

Estimulação VDD com Cabo Único

José Carlos Silva de ANDRADE⁽¹⁾ Veridiana Silva de ANDRADE⁽²⁾ Ana Otacília ALBUQUERQUE⁽¹⁾
Enio BUFOLLO⁽¹⁾ Fernando LUCCHESI⁽³⁾ Zolmo de OLIVEIRA Jr.⁽¹⁾ Marcia Maria RODRIGUES⁽¹⁾
Xiomara Miranda SALVETTI⁽¹⁾ Carlos TELES⁽¹⁾ Rogério Q. ZARZA⁽¹⁾

Reblampa 78024-237

Andrade J C S. Andrade V S. Albuquerque A O. Bufollo E. Lucchese F A. oliveira Jr. Z. Rodrigues M M. Salvetti X M. Teles C. Zarza R Q. Estimulação VDD com cabo único. Reblampa 1999; 12(2): 66-74.

RESUMO: Com o objetivo de avaliar a eficiência da estimulação sincrônica VDD com cabo único, são analisados 30 pacientes, 18 do sexo feminino e 12 do masculino, com idades entre 43 e 83 anos. Todos apresentavam função sinusal normal com bloqueio atrioventricular de 2º grau (5 casos) ou total (25 casos), sendo utilizados marcapassos VDD com cabos únicos quadripolares, num seguimento médio de 17,2 ± 8,5 meses. Avaliou-se a confiabilidade do procedimento pela captação da atividade atrial e pela mensuração da onda P em 8 posições e/ou decúbitos, e a sua eficiência pela verificação da elevação da frequência de estimulação constatada no Holter. A estimulação VDD foi inefetiva em apenas um paciente (3,3%), tendo nos demais confiabilidade de 96,1%, e elevado a frequência de 68 a 130%, com manutenção do sincronismo atrioventricular. Por ser confiável, eficiente e apresentar resposta de frequência com manutenção do sincronismo AV, a estimulação VDD deve ser recomendada, nos pacientes com função sinusal normal, em substituição à VVI e VVI.R.

DESCRIPTORES: bloqueio atrioventricular, cabo-eletrodo único, marcapasso VDD.

INTRODUÇÃO

A história da estimulação cardíaca artificial tem sua origem na história do próprio bloqueio atrioventricular e remonta aos princípios do período hipocrático, ou seja, quatro séculos antes da era cristã. Nessa época, Hipócrates, o Pai da Medicina, mesmo sem identificar esse distúrbio cardíaco, ao afirmar que “as pessoas que têm desvanecimentos freqüentes e graves, sem nenhuma causa aparente, falecem repentinamente”, desenhava sua fisiopatologia, definia sua morbimortalidade e até fazia o seu diagnóstico diferencial com relação à epilepsia, que já era bem conhecida¹.

A associação de baixa frequência de pulso com ataques sincopais, hoje denominada Síndrome de Stokes-Adams ou como preferem muito justamente os autores europeus, Síndrome de Morgagni-Adams-

Stokes, foi descrita pela primeira vez por Morgagni, em 1761. No século seguinte, no ano de 1819, Aldini, pesquisador de Turim, iniciou as primeiras tentativas de estimulação elétrica (galvânica), em corações de criminosos recém-decapitados².

Neste século, na década de 30, Hyman foi merecidamente chamado Pai da Estimulação Cardíaca Artificial, pelos seus trabalhos com estimulação cardíaca em animais e, principalmente, pela difusão do princípio de que a lesão elétrica do sistema de condução cardíaca deveria ser tratada eletricamente. Nos anos 50, a estimulação cardíaca humana restringiu-se ao modo temporário empregado por Weirich (estimulação epicárdica) e Furman (estimulação endocárdica)².

Senning em 1958 e Chardack em 1960 iniciaram uma nova era ao realizar o implante de marcapassos

(1) Setor de Arritmias e Marcapasso – Disciplina de Cirurgia Cardiovascular – Escola Paulista de Medicina - UNIFESP.

(2) Faculdade de Medicina – PUC/SP.

(3) Hospital São Francisco - RS.

Endereço para correspondência: R. Borges Lagoa, 783 - 5º andar - Fone: (011) 573.3009 - Fax (011) 573.0303 - Vila Clementino - São Paulo - SP - Brasil.
Trabalho recebido em 12/1998 e publicado em 06/1999.

cardíacos definitivos com eletrodos aplicados no epicárdio utilizando respectivamente pilhas de níquel-cádmio e mercúrio-zinco, que, por quase duas décadas, constituíram a principal fonte de alimentação dos marcapassos implantáveis².

Em 1963, em trabalhos independentes, Lagergren, Siddons e Zucker relataram a estimulação definitiva empregando a via endocárdica². Nesse estágio, a estimulação elétrica do coração firmava-se como o método mais eficiente para o tratamento dos bloqueios atrioventriculares avançados, tendo como finalidade a eliminação dos sintomas e a redução da mortalidade nos pacientes deles portadores. Esses objetivos foram alcançados pelas primeiras gerações de marcapassos, com estimulação apenas ventricular, denominados assíncronos ou VOO, com estimulação fixa independente da atividade ventricular e síncronos, de demanda ou VVI, com estimulação de frequência também estabelecida, mas dependente da presença ou não da atividade ventricular própria.

