

MARCAPASSO ARTIFICIAL DO TIPO VVI COM RESPOSTA DE FREQUÊNCIA. AVALIAÇÃO HEMODINÂMICA

IVAN G. MAIA, ROBERTO SÁ, PAULO ALVES, ROBERTO BASSAN, CELSO GARCIA, FERNANDO CRUZ F°, LUIZ HENRIQUE LOYOLA, PAULO MOURA DE SOUSA, FERNANDO MORCEFF

Foram estudados treze pacientes portadores de marcapasso artificial tipo VVI com resposta de frequência (Medtronic Activitrax 8400).

O protocolo de estudo constou de uma gravação de Holter de 24h para observação do funcionamento dos geradores e das frequências de estimulação atingidas durante atividades físicas espontâneas dos pacientes. Estas foram reproduzidas no laboratório de ecocardiografia, com os pacientes sentados e fazendo movimentos com as pernas, simulando o ato de andar e correr. Nestas circunstâncias determinou-se os volumes sistólicos e débitos cardíacos os geradores atingiam frequências de estimulação de 70, 90, 100 ± 5 ppm através de curvas integralizadas de fluxo aórtico, usando-se um doppler pulsátil (Aloka SSD 730). Os volumes foram calculados nos ciclos não precedidos de ondas P, para avaliar-se os efeitos das variações de frequência sem contribuição da contração atrial.

Os resultados nas médias dos grupos foram para os volumes sistólicos de 38,0 ± 15,0 ml com 70 ppm; 40,0 ± 15,0 ml com 90 ppm e 42,0 ± 17,0 ml com 100 ppm. As diferenças das médias não foram estatisticamente significativas. Os débitos cardíacos foram de 2660 ± 350,0 ml com 70 ppm; 3580 ± 480,0 ml com 90 ppm; 4176 ± 580,0 ml com 100 ppm. Houve um acréscimo de 34% de 70 para 90 ppm, de 16% de 90 para 100 ppm e de 56% de 70 para 100 ppm. As diferenças das médias foram estatisticamente significativas ($p < 0,01$).

Concluimos que nos pacientes estudados existiram reais benefícios com o uso de geradores artificiais tipo VVI com atividade. Houve um substancial aumento do débito cardíaco às custas das variações das frequências de estimulação durante exercícios físicos.

Arq. Bras. Cardiol. 51/4: 327-330—Outubro 1988

O desenvolvimento de geradores artificiais para estimulação de uma câmara cardíaca, com capacidade de variar a frequência automática ou de estimulação em função da atividade física dos pacientes é recente^{1,2}. Um dos modelos possui um sensor acoplado ao gerador (cristal piezo-elétrico) que oscila a partir da percepção das ondas de ressonância geradas com a atividade muscular. Os sinais emitidos pelo cristal são detectados pelo gerador que, de acordo com programação prévia, introduz variações maiores ou menores na frequência de estimulação. O detector de atividade física possui três níveis de sensibilidade (baixa, média e alta) e dez graus de respostas de frequências. Ambos os parâmetros são programáveis e permitem melhor adequação das respostas do gerador ao tipo de atividade física executado pelos pacientes. O gerador também possui um limitador de frequência máxima programável, com a finalidade de impedir extremos de estimulação.

A frequência cardíaca representa variável fundamental na manutenção do débito cardíaco, sendo o mecanismo mais importante compensatório que atende às demandas periféricas de O₂¹. Assim, um gerador para estimulação cardíaca artificial que tem capacidade de variar suas frequências de estimulação em função da atividade física dos pacientes, teoricamente apresenta enormes vantagens sobre os de tipo convencional com frequência de estimulação fixa. Ele introduz à estimulação cardíaca artificial uma variável que isoladamente é capaz de modificar de forma dinâmica o volume minuto circulatório, atenuando com isso um dos principais problemas observados com as estimulações clássicas, de manter um débito relativamente fixo durante os exercícios.

