

Controle de arritmias atriais com período refratário atrial controlado por sensor e mudança automática de modo em pacientes portadores de marcapasso dupla-câmara com sensor de ventilação por minuto

Chu-Pak LAU, Yau-Ting TAI, Ping-Ching FONG, John P. S. LI, Felsa L. W. CHUNG

REBRAMPA 78024-65

LAU, C. P.; TAI, Y. T.; FONG, P. C.; LI, J. P. S.; CHUNG, F. L. W. - Controle de arritmias atriais com período refratário atrial controlado por sensor e mudança automática de modo em pacientes portadores de marcapasso dupla-câmara com sensor de ventilação por minuto. *Rev. Bras. Marcapasso e Arritmia*, 7(2): 62-71, 1994.

RESUMO: Apesar de um longo período refratário atrial pós evento ventricular (PVARP) poder prevenir a ocorrência de taquicardias mediadas pelo marcapasso e também o sincronismo inapropriado com arritmias atriais na estimulação dupla-câmara (DDD) a limitação da frequência máxima será necessariamente comprometida. Testamos a possibilidade de utilizar um marcapasso dupla-câmara com sensor de ventilação por minuto (DDDR) e com capacidade de encurtar o PVARP durante o exercício em 13 pacientes com bradicardia (PVARP em repouso = 463 ± 29 ms) a fim de prevenir a limitação prematura da frequência máxima. O teste de esforço em esteira nos modos DDD e DDDR com este PVARP resultou em frequências máximas de 98 bpm \pm 8 bpm e 142 bpm \pm 3 bpm respectivamente ($P < 0,0001$). Estes resultados foram obtidos graças à incompetência cronotrópica e à limitação da frequência máxima no modo DDD, ambas contornadas pelo uso do sensor. Com a finalidade de simular arritmias atriais, foi aplicada estimulação na parede torácica por 30 segundos, a uma frequência de 250 bpm e com uma sensibilidade atrial unipolar média de 0,82 mV. No modo DDD, ocorreu uma resposta ventricular irregular (as frequências com um PVARP de 280 ms e 463 ms \pm 29 ms foram respectivamente 92 bpm \pm 5 bpm e 66 bpm \pm 3 bpm ($P < 0,0001$). No modo DDDR, com um PVARP de 463 ms \pm 29 ms, ocorreu uma estimulação ventricular regular a 53 bpm \pm 2 bpm, devida à mudança de modo para VVIR, na presença de eventos repetitivos captados dentro do PVARP. Um paciente desenvolveu fibrilação atrial espontânea durante o seguimento, que foi corretamente identificada pelo algoritmo do marcapasso, resultando na mudança de modo de DDDR para VVIR e na preservação da resposta em frequência. Em conclusão, o PVARP controlado pelo sensor permite a utilização de um PVARP mais longo durante o repouso, sem comprometer a frequência máxima durante o exercício. Adicionalmente, ao oferecer em proteção contra condução retrógrada, o PVARP longo e a mudança automática de modo também limitam a frequência durante as arritmias atriais, permitindo uma resposta ventricular de acordo com a demanda fisiológica.

DESCRITORES: arritmias atriais, taquicardias mediadas pelo marcapasso, estimulação dupla-câmara com resposta em frequência, sensores.

INTRODUÇÃO

Já é bastante conhecido o fato da estimulação DDD promover uma melhora na hemodinâmica e na sintomatologia dos pacientes bradicárdicos^{13,25}. Um

dos problemas associados a este modo de estimulação é a taquicardia mediada pelo marcapasso⁵, que pode resultar tanto da captação de ondas P conduzidas retrogradamente, como da captação de taquiarritmias

Trabalho elaborado na Divisão de Cardiologia, do Departamento de Medicina, Universidade de Hong Kong, Queen Mary Hospital, Hong Kong. Endereço para correspondência: Dr. C. P. Lau, Senior Lecturer in Cardiology, Department of Medicine, Queen Mary Hospital, Pokfulam Road, Hong Kong. Fax: (852) 855-1143.

Recebido em 09/1993 e publicado em 08/1994.

atrias. Um grande número de recursos tem sido usado para prevenir a condução retrógrada, como a extensão automática do período refratário atrial após uma extrassístole ventricular (PVARP)¹⁹. Outro recurso seria uma programação de modos de estimulação que não sintam o átrio. Na presença de taquiarritmias atriais, respostas ventriculares rápidas podem ser prevenidas pela limitação da frequência máxima; ainda assim pode persistir um ritmo irregular^{6,12,20}. Uma solução comum para ambos problemas pode ser a programação criteriosa do PVARP⁹. Taquicardias por reentrada eletrônica podem ser prevenidas pela utilização de modos de estimulação que não sintam o átrio, mas que variem a frequência ventricular através de um sensor (VVIR)^{14,26}. Entretanto, trabalhos recentes têm sugerido que o sincronismo atrioventricular (AV), propiciado pelo modo DDD, pode ser importante em baixos níveis de exercício e durante o repouso¹⁸, melhorando também a função cardiopulmonar durante o exercício, quando comparado com a estimulação VVIR¹¹. A estimulação DDDR permite o sincronismo AV e a resposta em frequência, mas como o gerador opera no modo DDD, é ainda susceptível a desenvolver taquicardias por reentrada eletrônica¹⁷. As arritmias atriais ocorrem em 4% a 10% dos pacientes com estimulação DDD⁷, podendo resultar em uma resposta ventricular rápida, devida ao sincronismo com esses ritmos atriais.

Taquicardias mediadas pelo marcapasso podem ser consideradas como inapropriadas para uma condição fisiológica¹³ e o uso de um sensor para determinar a frequência fisiológica pode, teoricamente, prevenir tais taquicardias. Esta investigação tem por fim estudar a possibilidade de utilizar o sensor de ventilação por minuto como uma forma de controlar as taquicardias mediadas pelo marcapasso em um gerador DDDR.

DESCRIÇÃO DO GERADOR

O gerador DDDR (META DDDR, modelo 1250H, Teletronics Pacing Systems, Denver, CO, USA) utiliza a captação do volume-minuto para adaptação de frequência. É um gerador bipolar, com configuração de sensibilidade e estimulação unipolar ou bipolar, independentemente programáveis. A ventilação por minuto é medida pelo princípio da impedância transtorácica^{15,23,24}. Chamamos de linha de base a ventilação produzida em condições de repouso. O nível medido da linha de base da ventilação por minuto é atualizado continuamente por um registrador de média móvel, contra o qual mudanças do valor da ventilação são comparados. O fator de resposta em frequência (RRF), ou a curva de resposta, converte a mudança na ventilação por minuto em variação da frequência.

