da bateria.

As características desejáveis dos eletrodos e que denotam ótima performance, estão listadas na tabela 1.

TABELA 1. Ótima performance de um eletrodo.

Limiares baixos e estáveis

Impedância alta

Impedância baixa na fonte

Boa sensibilidade (*sensing*)

Superfície do eletrodo. A resistência/impedância na interface eletrodo-miocárdio depende do contato, ou seja, quanto menor a área de contato, maior será a resistência. Eletrodos com estas características se associam a um uso mais eficiente da energia do pulso e maior longevidade da bateria. Além disso, também é maior a intensidade da corrente. Portanto, sob ambos os aspectos é preferível usar eletrodos de alta impedância ¹². Por outro lado, a pequena superfície de contato determina alterações na sensibilidade (ondas P/R de baixa amplitude) e geram polarização na interface. A solução para essas questões conflitantes entre ótima estimulação e características de sensibilidade foi obtida criando-se eletrodos com raio pequeno, mas uma complexa estrutura de superfície (fractal), que determina uma área de superfície grande ¹³.

Mecanismo de fixação do eletrodo. O desempenho a longo prazo do eletrodo depende criticamente do seu posicionamento estável. Embora os eletrodos mais antigos tivessem um risco inaceitavelmente alto de deslocamento, o desenvolvimento de mecanismos de fixação **passiva** e **ativa** (FIGURA 4) reduziu muito a necessidade de reposicionamento de eletrodos ¹⁴.

Eletrodos de fixação passiva tipicamente são encapsulados dentro das trabéculas do VD logo após o seu posicionamento e são rapidamente recobertos por tecido fibroso. Essas características conferem firmeza, mas dificultam sua remoção por simples tração ⁵. Eles são usados especialmente para estimulação em locais mais tradicionais, como apêndice atrial direito e ápice do VD.

Eletrodos de fixação ativa apresentam um mecanismo de “aparafusamento” na ponta, que permite que sejam ativamente fixados no

miocárdio e possam ser implantado em locais alternativos, como parede atrial, via de saída do VD ou septo ^{15,16}. A retirada do eletrodo de fixação ativa é mais fácil que o de fixação passiva, embora haja um risco potencialmente maior de perfuração de VD. Pelas suas características semelhantes em termos de limiares crônicos e deslocamento, a escolha da fixação ativa ou passiva tornou-se uma questão de preferência para o médico que implanta o marcapasso ⁵.

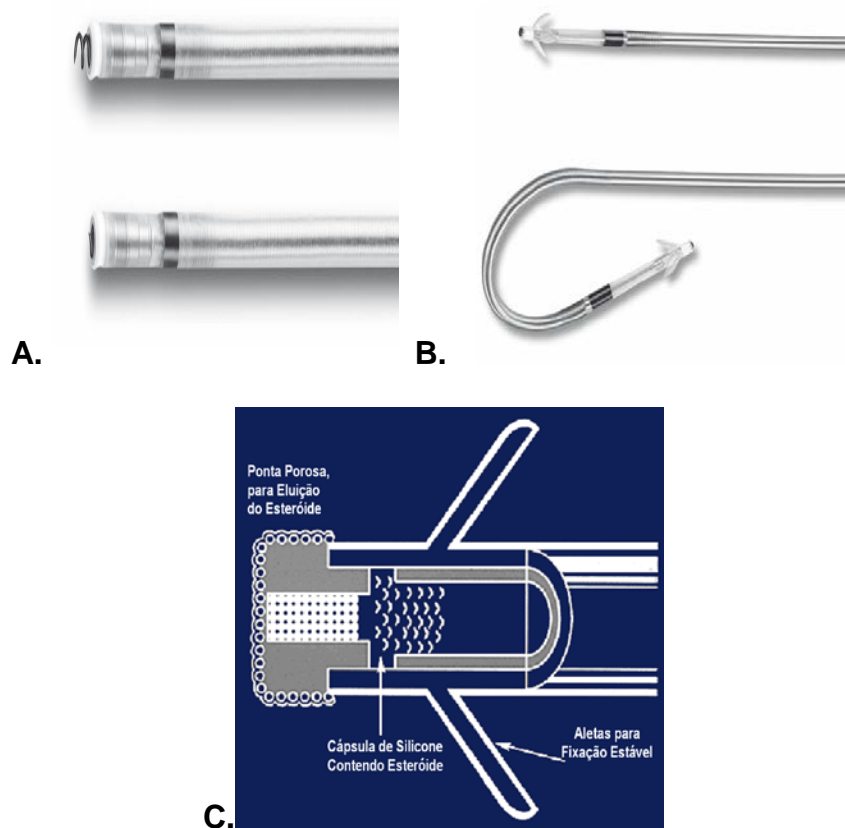


FIGURA 4. A. Eletrodo de fixação ativa. B. Eletrodo de fixação passiva. C. Mecanismo de eluição do corticóide.

Eluição com corticóide. Um avanço importante na tecnologia de eletrodos foi o desenvolvimento de eletrodos com um núcleo contendo corticóides, em geral,

dexametasona. Pequenas quantidades de corticóide são liberadas para o tecido miocárdico circundante de diferentes formas (FIGURA 4). Essa tecnologia se associa a importante supressão do processo inflamatório e fibrose local, redução do pico agudo no limiar de estimulação e manutenção de baixos limiares crônicos praticamente por toda vida útil do sistema^{17,18}. Por essas vantagens, eletrodos com eluição de corticóide se tornaram a primeira escolha para a maioria das situações clínicas de indicação de implante de MP.

1.6. Aspectos clínicos

Indicações de implante de marcapasso definitivo

A decisão de implantar um marcapasso permanente é fundamental e afeta a vida do paciente para sempre. Deve ser tomada, portanto, baseada em evidências sólidas. Existem diversas organizações que publicam regularmente diretrizes que determinam critérios uniformes para implante^{19,20}.

As situações clínicas mais comuns onde se implanta MP definitivo estão listadas na tabela 2. No entanto, é importante considerar que a medicina está constantemente progredindo e as indicações absolutas e relativas de implante de MP podem mudar, dependendo dos avanços no diagnóstico e tratamento das arritmias. É importante, também, levar em conta a situação clínica individual de cada paciente.

TABELA 2. Situações clínicas mais comuns para implante de MP definitivo

Bloqueio atrioventricular
Bloqueio bi- ou tri-fascicular
Disfunção do nó sinusal
Síncope neurocardiogênica/Hipersensibilidade do seio carotídeo
Miocardiopatia hipertrófica.
Prevenção e tratamento de taquiarritmias (inclui Síndrome do QT longo)
Bloqueio AV congênito

Implante do Sistema de Estimulação (gerador e eletrodos)

O procedimento de implante do marcapasso deve ser realizado por médico treinado adequadamente, sendo que, na maioria dos casos, é usada a via transvenosa, sob anestesia local e sedação. Podem ser utilizadas múltiplas vias de acesso para punção venosa ou dissecção, sendo as mais comuns as veias subclávia, axilar e cefálica. Potenciais complicações do implante por punção venosa incluem pneumotórax, hemotórax, punção de artéria subclávia, injúria ao plexo braquial ou ao ducto torácico ⁴.

O gerador é implantado na porção antero-superior do tórax, anterior ao músculo peitoral maior. Os eletrodos são em geral colocados no ventrículo direito e no apêndice atrial direito. No entanto, têm sido descritos benefícios

hemodinâmicos da fixação da ponta do eletrodo na porção superior do septo próximo ao feixe de His ou na via de saída do VD, em decorrência da manutenção da seqüência fisiológica de ativação ventricular ²¹. Implante epicárdico do eletrodo é considerado apenas nos pacientes em que não é possível o acesso ao ventrículo direito por via transvenosa, devido a anomalias congênitas, prótese tricúspide, oclusões venosas, ou shunts intracardíacos ²².

Medidas de parâmetros elétricos devem ser realizadas no momento do implante do MP, incluindo: limiar de estimulação no átrio e no ventrículo, determinação das impedâncias dos eletrodos atrial e ventricular, determinação da amplitude intrínseca da onda P (para “sensing” atrial) e onda R (para “sensing” ventricular) e avaliação de estimulação extracardíaca, usando uma corrente de 10 volts. Antes da alta hospitalar, todo sistema de estimulação deve ser reavaliado e devem ser estabelecidos os limiares de estimulação e “sensing” para a programação final ²².