Avaliamos nesse trabalho, realizando determinações hemodinâmicas não invasivas, os reais benefícios da estimulação cardíaca artificial com geradores tipo VVI com atividade, dedutíveis a partir de modifica-

Trabalho realizado no Hospital de Cardiologia de Laranjeiras e no Proritmo-Procardíaco—Rio de Janeiro.

ções impostas aos volumes sistólicos e débitos cardíacos durante atividades físicas.

CASUÍSTICA E MÉTODOS

Foram estudados treze pacientes, nove do sexo masculino. A idade variou de 12 a 65 (média de 44) anos. Onze pacientes receberam implante de marcapasso artificial por apresentarem processo degenerativo crônico não específico do tecido de condução levando a bloqueio AV de 3º grau em seis e a bloqueio AV de 2º grau tipo Mobitz 2 em cinco. Dois pacientes apresentavam bloqueio AV total congênito sem cardiopatia associada (tab. I). Todos os pacientes apresentavam área cardíaca normal por avaliação radiológica e encontravam-se em classe funcional I da NYHA³. Em todos o gerador implantado foi de fabricação Medtronic, modelo Activitrix 8400, com estimulação bipolar endocárdica em ponta de ventrículo direito, sendo avaliados com os parâmetros nominais de fábrica (sensibilidade média—resposta de frequência de 5). Em nenhum paciente observou-se condução ventriculo-atrial durante a estimulação artificial crônica. O tempo médio decorrido entre o implante e o estudo hemodinâmico foi de trinta dias.

TABELA I—Identificação dos pacientes

Caso	Sexo	Idade	Diagnóstico
1	M	48	DNETC
2	M	55	DNETC
3	M	42	DNETC
4	F	57	DNETC
5	M	38	DNETC
6	M	49	DNETC
7	F	24	BAVTC
8	M	12	BAVTC
9	M	65	DNETC
10	F	46	DNETC
11	M	38	DNETC
12	M	54	DNETC
13	F	46	DNETC

DNETC — doença não específica do tecido de condução; BAVTC — bloqueio AV total congênito.

O protocolo de estudo constou inicialmente de uma gravação de 24h pelo sistema Holter para observação do funcionamento dos geradores e das frequências de estimulação atingidas durante as atividades físicas espontâneas dos pacientes. Estas foram reproduzidas no laboratório de ecocardiografia, com os pacientes em posição sentada e fazendo movimentos vigorosos de pernas, simulando o ato de andar. Nestas circunstâncias determinou-se os volumes sistólicos por batimento e os débitos cardíacos correspondentes, quando os geradores atingiam frequências de estimulação de 70.90 ± 5 ppm. Os parâmetros hemodinâmicos citados foram obtidos a partir de curvas integralizadas de fluxo aórtico (raiz) relacionadas com o diâmetro do vaso e obtidas usando-se um doppler pulsátil (Aloka SSD 730). Um

exemplo do procedimento hemodinâmico é mostrado na figura 1. Os volumes sistólicos foram determinados exclusivamente nos ciclos não precedidos de ondas P, com a finalidade de avaliarem os efeitos hemodinâmicos consequentes às variações da frequência de estimulação, sem contribuição atrial.

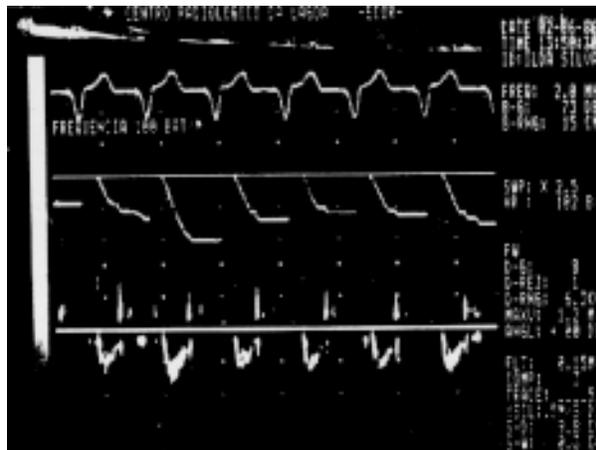


Fig. 1—Exemplo do método utilizado para cálculo dos volumes sistólicos e débitos cardíacos a partir de curvas integralizadas de fluxo aórtico. Superiormente D2, na parte média a curva integralizada de fluxo e inferiormente o fluxo aórtico.

