

# Experiência Clínica e Evolução dos Marcapassos Cardíacos Responsivos Controlados pelo Sistema Nervoso Autônomo

Cândido Rodrigues Martins GOMES(\*)

Reblampa 78024-303

Gomes CRM. Experiência clínica e evolução dos marcapassos cardíacos responsivos controlados pelo sistema nervoso autônomo. Reblampa 2001; 14(3): 139-144.

**RESUMO:** Marcapassos que realizam adaptação da frequência baseados em diferentes sinais de sensores têm sido desenvolvidos para o tratamento da incompetência cronotrópica. Uma das formas mais atrativas é a que visa restaurar o mecanismo fisiológico, em malha fechada, utilizando informações obtidas do sistema nervoso autônomo (SNA). A restauração do mecanismo fisiológico obtido do SNA baseia-se na monitoração do estado de contração miocárdica, que depende diretamente do tônus simpático. Esta pode ser feita por marcapassos que utilizam o eletrodo ventricular convencional para fazer a medição da impedância cardíaca. As idéias básicas do princípio de medição da impedância e do algoritmo de adaptação da frequência são discutidas neste trabalho, seguidas pela descrição da técnica de implante. Marcapassos cardíacos que possuem o sensor controlado pelo SNA (modelos Biotronik Inos<sup>2</sup> DR, Inos<sup>2</sup> CLS e Inos<sup>2+</sup> CLS), foram implantados em 200 pacientes no nosso serviço, de janeiro de 1997 a dezembro de 2000. A metodologia usada para averiguar a performance do sensor resume-se na realização de testes, tais como: monitorização da frequência cardíaca (FC) e da pressão arterial (PA) durante o repouso, ao subir e descer escadas; teste ergométrico, incluindo testes de estresse emocional e mental, realizados em diferentes fases deste trabalho. Nos testes realizados observamos a excelente performance do sensor, bem como nas atividades cotidianas dos pacientes. Outro ponto importante observado foi em relação à boa estabilidade a longo prazo do sensor.

**DESCRITORES:** marcapasso cardíaco artificial, adaptação da frequência, impedância intracardíaca, contração miocárdica, sistema nervoso autônomo.

## INTRODUÇÃO

Entre as várias estratégias que visam a adaptação da frequência de estimulação cardíaca para pacientes com incompetência cronotrópica, a mais atrativa é de restauração fisiológica do controle cronotrópico em malha fechada. Sob condições fisiológicas, o débito cardíaco (DC) é continuamente ajustado pelo sistema nervoso autônomo (SNA), a fim de suprir a demanda hemodinâmica e metabó-

lica e, com isso, a atividade cardíaca está intimamente relacionada ao eixo neuro-humoral<sup>1</sup>. O DC, como sabemos, é produto da FC com o volume sistólico, ambos regulados também pelo SNA através do cronotropismo e do inotropismo. Por sua vez, esses mecanismos são realimentados com informações das variações da pressão sanguínea arterial média e da resistência periférica total, constituindo um circuito em malha ou alça fechada, conforme a figura 1.

(\*) Chefe do setor de estimulação cardíaca do Hospital Anchieta (InCor Taguatinga), Hospital Santa Lúcia (Cardiocentro) e Hospital de Base. Brasília - DF. Endereço para correspondência: Rua SHIN Q17, conj. 17 casa 9, Lago Norte. CEP: 71515-170 - Brasília - DF. Brasil. Telefax (0XX61) 368.1009. E-mail: cg@tba.com.br. Trabalho encaminhado à **Reblampa** para obtenção do título de Membro Especialista do **Deca-SBCCV**, recebido em 07/2000 e publicado em 09/2001.

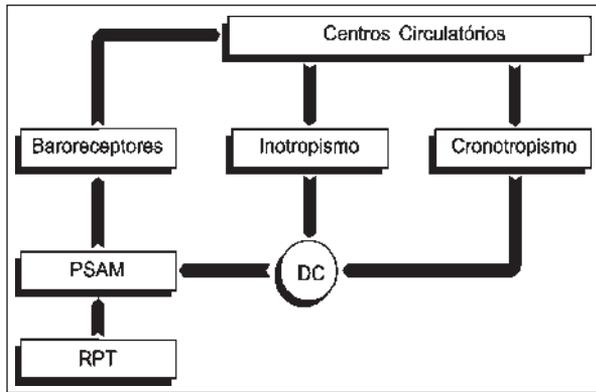


Figura 1 - Ilustra o controle natural do cronotropismo exercido pelos centros circulatorios, que são influenciados pelo SNA.