Intervalo Indicado pelo Sensor Metabólico

Este é o intervalo de estimulação definido pelo

sensor de ventilação por minuto. No repouso e durante exercício máximo, o intervalo indicado pelo sensor metabólico (MIRI) é igual aos intervalos máximo e mínimo, respectivamente. O MIRI determina o intervalo de estimulação durante o exercício.

Intervalo AV e PVARP Controlados pelo Sensor

No modo DDDR, o intervalo AV diminui durante o exercício, de acordo com o sensor. O intervalo AV é igual à soma de um valor fixo, 80 ms (short) ou 100 ms (long), mais 1/16 do MIRI. O intervalo AV sempre diminui com o aumento da frequência. O valor do PVARP básico deve ser programado para o gerador

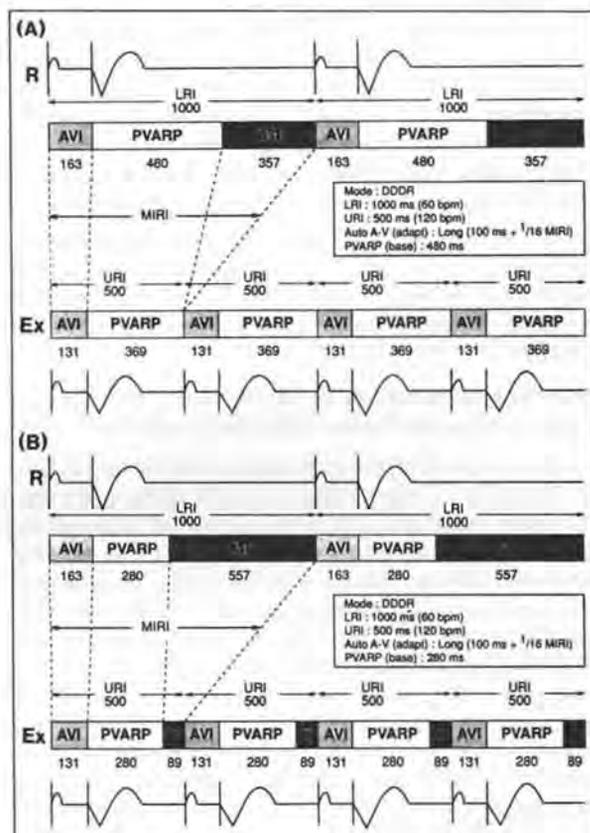


Figura 1 - Representação esquemática da adaptação do intervalo atrioventricular (AVI) e do período refratário atrial pós evento ventricular (PVARP) no META DDDR (Teletronics Pacing Systems) em diversos PVARP's básicos durante o exercício. O intervalo da frequência básica (LRI) e o da frequência máxima são 1000 e 500 ms, respectivamente, com o intervalo AV automático (auto AV) programado em "long". (A) PVARP(base) = 480 ms. No repouso, o LRI é igual à soma do AVI, PVARP e o intervalo de sincronismo atrial (ATI). No pico do exercício (EX), o ATI desaparece e o AVI e o PVARP encurtam, de modo que o URI é igual à soma do AVI e do PVARP nessa frequência. (B) PVARP(base) = 280 ms. No repouso, o LRI ainda diminui de acordo com o intervalo indicado pelo sensor metabólico (MIRI). Entretanto, o PVARP não diminui e a soma do PVARP mais o AVI no EX ainda é menor que o URI programada. Assim, um curto ATI ainda persiste no URI. R = repouso. Todos os intervalos em ms.

estimulando na frequência mínima (Figura 1A). Assim, um intervalo de sincronismo atrial (ATI) é armado após o PVARP na frequência mínima, se a soma do PVARP e do intervalo AV (AVI) for menor que o intervalo na frequência mínima. Se um PVARP relativamente longo for programado, o valor do PVARP irá diminuir até um valor mínimo na frequência máxima. O ATI irá desaparecer nessa frequência. Estimulação AV sequencial irá ocorrer na frequência máxima se a frequência indicada pelo sensor for maior que a atrial. Se o intervalo PP for menor que o intervalo da frequência máxima, a onda P cairá dentro do PVARP e iniciará a mudança de modo.

Quando um PVARP básico relativamente curto e uma baixa frequência máxima são programados (Figura 1B), o PVARP não diminui muito e a frequência máxima não fica comprometida pelo PVARP curto. Haverá ainda um ATI curto na frequência máxima, permitindo a captação de ondas P fora do PVARP (Figura 1B). A resposta ventricular será, entretanto, controlada pela frequência máxima programada.

Adicionalmente ao PVARP e ao intervalo AV programáveis, existe um período refratário de 100 ms, a partir do início do PVARP. Nesse intervalo não ocorrerá captação de onda P nos modos DDD ou DDDR.

Mudança Automática de Modo como Resposta a Taquicardias Mediadas pelo Marcapasso

No modo DDDR, a atividade atrial é monitorada continuamente, mesmo dentro do PVARP. A resposta do marcapasso a taquicardias mediadas pelo marcapasso envolve a mudança de DDDR para VVIR, durante altas frequências atriais inapropriadas. Sucessivos eventos atriais ocorrendo dentro do período refratário atrial total (AVI + PVARP) iniciam a resposta em VVIR. Na presença de condução retrógrada (reconhecida pelo marcapasso como oito eventos consecutivos sentidos dentro do PVARP), o gerador voltará à operar no modo DDDR após uma extensão do intervalo VA de 240 ms. Toda vez que uma onda P é sentida dentro do PVARP ocorre a mudança de modo. Entretanto, a fim de prevenir excessivas mudanças de modo, é necessário um certo número de ciclos sem ondas P dentro do PVARP para que o gerador volte a DDDR. Se uma ou duas ondas P ocorrerem dentro do PVARP, o mesmo número de PVARP "vazios" será necessário para que o gerador mude para DDDR, caso contrário são necessários três batimentos. No modo DDD existe um comportamento semelhante, porém o intervalo de detecção é de apenas 2 ms após o final do período refratário absoluto sendo, portanto, pouco usual a mudança de modo nesse caso.