Volume sistólico = área (IIR₂) x altura (curva integralizada).

Exemplo: diâmetro Ao = 2,8 em

Área = $1,42 \times 3,1416 = 6,15$

Altura da curva integralizada = 7,5 cm

Volume sistólico = $6,15 \times 7,5 = 46,0$ ml

Débito cardíaco = $46,0 \times 100$ (frequência estimulação) = 4,600 ml/min.

Os resultados representam a média da medida de pelo menos cinco ciclos, encontrando-se as médias globais e seus desvios padrão correspondentes em cada ciclo de estimulação.

RESULTADOS

A tabela II nos mostra os resultados obtidos no total do grupo. Os volumes sistólicos mostraram na grande maioria dos pacientes pequenas variações positivas ou negativas nos três ciclos de estimulação avaliados. Nos casos 2, 5, 8, 9 e 12 observou-se maiores volumes sistólicos nos extremos máximos de frequência, havendo resposta inverso nos casos 1, 4, 11 e 13. Os casos 3, 6, 7 e 10 mostraram volumes idênticos em pelo menos dois ciclos de estimulação. Com frequência de estimulação de 70 ppm o volume sistólico médio para o total do grupo foi de $38;0 \pm 15,0$ ml, com 90 ppm de $40,0 \pm 15,0$ ml e com 100 ppm de $42,0 \pm 17,0$ ml. As variações observadas nos três ciclos não foram estatisticamente significativas. Em todos os pacientes observou-se elevação progressiva do débito cardíaco em função do aumento da frequência de estimulação. Os incrementos em alguns casos, como nos de número 2, 5 e 11 chegaram a ser de 100% ou mais com passagem da estimulação de 70 para

100 ppm. As variações menos expressivas foram observadas no caso 4. Na média dos grupos observou-se um débito cardíaco de 2660 ± 350 ml com estimulação de 70 ppm, de 3580 ± 480 ml com 90 ppm e de 4176 ± 580 ml com 100 ppm. Houve um acréscimo de 34% nas variações de 70 para 90 ppm, de 16% de 90 para 100 ppm e de 56% de 70 para 100 ppm. Todas estas variações foram estatisticamente significativas com valor de $p < 0,01$ (fig. 2).

TABELA II—Resultados

	Volumes Sistólicos*		Débito Cardíaco*			
	Frequências		Frequências			
	70	90	100	70	90	100
1	77.0	68.0	60.0	5390	6120	6000
2	46.0	59.0	73.0	3220	5310	7300
3	24.0	24.0	24.0	1680	2160	2400
4	30.0	30.0	25.0	2100	2700	2500
5	30.0	26.0	40.0	2100	2340	4000
6	39.0	45.0	45.0	2730	4050	4500
7	26.0	30.0	30.0	1820	2700	3000
8	32.0	32.0	36.0	2240	2880	3600
9	50.0	50.0	57.0	3500	4500	5700
10	29.0	26.0	29.0	2030	2340	2900
11	22.0	40.0	38.0	1540	3600	3800
12	60.0	59.0	63.0	4200	5310	6300
13	29.0	25.0	23.0	2030	2250	2300
Média	38.0	40.0	42.0	2660	3580	4176
1 DP	± 15.0	± 15.0	± 17.0	± 350.0	± 480.0	± 580.0

* Expressos em ml.