Interrogação e Programação do marcapasso

Interrogação do marcapasso é o uso dos circuitos de telemetria para recuperar os parâmetros programados e as informações armazenadas na memória do marcapasso, de forma a poder usar essas informações na avaliação do paciente e no planejamento dos parâmetros a serem estabelecidos para o funcionamento do marcapasso.

Programação do marcapasso é qualquer modificação, feita de forma não invasiva, estável, e reversível, em um dos parâmetros de funcionamento do marcapasso, com a finalidade de otimizar o desempenho e/ou longevidade do marcapasso e adaptar esses parâmetros às características individuais do

paciente²³. A programação do marcapasso comumente é feita no momento do implante, logo antes da alta hospitalar, em 10 a 15 dias, e a partir daí em periodicidade não muito bem definida e que depende das características evolutivas do eletrodo e dos limiares²⁴.

Para uma correta programação dos parâmetros do marcapasso, é importante considerar as relações amplitude-duração de pulso, reobase e cronaxie. Além disso, a margem de segurança a ser escolhida para cada paciente depende do grau de dependência do paciente ao marcapasso, ou seja, a probabilidade do paciente apresentar sintomas caso haja perda da estimulação. Quanto mais alta for considerada a dependência do paciente, mais alta deverá ser a margem de segurança para o limiar de estimulação⁵.

Os parâmetros mais importantes na programação do marcapasso são a amplitude (voltagem) e a duração (milissegundos) de pulso. Eles devem ser checados rotineiramente, devendo ser programados com uma boa margem de segurança que evite falhas de estimulação, mas também devem ser programados de forma a maximizar a longevidade da bateria²².

Diversos outros parâmetros podem ser programados incluindo intervalo atrioventricular, modo de estimulação, parâmetros de adaptação às demandas fisiológicas de frequência cardíaca, entre outros.

Seguimento crônico dos pacientes

O implante é apenas o primeiro passo de um longo período de acompanhamento, que dura por toda a vida. Esse seguimento se torna cada

vez mais complexo, na medida em que aumentam os recursos disponíveis nos marcapassos.

A frequência das consultas de seguimento varia de centro para centro; além disso, há poucos trabalhos normatizando a forma e a periodicidade como deve ser feito o seguimento dos pacientes com marcapasso ²⁵. Portanto, é importante que essa periodicidade seja determinada pelo conhecimento da evolução individual de cada eletrodo, especialmente nos seus limiares, permitindo que sejam programadas visitas ambulatoriais nos períodos em que costumam ocorrer alterações nos limiares, ou que aumente o tempo entre cada consulta a partir do momento em que os limiares se estabilizam (“sensible follow-up”)⁵.

O acompanhamento crônico dos pacientes se divide arbitrariamente em **3 fases:**

1. Observação inicial: inicia no implante, e abrange um período de 24 horas de monitorização eletrocardiográfica contínua, uma avaliação do marcapasso pré-alta e uma primeira consulta ambulatorial que varia entre 2 e 4 semanas após o implante. Nesta fase é importante garantir o correto funcionamento do marcapasso, programar os diversos parâmetros conforme a evolução inicial dos limiares, observar a evolução da ferida operatória e orientar o paciente e seus familiares sobre os diversos aspectos do marcapasso.

2. Manutenção: a próxima consulta ocorre geralmente no 3º mês após o implante e, a partir deste momento, o acompanhamento passa a ser em geral semestral, a não ser que haja indicação de acompanhamento mais amíúde por razões clínicas ou de segurança.

3. Monitorização intensiva: deve ser realizada no período em que a bateria se aproxima do fim da vida útil, conforme indicado, por exemplo, por um consumo de >75% da capacidade da bateria^{5,26}.

As consultas de seguimento devem incorporar a avaliação das funções e parâmetros de segurança, otimização da programação visando maior longevidade, resolução de alterações e/ou problemas, suporte e educação do paciente, gravação dos dados na memória do marcapasso, e agendamento da próxima visita²⁴.

Os parâmetros que devem ser avaliados incluem a impedância/integridade do eletrodo, amplitude da onda P e R sentidas, limiares de estimulação e estado da bateria. A comparação com dados obtidos em avaliações anteriores é importante para detecção precoce de potenciais problemas²⁶.

A tecnologia de acompanhamento remoto, em que as informações do marcapasso são transmitidas automaticamente (por telefone ou internet) para o médico assistente ou um centro de avaliação remota, tem sido usada com frequência crescente. No futuro, pode tornar as visitas de seguimento desnecessárias, já que permite avaliações mais frequentes, menos intrusivas, levando à detecção mais precoce de alterações no marcapasso, o que aumenta a segurança do paciente.

Influências farmacológicas e metabólicas

As drogas que mais comumente se associam a alterações dos limiares de estimulação são os antiarrítmicos. Todos os antiarrítmicos da classe I podem aumentar os limiares de estimulação em decorrência das suas ações

sobre os canais de sódio e, conseqüentemente, sobre a excitabilidade miocárdica ²⁷. Os betabloqueadores também podem aumentar o limiar de estimulação. A amiodarona, lidocaína e verapamil parecem ter mínimos efeitos sobre os limiares, embora haja poucos dados ²⁸.

Os limiares de estimulação podem aumentar em situações associadas com retirada do tônus simpático e aumento do tônus vagal, como o sono e digestão. Em contraste, exercício ou ortostatismo, associados com aumento do tônus simpático, associam-se à redução de limiares ²⁹.

Diversas alterações metabólicas podem causar aumento dos limiares de estimulação, incluindo hipoxemia, hipercarbica, acidose ou alcalose metabólica, hipercalemia severa, hiperglicemia intensa e hipotireoidismo ³⁰.

A isquemia miocárdica produz efeitos variáveis sobre o limiar de estimulação, dependendo do local da isquemia em relação ao local do eletrodo. Se o eletrodo se localiza em área isquêmica, é esperado que o limiar aumente. Com isquemia progressiva e infarto, o limiar pode aumentar dramaticamente, perdendo a captura. No entanto, se o eletrodo se encontrar em área não isquêmica, a estimulação simpática pode reduzir o limiar de estimulação ⁶.

Evolução dos limiares de estimulação no seguimento crônico

Os limiares de estimulação miocárdica podem mudar dramaticamente após o implante de um eletrodo endocárdico permanente (FIGURA 5). A evolução típica para eletrodos sem corticóide inicia com uma elevação aguda do limiar que inicia nas primeiras 24 horas, chegando ao pico em 1 a 2 semanas. O limiar começa então a cair gradualmente, até que estabiliza por volta da 6ª semana, em um valor geralmente maior que o do implante, mas

menor que o pico ³¹. No entanto, a curva do limiar pelo tempo nos eletrodos mais modernos, com fixação ativa e eluídos em corticóide, tem evolução menos bem conhecida.

As variações nos limiares crônicos entre os pacientes são bastante amplas e são relacionadas ao tamanho do eletrodo, formato, composição química, estrutura da superfície e a estabilidade da interface eletrodo-miocárdica ⁵. Assim, é incorreto assumir que a evolução dos limiares de um determinado paciente será semelhante aos demais, embora eletrodos mais modernos, eluídos em corticóide, tenham muito menos alterações com o tempo decorrido após o implante ³².

Certos eletrodos de fixação ativa podem exibir ainda, logo após o implante, uma fase hiperaguda de evolução do limiar, que reduz após 20 a 30 minutos. Esse achado se deve provavelmente à injúria miocárdica aguda e não ocorre com eletrodos de fixação passiva atraumáticos ³³.

As comparações entre eletrodos diferentes, no que diz respeito à evolução dos limiares, deve levar em conta o tipo de mecanismo de fixação (ativa ou passiva). Além disso, eletrodos com eluição de corticóide têm atenuada essa evolução dos limiares, resultando em limiares de estimulação mais constantes ao longo do tempo ³⁴. Vários outros fatores podem influenciar essa evolução dos limiares, como o tamanho da ponta do eletrodo, a força usada para fixar o eletrodo, sua estabilidade em relação ao miocárdio e a intensidade da fibrose que se forma na interface eletrodo-miocárdio ⁵.