Comportamento na Frequência Máxima no Modo DDDR

Quando o MIRI é mais curto que o intervalo PP, ocorre a estimulação AV sequencial na frequência

máxima. Entretanto, se o intervalo PP for mais curto, dois tipos de resposta podem ocorrer, dependendo da presença ou ausência do ATI no intervalo da frequência máxima. Na ausência do ATI, a onda P cairá dentro do PVARP, iniciando a mudança automática de modo e a estimulação em VVIR na frequência máxima (Figura 1A). No caso da onda P cair dentro do ATI, ocorrerá o sincronismo AV, porém a resposta ventricular responderá a frequência máxima programada (Figura 1B).

PACIENTES E MÉTODOS

Treze pacientes com bradicardia foram incluídos neste estudo, sendo dez pacientes com bloqueio AV total e três com doença sino-atrial. A média de idade foi 67 ± 3 (46-80) anos. Todos foram informados e concordaram em participar do estudo, que foi realizado pelo menos 4 meses após o implante. O estudo teve por objetivo comprovar a efetividade do sensor de ventilação por minuto em encurtar o PVARP durante o exercício e verificar a eficácia do algoritmo em detectar e responder a arritmias atriais. O protocolo foi aprovado pelo Comitê de Ética da Universidade de Hong Kong.

Programação do Marcapasso

Para este estudo, as respostas em DDDR e DDD foram comparadas. No modo DDDR, a frequência mínima e máxima foram 55 e 150 bpm, respectivamente. O RRF foi determinado preliminarmente por um teste ergométrico em esteira, no modo VVI.

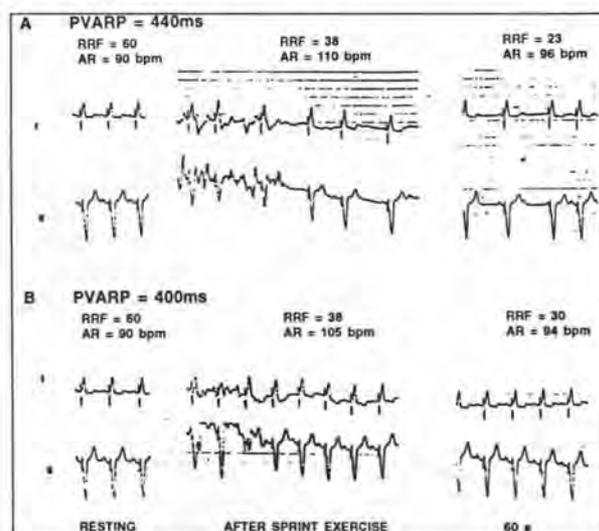


Figura 2 - Determinação do PVARP básico, utilizando o teste de corrida de 15 segundos em um paciente. (A) Com um PVARP de 440 ms, a dissociação atrioventricular (AV) ocorre durante e imediatamente após o exercício, pois o encurtamento do período refratário atrial pós-evento ventricular (PVARP) ocorre após a rápida subida da frequência sinusal. (B) Uma repetição do teste de esforço com o PVARP mais curto (400 ms). Isto permite o sincronismo com o ritmo sinusal durante e após o exercício.

Utilizando-se este RRF como curva de resposta em frequência, a frequência de estimulação atingirá seu valor máximo no pico do exercício¹⁵. De um total de 60 curvas de resposta disponíveis, foi utilizada uma curva média de 19 (faixa de 15 - 23). Como o intervalo AV varia com o MIRI, o auto AV (adapt) "long" foi escolhido.

O PVARP de base foi determinado através de uma corrida de 15 segundos (pulando no mesmo lugar) no modo DDDR (Figura 2). Esse exercício aumentou a frequência atrial rapidamente e o PVARP utilizado foi o intervalo mais longo, capaz de manter condução AV 1:1 durante o exercício. O PVARP foi aumentado desde 280 ms, em intervalos de 40 ms, até ocorrer a dissociação AV. O RRF e a frequência de P foram medidos a cada 15 segundos. O número de batimentos ventriculares dissociados foi contado.

No modo DDD, foi utilizada uma frequência mínima de 50 bpm. Como o PVARP básico programado foi o mesmo do DDDR, a resposta ventricular foi consideravelmente baixa. Foi programado um intervalo AV de 140 ms, em todos os pacientes.

Teste Pareado de Esforço em Esteira

Testes de esforço utilizando o protocolo de Bruce modificado foram realizados nos modos DDD e DDDR². A ordem dos testes foi aleatória e separada por períodos de descanso de 1 hora. O paciente e o médico que supervisionava o teste não eram informados sobre a ordem dos modos de estimulação. Durante o teste, os eletrocardiogramas foram monitorados continuamente. A duração e a indicação do término do exercício foram anotadas.

Resposta à Estimulação Torácica

A fim de simular episódios espontâneos de taquiarritmias atriais, a parede torácica foi estimulada a uma frequência de 250 bpm (com uma largura de pulso de 2 ms), utilizando um marcapasso atrial temporário (gerador Medtronic 5320, Medtronic Inc., Minneapolis, MN, USA) de acordo com técnica já descrita anteriormente²¹. Esta frequência foi escolhida porque o período de amostragem de ruído do marcapasso em frequências tão elevadas poderia resultar em estimulação no modo de interferência. A saída do marcapasso e a posição do par de eletrodos de estimulação torácica foi otimizada para que o sincronismo ventricular ocorresse no modo DDD, com uma sensibilidade atrial entre 0,7 e 1 mV e um PVARP de 280 ms. Foi utilizada uma sensibilidade ventricular de 2 mV, a fim de garantir que gerador não fosse inibido pela estimulação externa. A estimulação foi mantida por 30 segundos, sendo gravados continuamente os eletrocardiogramas durante a estimulação. O teste foi realizado nos modos DDD e DDDR, aleatoriamente, com o PVARP determinado anteriormente.

Estatísticas

Foram realizadas comparações pareadas da frequência de estimulação, duração do exercício e intervalo AV durante o exercício, nos modos DDD e DDDR, utilizando o teste t de Student. Foi efetuada a análise da variância entre a média das frequências ventriculares durante a estimulação torácica nas três programações estudadas. Os resultados foram expressos em média \pm desvio padrão. Um valor de $p < 0,05$ foi considerado estatisticamente significativo.