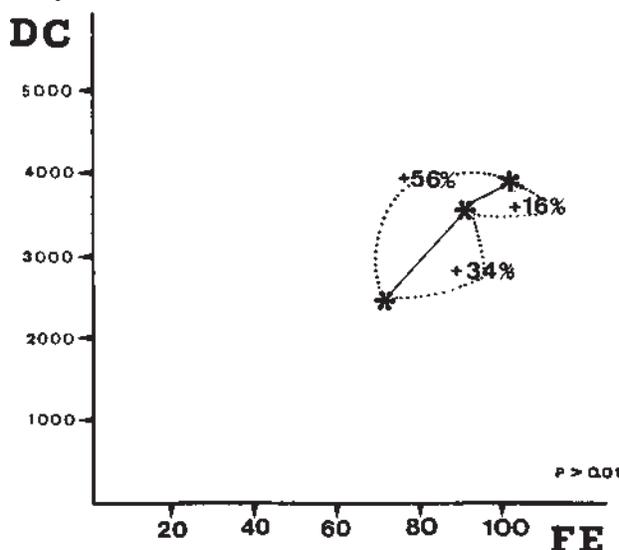


Fig. 2—Gráfico representativo das variações médias do débito cardíaco nas três frequências de estimulação. FE = frequência de estimulação; DC = débito cardíaco.

DISCUSSÃO

Duas variáveis hemodinâmicas são fundamentais para a manutenção de um débito cardíaco adequado. A contração atrial e as variações da frequência cardíaca. Os átrios funcionam como uma bomba auxiliar, sendo sua contração, quando corretamente sincronizada à diástole ventricular, fundamental para completar o volume diastólico final e os níveis de pressões diastólicas finais

atingíveis pelas cavidades ventriculares. Além dessas variáveis, representa também um papel importante no grau de distensão das fibras musculares (pré-carga) necessário para uma máxima contração muscular e participa do correto fechamento das válvulas AV. O papel da contribuição atrial é variável em função do grau de comprometimento miocárdico ventricular. Trabalhos atuais têm demonstrado que a contração atrial poderá contribuir com até 50% do volume diastólico final das cavidades ventriculares e que esta contribuição tende a decrescer a medida que compromete-se a função ventricular⁴⁻⁶. No coração em falência, em função do aumento global das pressões atriais, o enchimento ventricular ocorre precocemente, além do mesmo encontrar-se em funcionamento com uma curva de função achatada (Starling). Resta a esses corações, como mecanismo compensatório para manutenção do débito cardíaco, lançar mão do fator frequência.

Em corações normais, o débito cardíaco mantém-se constante numa faixa ampla de frequências de estimulação, porém com função miocárdica comprometida observa-se um progressivo aumento do mesmo, havendo um nível de frequência ideal produtor de um máximo de resposta. Assim, a medida que compromete-se a função miocárdica, a frequência de despolarização passa a ser mais relevante.

Nossos resultados concordam plenamente com os dados até aqui discutidos. Apesar da totalidade dos pacientes estudados não apresentar uma função ventricular nitidamente comprometida e da natural assincronia de contração imposta pela estimulação ventricular direita, observamos expressivos aumentos dos volumes minutos circulatórios. Os aumentos foram em alguns pacientes superiores a 100% e mesmo com pequenas variações na frequência de estimulação como de 90 para 100 ppm, ocorreram modificações favoráveis. Como os volumes sistólicos pouco variaram, inclusive havendo decréscimo em alguns pacientes e os dados foram obtidos excluindo a contribuição atrial, podemos considerar que a elevação dos débitos cardíacos observada correu por conta fundamentalmente das variações na frequência de estimulação.

Os resultados do presente estudo são muito semelhantes aos observados com outros trabalhos com metodologias similares⁷⁻⁹. Em todos observa-se manutenção ou queda dos volumes sistólicos e elevação do débito cardíaco como função da elevação das frequências de estimulação.