A observação, entretanto, de que esses pacientes mantinham-se diuturnamente com a mesma frequência cardíaca, diferentemente dos indivíduos normais e de que por vezes apresentavam alguns sintomas remanescentes e mesmo mantinham uma capacidade física diferente, fez com que, se ampliassem os objetivos da estimulação cardíaca, principalmente na década de 80.

Desta forma, passou-se a perseguir uma estimulação mais fisiológica, capaz de restaurar a capacidade funcional do coração e oferecer uma melhor qualidade de vida aos pacientes estimulados artificialmente.

A preocupação com o desempenho hemodinâmico oferecido pela variação da frequência cardíaca e pelo sincronismo entre a contração atrial e a ventricular surgiu já no advento dos marcapassos implantáveis. Natham, em 1963, relatava a utilização de marcapassos que estimulavam o ventrículo após captar a onda elétrica de ativação atrial (VAT), assemelhando-se ao "marcapasso fisiológico". Utilizados em portadores de bloqueio atrioventricular total (BAVT), mas com função sinusal normal, permitiam não só o sincronismo de contração, mas também a variação da frequência de estimulação ventricular, já que esta era guiada pela frequência atrial naturalmente variável³.

Entretanto, na época, os acessos epicárdicos atrial e ventricular, acrescidos do grande consumo de energia do circuito empregado em tais geradores, dotados da primeira geração de pilhas de mercúrio-zinco, com conseqüente curto tempo de vida útil do sistema, manteve esse tipo de estimulação praticamente restrito à experimentação clínica.

Na década de 80, retornou-se à sua utilização após os enormes avanços tecnológicos, tanto na fabricação dos marcapassos, com a utilização de cir-

cuitos integrados (alta capacidade e baixo consumo), baterias de lítio (grande durabilidade), encapsulamento hermético dos geradores (aumento da segurança e longevidade), multiprogramabilidade (diversidade de recursos), telemetria bidirecional (segurança e confiabilidade), como na dos cabos-eletrodo, desenvolvidos com menor calibre, maior flexibilidade, maior resistência, grande histocompatibilidade e implantação fácil e segura (no átrio e ventrículo direitos) por via venosa.

Essa fase, em que os estimulistas estavam convencidos da importância da variabilidade da frequência cardíaca e do sincronismo de contração atrioventricular, coincidiu com a ampliação das indicações de implante, dado o estágio avançado dos conhecimentos eletrofisiológicos e da fisiopatologia dos distúrbios da condução cardíaca. Parecia lógica, portanto, a maior utilização da estimulação cardíaca bicameral, com sensibilidade e estimulação em ambas câmaras cardíacas, cumprindo uma função artificial de uma maneira "fisiológica". Apesar do entusiasmo de muitos, esse tipo de estimulação denominado DDD, não teve e não tem ainda a utilização esperada. Isso se deve provavelmente aos resultados razoáveis obtidos pela mais fácil estimulação unicameral (VVI), melhorada pela utilização dos geradores com resposta de frequência (VVI-R). Acresce-se a isso o fato de que a estimulação bicameral ainda exige a colocação de dois cabos-eletrodos, implicando em maior tempo de cirurgia e maior exposição à radiação. Assim, os últimos dados do Registro Brasileiro de Marcapassos (RBM), permitem verificar que no Brasil, no ano de 1995, a estimulação DDD foi utilizada em 16,1% dos casos e a VVI em 83,6%⁴. Mesmo considerando que 7,7% dos pacientes apresentavam fibrilação atrial, que inviabiliza a utilização do sistema DDD, observa-se que um grande número não teve acesso à melhor opção terapêutica.

Essa falha torna-se ainda mais evidente nesta época em que a Medicina tem dado destaque a áreas recentes da fisiologia humana (cronobiologia) e da terapêutica (cronoterapêutica), valorizando o conhecimento de que muitos processos fisiológicos demonstram variações importantes no decorrer do dia e até da época do ano. Com isso, a indústria farmacêutica cada vez mais tem lançado no mercado, produtos utilizando o conceito de cronofarmacologia, com o intuito de otimizar as formulações e oferecer maior benefício ao paciente.

A Cardiologia há muito trabalha com o conceito de ritmo, mais como uma oscilação da variável do que como uma característica temporal do sistema cardiovascular. É evidente que esse sistema, interligado ao Sistema Nervoso Central (SNC) e com controle autônomo, é muito sensível a interferências internas e externas.

É desejável, portanto, que a estimulação cardíaca artificial acompanhe essas interferências e também reproduza o ritmo circadiano. Para isso, ela tem de seguir um parâmetro fisiológico ditado pelas reações do próprio organismo, ou seja, o relógio biológico. Nada melhor para isso do que o próprio indicador natural do organismo: o nó sinusal. Uma condição faz-se necessária: que o mesmo esteja íntegro e portanto sob as influências do SNC e com o cronotropismo conservado.

OBJETIVO

Utilizando um cabo-eletrodo único, mas com eletrodos sensores atriais presentes na sua passagem transatrial e com os clássicos eletrodos terminais no ventrículo direito (Figura 1), este estudo objetivou avaliar a confiabilidade do sistema e as variações de frequência obtidas com as atividades habituais dos pacientes, com estimulação VDD.