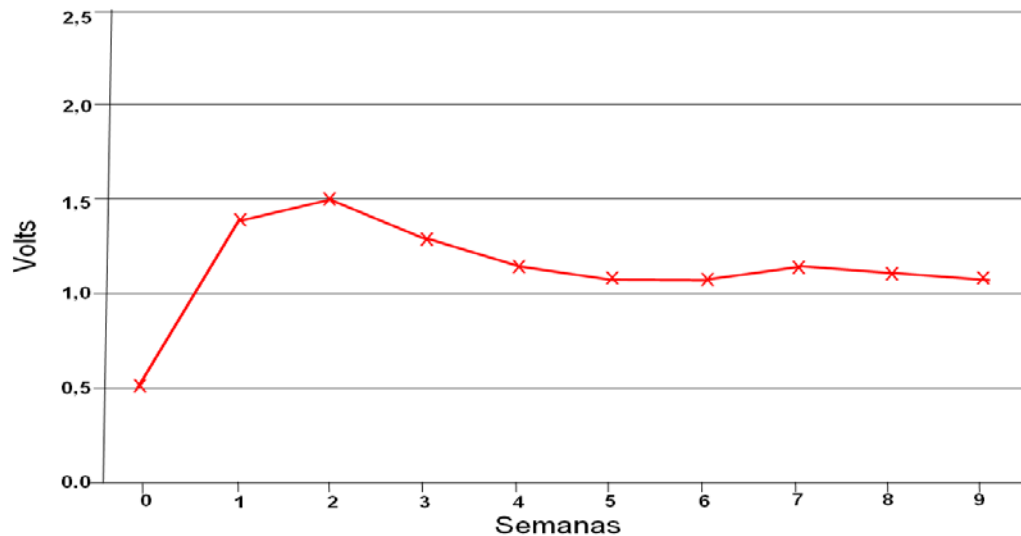


FIGURA 5. Evolução do limiar de estimulação nos 1^{os} meses após implante de eletrodo de fixação passiva sem eluição de corticóide. Há importante variabilidade interindividual dos valores absolutos dos limiares.

1.7. Justificativa

Múltiplas características dos eletrodos podem alterar os limiares de estimulação ao longo do tempo. O conhecimento da evolução dos limiares de cada tipo de eletrodo, bem como de outros parâmetros de estimulação, permitiria programar o marcapasso de forma a otimizar a longevidade da bateria sem perda de segurança, assim como organizar o acompanhamento desses pacientes, de forma a maximizar a eficácia das revisões, aumentar a chance de detecção precoce de alterações.

1.8. Objetivos

Esse estudo tem como objetivos:

1. Determinar o comportamento dos parâmetros elétricos de dois eletrodos distintos (1 de fixação ativa e 1 de fixação passiva, ambos eluídos em corticóide) a médio prazo;

2. Comparar esses dois eletrodos para detectar diferenças entre eles que possam ter impacto no seguimento a médio prazo;

2. O ARTIGO

Estudo comparativo do desempenho de diferentes eletrodos ventriculares no seguimento a médio prazo pós-implante de marcapasso

Marcela da Cunha Sales, Leandro Ioschpe Zimerman

Hospital São Francisco, Complexo Hospitalar Santa Casa de Porto Alegre.
Programa de Pós-Graduação em Cardiologia e Ciências Cardiovasculares,
Universidade Federal do Rio Grande do Sul.

Endereço para correspondência:

MD Marcela da Cunha Sales

Rua Mostardeiro, 05 sala 1003 CEP90430-001 Bairro Independência

Porto Alegre RS Brasil

Fax 51 33148540 Email mcsales@terra.com.br

RESUMO

INTRODUÇÃO: O número de implantes de marcapassos vem crescendo consideravelmente e também a utilização de eletrodos de fixação ativa eluídos com corticóides. No entanto, dados prospectivos do desempenho destes eletrodos a médio e longo prazo são, ainda, bastante restritos. **OBJETIVOS:** O objetivo principal deste estudo é determinar a estabilidade dos parâmetros elétricos ao longo do tempo (limiares de estimulação, medidas de sensibilidade e de impedância) para dois eletrodos ventriculares diferentes, ambos eluídos com corticóide, sendo um de fixação ativa e um de fixação passiva e compará-los entre si. Também queremos determinar o momento em que há estabilização destas medidas. **PACIENTES E MÉTODOS:** Pacientes com indicação de implante de marcapasso foram alocados em dois grupos: Grupo A – implante de eletrodo ventricular de fixação ativa (Setrox S-Biotronik) e Grupo P – implante de eletrodo ventricular de fixação passiva (Selox ST-Biotronik), ambos eluídos com corticóides. Foram realizadas medidas de parâmetros elétricos durante o implante, 48h, 15d, 30d, 60d, 90 e 180d: medidas de sensibilidade, impedância e de limiares de estimulação com diferentes larguras de pulso (0,2, 0,4 e 0,5ms). **RESULTADOS:** Foram incluídos, de forma não randomizada, 55 pacientes, com idade média de 72 ± 9 anos, sendo 31(56,36%) do sexo masculino. A principal indicação de implante foi Bloqueio atrioventricular de 3º grau (31 pacientes - 56,36%). Características clínicas basais foram iguais nos dois grupos. Análise das medidas de parâmetros elétricos: **Sensibilidade ventricular (onda R):** Não houve diferença entre as medidas feitas nos diferentes tempos em cada grupo (grupo A, $P=0,314$ e

grupo P, $P=0,327$ entre os diversos tempos). Também não houve diferença entre as curvas dos dois grupos entre si ($P=0,78$ para as comparações entre as curvas). **Medidas de impedância do eletrodo ventricular:** Nos dois grupos (A e P) houve diminuição significativa das impedâncias em 48h e 15d ($P<0,0001$ e $P=0,007$ respectivamente). A partir de 15 dias, as curvas das impedâncias dos dois grupos estabilizaram, não havendo mais diferença significativa entre os valores médios. Na comparação entre os valores de impedância das duas curvas, o grupo P teve valores significativamente mais elevados em todos os momentos em que houve medição ($P=0,01$). **Medidas dos limiares de estimulação ventricular:** os grupos A e P tiveram achados semelhantes para as medidas com as diferentes larguras de pulso: em 48hs houve uma leve tendência de queda do limiar sem significância estatística, seguida de uma elevação importante (com significância estatística). A partir dos 15 dias, houve estabilização dos limiares de estimulação para os dois grupos, sem mudanças significativas até o final do acompanhamento. Não houve diferença na comparação das curvas dos dois grupos. **CONCLUSÕES:** Os eletrodos testados de fixação ativa e passiva eluídos com corticóides apresentaram parâmetros de sensibilidade e limiares de estimulação semelhantes entre si, enquanto que o eletrodo passivo apresentou-se com impedâncias maiores em todas as medidas. Para os dois eletrodos houve alterações significativas de limiares e impedância até 15 dias pós-implante seguido de estabilização até o final do período. Estes achados podem ter implicações na seleção do eletrodo, no agendamento das revisões e na programação do marcapasso.

INTRODUÇÃO

O número de implantes de marcapassos vem crescendo consideravelmente ao longo do tempo provavelmente devido ao envelhecimento da população e à expansão das indicações para estimulação cardíaca. Os dispositivos de estimulação, assim como os eletrodos, sofreram importante desenvolvimento em tecnologia e complexidade ¹.

Os eletrodos mais antigos apresentavam significativas alterações nos limiares de estimulação em função do tempo decorrido após o seu implante. Tipicamente observava-se uma elevação do limiar chegando a um pico em poucas semanas ^{2,3} e subseqüentemente uma diminuição até um valor crônico estável, maior do que os valores iniciais, após um período variável de tempo ⁴.

Atualmente existe um aumento progressivo no uso de eletrodos de fixação ativa baseado nas suas características favoráveis, como redução de deslocamentos de eletrodos, implante mais rápido, maior facilidade de extração e a possibilidade de estimulação em sítios seletivos permitindo menor influência sobre a função ventricular e diminuição de arritmias atriais ^{5,6,7}. Outro grande avanço foi a introdução de eletrodos eluídos com corticóide, trazendo melhorias importantes, como limiares de estimulação mais baixos, menor gasto de bateria e melhora da sensibilidade ^{8,9}.