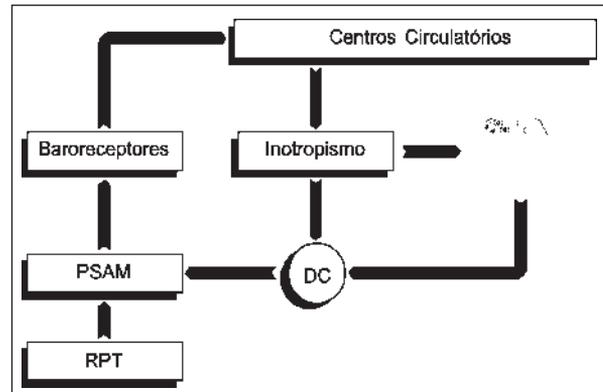


Figura 2 - Ilustra o controle do cronotropismo realizado pelo marcapasso.

Nas situações onde há perda ou comprometimento do cronotropismo, a contratilidade cardíaca continua refletindo diretamente a influência autonômica. O marcapasso com sensor de contratilidade cardíaca restabelece a influência autonômica na regulação da FC, permitindo o retorno da variabilidade fisiológica da FC frente às diversas demandas hemodinâmicas e metabólicas<sup>2-3</sup>. A avaliação da contratilidade é realizada através da medição, de forma unipolar, da impedância cardíaca do ventrículo direito, fazendo uso de um eletrodo convencional, conforme mostra a figura 2<sup>4</sup>.

O sinal de impedância obtido com essa configuração é determinado principalmente pelas mudanças da condutibilidade nas circunvizinhanças da ponta do eletrodo. Devido às mudanças na porcentagem em volume do tecido miocárdico e do sangue na região que envolve o eletrodo durante a contração isovolumétrica e a ejeção, com condutividades diferentes nos vários estados de inotropismo, o sinal de impedância reflete as mudanças geométricas e inotrópicas do miocárdio durante a contração. Disso deriva um parâmetro que se correlaciona bem com a contratilidade e, portanto, com o tônus simpático. Além do mais, esses sistemas controlados pelo SNA sofreram uma evolução na última década, conforme mostra a figura 3.

#### OBJETIVO

Divulgar a experiência dos nossos serviços, localizados no Centro-Oeste brasileiro, centro geométrico da miocardiopatia chagásica, apresentar a evolução tecnológica dos diferentes modelos e o desempenho na adequação da FC nos pacientes com marcapassos dotados do sensor de contratilidade.

#### MATERIAL E MÉTODOS

De janeiro de 1997 a dezembro de 2000, foram implantados 200 marcapassos controlados pelo SNA,

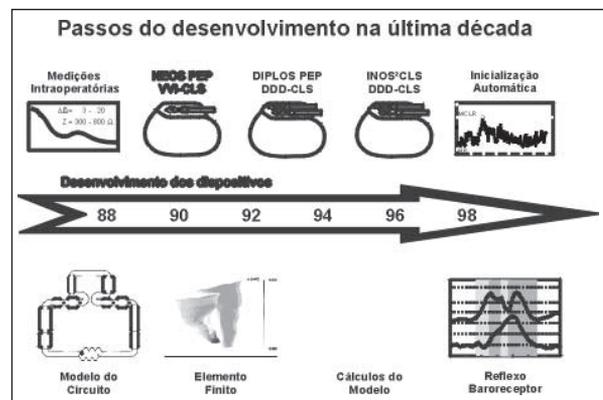


Figura 3 - Mostra as etapas da evolução do sensor controlado pelo SNA.