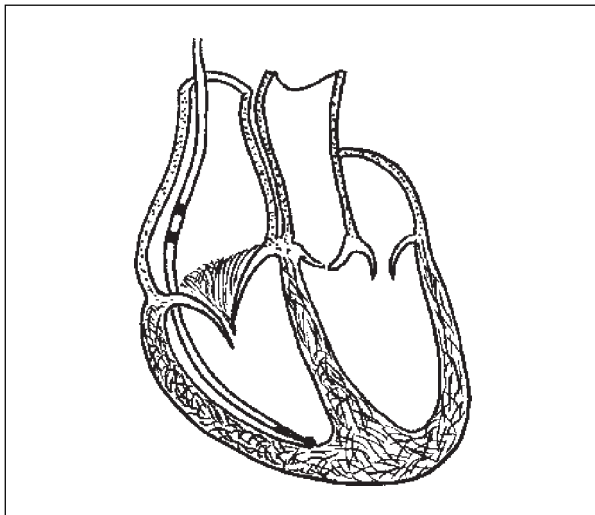


Figura 1 - Representação gráfica da posição dos eletrodos atriais e ventriculares no coração.

MÉTODO

Casuística

Foram avaliados 30 pacientes tratados no período de 28/08/95 a 09/01/98, com estimulação VDD com cabo-eletrodo único. A idade variou de 43 a 83 anos (média de $68,8 \pm 12,4$ anos), sendo que 18 eram do sexo feminino e 12 do masculino.

A arritmia que motivou o implante do marcapasso foi o bloqueio atrioventricular total (BAVT) em 25 pacientes (83%) e o bloqueio atrioventricular (BAV) de 2º grau tipo II em 5 (17%). Foram considerados requisitos fundamentais a presença de resposta cronotrópica positiva e a ausência de arritmia atrial. O tamanho da área cardíaca não constituiu critério de seleção. A fibrose do sistema de condução foi a etiologia mais freqüente, presente em 16 casos (53%), seguida pela miocardiopatia chagásica em 13 casos (43%) e por 1 caso (3%) de BAVT pós-cirúrgico.

Sistema de estimulação

Foram utilizados os modernos geradores de pulso Dromos SL (Biotronik) e AddVent (Pacesetter) com cabos-eletrodos transvenosos quadripolares, bicamerais mas únicos, respectivamente SL-60 e AV Plus. Esses aparelhos foram especialmente desenvolvidos para estimulação ventricular em modo VDD e suas características e parâmetros de programação estão expressos no Quadro I. Constituem funções adicionais desses geradores: teste de sensibilidade automático, teste de limiar automático, transmissão de ECG intracavitário, contador de eventos, marcador de eventos, monitor de tendência, informações do estado da bateria, pulso e eletrodo, memória com dados do paciente e número do gerador, intervalo AV dinâmico.

Os cabos-eletrodos são confeccionados em liga de níquel-cromo-cobalto (MP35N) com quatro condutores quadrifilamentares isolados e revestidos por silicone. Apresentam quatro eletrodos: 2 distais (ven-

QUADRO 1
PRINCIPAIS CARACTERÍSTICAS PROGRAMÁVEIS DOS GERADORES DE PULSO EMPREGADOS

Modo	Dromos SL		AddVent	
	VDD, VOO, VVI, VVT, VDI		VDD, VOO, VVI, VVIR, VOOR, VVTR	
Freq. básica	30 a 140	bpm	45 a 160	
Freq. máxima	80 a 185	bpm	90 a 175	
Sens. A	0,1 a 1,5	mV	0,1 a 5,0	
P. refrat. A	200 a 700	ms	150 a 500	
Intervalo AV	15 a 300	ms	100 a 275	
Sens. V	0,5 a 7,5	mV	1,0 a 10,0	
P. refrat. V	250 a 400	ms	125 a 325	
Amplitude V	0,1 a 9,6	V	0 a 7,5	
Largura V	0,25 a 1,0	ms	0,2 a 1,6	
Sensor	-		off, passivo, on	
Número utilizado	24		6	

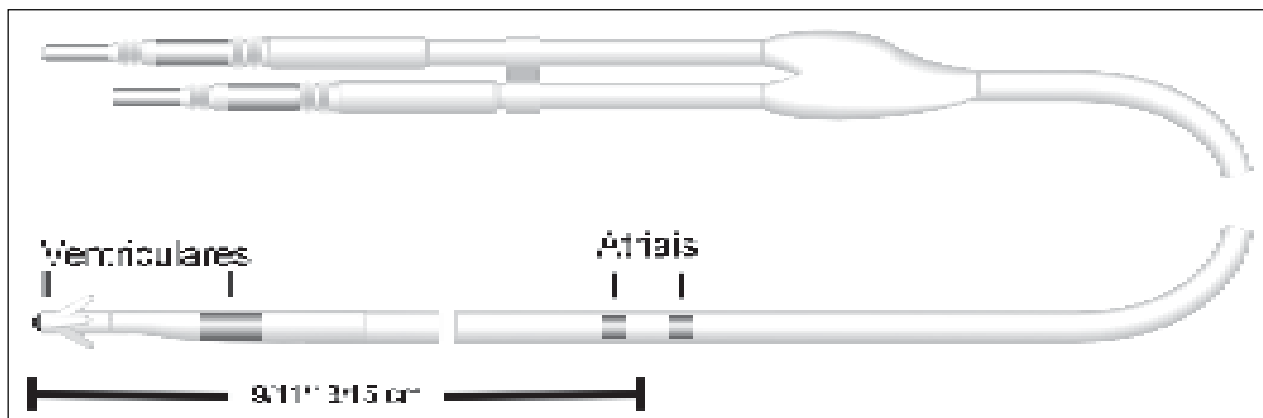


Figura 2 - Aspecto da posição e da relação dos eletrodos atriais e ventriculares no cabo-eletrodo único.