É aceito que os eletrodos de fixação ativa apresentam limiares de estimulação maiores que os de fixação passiva devido ao trauma associado ao implante desse eletrodo. No entanto, dados prospectivos de desempenho a médio prazo dos novos eletrodos de fixação ativa e/ou de eletrodos com corticóide são muito limitados ⁵. Este lapso de informação pode estar

impedindo otimização nas programações dos dispositivos e levando a gasto excessivo de bateria, com um desempenho subótimo e reduzida segurança ¹.

A partir do momento em que conhecermos as curvas de limiares de cada eletrodo, podemos otimizar a programação e o desempenho do sistema de estimulação. Isto também nos permitiria estabelecer uma rotina de acompanhamento pós-implante baseada em evidências e nos períodos mais freqüentes de ocorrência de eventos, resultando em detecção precoce de mal funcionamento do sistema ^{10,11}.

O objetivo principal deste estudo é determinar a evolução dos parâmetros elétricos ao longo do tempo (limiares de estimulação, medidas de sensibilidade e de impedância) para dois eletrodos ventriculares diferentes, ambos eluídos com corticóide, sendo um de fixação ativa e um de fixação passiva e compará-los entre si. Também queremos determinar o momento em que há estabilização destas medidas, principalmente do limiar de estimulação, determinando o limiar crônico.

PACIENTES E MÉTODOS

Pacientes encaminhados para estimulação cardíaca definitiva em ventrículo direito por bradicardia foram selecionados no período de março de 2007 a maio de 2008, no Hospital São Francisco de Cardiologia do Complexo Hospitalar Santa Casa de Porto Alegre. No momento do implante, os pacientes foram alocados de forma não randomizada em dois grupos: **grupo A**, que foi submetido a implante de eletrodo ventricular de fixação ativa e **grupo P**, que foi submetido a implante de eletrodo ventricular de fixação passiva.

Nos pacientes com indicação para implante de marcapasso de câmara dupla, foi implantado eletrodo atrial de fixação ativa. Em todos os pacientes foi utilizado gerador com a mesma plataforma de análise de medidas e dados (Philos II SR/DR e Cylos DR – Biotronik). Os eletrodos utilizados foram: Setrox S (Biotronik, fixação ativa) e Selox ST (Biotronik, fixação passiva). As características de cada eletrodo estão descritas na Tabela 1.

Tabela 1. Especificações técnicas dos 2 eletrodos

	Selox ST (Grupo P)	Setrox S (Grupo A)
Fixação	Passiva	Ativa
Superfície estimulação	1,3mm ²	4,5mm ²
Material	Platina/Irídio	Platina/Irídio
Estrutura	Fractal	Fractal
Tipo esteróide	Acetato dexametasona	Acetato dexametasona
Quantidade esteróide	0,75mg	0,75mg

Os procedimentos de implante foram realizados sob anestesia local associada à sedação intravenosa de curta duração. Todos os pacientes receberam antibioticoprofilaxia no pré-operatório e por um período de 24h. Todos os procedimentos foram realizados por dois cirurgiões implantadores utilizando a mesma técnica operatória. O acesso transvenoso para implante dos eletrodos foi obtido preferencialmente por dissecação da veia cefálica ou por

punção direta da veia subclávia. Todos os eletrodos ventriculares foram posicionados no ápice do ventrículo direito e os eletrodos atriais posicionados no apêndice atrial direito. Durante o implante, o analisador ERA 3000 (Biotronik) foi utilizado para fazer as medidas de impedância dos eletrodos, medidas de sensibilidade de Onda P e Onda R e limiares de estimulação. No átrio, o limiar de estimulação foi medido com uma largura de pulso de 0,4ms. No ventrículo, as medidas de limiares foram realizadas com larguras de pulso de 0,2ms, 0,4ms e 0,5ms. Todas estas medidas foram repetidas, após o implante, por um examinador cego para o tipo de eletrodo ventricular. As revisões foram agendadas para serem realizadas em 48h (antes da alta hospitalar), 15, 30, 60, 90 e 180 dias (visitas ambulatoriais), medindo os mesmos parâmetros.

Foram critérios de exclusão o não comparecimento a duas ou mais avaliações, presença de alguma condição que pudesse modificar os limiares de estimulação ou detecção de limiares, no momento do implante, maiores que $2V/0,4ms$. Os pacientes que foram a óbito durante o período de seguimento não foram excluídos, tendo seus dados coletados e analisados até sua última avaliação ambulatorial.

O protocolo de estudo foi submetido à avaliação e aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa das duas instituições envolvidas. Todos os pacientes participantes assinaram Termo de Consentimento Informado.

Análise Estatística: As variáveis categóricas foram expressas através de frequências absolutas e porcentagens. As variáveis contínuas com distribuição normal foram expressas através de média e desvio padrão. Foi utilizado o teste

t student para amostras independentes para verificar a existência de diferenças entre os grupos com eletrodos de fixação ativa e passiva. Para as variáveis nominais, foi utilizado o teste qui quadrado para amostras independentes. Para verificar a existência de diferenças entre as medidas dentro de cada grupo em diferentes momentos, foi utilizado ANOVA *one way* para medidas repetidas, seguida de teste de Bonferroni quando indicado ¹². Foi considerado significativo um P menor que 0,05.

RESULTADOS

Foram incluídos 55 pacientes, com idade média de 72 ± 9 anos, sendo 31(56,36%) do sexo masculino. Os pacientes eram todos da raça branca e tinham um peso corporal médio de 73 ± 12 kg, altura de $1,65 \pm 0,1$ metros e IMC de $26,6 \pm 3,5$ kg/m². Nenhum paciente foi excluído por não comparecimento às avaliações. Seis pacientes (10,9%) foram a óbito tardiamente, por causas não relacionadas ao marcapasso ou ao procedimento de implante (3 infartos do miocárdio, 1 pneumonia, 1 insuficiência renal e 1 neoplasia). A idade média dos pacientes que foram a óbito foi de 79 ± 8 anos.

As indicações para implante de marcapasso foram: Bloqueio atrioventricular de 3º grau - 31 pacientes (56,36%); Doença do nó sinusal - 13 pacientes (23,64%); Bloqueio atrioventricular II grau - 5 pacientes (9,09%); Fibrilação Atrial com bradicardia - 5 pacientes (9,09%) e Bloqueio tri-fascicular - 1 paciente (1,82%).

Características clínicas basais. As características clínicas basais dos dois grupos são apresentadas na Tabela 2. Não houve diferença estatisticamente significativa em nenhuma das variáveis clínicas apresentadas.

Tabela 2. Características clínicas basais dos 2 grupos

Variáveis	Grupo A n= 23	Grupo P n = 32	P
Características demográficas^a			
Idade	69,26 ± 10,01	73,38 ± 8,47	0,91
Sexo Masculino	11 (47,83%)	20 (62,5%)	0,21
IMC	25,88 ± 3,2	27,14 ± 3,60	0,87
Peso	69,83 ± 10,72	75,18 ± 12,46	0,63
Altura	1,64 ± 0,09	1,66 ± 0,09	0,46
Indicação do MP			0,67
BAV 3 ^o grau	15 (65,22%)	16 (50%)	
Doença do nó sinusal	5 (21,74%)	8 (25%)	
FA + Bradicardia	2 (8,70%)	3 (9,38%)	
BAV 2 ^o grau	1 (4,35%)	4 (12,50%)	
Bloqueio trifascicular	0 (0%)	1 (3,13%)	
Cardiopatia isquêmica	4 (17,39%)	7 (21,88%)	0,47
IAM Prévio	2 (8,70%)	9 (28,13%)	0,073
Diabetes	3 (13,04%)	7 (21,88%)	0,31
ICC	5 (21,74%)	5 (15,63%)	0,4
FE VE^a	55,6 ± 15,7	57,1 ± 11,5	0,78

^a **Dados expressos através de média ± Desvio Padrão. Demais dados expressos através de análises de freqüência e porcentagem. IMC=índice de massa corporal; BAV=bloqueio átrioventricular; FA=fibrilação atrial; IAM=infarto agudo do miocárdio; ICC=insuficiência cardíaca; FE VE=fração de ejeção do ventrículo esquerdo.**

Medidas de sensibilidade ventricular. No implante, as médias das medidas de sensibilidade ventricular (“*sensing*” da onda R) foram 12,43±6,86mV para o grupo A e 13,97±7,97mV (P=0,35).