RESULTADOS

Programando o PVARP básico

As mudanças da velocidade e magnitude da frequência sinusal e da RRF durante o exercício foram resumidas na Tabela I. A frequência sinusal aumentou dentro de $13,8 \pm 7,1$ segundos após exercício, enquanto que as mudanças do RRF ocorreram depois (51 ± 8 s, $p < 0,001$). Um aumento no número de ciclos de estimulação AV dissociadas foi observado com o uso do PVARP mais longo no repouso. Foi observada uma estimulação ventricular com condução 1:1 em todos os pacientes no modo DDDR, com PVARP programado para o exercício de corrida (463 ± 29 ms).

Teste Pareado em Esteira

Dois pacientes permaneceram em ritmo sinusal durante o exercício nos modos DDD e DDDR e foram excluídos desta parte da análise. A Tabela II

TABELA I
RESULTADOS DO TEMPO PARA A MÁXIMA FREQUÊNCIA SINUSAL E O MÍNIMO FATOR DE RESPOSTA EM FREQUÊNCIA DURANTE O EXERCÍCIO

Frequência Sinusal	
Repouso	82 \pm 5 Bpm
Pico	96 \pm 2 Bpm
Tempo até o Pico	13,8 \pm 7,1 s
Fator de Resposta em Frequência	
Repouso	60 unidades
Pico	32 \pm 1 unid.
Tempo até o pico	51 \pm 8 s
Número de Batimentos Ventriculares Dissociados com PVARP's Maiores que o Programado	
+ 40 ms	15 \pm 4 (10 pacientes)
+ 80 ms	44 \pm 10 (9 pacientes)
+120 ms	78 \pm 11 (6 pacientes)

O tempo de referência foi o fim do exercício. A mediana do RRF programado foi 19. O mínimo valor do RRF medido por telemetria durante o exercício reflete a máxima mudança na ventilação por minuto.

TABELA II
RESULTADOS DO TESTE DE ESFORÇO PAREADO
EM 11 PACIENTES

	DDD	DDDR	P
<i>Repouso</i>			
Frequência Mínima (ppm)	50	50	-
Frequência Máxima (ppm)	102 ± 2	150	-
PVARP (ms)	449 ± 30	463 ± 29	NS
AVI (ms)	140	140	NS
<i>Pico do Exercício</i>			
Frequência Máxima (ppm)	98 ± 8	142 ± 3	<0,0001
AVI (ms)	138 ± 2	103 ± 4	<0,0001
Duração do Exercício	10,7 ± 1,1	19,2 ± 1,3	< 0,01

AVI = intervalo AV

PVARP = período refratário atrial pós evento ventricular

mostra os resultados do teste de exercício pareado. Durante o exercício no modo DDD, 5/11 pacientes (todos com bloqueio AV completo) desenvolveram uma resposta no marcapasso, resultando em bloqueio AV 2:1 ou Wenckebach, devido ao longo PVARP utilizado. Três dos onze pacientes (dois com bloqueio AV total e um com doença do nó sinusal) tiveram resposta sinusal inadequada (< 100 bpm) no

pico de exercício e apresentaram sincronismo AV 1:1 durante todo o exercício. Os pacientes restantes com PVARP de 280 ms apresentaram sincronismo com ritmo sinusal normal. No modo DDDR, mesmo com PVARP longo, o exercício foi associado a uma frequência máxima maior, sem limitação do sincronismo AV. Todos os pacientes, exceto um, permaneceram mais tempo em exercício no modo DDDR.

Resposta à Estimulação Torácica

A sensibilidade média atrial utilizada foi de $0,82 \pm 0,05$ mV. Uma resposta ventricular predominantemente deflagrada pela estimulação ocorreu durante a estimulação torácica em todos os pacientes. A resposta foi irregular no modo DDD, apesar da frequência média ser menor com o PVARP de 463 ± 29 ms, quando comparada com o PVARP padrão de 280 ms (66 ± 3 vs 92 ± 5 ppm, respectivamente, $p < 0,0001$) (Figura 3). Apesar da presença da janela de 2 ms para a mudança automática de modo, essa reversão não foi observada de maneira significativa no modo DDD, dentro dos 30 segundos de estimulação. Com a estimulação DDDR e o PVARP mais longo, foi observada reversão para VVIR em todos os pacientes com uma frequência média de 53 ± 2 bpm (Figura 4).