dos modelos Inos<sup>2</sup> DR, Inos<sup>2</sup> CLS e Inos<sup>2+</sup> CLS (BIOTRONIK), em 108 pacientes do sexo masculino e 92 do feminino com idades entre 39 a 88 anos e média de 62 ± 8 anos. Quanto à etiologia, 50% eram chagásicos, 31% isquêmicos e 19% de outras etiologias, como síndrome do seio carotídeo hipersensível, cardiomiopatia hipertrófica obstrutiva, síndrome neurocardiogênica. As alterações eletrocardiográficas que motivaram o implante incluíram: doença do nó sinusal (70%), síndrome bradi-taqui (15%), BAVT (10%), outros bloqueios e outros achados (5%). A classificação funcional pré operatória (NYHA) variou de 1 a 4, com média de 2,3. Com exceção dos modelos Inos<sup>2</sup> DR, em todos os marcapassos implantados foram ligados sensores, logo após o implante, através de calibração automática. Nesta, muda-se o modo de estimulação de DDD para DDD-CLS ou VVI-CLS, que correspondem aos modos DDDR ou VVIR, respectivamente. Nos modelos iniciais, esta calibração era manual, realizada após 30 dias do implante, e exigia uma série de medidas e testes para a sua otimização. Hoje, com o desenvolvimento de software próprio, é possível calibrar automaticamente até os modelos mais antigos, o que facilitou em

muito a avaliação e o controle dos pacientes. Esta calibração também é dita automática e contínua pois, após a mudança do modo de estimulação para DDD-CLS, automaticamente o marcapasso começa a coletar dados (medições de impedância ventricular) com o paciente realizando suas atividades do dia-a-dia, para assim ajustar os parâmetros do sensor. É contínua porque caso haja mudanças decorrentes da influência do SNA sobre o miocárdio e/ou parâmetros que afetem a calibração ocorrerá a adequação a nova situação automaticamente.

#### **Protocolo do Estudo:**

a) No pré operatório: avaliação clínica, ECG, Holter, radiografias simples do tórax, questionário de qualidade de vida (Minnesota), estudo eletrofisiológico invasivo quando necessário.

b) No pós operatório imediato: avaliação clínica, ECG e ativação do sensor.

c) Com 1 mês de pós operatório: avaliação clínica, avaliação do marcapasso, ECG, monitorização da FC e da PA durante o repouso, caminhar, subir e descer escadas e mudanças da postura corporal, teste ergométrico (protocolo de Bruce em esteira), questionário de qualidade de vida.

d) Com 6 meses de pós operatório: avaliação clínica, avaliação do marcapasso, ECG, teste de estresse emocional/mental (matemático).

No protocolo de avaliação, após 30 dias de implante, os pacientes foram submetidos às seguintes avaliações: monitorização da FC, registradas por um freqüencímetro externo e pelos recursos de estatística do gerador durante o repouso, subir e descer escadas durante intervalos de tempo determinados e frente a mudanças posturais, teste ergométrico (protocolo de Bruce em esteira) e teste de estresse emocional/mental através de cálculos matemáticos aleatórios realizados sob pressão. Também foram aplicados questionários para a avaliação de qualidade de vida (Minnesota) no pré e pós-implante (1 mês).

A validação da adaptação de freqüência em malha fechada foi medida com o paciente em repouso e em atividade física (caminhada, subir/descer escadas), com o marcapasso através de suas funções estatísticas armazenando o histograma de freqüência; na esteira ergométrica com aumento gradual da carga de exercício até atingir 80% da freqüência cardíaca máxima calculada, além de exercícios ortostáticos (deitar, sentar, ficar de pé). Os critérios para avaliação dos exercícios foram:

a) freqüência de estimulação no repouso (específica do paciente);

b) tempo de resposta a um aumento gradual do nível de exercício;

c) correlação entre a freqüência de estimulação e o nível de exercício;

d) resposta da freqüência de estimulação frente às mudanças da postura corporal (ortostase);

e) manutenção de uma PA apropriada e

f) diminuição progressiva da freqüência de estimulação dentro de 6 minutos após o fim do exercício.

#### **RESULTADOS CLÍNICOS**

O resultado das avaliações de marcapasso foram os seguintes: limiares de sensibilidade (atrial  $(2,54 \pm 1,41\text{mV})$  e ventricular  $(6,88 \pm 1,86\text{mV})$ ), de estimulação (A  $(0,64 \pm 0,16\text{V})$  e V  $(0,88 \pm 0,26\text{V})$ ) e impedância crônica dos eletrodos (A  $(558 \pm 123\text{Ohms})$  e V  $(573 \pm 78\text{Ohms})$ ).

A figura 4 mostra uma resposta típica da freqüência cardíaca durante o exercício físico. Observa-se uma resposta gradual do marcapasso frente ao exercício e um tempo de curso típico da freqüência de estimulação através do exercício e recuperação. A PA manteve-se praticamente constante durante todo o período, com um aumento insignificante no início do exercício. Tal comportamento é típico de sistemas de controle em malha fechada, no qual a restauração do controle da freqüência cardíaca faz uso do tônus simpático do ventrículo para controlar a freqüência de estimulação.