Apesar do presente estudo ter sido desenvolvido em uma população com pouco comprometimento miocárdico, podemos inferir, baseados na importância do fator frequência cardíaca na manutenção do débito cardíaco em corações com função comprometida, que os benefícios observados poderão também ser estendidos a este tipo específico de população. Tal afirmativa foi recentemente confirmada em um estudo dirigido, neste grupo de pacientes¹⁰.

Concluimos que existiram reais benefícios com o uso de estimulação cardíaca artificial usando-se geradores do tipo VVI com atividade. Estes representam uma nova opção em estimulação cardíaca artificial, a qual preserva parâmetros hemodinâmicos básicos, como o volume minuto circulatório ou débito cardíaco durante as atividades normais dos pacientes.

SUMMARY

Thirteen patients with definitive VVI rate-responsive cardiac pacemaker (Medtronic—Activitax 8400) were studied to evaluate the potential benefit from an increase of the heart rate on cardiac output during physical activity.

The patients were initially submitted to 24-hour Holter monitoring to evaluate pacemaker function and heart rate response during spontaneous physical activity. By echocardiography, the patients simulated walking and running by exercising the legs in the sitting position. Left ventricular stroke volume and cardiac output were measured by pylsatile Doppler technique using integral aortic flow curves through echocardiography in the sitting position, when the heart rates achieved 70, 90 and 100 ± 5 bpm. Only cardiac beats not preceded by P waves were used for volume calculation to avoid the contribution of atrial contraction on stroke volumes.

Left ventricular stroke volume at heart rates of 70, 90 and 100 bpm were 38.0 ± 15.0 ml, 40.0 ± 15.0 ml and 52.0 17.0 ml, respectively. These values were not statistically significant. Cardiac output measured at heart rates of 70,

90 and 100 bpm were 2660 ± 350ml, 3580 ± 480 ml and 4176 ± 580 ml, respectively, which represents an increase of 34% for heart rates from 70 to 90 bpm, 16% from 90 to 100 bpm and 56% from 70 to 100 bpm (p < 0.01).

It is concluded that VVI rate-responsive cardiac pacemakers significantly increase cardiac output under physical activity, which is strongly dependent on increase of the heart rate.

REFERÊNCIAS

1. Ansonson K, Humen D, Klein G et al—A rate variable pacemaker which automatically adjusts for physical activity- *Pace*, 3: A12, 1983.
2. Rossi P, Plicchi O, Canducci G et al—Respiratory rate as a determinant of optimal Pacing rate. *Pace*, 6: 502, 1983
3. New Heart Association—Nomenclatura and criteria for diagnosis of diseases for the heart and great vessels. Boston, Little Brown, 1973
4. Wirtzfeld A, Schmidt G, Himmler FC et al—Physiological pacing: present status and future developments. *Pace*, 10: 41, 1987.
5. Greenber B, Chatterjee K, Karatzas NB et al—The influence of left ventricular filling pressure on atrial contribution to cardiac output. *Am Heart J*, 98: 742, 1979.
6. Reiter MJ, Hindman MC—Hemodynamic effects of acute AV pacing in patients with left ventricular dysfunction. *Am J Cardiol*, 49: 687, 1982.
7. Tsui-Lieh H, Chi-Woon K, Chiang BN et al—Beneficial effects of activity sensing and rate responsive pacemaker demonstrated by doppler echocardiography. *Pace*, 10: 1214, 1987.
8. Jutzy RV, Bansal RC, Isaef DM—Exercise doppler studies in evaluation of rate responsive pacemakers. *Pace*, 10: 1215, 1987.
9. Spencer WH, Dennis A, Goodman A et al—Comparison of exercise performance in three rate responsive pacing modes. *Pace*, 10: 1229, 1987.
10. Rossi P, Prando MD, Occhetta E et al—Rate-responsive pacing in patients with left ventricular failure. *Adv Cardiol*, 34: 115, 1986.