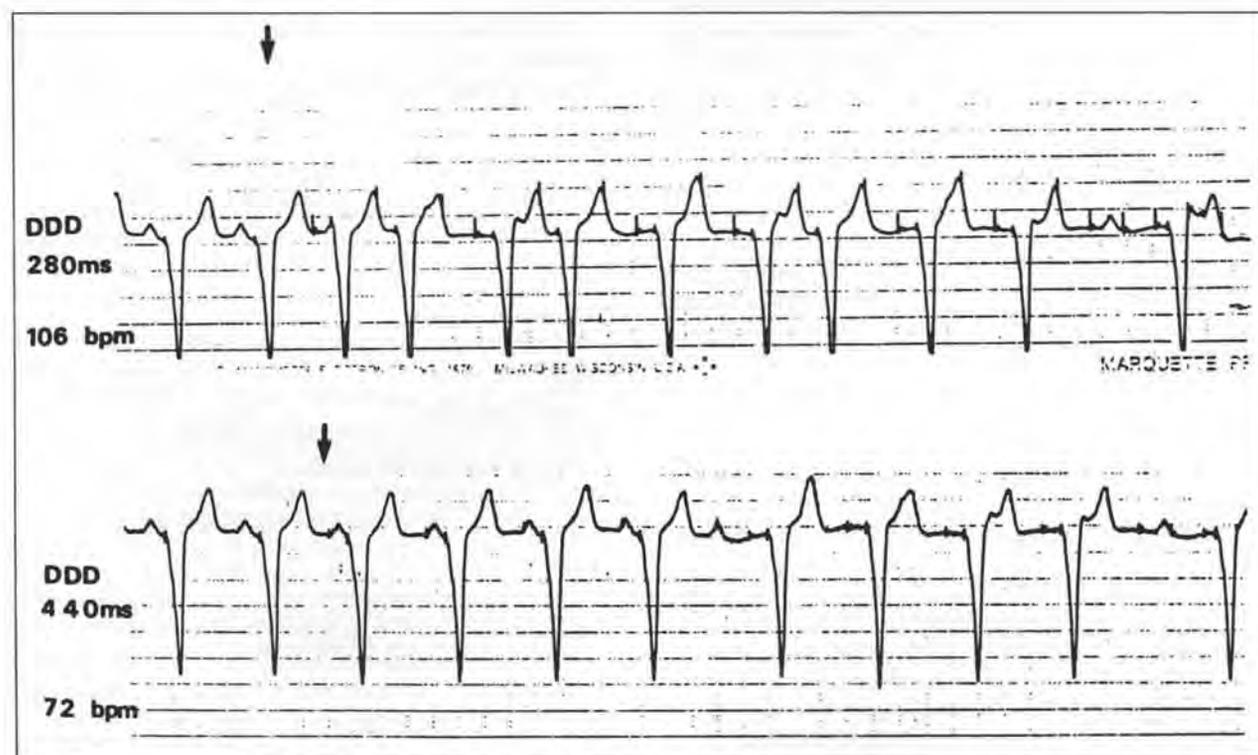


Figura 3 - Resposta à estimulação torácica (setas) no modo DDD. Espículas de estimulações a 250 ppm simulam arritmias atriais e resultam em frequências de estimulação ventricular irregulares de 106 e 72 bpm, com um período refratário atrial pós evento ventricular de 280 - 440 ms respectivamente. Outro parâmetro do marcapasso: sensibilidade atrial 0,7 mV, frequência mínima de 55 ppm.

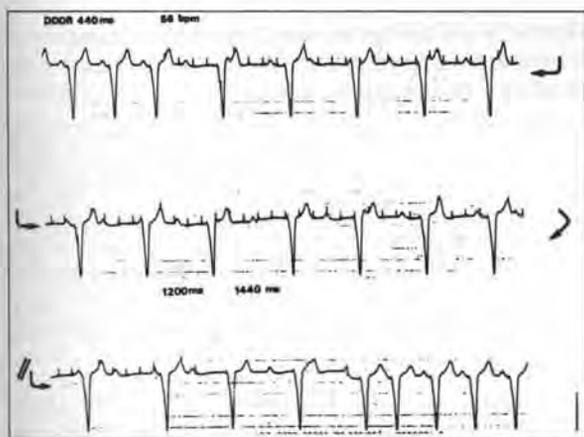


Figura 4 - Efeitos da estimulação torácica no modo DDDR. A reversão para estimulação ventricular na frequência determinada pela ventilação por minuto ocorre com o início da estimulação. Isto é notado pela extensão de 240 ms no ciclo de estimulação, a cada oito intervalos. Com a parada da estimulação ocorre a reversão espontânea para DDDR (traçado inferior). Notar a regularidade da estimulação ventricular durante a mudança de modo.

Fibrilação Atrial Espontânea

Um paciente com bloqueio AV total desenvolveu fibrilação atrial crônica depois de 12 meses de acompanhamento. O paciente estava assintomático e o distúrbio de ritmo foi identificado durante uma consulta de rotina. O eletrocardiograma revelou mudança automática de modo para VVIR, com apropriada resposta em frequência durante exercício (Figura 5). Este paciente foi deixado no modo DDD e a operação no modo DDDR foi restabelecida uma semana depois que o paciente voltou ao seu ritmo sinusal.

DISCUSSÃO

Principais Observações

Os resultados do presente estudo mostraram

que sensor de ventilação por minuto pode ser utilizado para determinar o intervalo AV e o PVARP. Esse método permite a programação de um longo período refratário atrial total no repouso, sem comprometer a frequência máxima durante o exercício. Isto, somado à mudança automática de modo para estimulação VVIR durante fibrilação atrial, pode prevenir a resposta ventricular rápida e irregular durante arritmias atriais. Neste estudo, um atraso na resposta foi observado na velocidade que o PVARP era diminuído durante o exercício, o que pode limitar a duração do PVARP utilizado no exercício. A programação criteriosa durante o exercício foi necessária a fim de otimizar este intervalo. Um PVARP longo, clinicamente útil no repouso, foi possível com o presente sistema DDDR, baseado no sensor de ventilação por minuto. A correta mudança de modo foi documentada em um paciente que desenvolveu fibrilação atrial.

Ajuste do PVARP Básico e do Intervalo AV

Para evitar a dissociação AV durante a taquicardia sinusal, o período refratário atrial total deve ser encurtado com a velocidade apropriada. A duração do intervalo AV e do PVARP em repouso dependem então dos seguintes fatores: 1) da frequência de encurtamento do intervalo PP durante o exercício que, por sua vez, depende do tipo de exercício e do grau de incompetência cronotrópica; 2) da rapidez com que o sensor pode detectar o exercício e encurtar o intervalo AV e o PVARP apropriadamente. Como o intervalo AV utilizado foi idêntico em todos os pacientes, o período refratário atrial de base foi primeiramente dependente do PVARP programado. A velocidade de mudança com a ventilação por minuto é mediana¹⁶ e pode estar relacionada com o algoritmo utilizado para calcular a média das mudanças na ventilação por minuto. Na versão atual do META DDDR, o fator de resposta em frequência