Na monitorização da FC em repouso e durante as atividades físicas, já mencionadas, constatou-se a variação da freqüência cardíaca de 12,5 a 118,2%. Já durante os testes de estresse mental/ psicológico, foi aplicado um teste matemático para averiguar a variação da freqüência cardíaca. Nesta, a variação da freqüência foi de 27,8 a 154,5%, que pode ser observada na figura 5.

A classificação funcional (NYHA) apresentou evolução de 2,3 no pré operatório para 1,3 no pós-implante.

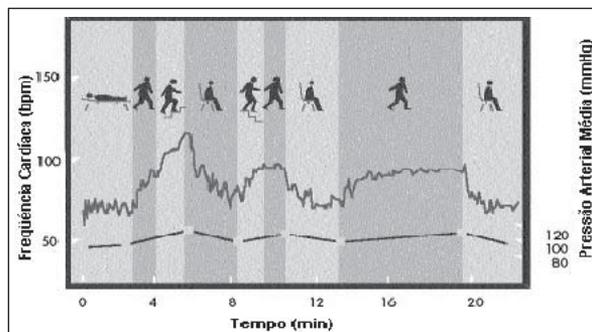


Figura 4 - Ilustra o comportamento da variação da freqüência cardíaca durante diferentes atividades físicas.

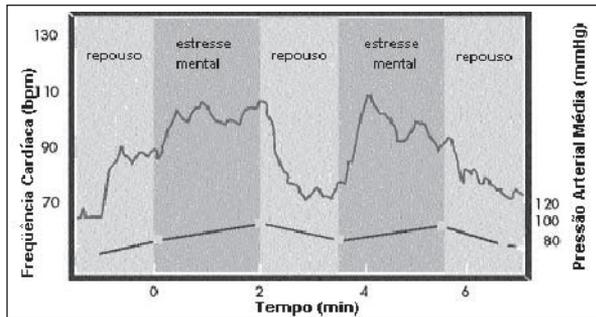


Figura 5 - Ilustra o comportamento da variação da frequência cardíaca durante estresse psicológico.

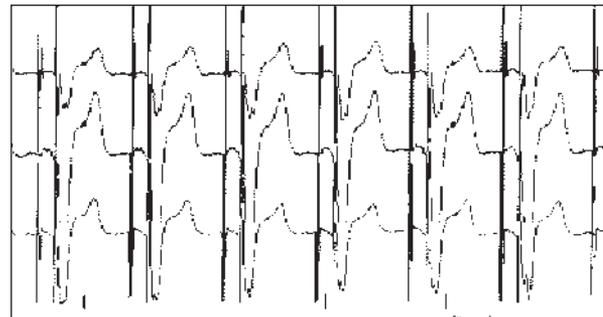


Figura 7 - Traçado de ECG mostrando a frequência cardíaca (FS = 90 ppm) antes do teste emocional / mental (GLS, masculino, 72 anos).

implante. Através do questionário de qualidade de vida Minnesota constatou-se a melhora na qualidade de vida em todos os pacientes. As figuras 4 e 5 ilustram uma curva de resposta em frequência, quando o paciente é submetido a teste de estresse físico e emocional/mental, respectivamente. Já a figura 6 mostra um histograma da frequência atrial oferecido pela telemetria do gerador de um dos pacientes estudados durante a realização dos testes físicos (caminhada, subir e descer escadas).

## COMENTÁRIOS

O sistema de estimulação controlado pelo SNA é altamente sensível às mudanças no tônus simpático e, portanto, pode ser afetado não apenas por mudanças induzidas pelo exercício físico, mas também por estresse psicológico, por exemplo, ansiedade, excitação e estresse mental, como pode ser observado nas figuras 7 e 8.