Não houve diferença entre as medidas de sensibilidade ventricular feitas nos diferentes tempos em cada grupo (grupo A, $P=0,314$ entre os diversos tempos; grupo P, $P=0,327$ entre os diversos tempos). Também não houve diferença entre as curvas dos dois grupos entre si ($P=0,78$ para as comparações entre as curvas) (Figura 1).

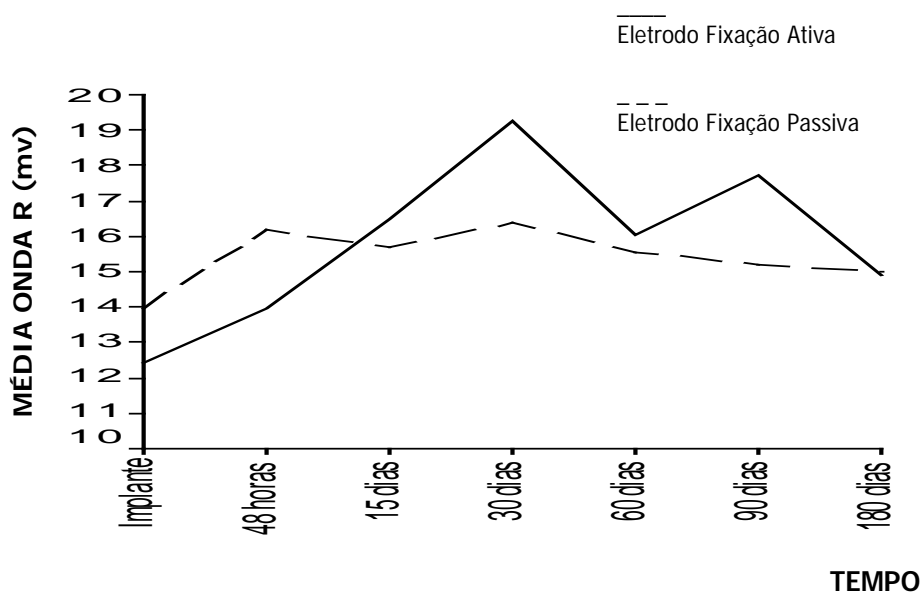


Figura 1. Sensibilidade ventricular. Medida da Onda R (mV)

Medidas de impedância do eletrodo ventricular. A média da impedância do eletrodo ventricular (Figura 2) do grupo P no momento do implante foi de 1380 ± 242 Ohms. Nas medidas de 48hs e de 15 dias, as impedâncias foram significativamente menores (1133 ± 175 e 938 ± 151 ohms, respectivamente, $P<0,0001$ para ambas as comparações). A partir de 15 dias, a curva das impedâncias do grupo P estabilizou, não havendo mais diferença significativa entre os valores médios até 180 dias.

A média da impedância do eletrodo ventricular do grupo A apresentou comportamento semelhante. O valor no momento do implante foi 779 ± 155 Ohms, com uma tendência de queda nas medidas de 48hs (700 ± 131 Ohms) e uma queda significativa nas medidas de 15 dias (645 ± 87 Ohms, $P=0,007$ na comparação com o implante). A partir de 15 dias, a curva das impedâncias do grupo A também se estabilizou, não havendo mais diferença significativa entre os valores médios.

Na comparação entre os valores de impedância das duas curvas, o grupo P teve valores significativamente mais elevados em todos os momentos em que houve medição ($P=0,01$).

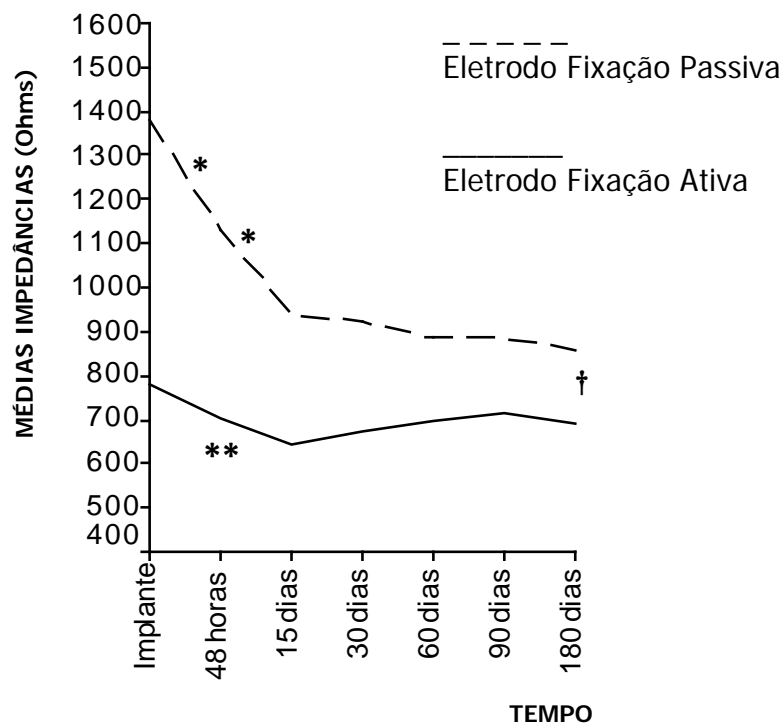


Figura 2. Médias das impedâncias dos eletrodos ventriculares (Ohms)

* $P<0,0001$ ** $P=0,007$ † $P=0,01$

Medidas dos limiares de estimulação ventricular. Os limiares de estimulação ventricular foram medidos nos diferentes tempos usando três diferentes larguras de pulso (0,2ms, 0,4ms e 0,5ms), gerando três gráficos distintos (Figura 3 A, B e C).

Com *largura de pulso de 0,2ms*, o grupo A e o grupo P tiveram achados semelhantes. As medidas de implante foram, respectivamente, $0,81 \pm 0,2V/0,2ms$ e $0,69 \pm 0,32V/0,2ms$. Nas medidas de 48hs, para ambos os eletrodos, houve uma leve tendência de queda sem significância estatística, seguida de uma elevação importante na medida de 15 dias (grupo A, $P < 0,0001$; grupo P, $P = 0,015$). A partir dos 15 dias, houve estabilização dos limiares de estimulação, sem mudanças significativas até o final do acompanhamento. Não houve diferença significativa na comparação das curvas entre si.

Com *largura de pulso de 0,4ms*, o grupo A e o grupo P repetiram o mesmo tipo de perfil. As medidas de implante foram, respectivamente, $0,56 \pm 0,16V/0,4ms$ e $0,52 \pm 0,9V/0,2ms$. Nas medidas de 48hs, para ambos os eletrodos, houve uma leve tendência de queda sem significância estatística, seguida de elevação na medida de 15 dias (grupo A, $P < 0,0001$; grupo P, $P = 0,06$). A partir dos 15 dias, novamente houve estabilização dos limiares de estimulação até 180 dias. A curva do grupo A mostrou valores de limiares semelhantes aos valores do grupo P.

Com *largura de pulso de 0,5ms*, o comportamento dos grupos A e P foi semelhante. As medidas de implante foram, respectivamente, $0,50 \pm 0,13V/0,4ms$ e $0,47 \pm 0,16V/0,5ms$. Repetiu-se a mesma tendência de queda inicial não significativa, repetiu-se a elevação dos limiares na medida de

15 dias ($P < 0,0001$ para grupo A, $P = 0,132$ para grupo P). A partir dos 15 dias, repetiu-se a estabilização do limiar. Não houve diferença significativa entre as curvas dos grupos A e P.