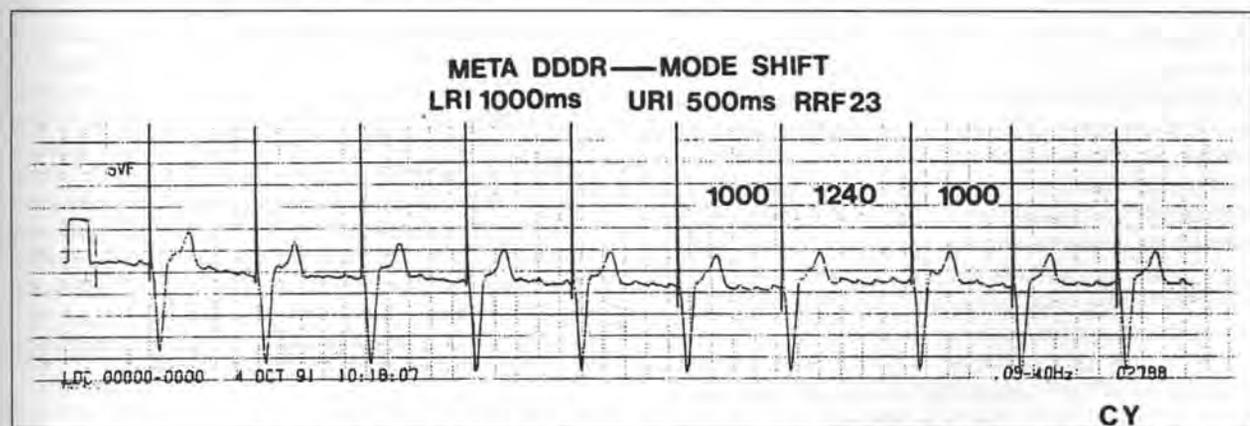


Figura 5 - Eletrocardiograma selecionado do paciente portador do META DDDR que desenvolveu fibrilação atrial espontânea. A correta reversão para VVIR foi verificada, como se pode notar pela extensão de 240 ms no ciclo de estimulação.

foi alterado de curvo para linear. Isto aumentou a velocidade da variação de frequência com as mudanças na ventilação por minuto. Entretanto, o tempo para atingir a mínima RRF durante exercício foi 51 ± 8 s. O RRF pode não refletir acuradamente a mudança da ventilação por minuto, mas fornece uma informação indireta do tempo em que a ventilação por minuto atingiria seu máximo durante o exercício. Muitos desses atrasos podem ser atribuídos a fatores que interferem na respiração durante a corrida. Esse teste representa então a pior condição e pode definir o PVARP básico a ser programado, com o intervalo AV utilizado neste estudo. O PVARP relativamente longo aqui alcançado foi relacionado com a presença de incompetência cronotrópica neste grupo de pacientes. O PVARP seguro a ser programado, sem incorrer no risco de dissociação AV em pacientes com ritmo sinusal normal, poderia ser significativamente mais curto e necessitaria ser ajustado individualmente.

Comparação entre o DDD e DDDR Durante Exercício

O objetivo do exercício no modo DDD foi fornecer uma comparação do que poderia ter ocorrido se o sensor não encurtasse o PVARP e o intervalo AV. Então, o encurtamento do intervalo AV pode ser observado no pico do exercício. A capacidade do algoritmo de encurtar o PVARP ficou evidenciada pela não diminuição da frequência máxima, o que poderia ter ocorrido em 5/11 pacientes. A despeito do uso do mesmo PVARP no modo DDD, o uso do sensor para encurtar o PVARP durante o exercício não comprometeu a frequência máxima programada.

Não foi propósito deste estudo comparar as diferenças hemodinâmicas entre a estimulação DDD e DDDR, o que já foi demonstrado na literatura^{9,11,28-9}. Uma melhora significativa na tolerância ao exercício máximo foi observada no modo DDDR, quando comparada ao modo DDD. Embora a duração de exercício não possa ser considerada um bom indicador das diferenças entre os modos de estimulação¹, a grande diferença (aproximadamente 9 minutos) na tolerância ao exercício entre DDD e DDDR foi altamente significativa. A diferença observada foi provavelmente multifatorial. Relaciona-se, em parte, ao longo PVARP, necessário ao objetivo deste estudo. A frequência máxima foi limitada em alguns pacientes no modo DDD, tendo sido evitada pelo fato do sensor encurtar o PVARP. Nos três pacientes com incompetência cronotrópica, a tolerância ao exercício foi uniformemente melhor nos pacientes em DDDR. À luz dos recentes estudos^{22,27}, acreditamos que a capacidade de encurtar automaticamente o intervalo AV no modo DDDR também pode ter contribuído para a melhor performance observada nesse modo.

Controle de Arritmias em Geradores Dupla-Câmara pelo Longo PVARP em Repouso e Mudança Automática de Modo

Foi demonstrado que, utilizando o sensor para encurtar o PVARP, um longo PVARP pode ser usado no repouso, sem comprometer a frequência máxima desejada. Isto leva indiretamente a um longo período refratário atrial total. Com isto, aquelas arritmias atriais acima de uma certa frequência (ao redor de 100 bpm em nossos pacientes) cairá dentro do PVARP, será diagnosticada como taquicardia atrial e a mudança de modo será acionada.

Neste estudo, utilizamos estimulação torácica para simular uma arritmia atrial. A detecção apropriada de um impulso atrial caótico foi observada no modo DDDR, que reverteu para estimulação VVIR. A reversão para o modo DDDR ocorreu ao término da estimulação torácica. Esta reversão de modo para estimulação VVIR durante arritmia atrial simulada mostrou a capacidade de prevenir a resposta ventricular irregular e rápida, como acontece no modo DDD. Isto é de significativa importância clínica, visto que a fibrilação atrial ocorre em 4% a 10% dos pacientes com estimulação DDD⁷, que respondem às interferências com o modo de reversão ou com uma resposta ventricular rápida e irregular, dependendo da sensibilidade atrial programada. O modo de reversão não é estritamente o modo VVIR, mas o modo VDIR, visto que os eventos atriais são continuamente monitorados após a mudança de modo.

Implicações Clínicas

Os geradores DDD disponíveis podem ser ideais para pacientes com bloqueio AV e função sinusal normal. Em pacientes com doença do nó sinusal associada, o átrio pode não ser confiável devido à incompetência cronotrópica ou às taquicardias atriais paroxísticas. A estimulação DDDR pode mascarar a incompetência cronotrópica nesses pacientes. Nosso estudo também documentou que o uso do sensor para comparar a frequência sinusal com a frequência indicada por este pode detectar a presença de arritmias atriais patológicas e reverter para VVIR nessas condições. Esta característica permite o uso de geradores DDDR em pacientes com arritmias atriais paroxísticas que, de outra forma, poderiam limitar o uso da estimulação DDD convencional. O uso do sensor para o encurtamento do PVARP permite que um longo PVARP seja usado no repouso, proporcionando proteção adicional contra arritmias atriais. Isto pode ser conseguido sem comprometer a frequência máxima desejada. A utilização clínica dessa abordagem foi documentada em um de nossos pacientes, que desenvolveu fibrilação atrial espontânea, e também em vários outros reportados na literatura^{4,10,30}.