triculares) e 2 de passagem (atriais), situados a 9, 11, 13 ou 15 cm da extremidade distal (Figura 2). Esta variabilidade oferecida permite uma adequação do eletrodo em relação ao tamanho do coração de cada paciente. Todos os eletrodos, do cabo SL-60, atriais e ventriculares, possuem revestimento de irídio através da tecnologia de deposição PVD (Pressure Vacuum Deposition), apresentando portanto superfície fractal. No AV Plus o eletrodo distal tem base de platina-irídio, sulcada, revestida de nitrito de titânio e com dexametasona.

Os eletrodos atriais não necessitam manter contato com o endocárdio do átrio direito para captar a onda P (Figura 3). Na dependência da distância com a pa-

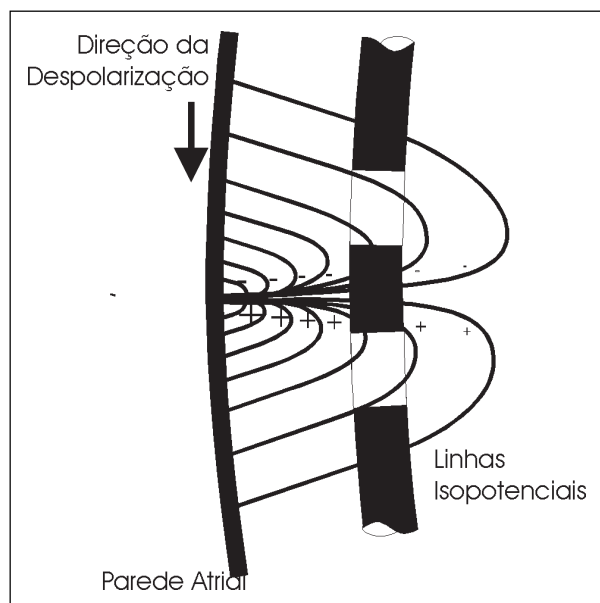


Figura 3 - Representação esquemática da captação da onda P pelos eletrodos atriais.

rede atrial os potenciais captados pelo dipolo podem ser diferentes (Figura 4). Apesar dessa discrepância de valores, eles são bem percebidos pelo gerador, cujo circuito foi especialmente projetado para isso.

Técnica de implante

Os pacientes foram operados em decúbito dorsal, em mesa cirúrgica, com visão radioscópica, monitorização eletrocardiográfica e sob anestesia local.

O cabo-eletrodo foi introduzido por dissecação da veia céfalica esquerda, no sulco delto-peitoral, ou por punção da veia subclávia esquerda, fixando-se sua extremidade na posição subtricuspidéa ou na ponta do ventrículo direito e mantendo-se os eletrodos atriais na porção média do átrio, escolhendo-se para isso o cabo com a distância mais adequada entre os eletrodos (9, 11, 13 ou 15cm).

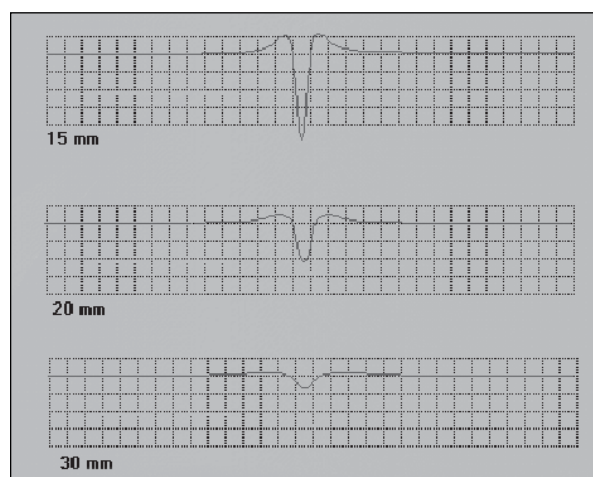


Figura 4 - Valores distintos de captação de P de acordo com a distância do dipolo com relação à parede atrial.

Avaliado o posicionamento ventricular anatômico e elétrico, registrou-se continuamente o potencial elétrico atrial, manipulando-se suavemente o cabo-eletrodo junto à inserção venosa (introduzindo e retirando), procurando obter a maior e mais estável amplitude de onda P, sem comprometimento da posição ventricular convencional do cabo-eletrodo.

Repetidas as manobras respiratórias para a verificação da estabilidade da posição e dos limiares ventriculares, o cabo-eletrodo foi fixado à veia e feita a conexão ao gerador, colocado em uma loja subcutânea e subclavicular.

Avaliação da estimulação

Os pacientes foram analisados no pós-operatório em intervalos variáveis de 2 a 31 meses (média de $17,2 \pm 8,5$ meses) para avaliar a confiabilidade e a eficiência do sistema.

Avaliou-se a confiabilidade do procedimento com a mensuração da captação atrial em 8 posições e/ou decúbitos, ou seja, nos decúbitos dorsal, dorsal com inspiração e expiração máximas, lateral direito e lateral esquerdo e nas posições supina e sentada com dorsoflexão anterior e posterior. Além da observação da percepção da onda P pelo marcapasso, foram registrados os seus valores mínimo e máximo em cada manobra, obtidos telemetricamente.