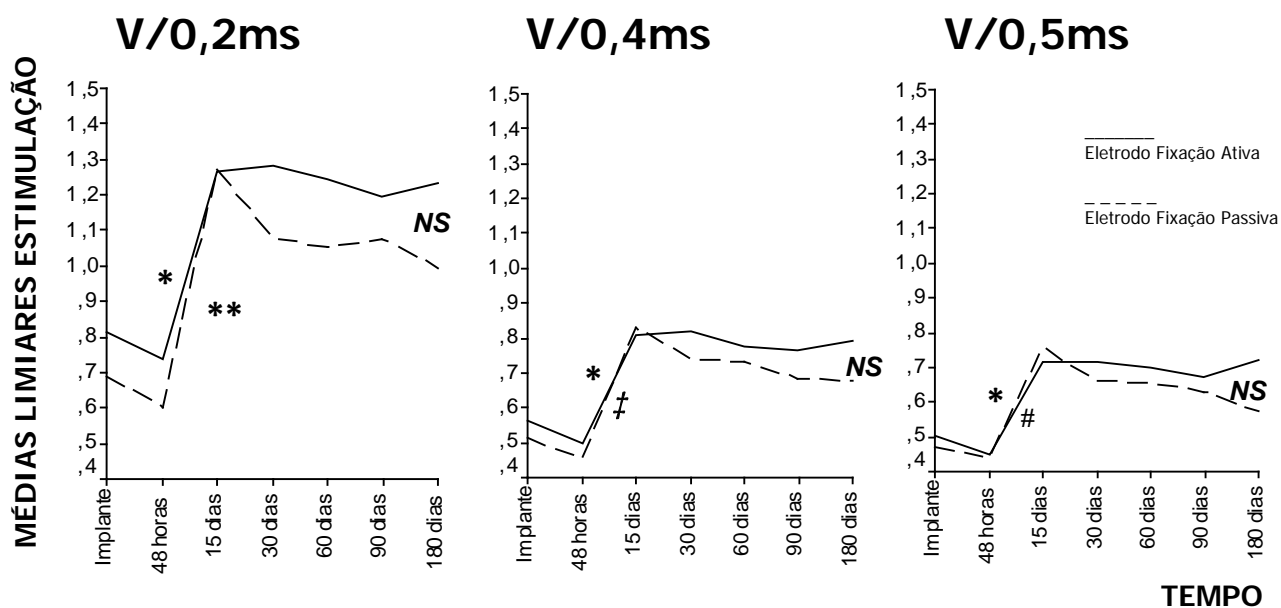


Figura 3. Médias dos limiares de estimulação ventricular com três diferentes larguras de pulso. * $P < 0,0001$ ** $P = 0,015$ † $P = 0,06$ # $P = 0,132$.

As curvas de limiares de ambos os eletrodos, com três larguras de pulso distintas, foram agrupadas no mesmo gráfico, para comparação (Figura 4). Todas as curvas evoluem com a mesma elevação dos limiares aos 15 dias, seguido da manutenção dos limiares após esse período, em valores que se mostram constantes até o 6º mês.

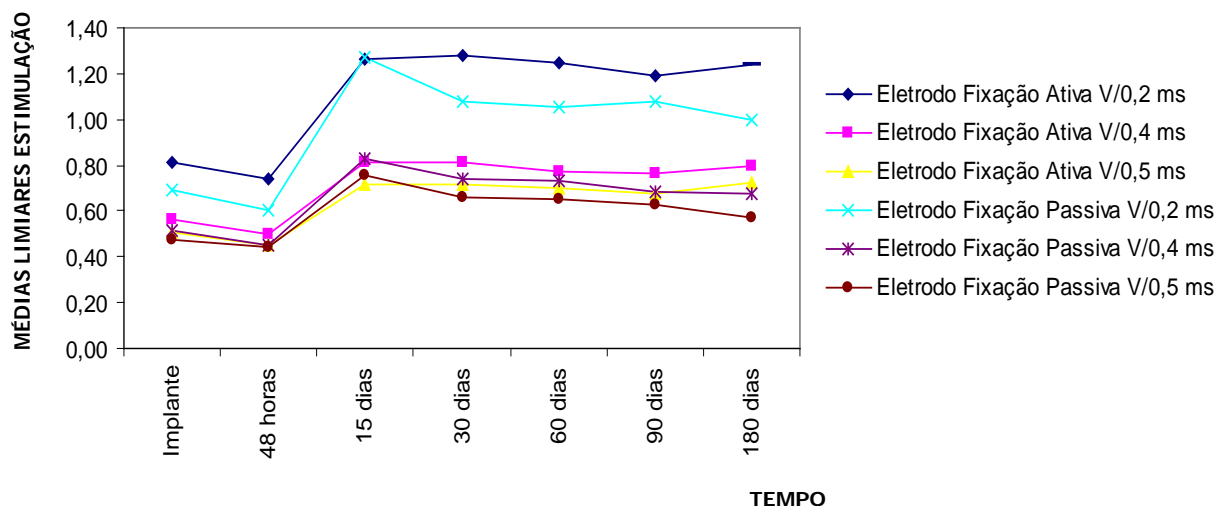


Figura 4. Comparação entre as curvas de limiares dos 2 grupos em 3 larguras de pulso distintas.

DISCUSSÃO

Nosso estudo comparou os parâmetros elétricos de dois eletrodos (sendo um passivo e um ativo), observando sua evolução ao longo do tempo até 180 dias. Todos os parâmetros mostraram-se aceitáveis e compatíveis com um bom funcionamento do marcapasso. Não houve nenhuma complicação ou óbito relacionados ao marcapasso ou ao procedimento de implante e nenhum paciente necessitou de reposicionamento do eletrodo.

A sensibilidade (medida da onda R intrínseca) observada no implante apresentava valores adequados e se manteve estável ao longo do período do estudo para os dois eletrodos. Quando comparados, apresentaram valores muito semelhantes. A superfície de estimulação do eletrodo passivo é bem menor que a do eletrodo ativo o que poderia ser causa de menor sensibilidade, porém a estrutura fractal, que aumenta consideravelmente o contato com o miocárdio, otimiza a sensibilidade dos dois eletrodos^{13,14}.

Nossos achados são comparáveis aos obtidos por outros autores, que demonstraram estabilidade da amplitude dos potenciais ventriculares durante um seguimento bem maior do que o do presente estudo, comparando eletrodos com e sem corticóide ¹⁵.

Isso é fundamental, já que dificuldades na sensibilidade dos eventos intracardíacos são a principal causa de comportamento inadequado do marcapasso ¹⁶. Uma sensibilidade adequada faz com que o marcapasso fique inibido em momentos de atividade própria do coração, conferindo segurança por evitar arritmias e economizando bateria.

As curvas de impedância dos dois eletrodos, ao longo do tempo, são diferentes, sendo que o eletrodo passivo tem impedância maior que o ativo em todas as medições. Esse achado é esperado considerando-se a menor superfície de contato do eletrodo passivo, o que sabidamente aumenta a impedância. Isso minimiza o fluxo de corrente e maximiza a longevidade da bateria ¹⁷. Nos nossos pacientes, a diferença na impedância a 180 dias foi de aproximadamente 200 ohms, o que implica num gasto de corrente maior com o eletrodo ativo diminuindo a vida útil da bateria. O corticóide não equalizou as duas curvas de impedância porque a sua atuação se dá somente na interface com o miocárdio, mantendo-se as características estruturais do eletrodo ¹⁶.

Para ambos os grupos, as curvas de impedância apresentam uma queda significativa até a medida de 15 dias e a partir daí se estabilizam, sem subir mais até o 6º mês. Este achado contradiz o relatado de outros autores em dois pontos:

1. com eletrodos mais antigos sem corticóide, há uma queda inicial da impedância em até 2 semanas, seguida de uma elevação subsequente até um

valor estável, que costuma ser em média 15% mais alto do que a impedância medida no implante ¹⁸.

2. mais recentemente foi descrita (para eletrodos de fixação ativa com corticóide) uma queda da impedância a partir do 1º mês após o implante (um pouco mais tardia), e, a partir de então, a impedância também se estabiliza cronicamente ⁵. Esses achados são, provavelmente devidos à presença do corticóide e sua duração a longo prazo, levando à estabilização crônica da impedância ¹⁹.

Ao analisarmos o comportamento dos limiares de estimulação, verificamos que os valores observados no implante e no seguimento foram adequados, menores do que os vistos nas curvas de limiares descritas anteriormente. Na comparação, vimos que não houve diferença entre as curvas dos grupos ativo e passivo. Esse achado não corresponde à noção, bem conhecida, de que eletrodos ativos classicamente têm limiares mais elevados devido ao trauma associado ao implante com fixação ativa ²⁰. No entanto, consoante com nosso estudo, outros autores mostraram que o uso de eletrodos ativos com corticóide reduz os limiares, tanto agudo como crônico ^{19,21,22}. Assim, parece se definir a noção de que os limiares mais elevados, que eram uma característica dos eletrodos ativos, deixam de ocorrer cronicamente em presença de eluição com corticóide.