Vários estudos têm mostrado que a estimulação

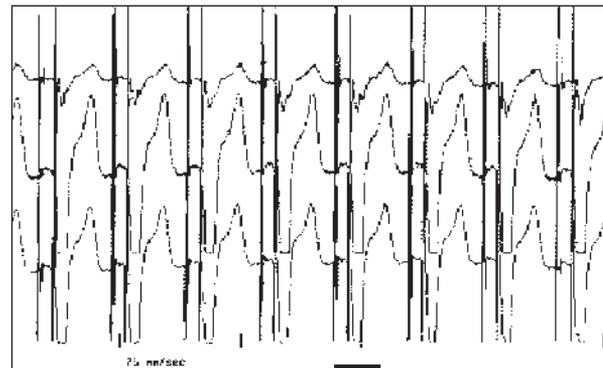


Figura 8 - Traçado de ECG mostrando a frequência cardíaca (FS = 120 ppm) durante o teste emocional / mental (GLS, masculino, 72 anos).

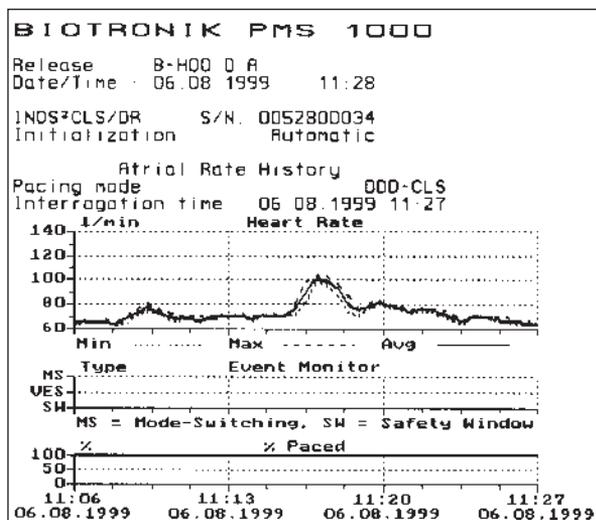


Figura 6 - Variação da frequência de estimulação, obtido do histograma de frequência do marcapasso, durante atividades físicas.

cardíaca artificial com adaptação de frequência em malha fechada oferece melhora na qualidade de vida dos pacientes se comparada com os sistemas sem adaptação de frequência ou com adaptação de frequência em malha aberta<sup>5-6</sup>. Em todos os casos aqui descritos houve melhora da qualidade de vida.

A média de idade relativamente jovem deve-se aos pacientes portadores da forma crônica (auto-imune) da doença de Chagas.

O sistema de estimulação cardíaca em malha fechada tem mostrado excelente desempenho na síndrome neurocardiogênica, nas fibrilações ou instabilidades atriais paroxísticas e no manejo da insuficiência cardíaca congestiva, presentes nesta casuística, em razão da autorregulação automática para a adequação da frequência que o sistema oferece de modo contínuo.

Nos pacientes com fibrilação atrial paroxística, além da vantagem de uma estimulação mais personalizada, estamos desenvolvendo um estudo com supraestimulação (overpacing) que permite os benefícios da estabilização elétrica da estimulação com

mínimo incremento da frequência, respeitando o ritmo circadiano<sup>7-10</sup>.

Nos marcapassos controlados pelo SNA não há necessidade de programações de ganho, sensibilidade, incremento e diminuição progressiva das curvas de resposta do sensor, programação noturna, e necessidades de testes para ajuste do sensor, como os testes de esforço e exercícios diversos. Os sistemas atuais com este sensor (*Closed Loop Stimulation – CLS*) possuem recursos diagnósticos e estatísticos otimizados, proporcionando programação e seguimento clínico mais claros e fáceis. A facilidade de programação se observa na manipulação fácil dos parâmetros e o ajuste automático do sensor, com uma adaptação da frequência cardíaca contínua e mais fisiológica. A adaptação da frequência de estimulação de acordo com um parâmetro de controle que reflete o tônus do sistema nervoso autônomo possui a vantagem de usar sistemas intactos de controle fisiológico para a regulação da pressão sanguínea.

Os pacientes em estudo que receberam os marcapassos controlados pelo SNA relataram uma melhor qualidade de vida, uma vida mais ativa e uma maior confiança em sua condição cardíaca e seu marcapasso. Eles também notaram um aumento mais apropriado na frequência cardíaca com a atividade física e o estresse psicológico associados com as atividades do cotidiano.

Dentro de pouco tempo, teremos disponível para

uso clínico, uma nova família de geradores com o mesmo sensor (CLS) e com maiores recursos diagnósticos e terapêuticos (Biotronik Protos DR, SR e SLR).