A eficiência do sistema quanto à adaptação de frequência foi avaliada pela mensuração da variação de frequência de estimulação constatada no Holter durante as atividades habituais dos pacientes.

Análise estatística

Foi utilizada apenas a análise descritiva, sendo os valores das médias expressos como média \pm desvio padrão ($p = 0,05$).

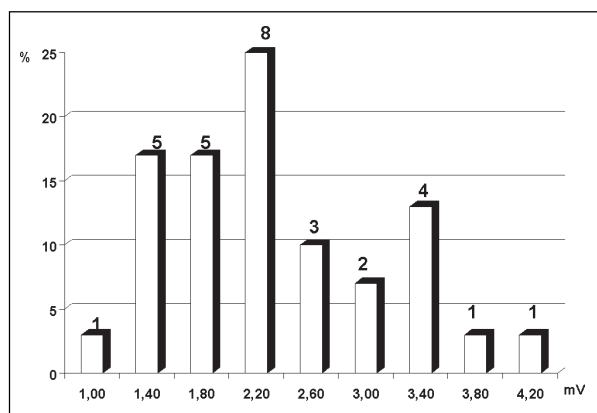


Figura 5 - Representação gráfica da distribuição e porcentagem dos valores de P, obtidos no intra-operatório, com o respectivo número de pacientes.

RESULTADOS

Intra-operatórios

A exceção de uma paciente para a qual não se conseguiu no intra-operatório uma boa captação de P, com valores inferiores a 1,0mV, nas várias posições testadas, os demais tiveram valores variáveis entre 1,2 e 4,5 mV (média de $2,07 \pm 0,81$ mV) distribuídos conforme a Figura 5. A captação de R variou de 6,8 a 20mV (média de $13,7 \pm 4,4$ mV). O limiar de estimulação ventricular esteve entre 0,2 e 0,9 V (média de $0,42 \pm 0,17$ V) e a impedância entre 580 e 980 Ohms (média de 765 ± 133 Ohms).

Pós-operatórios

Todos os 29 pacientes programados em VDD evoluíram sem complicações e nos 232 (29 x 8) testes realizados observou-se falta de captação em apenas 9. Os valores de P colhidos telemetricamente nesses 232 testes de posição mostraram uma variabilidade entre todos os pacientes, de 0,10 a 6,40mV (média de $2,41 \pm 1,80$ mV). Individualmente, considerando as várias posições, as variações foram de 0,10 a 2,40mV (média de $0,82 \pm 0,26$ mV).

A análise do Holter revelou que todos os pacientes tiveram oscilações da frequência de estimulação, durante o período de atividades (Figura 6), atingindo um valor máximo variável de 84 a 138 bpm, para uma frequência basal programada de 50 a 60 bpm.

DISCUSSÃO

Não é recente a utilização da frequência atrial como guia da frequência de estimulação ventricular, ou seja, o conceito da estimulação no modo VDD. Em 1963, nos primórdios da estimulação cardíaca definitiva, Natham a preconizava e inclusive já estava disponível a produção industrial desse sistema¹. Apesar da vantagem hemodinâmica oferecida, que permitia não só a desejada variação de frequência de estimulação cardíaca, com conseqüente variação do débito cardíaco, mas também possibilitava um perfeito enchimento da cavidade ventricular pelo restabelecimento do sincronismo atrioventricular, o método pouco evoluiu dada a foi prejudicado pela deficiente tecnologia da época. A necessidade de toracotomia para aplicação dos eletrodos atriais e a utilização de baterias de mercúrio ainda rudimentares, com pouco tempo de vida útil, num circuito eletrônico de consumo elevado, aumentavam o risco operatório por determinarem reoperações aproximadamente a cada 6 meses para a troca do gerador, por desgaste energético.

No final dos anos 70, o sistema de estimulação foi revivido por Antonioli com a introdução do cabo-eletrodo atrioventricular endocárdico único, em trabalho apresentado no Simpósio de Montreal⁵. Inicialmente confeccionado com eletrodo atrial unipolar, logo foi modificado devido à detecção de interferências, tendo