As curvas de limiares de estimulação apresentaram um pico de elevação precoce, ou seja, aos 15 dias e, a partir de então, houve estabilização com valores de limiar baixos (todos os pacientes tiveram limiar de estimulação menor que 0,9V quando medido com uma largura de pulso de 0,4ms). Além disso, nenhum paciente teve elevação significativa dos limiares tardios. Em

comparação, as curvas típicas de eletrodos sem corticóide mostram um pico de limiar variável, dos 15 dias até 1 mês ou mais, porém com estabilização dos limiares só após a 6ª semana e com valores de limiar crônico mais altos ^{15,16,23}. Isto tem uma implicação clínica muito importante, porque podemos programar a amplitude de pulso crônica mais precocemente e com valores menores, pois os limiares crônicos são mais baixos. Isto otimiza a longevidade da bateria e reduz a necessidade de revisões mais frequentes do marcapasso no período inicial pós-implante ¹⁵.

Este pico mais precoce com estabilização aos 15 dias, bem como a manutenção de limiares crônicos estáveis, deve-se às características do eletrodo e à presença do corticóide em dose alta. Doses baixas (30mcg) não reduzem os limiares crônicos. Já foi demonstrado que eletrodos com corticóide em doses altas (próximo 1g, como os testados neste estudo), mesmo após vários anos, ainda contém a droga para liberação ^{19,24}. Isto se deve à menor formação de tecido conjuntivo (fibrose) em torno do eletrodo, com melhora da interface e diminuição do processo inflamatório ^{25,26}.

LIMITAÇÕES DO ESTUDO

O nosso estudo não foi randomizado e teve um número maior de pacientes no grupo com eletrodo de fixação passiva. Isto foi devido às preferências pessoais de cada cirurgião implantador frente às características de cada paciente o que já foi descrito anteriormente e considerado como aceitável ¹⁶. Porém, mesmo sem a randomização, os dois grupos, quando analisados, apresentaram-se semelhantes em suas

características demográficas e clínicas. Assim, imagina-se que esta limitação não tenha impactado os resultados do estudo ⁶.

Outra limitação foi que não foram incluídos pacientes cujos eletrodos foram colocados em septo ou via de saída de ventrículo direito. Esta é uma tendência para quando é necessária estimulação ventricular, já que preserva a função ventricular, ao ser comparado com estimulação em ápice ²⁷. No entanto, sabe-se que o eletrodo de fixação passiva desloca-se mais ao ser implantado em septo/via de saída, o que faz com que não se recomende seu implante. Assim, para evitar que o local de implante fosse diferente nos dois grupos estudados optou-se por utilizar somente os que foram colocados em ápice.

CONCLUSÕES

Os eletrodos testados de fixação ativa e passiva eluídos com corticóides apresentaram parâmetros de sensibilidade e limiares de estimulação semelhantes entre si, enquanto que o eletrodo passivo apresentou-se com impedâncias maiores em todas as medidas. Para os dois eletrodos houve alterações significativas de limiares e impedância até 15 dias pós-implante, seguido de estabilização até o final do período. Estes achados podem ter implicações na seleção do eletrodo, no agendamento das revisões e na programação do marcapasso.

REFERÊNCIAS DO ARTIGO:

1 – Wilkoff BL, Auricchio A, Brugada J, et al. HRS/EHRA Expert consensus on the monitoring of cardiovascular implantable electronic devices (CIEDs): Description of techniques, indications, personnel, frequency and ethical considerations. *Europace* 2008;10:707-725.

2 – Hurzeler P, Furman S, Escher DJW. Cardiac pacemaker current thresholds versus pulse duration. *In* Silverman HT, Miller IF, Salkind AJ (eds). *Electrochemical Bioscience and Bioengineering*. Princeton, NJ, Electrochemical Society, 1973, p 124.

3 – Barold SS, Winner JA. Techniques and significance of threshold measurement for cardiac pacing. *Chest* 1976;70:760.

4 – Luceri RM, Furman S, Hurzeler P, et al. Threshold behavior of electrodes in long-term ventricular pacing. *Am J Cardiol* 1977;40:184.

5 – Kistler PM, Liew G, Mond HG. Long-term performance of active-fixation pacing leads: A prospective study. *Pacing Clin Electrophysiol* 2006; 29:226-230.

6 – Burri H, Sunthorn H, Dorsaz PA, et al. Thresholds and complications with right ventricular septal pacing compared to apical pacing. *Pacing Clin Electrophysiol* 2007; 30:S75-S78.

7 – Frohlig G, Schwaab B, Kindermann M. Selective site pacing: The right ventricular approach. *Pacing Clin Electrophysiol* 2004; 27(6 Pt 2):855-861.

8 – Kistler PM, Kalman JM, Fynn SP. Rapid decline in acute stimulation thresholds with steroid-eluting active-fixation pacing leads. *Pacing Clin Electrophysiol* 2005; 28:903-909.

9 – Hua W, Mond HG, Strathmore N. Chronic steroid-eluting lead performance: A comparison of atrial and ventricular pacing. *Pacing Clin Electrophysiol* 1997 (Pt. I); 20:17-24.

10 – Grendahl H. Pacemaker follow-up with prolonged intervals in the stable period 1 to 5 years postimplant. *Pacing Clin Electrophysiol* 1996; 19:1219-1224.

11 – Mugica J, Henry L, Rollet M, et al. The clinical utility of pacemaker follow-up visits. *Pacing Clin Electrophysiol* 1986; 9:1249-1298.

12 – Fitzmaurice GM, Ravichandran C. A primer in longitudinal data analysis. *Circulation* 2008; 118:2005-2010.

13 – Berman ND, Dickson SE, Lipton IM. Acute and chronic clinical performance comparison of porous and solid electrode design. *Pacing Clin Electrophysiol* 1983; 5:67.

14 – Stokes KB, Bird T, Gunderson B. The mythology of threshold variations as a function of electrode surface area. *Pacing Clin Electrophysiol* 1991; 14(11):1748-1751.

15 – Wiegand UKH, Potratz J, Bonnemeier H, et al. Long-term superiority of steroid elution in atrial active fixation platinum leads. *Pacing Clin Electrophysiol* 2000; 23:1003-1009.

16 – Ellenbogen KA, Wood MA. Cardiac pacing and ICDs. 4th edition, Blackwell Publishing, Massachusetts, 2005.

17 – Irwich W, Gebhart U. The pacemaker-electrode combination and its relationship to service life In: Thalen HJT(ed.): To pace or not to pace, controversial subjects in cardiac pacing. The Hague: Martinus Nyhoff; 1978:209.

18 – Platia EV, Brinker JA. Time course of transvenous pacemaker stimulation impedance, capture threshold, and electrogram amplitude. Pacing Clin Electrophysiol 1986; 9:620-625.

19 – Mond HG, Stokes KB. The steroid-eluting electrode: a 10-year experience. Pacing Clin Electrophysiol 1996; 19:1016-1020.

20 – Kay GN, Anderson K, Epstein AE, et al. Active fixation leads: randomized comparison of two lead designs. Pacing Clin Electrophysiol 1989; 12:1355-1361.

21 – Crossley GH, Brinker JA, Reynolds D, et al. Steroid elution improves the stimulation threshold in an active-fixation atrial permanent pacing lead. Circulation 1995; 92:2935-2939.

22 – Stokes KB. Preliminary studies on a new steroid eluting epicardial electrode. Pacing Clin Electrophysiol 1988; 11:1797-1803.

23 – Elmqvist H, Schuller H, Richter G. The carbontip electrode. Pacing Clin Electrophysiol 1983; 6:436.

24 – Wiegand UKH, Potratz J, Lüninghake F, et al. Electrophysiological characteristics of bipolar membrane carbon leads with and without steroid elution compared with a conventional carbon and a steroid-eluting platinum lead. *Pacing Clin Electrophysiol* 1996; 19:1155-1161.

25 – Mond HG, Stockes H, Helland J et al. The porous titanium steroid-eluting electrode: a Double blind study assessing the stimulation threshold effects of steroid. *Pacing Clin Electrophysiol* 1988;11:214-219.

26 – Radovsky AS, van Fleet JF Stokes KB et al. Paired comparisons of steroid-eluting and nonsteroid endocardial pacemaker leads in dogs: electrical performance and morphologic alterations. *Pacing Clin Electrophysiol* 1988;11:1085-1094.