Limitações Potenciais

O uso da ventilação por minuto para determinar o PVARP é uma das primeiras tentativas de evitar

taquicardias mediadas pelo marcapasso e problemas podem advir desse dispositivo. As mudanças transitórias de modo durante atividade atrial ectópica, por exemplo, ocorrendo dentro do PVARP, podem levar à dissociação AV e à potencial síndrome do marcapasso em alguns pacientes^{4,10,30}. Não observamos qualquer complicação em nossos pacientes, particularmente devida à incompetência cronotrópica em alguns, e ao fato de ajustarmos criteriosamente o PVARP básico através de exercício, ao invés do PVARP básico arbitrário utilizado nos primeiros estudos. De fato, o PVARP que usamos naqueles estudos era superior a 400 ms e uma margem de segurança muito maior pode ser possível com o uso de um PVARP mais curto e, ainda assim, oferecer proteção contra condução retrógrada. Adicionalmente, esse problema pode ser reduzido utilizando-se o algoritmo de contagem atrial; dessa forma, a atividade atrial dentro do PVARP só induzirá mudança de modo se for repetitiva. A condução ventrículo-atrial é dinâmica e depende da postura e do exercício³. Sua implicação clínica, contudo, ainda é obscura. Existe a possibilidade que a condução retrógrada possa aumentar em alguns pacientes durante o exercício. Assim, uma melhor avaliação será necessária para observarmos a eficácia clínica desse algoritmo no controle da condução retrógrada. Um longo PVARP utilizado neste estudo só foi possível devido à presença de incompetência cronotrópica em alguns de nossos pacientes. Em pacientes com um PVARP longo pode haver dissociação AV, em conjunção com uma frequência relativamente baixa,

indicada pelo sensor, a menos que o PVARP seja criteriosamente ajustado através do teste de esforço. Talvez o uso de um sensor que responda mais rapidamente e acelere o encurtamento do PVARP possa prevenir alguns dos problemas potenciais.

Futuros Desenvolvimentos

A captação dentro do PVARP é usada primordialmente para diagnosticar uma arritmia atrial e a freqüente mudança automática de modo pode ocorrer na presença de extrassístoles atriais. Para contornar esse problema, é possível utilizar simplesmente um critério de frequência para a mudança de modo, independente do PVARP. Outros métodos para diagnosticar taquicardias supraventriculares, como a mudança súbita de frequência, utilizada em alguns sistemas anti-taquicardia, podem melhorar a acurácia no diagnóstico de ritmos atriais anormais.

CONCLUSÕES

O uso do sensor de ventilação por minuto em um sistema DDDR possibilita: (1) encurtar apropriadamente o PVARP e o intervalo AV durante o exercício; (2) utilizar um PVARP longo no repouso sem comprometer a frequência máxima; (3) detectar e responder apropriadamente às arritmias atriais pela mudança para o modo VVIR; e (4) aumentar a capacidade de exercício sobre o modo DDDR, em pacientes com incompetência cronotrópica, e naqueles onde a frequência máxima é limitada, em função das arritmias mediadas pelo marcapasso.

LAU, C. P.; TAI, Y. T.; FONG, P. C.; LI, J. P. S.; CHUNG, F. L. W. - Atrial arrhythmia management with sensor controlled atrial refractory period and automatic mode switching in patients with minute ventilation sensing dual chamber rate adaptive pacemakers. *Rev. Bras. Marcapasso e Arritmia*, 7(2): 62-71, 1994.

ABSTRACT: Although a long postventricular atrial refractory period (PVARP) may prevent the occurrence of pacemaker mediated tachycardias and inadvertent tracking of atrial arrhythmias in dual chamber (DDD) pacing, the maximum upper rate will necessarily be compromised. We tested the feasibility of using minute ventilation sensing in a dual chamber rate adaptive pacemaker (DDDR) to shorten the PVARP during exercise in 13 patients with bradycardias (resting PVARP = 463 ± 29 msec) to avoid premature upper rate behavior. Graded treadmill exercise tests in the DDD and DDDR modes at this PVARP resulted in maximum ventricular rates of 98 ± 8 and 142 ± 3 beats/min, respectively ($P < 0,0001$), due to chronotropic incompetence and upper rate limitation in the DDD mode, both circumvented with the use of sensor. In order to simulate atrial arrhythmias, chest wall stimulation was applied for 30 seconds at a rate of 250 beats/min at a mean unipolar atrial sensitivity of 0,82 mV. Irregular ventricular responses occurred in the DDD mode (the rates at a PVARP of 280 and 463 ± 29 msec were, respectively 92 ± 5 and 66 ± 3 msec; $P < 0,0001$). In the DDDR mode at a PVARP of 463 ± 29 msec, regular ventricular pacing at 53 ± 2 beats/min occurred due to mode switching to VVIR mode in the presence of repetitive sensed atrial events within the PVARP. One patient developed spontaneous atrial fibrillation on follow-up, which was correctly identified by the pacemaker algorithm, resulting in mode switch from DDDR to regular VVIR pacing and preservation of rate response. In conclusion, sensor controlled PVARP allows a long PVARP to be used at rest without limiting the maximum rate during exercise. In addition, to offer protection against retrograde conduction, a long PVARP and mode switching also limit the rate during atrial arrhythmias and allow regular ventricular rate responses according to the physiological demands.