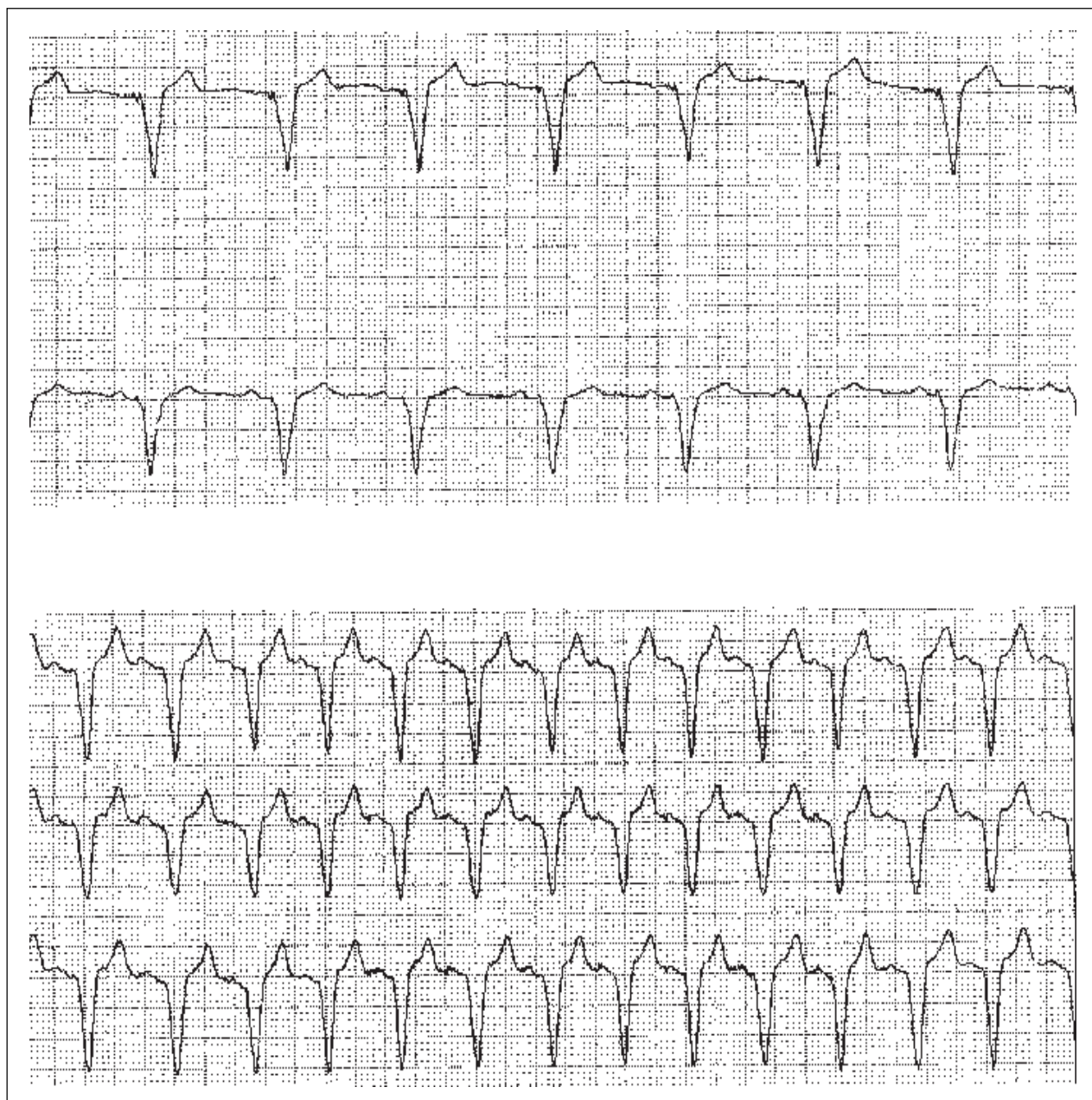


Figura 6 - Registro eletrocardiográfico mostrando sincronismo de contração atrioventricular em repouso e elevação da frequência de estimulação ao esforço, com manutenção do sincronismo AV.

side utilizado então um cabo tripolar com 2 eletrodos atriais para a captação de P e 1 eletrodo distal para a estimulação ventricular unipolar. Atualmente, no átrio só é utilizada a configuração bipolar e no ventrículo, as duas configurações, uni e bipolar.

O conceito de estimulação VDD com cabo eletrodo único foi definitivamente reconhecido em 1991 no "Guidelines for implantation of Cardiac Pacemaker" publicado pelo American College of Cardiology e American Heart Association^{6,7}.

Os candidatos ideais para esse tipo de estimulação são os portadores de BAV avançado ou total, com função sinusal normal. O *flutter* e a fibrilação atrial crônica, assim como a bradicardia sinusal persistente, são contra indicações absolutas.

É conveniente também, mesmo diante de uma função sinusal aparentemente normal, prever o seu potencial futuro, ou seja, considerar que pacientes idosos ou chagásicos, que não atingem frequência sinusal de 110 bpm ao esforço, que têm aumento

do átrio esquerdo, presença de 4º arco na silhueta cardíaca ou lesão valvar mitral, possam apresentar doença sinusal na evolução, comprometendo a estimulação VDD.

Nos pacientes deste estudo, cuja única limitação à entrada no grupo foi a ausência de uma boa reação cronotrópica ao esforço, no período de evolução de até 3 anos, não se observou nenhuma perda da função sinusal. É evidente que tal fato não constitui garantia de que não venham a perdê-la. Entretanto, mesmo que isso venha a ocorrer, esses pacientes foram beneficiados até esse momento, com uma estimulação variável em frequência e mais adequada às diversas atividades por eles exercidas. Assim, a análise do Holter realizado nos mesmos mostrou que nas atividades habituais a estimulação ventricular, programada numa frequência basal de 50 a 60 bpm, elevou-se para 84 a 138 bpm, o que significa um aumento percentual de 68% a 130%.

Essa elevação de frequência, que por si só já traria benefícios hemodinâmicos, foi ainda acompanhada de um sincronismo de contração atrioventricular. Isto põe o sistema de estimulação (VDD) em condições de vantagem não só em relação à estimulação ventricular de demanda (VVI), mas também em relação à estimulação ventricular com resposta de frequência (VVI-R).