27- Tse H, Yu C, Wong KK, Tsang V, Leung Y, Ho W, Lau C. Functional abnormalities in patients with permanent right ventricular pacing: the effect of sites of electrical stimulation. *J Am Coll Cardiol* 2002; 16: 1451-8

3. CONCLUSÕES

O presente trabalho permitiu concluir que:

1. Eletrodos de fixação passiva e ativa apresentam valores de sensibilidade, limiar de estimulação e resistência adequados no implante e no seguimento a médio prazo. Em ambos, a estabilização dos limiares de estimulação ocorreu 15 dias após o implante, período mais curto que o tradicionalmente aceito. Com isto, podemos programar a amplitude de pulso crônica mais precocemente e com valores menores, aumentando a duração da bateria do marcapasso.
2. A comparação entre os eletrodos mostrou não haver diferença significativa em valores de sensibilidade e limiares de estimulação. Em relação à impedância, observaram-se valores maiores no eletrodo de fixação passiva, o que pode indicar maior duração do gerador com o uso destes eletrodos

4. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1 – Josephson IR. Initiation and propagation of the cardiac action potential. In: Sperelakis N, Banks RO, eds. *Essentials of Physiology*. 2nd ed. Boston: Little Brown, and Company, 1996:247-257.

2 – Carmeliet E. Action potential duration, rate of stimulation, and intracellular sodium. *J Cardiovasc Electrophysiol* 2006; 2001;17(suppl 1):S2-S7.

3 – Hoit BD. Normal and abnormal excitation-contraction coupling. In: Walsh RA, ed. *Molecular Mechanisms of Cardiac Hypertrophy and Failure*. London: Taylor and Francis; 2005:179-197.

4 – Vijayaraman P, Ellenbogen KA. Bradyarrhythmias and pacemakers. In: Fuster V, O'Rourke RA, Walsh RA, Pole-Wilson P, eds. *Hurst's The Heart*. 12th edition. Mc Graw-Hill, New York, 2008:1020-1054.

5 – Ellenbogen KA, Wood MA. *Cardiac pacing and ICDs*. 4th edition, Blackwell Publishing, Massachusetts, 2005.

6 – Stokes KB, Kay GN. Artificial electrical cardiac stimulation. In: Ellenbogen KA, Kay GN, Wilkoff BL(eds). *Clinical Cardiac Pacing and Defibrillation*. 2nd edition; WB Saunders Co, Philadelphia, PA, 2000.

7 – Furman S, Huzler P, Parker B. Clinical thresholds of endocardial cardiac stimulation: A long-term study. *J Surg Res* 1975; 19: 149.

8 – Dressler L, Gruse G, von Knorre GH, et al. The optimization of the pulse delivered by the pacemaker. *Pacing Clin Electrophysiol* 1979; 2:282.

9 – Chaptal AP, Ribot A. Statistical survey of strength-duration threshold curves with endocardial electrodes and long-term behavior of these electrodes. In: Meere C, ed. *Proceedings, VI World Symposium on Cardiac Pacing*. Montreal, PACESYMP, 1979:21-22.

10 - Coates S, Thwaites B. The strength-duration curve and its importance in pacing efficiency: A study of 325 pacing leads in 229 patients. *Pacing Clin Electrophysiol* 2000; 23:1273-1277.

11 – Irnich W. The chronaxie time and its practical importance. *Pacing Clin Electrophysiol* 1980; 3(3):292-301.

12 – Smith NPD, Tarjan PP, Chernoff E, et al. The significance of electrode surface area and stimulation thresholds in permanent cardiac pacing. *J Thorac Cardiovasc Surg* 1976; 71:559.

13 – Sinnaeve A, Willems R, Backers J, et al. Pacing and sensing: how can one electrode fulfill both requirements? *Pacing Clin Electrophysiol* 1987; 10:546-559.

14 – Holmes DR, Nissen RG, Maloney JD, et al. Transvenous tined electrode system: an approach to acute dislodgement. *Mayo Clin Proc* 1979; 54:219-222.

15 – Furman S, Pannizzo F, Campo I. Comparison of active and passive adhering leads for endocardial pacing. *Pacing Clin Electrophysiol* 1979; 2:417-427.

16 - Bisping HJ, Kreuzer J, Birkenheir H. Three-year clinical experience with a new endocardial screw-in lead with introduction protection for use in the atrium and ventricle. *Pacing Clin Electrophysiol* 1980; 3:424-435.

17 – Horenstein MS, Hakimi M, Walters H, et al. Chronic performance of steroid-eluting epicardial leads in a growing pediatric population: A 10-year comparison. *Pacing Clin Electrophysiol* 2003; 26(Pt. I):1467-1471.

18 – Pirzada FA, Moschitto LJ, Diorio D. Clinical experience with steroid-eluting unipolar electrodes. *Pacing Clin Electrophysiol* 1988; 11:1739-1744.

19 – ACC/AHA/HRS 2008 Guidelines for Device-Based Therapy of Cardiac Rhythm Abnormalities. A report of the American College of Cardiology/American Heart Association Task Force on practice Guidelines. *J Am Col Card* 2008; Vol.51(21):e1-62.

20 – Martinelli Filho M, Zimerman LI, Lorga AM, et al. Diretrizes Brasileiras de Dispositivos Cardíacos Eletrônicos Implantáveis (DCEI). *Arq Bras Cardiol* 2007; 89(6):e210-e238.

21 – de Cock CC, Meyer A, Kamp O, et al. Hemodynamic benefits of right ventricular outflow tract pacing : Comparison with right ventricular apex pacing . Pacing Clin Electrophysiol 1998; 21(3):536-541.

22 – Zipes DP, Hayes DL. Cardiac pacemakers and cardioverter-defibrillators. In: Libby P, Bonow RO, Zipes DP(eds.). Braunwald's Heart Disease. A textbook of cardiovascular medicine. 8th edition, Saunders Elsevier, Philadelphia, PA, 831-862, 2008.

23 – Wilkoff BL, Auricchio A, Brugada J, et al. HRS/EHRA Expert consensus on the monitoring of cardiovascular implantable electronic devices (CIEDs): Description of techniques, indications, personnel, frequency and ethical considerations. Europace 2008;10:707-725

24 – Eck JWM, Hemel NM, Voogt WG, et al. Routine follow-up after pacemaker implantation: frequency, pacemaker programming and professionals in charge. Europace 2008; 10:832-837.

25 – Fraser JD, Gillis AM, Irwin ME, et al. Guidelines for pacemaker follow-up in Canada: a consensus statement of the Canadian working group on cardiac pacing. Can J Cardiol 2000; 16:355-363.

26 – Roberts PR. Follow-up and optimisation of cardiac pacing. Heart 2005; 91:1229-1234.

27 – Huang SK, Hedberg PS, Marcus FI. Effects of antiarrhythmic drugs on the chronic pacing threshold and the endocardial R wave amplitude in the conscious dog. Pacing Clin Electrophysiol 1986; 9:660.

28 – Kubler W, Sowton E. Influence of beta-blockade on myocardial threshold in patients with pacemakers. Lancet 1970; 2:67.

29 – Preston TA, Fletcher RD, Lucchesi BR, et al. Changes in myocardial threshold : Physiologic and pharmacologic factors in patients with implanted pacemakers. Am Heart J 1967; 74:235.

30 – Dohrmann ML, Goldschlager NF. Myocardial stimulation threshold in patients with cardiac pacemakers: Effect of physiologic variables, pharmacologic agents, and lead electrodes. *Cardiol Clin* 1985; 3(4):527-537.

31 – Luceri RM, Furman S, Hurzeler P, et al. Threshold behavior of electrodes in long-term ventricular pacing. *Am J Cardiol* 1977;40:184.

32 – Mond H, Stokes K. The electrode-tissue interface: the revolutionary role of steroid elution. *Pacing Clin Electrophysiol* 1992; 15(1):95-107.

33 – de Buitelir M, Kou WH, Morady F. Acute changes in pacing threshold and R- or P-wave amplitude during permanent pacemaker implantation. *Am J Cardiol* 1990; 65:999-1003.

34 – Nagatomo Y, Ogawa T, Kumagae H et al. Pacing failure due to markedly increased stimulation threshold two years after implantation: successful management with oral prednisolone: a case report. *Pacing Clin Electrophysiol* 1989; 12:1034-1037.