## CONCLUSÕES

Os resultados obtidos durante este estudo clínico demonstram a boa performance do sistema em malha fechada controlado pelo SNA, com base na avaliação da contratilidade miocárdica. A variação da frequência de estimulação durante diferentes tipos de exercícios resultou em uma adequação fisiológica.

Nos pacientes estudados, a mudança da frequência de estimulação cardíaca no início do exercício, assim como durante a recuperação, mostrou uma resposta fisiológica típica. Também há uma indicação clara de que o sistema controlado pelo SNA funciona durante o estresse emocional/mental.

Um dos principais benefícios da estimulação cardíaca em malha fechada é a auto-correção das frequências de estimulação durante distúrbios persistentes. A experiência tem demonstrado claramente a excelente estabilidade a longo prazo e o desempenho da adaptação de frequência com este tipo de sensor. Todos os pacientes estudados referiram melhora na qualidade de vida. Esse tipo de sensor (CLS) para adaptação da frequência em malha fechada preenche totalmente os requisitos para o tratamento da incompetência cronotrópica.

Reblampa 78024-303

---

Gomes CRM. Technological improvement and clinical experience with a rate responsive cardiac pacemaker controlled by the autonomic nervous system. Reblampa 2001; 14(3): 139-144.

**ABSTRACT:** Different kinds of sensors have been developed for the treatment of chronotropic incompetence. An interesting way to restore the closed-loop physiological control of the heart is monitoring the Autonomic Nervous System (ANS). The intracardiac impedance measurement reflects the myocardial contraction state, which is a result of the ANS control. There is a closed-loop stimulation (CLS) pacemaker controlled by ANS, which uses a conventional ventricular electrode to perform the intracardiac impedance measurement. The basic principle of the intracardiac measurement, and the rate response algorithm will be discussed in this article. 200 rate response cardiac pacemakers controlled by ANS were implanted from 1997 to 2000. Exercise testing, the Minnesota quality of life testing and psychological stress testing were performed to evaluate the rate response. It was observed that the pacemaker provided an adequate heart rate adaptation. All patients improved quality of life and adequately answered emotional and mental stress tests. This rate response pacemaker has been observed to have long-term stability.

**DESCRIPTORS:** cardiac pacemaker, rate response, intracardiac impedance, myocardial contraction, autonomic nervous system, closed-loop.

---

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- 1 Schaldach M. What is Closed Loop Stimulation? *Progress in Biomedical Research* 1998; 3(2): 49-55.
- 2 Zecchi P, Bellocci F, Sanna T, et al. Closed Loop Stimulation vs. Conventional DDDR Pacing: Benefits of Hemodynamic Pacing. *Progress in Biomedical Research* 2000; 5(4): 292-6.
- 3 Shier M, Müssig D. Use of Closed Loop Stimulation in Re-establishing Full-scale Cardiovascular Regulation. *Progress in Biomedical Research* 1999; 4(5): 489-95.
- 4 Malinowski K. Interindividual Comparison of Closed Loop Stimulation and Rate-adaptive Sensor Systems. *Progress in Biomedical Research* 1998; 3(2): 56-60.
- 5 Novak M, Hoffmann G, Schaldach M. Multi-center Investigations with Automatically Initialized Closed Loop Stimulation - Rate Response during Daily Life and Physical Exercise Tests. *Progress in Biomedical Research* 1998; 3(3): 147-51.
- 6 Clementy J, Barold SS, Garrigue S, et al. Clinical Significance of Multiple Sensor Options: Rate Response Optimization, Sensor Blending, and Trending. *Am J Cardiol* 1999; 83(5B): 166D-171D.
- 7 Park E, Weilenmann D, Bloch K, et al. Activity-controlled Circadian Base Rate. *PACE* 1998; 21(11 Pt 2): 2182-6.
- 8 Chew PH, Bush DE, Engel BT, et al. Overnight Heart Rate and Cardiac Function in Patients with Dual Chamber Pacemakers. *PACE* 1996; 19: 822-28.
- 9 Talan MI, Engel BT, Chew PH. Systematic Nocturnal Atrial Demand Pacing Results in High-output Heart Failure. *J Appl Physiol* 1992; 72(5): 1803-9.
- 10 Engel BT, Talan MI, Chew PH. Effect of Nocturnal Demand Cardiac Pacing on Diurnal Hemodynamic Pattern. Gerontology Research Center, Baltimore, Maryland.