Muitos trabalhos, multicêntricos ou não, realizados a curto e a longo prazo do implante, têm mostrado um desempenho satisfatório da estimulação VDD com cabo-eletrodo AV único⁸⁻¹⁰. Apesar disso, procurou-se testar esse desempenho, com exames em que os pacientes tiveram avaliada não só a captação do P, mas também mensurado o valor mínimo e máximo dessa captação nas oito posições corporais programadas. À exceção de uma paciente, cujo sistema mostrou-se inviável já no intra-operatório, os demais revelaram uma elevada porcentagem de captação da P (96,1%), apesar da ampla variabilidade dos valores (de 0,1 a 6,4 mV). A avaliação posterior dessa paciente mostrou que a falha na realidade tinha sido diagnóstica, não se constatando a ocorrência de paradas sinusais, o que possivelmente, levou ao erro de indicação.

Vários trabalhos analisando períodos pós-operatórios de 1 a 5 anos têm demonstrado que o sistema mostra-se estável ao longo do tempo, observando-se perdas de sensado de P de 0,4 a 2,9%^{9,11-12}. Esta incidência pode ser favoravelmente cotejada com estudos de perda de sensibilidade atrial (3,6 a 5,3%) em sistema DDD^{13,14}. Neste tipo de estimulação, em que o eletrodo atrial está em íntimo contato com a parede atrial, há formação de fibrose em torno do mesmo que pode determinar a alteração dos parâmetros de estimulação por deslocar o miocárdio sadio da superfície do eletrodo. No cabo-eletrodo único, em que os eletrodos atriais estão suspensos na cavidade

atrial, imersos na massa sangüínea, a formação de fibrose ao seu redor não altera a distância do mesmo em relação à parede e portanto, não determinaria alterações substanciais na sensibilidade.

A grande vantagem do sistema VDD com cabo único é a possibilidade de obtenção de uma estimulação ventricular variável em frequência e sincrônica com a contração atrial através de uma técnica simples, muito semelhante à da estimulação VVI. Além disso, por empregar apenas um cabo-eletrodo, acaba determinando menor custo e menor tempo de operação, o mesmo acontecendo com o tempo de exposição radiológica. Por não exigir contato ou fixação em parede atrial ficam também reduzidas as arritmias atriais no período intra-operatório e quiçá a incidência da fibrilação atrial no pós-operatório⁹.

A desvantagem da estimulação VDD com cabo único é que, não estimulando o átrio inviabiliza a possibilidade do uso de sensores para resposta de frequência em átrio, condição que pode vir a ser mudada muito em breve, a depender da pesquisa e do desenvolvimento que ocorre hoje com a estimulação atrial por eletrodos de passagem (sistema OLB: Overlapping Biphasic Impulse)^{15,16}.

O fato de neste grupo de pacientes estudados ter sido possível utilizar o sistema sincronizando a estimulação ventricular à contração atrial em 96,7% dos casos (29 em 30 pacientes) e neles, através dos testes de captação de onda P, obter uma confiabilidade de 96,1% (100-N de falhas/ N pacientes . N posições), permite afirmar que os pacientes estão sendo beneficiados com uma estimulação artificial mais fisiológica, eficiente e confiável.

Apesar de nas condições demonstradas o sistema VDD empregado assemelhar-se à estimulação produzida pelo sistema DDD, não se deve indicá-lo como substituto do DDD. Este, estimulando diretamente a parede atrial, permite os modos de estimulação AAI, DDD, AAI-R e DDD-R, ainda inviáveis com o uso do cabo único empregado. Portanto, pacientes com doença sinusal, mesmo que associada a bloqueio atrioventricular, bem como os com bradicardia sinusal e insuficiência cronotrópica ao esforço, não devem receber estimulação VDD, mesmo que o gerador proporcione estimulação VDD.R, já que esta proporcionaria elevação da frequência, mas sem o sincronismo A-V.

A constatação através do RBM de que no Brasil, em cerca de 80% dos casos a estimulação cardíaca utiliza apenas a câmara ventricular revela que um grande contingente de doentes não está recebendo a melhor opção terapêutica possível, já que a câmara atrial está impossibilitada de uso somente em aproximadamente 7% de flutter ou fibrilação atrial. Se desses 7% forem somados outros 10% de doentes com parada sinusal, bloqueio sino-atrial ou bradicardia sinusal

ainda restariam aproximadamente 83% de pacientes com boa função sinusal. São esses pacientes que hoje são alvo dos benefícios da estimulação DDD, podem também ser beneficiados com a estimulação VDD.

Assim, se uma parte do grande número de pacientes tratados no Brasil com estimulação VVI recebesse a estimulação VDD - que neste estudo mostrou eficiência em 96,7% estar-lhes-ia sendo oferecida, inquestionavelmente uma estimulação mais fisiológica, mais eficiente e muito mais próxima da normalidade.

A estimulação VDD não deve substituir a DDD mas, quando puder ser utilizada, substituirá com grande vantagem a VVI e a VVI.R. Portanto, a estimulação VDD deve ter seu uso incrementado nos centros de implante que dão grande preferência à estimulação unicameral ventricular.

Esta prática possibilitaria ampliar o número de pacientes tratados por uma estimulação artificial mais fisiológica, isto é, com resposta de frequência e com sincronismo AV.

CONCLUSÃO

O estudo permite afirmar que:

1. A estimulação VDD com cabo único foi viável na quase totalidade dos casos e com alta confiabilidade.
2. A estimulação VDD possibilitou um significativo e importante aumento da frequência basal aos esforços e manteve o sincronismo AV.
3. É desejável que a estimulação VDD seja incrementada em substituição à VVI e VVI.R para obtenção de uma estimulação artificial mais fisiológica.