DESCRIPTORS: atrial arrhythmias, pacemaker mediated tachycardias, rate responsive dual chamber pacing, sensors.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- 1 BAROLD, S. S.; FALKOFF, M. D.; ONG, L. S. et al. - Function and electrocardiography of DDD pacing. In: BAROLD, S. S. ed. - *Modern Cardiac Pacing*. M. Kisco, NY, Futura Publishing Co., 1985. p. 645-76.
- 2 BRUCE, R. A. - Exercise testing of patients with coronary artery disease. Principles and normal standards for evaluation. *Ann. Clin. Res.*, 3: 323-32, 1972.
- 3 CAZEU, S.; DAUBERT, C.; MABO, P. et al. - Dynamic electrophysiology of ventriculoatrial conduction: Implications for DDD and DDDR pacing. *PACE*, 13: 1646-55, 1990.
- 4 DAVIS, M.; PITNEY, M.; MAY, C. - Automatic mode switching and program selection in a rate adaptive dual chamber pacemaker. *PACE*, 14: 14, 664, 1991. [Abstract].
- 5 FURMAN, S. - Arrhythmias of dual chamber pacemakers. *PACE*, 5: 469-70, 1982.
- 6 GREENSPON, A. J.; GREENBERG, R. M.; FRANKE, W. S. - Tracking of atrial flutter during DDD pacing: another form of pacemaker-mediated tachycardia. *PACE*, 7: 955-60, 1984.
- 7 GROSS, J.; MOSER, S.; BENEDEK, M. et al. - Clinical predictors and natural history of atrial fibrillation in patients with DDD pacemakers. *PACE*, 13: 1828-31, 1990.
- 8 HAYES, D. L.; HOLMES JR., D. R.; VLIETSTRA, R. E. et al. - Changing experience with dual chamber (DDD) pacemakers. *J. Am. Coll. Cardiol.*, 4: 556-9, 1984.
- 9 HIGANO, S.; HAYES, D. - Hemodynamic importance of atrioventricular synchrony during low levels of exercise. *RBM*, 12: 35, 1990. [Abstract].
- 10 ILVENTO, J.; FEE, J.; SHEWMAKER, S. - Automatic mode switching from DDDR to VVIR: A management algorithm for atrial arrhythmias in patients with dual chamber pacemakers. *PACE*, 13: 1199, 1990. [Abstract].
- 11 JUTZY, R. V.; FLORIO, J.; JSAEFF, D. M. et al. - Comparative evaluation of rate modulated dual chamber and VVIR pacing. *PACE*, 13: 1838-46, 1990.
- 12 KERR, C. & MASON, M. A. - Amplitude of atrial electrical activity during sinus rhythm and during atrial flutter-fibrillation. *PACE*, 8: 348-55, 1985.
- 13 KRUSE, I.; ARNMAN, K.; CONRADSON, T. B.; RYDEN, L. - A comparison of the acute and long term hemodynamic effects of ventricular inhibited and atrial synchronous ventricular inhibited pacing. *Circulation*, 65: 846-55, 1982.
- 14 LAU, C. P. - Sensors and pacemaker mediated tachycardias. *PACE*, 14: 495-7, 1991.
- 15 LAU, C. P.; ANTONIOU, A.; WARD, D. E. et al. - Initial clinical experience with a minute ventilation sensing rate modulated pacemaker: improvements in exercise

- capacity and sumptomatology. *PACE*, 11: 1815-22, 1988.
- 16 LAU, C. P.; BUTROUS, G. S.; WARD, D. E. et al. - Comparative assessment of exercise performance of six different rate adaptive right ventricular cardiac pacemaker. *Am. J. Cardiol.*, 63: 833-9, 1989.
- 17 LAU, C. P.; LI, J. B. S.; WONG, C. K. et al. - Sensor initiated termination of pacemaker mediated tachycardia in a DDDR pacemaer. *Am. Heart J.*, 121: 595-7, 1990.
- 18 LAU, C. P.; WONG, C. K.; LEUNG, W. H. - Superior cardiac hemodynamics of atrioventricular synchrony over rate responsive pacing at submaximal exercise. *PACE*, 13: 1832-7, 1990.
- 19 LEVINE, P. A. - Postventricular atrial refractory periods and pacemaker mediated tachycardia. *Clin. Prog. Pacing Electrophysiol.*, 1: 394, 1983.
- 20 LEVINE, P. A.; SELTZER, J. P. - AV universal (DDD) pacing and atrial fibrillation. *Clin. Prog. Pacing Electrophysiol.*, 1: 275, 1983.
- 21 LITTLEFORD, P. O.; CURRY, R. C.; SWARTZ, K. M. et al. - Pacemaker mediated tachycardias. A rapid bedside method for induction and observation. *Am. J. Cardiol.*, 52: 287-9, 1983.
- 22 MEHTA, D.; GILMOUR, S.; WARD, D. E. et al. - Optimal atrioventricular delay at rest and during exercise in patients with dual chamber pacemakers: a non-invasive assessment by continuous wave Doppler. *Br. Heart J.*, 61: 161-6, 1989.
- 23 MOND, H.; STRATHMORE, N.; KERTES, P. et al. - Rate responsive pacing using a minute ventilations sensor. *PACE*, 11: 1866-74, 1988.
- 24 NAPPHOLTZ, T.; VALENTA, H.; MALONEY, J. et al. - Electrode configurations for respiratory impedance measurement suitable for rate responsive pacing. *PACE*, 9: 960-4, 1986.
- 25 PERRINS, E. J.; MORLEY, C. A.; CHEN, S. L. et al. - Randomised controlled trial of physiological and ventricular pacing. *Br. Heart J.*, 50: 112-7, 1983.
- 26 RICKARDS, A. F.; DONALDSON, R. M. - Rate-responsive pacing. *Clin. Prog. Pacing and Electrophysiol.*, 1: 12-9, 1983.
- 27 RITTER, P. H.; VAI, F.; BONNET, J. L. et al. - Rate adaptive atrioventricular delay improves cardio-pulmonary performance in patients implanted with a dual chamber pacemaker for complete heart block. *Eur. J. Clin. Pacing Electrophysiol.*, 1: 31-8, 1991.
- 28 SULKE, N.; CHAMBERS, J.; DRITAS, A. et al. - A randomized double-blind crossover comparison of four rate-responsive pacing mode. *J. Am. Coll. Cardiol.*, 17: 696-706, 1991.
- 29 SUTTON, R.; TRAVILL, C.; FITZPATRICK, A. - DDDR pacing in severe chronotropic incompetence. *FBM*, 12: 56, 1990. [Abstract].
- 30 VANERIO, G.; PATEL, S.; CHING, E. et al. - Early clinical experiences with a minute ventilation sensor DDDR pacemaker. *PACE*, 14: 1815-20, 1991.

X CONGRESO MUNDIAL DE ESTIMULACION CARDIACA Y ELECTROFISIOLOGIA

X WORLD SYMPOSIUM ON CARDIAC PACING AND ELECTROPHYSIOLOGY

X CONGRESSO MUNDIAL DE ESTIMULAÇÃO CARDÍACA E ELETROFISIOLOGIA

OCTUBRE/OCTOBER/OUTUBRO 22 A 26, 1995

BUENOS AIRES - ARGENTINA