Reblampa 78024-237

Andrade J C S. Andrade V S. Albuquerque A O. Bufollo E. Lucchese F A. Oliveira Jr. Z. Rodrigues M M. Salvetti X M. Teles C. Zarza R Q. VDD pacing system with single lead. Reblampa 1999; 12(2): 66-74.

ABSTRACT: The subject of this study to evaluate the efficiency of synchronous single lead VDD stimulation, 30 patients were analysed, 18 female and 12 male, with ages between 43 and 83 years. All of them have normal sinus node, with 2° degree AV block (5 patients) or complete heart block (25 patients). VDD pacemaker with quadripolar single lead were implanted and average time of follow-up after implant was 17.2 ± 8.5 months. We evaluated the reliability of this system by measuring the atrial P wave in 8 different positions and analysing the increase of the heart rate stimulation (Holter). Single lead VDD stimulation was ineffective in only 1 patient (3.3%), on the other hand, was effective and reliable in 96.1% of the patients, with an increase of the heart rate between 68 to 130%, remaining AV synchronism. Single lead VDD stimulation is an efficient and reliable system, which offers rate modulation (sinus node) with AV synchronism, and should be indicated in substitution of VVI and VVIR systems.

DESCRIPTORS: atrioventricular block, single lead, VDD pacemaker.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- 1 Andrade J C S. Editorial. Rebrampa 1988;1(1): 7.
- 2 Siddons H. Sowton E. Cardiac Pacemakers (Charles C. Thomas Publisher - Springfield, Illinois, USA, 1967.).
- 3 Andrade J C S. Marcapassos com biossensores - Rebrampa 1988; 1(1): 32-9.
- 4 Leão M I P. Costa R, Pachón Mateos J C. Galvão Filho S S. Takeda R T. Registro Brasileiro de Marcapassos no ano de 1995: Análise do perfil de pacientes chagásicos e não chagásicos. Departamento de Estimulação Cardíaca Artificial (DECA) da Sociedade Brasileira de Cirurgia Cardiovascular.(SBCCV). Reblampa 1996; 9(2): 75-82.
- 5 Antonioli G E. Grassi G. Baggioni G F. A single P-sensing ventricle stimulating lead driving a VAT generator. In: Mire G-Proceedings of the Sixth World Symposium on Cardiac Pacing. Pace Symposium. Montreal, Canadá, 1979. 34-9.
- 6 Antonioli G E. Stimulation VDD par sonde AV unique: nouvelle mode ou réel besoin? Stimucoeur 1994; 22(4): 281-8.
- 7 Dreifus L S. Fisch C. Griffin J C. Guidelines for implantation of cardiac pacemaker and antiarrhythmia devices. ACC/AHA Task Force Report. Circulation 1991; 84: 455-67.
- 8 Varriale P. Pilla A G. Tekriwal M. Single lead VDD pacing system. PACE 1990; 13: 757-66.
- 9 Curzio G. A multicenter evaluation of a single-pass lead VDD pacing system. PACE 1991; 14: 434-42.
- 10 Nataka Y. Ogura S. Tokano T. et al. VDD pacing with a previously implanted single lead system. PACE 1992; 15(II): 1425-9.
- 11 Antonioli G E. Ansani L. Barbieri D. Guardigli G. Percoco G F. Toselli T. Italian multicenter study on a single lead VDD pacing system using a narrow atrial dipole pacing. PACE 1992; 15 (II): 1890-3.

- 12 Rey J L. Fossati F. Cherai M. Hermida J S. Tribouilloy C. Hugener H. Stimulation ventriculaire synchronisée sur l'oreillette par sond unique. Stimucoeur 1994; 22 (4): 272-80.
- 13 Parsonnet V. Hesselson A B. Harari D C. Long term functional integrity of atrial leads. PACE 1991; 14: 517-21.
- 14 Gross J N. Moser S. Benedek Z. Andrews C. Furman S. DDD pacing mode survival in patients with a dual-chamber pacemaker. J Am Coll Cardiol 1982; 7:1536-41.
- 15 Lucchese F A. Halperin C. Menezes Jr. A S. et al. Estimulação DDD com cabo-eletrodo único usando estimulação atrial bifásica simultânea. Primeiros resultados clínicos. Reblampa 1996; 9 (3):160.
- 16 Lucchese F A. Halperin C. Malinowski K. Taskiran M. Strobel J. Schaldach M. Estimulação cardíaca com eletrodos flutuantes e várias morfologias de pulso. Progress in Biomedical Research 1996; 1(1): 15-21.

NASPE[®] North American Society of
Pacing and Electrophysiology



Fellowships in Cardiac Pacing and Cardiac Electrophysiology

Full year and traveling fellowships
are being offered for academic year
July 1, 2000, through June 30, 2001.

NASPE is pleased to announce the addition
of two new full year fellowships:

The International Fellowship

The Special One-Time Only **NASPE.ORG**
Birthday Research Fellowship

Deadline for application submission:
November 1, 1999

*For information, eligibility, and
applications, please contact:*

NASPE

Natick Executive Park
2 Vision Drive • Natick, MA 01760-2059 USA

Phone: 508-647-0100 • Fax: 508-647-0124
E-mail: info@naspe.org • <http://www.naspe.org>