

Sensores dos marcapassos cardíacos artificiais

*Nilson Araujo de Oliveira Junior, Washington Maciel,
Eduardo Andréa, Luiz Gustavo Belo de Moraes,
Hecio Carvalho e Jacob Atié*
*Hospital Universitário Clementino Fraga Filho - UFRJ
Clínica São Vicente*

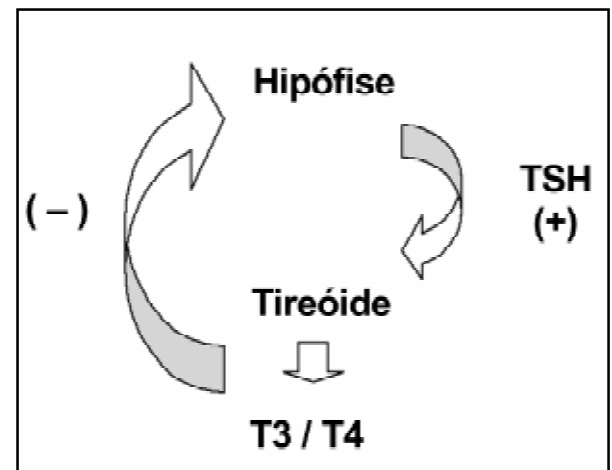
O coração promove a variação de seu débito sistólico por aumento da sua pré-carga, aumento da força de contração e aumento da frequência cardíaca. Destas três variáveis, a frequência cardíaca é aquela capaz de ser modificada mais rapidamente durante uma nova situação metabólica, como, por exemplo, correr. A correta adequação deste mecanismo regulatório permite um incremento de até 40% do débito cardíaco em 3 batimentos cardíacos durante o exercício físico vigoroso ¹.

A necessidade da modulação da frequência cardíaca foi, portanto, muito cedo percebida pela ciência da estimulação cardíaca artificial. Uma excelente maneira de lidar com esse problema foi o advento dos marcapassos bicamerais, capazes de sentir a resposta sinusal e promover a contração ventricular correspondente. O problema é que freqüentemente nos distúrbios do ritmo cardíaco, o nódulo sinusal apresenta também disfunção, gerando respostas inadequadas à demanda metabólica do organismo. Para tal era necessário o desenvolvimento de um sensor, capaz de informar ao marcapasso a necessidade de alteração de sua frequência de estimulação. É acerca das características desses sensores que trataremos aqui.

Sistemas Biológicos de Sinalização

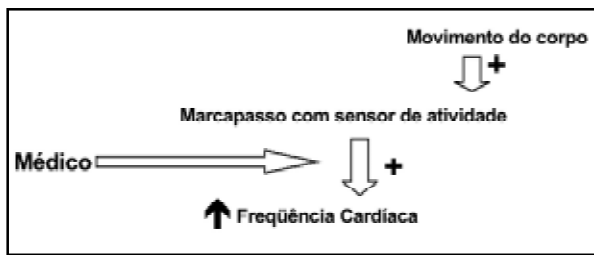
O coração, como qualquer componente de um sistema biológico, necessita alterar sua resposta frente a uma série de fatores. Os organismos vivos desenvolveram complexos sistemas de regulação baseados em sensores para diversos parâmetros e controles baseados em alças de *feedback* positivo e negativo ².

Os sistemas biológicos trabalham utilizando um sistema de controle chamado de “alça fechada”. Um sistema de alça fechada é onde o próprio produto desse sistema controla negativamente sua produção. Tomemos como exemplo a regulação da função tireoideana.



Nesse tipo de sistema de controle, o próprio produto final (hormônio tireoidiano) controla a sua produção. Um sistema deste tipo requer muito pouca ou nenhuma interferência externa.

A maioria dos marcapassos em uso atualmente utiliza um sistema de alça aberta, em que o produto final desse sistema (frequência cardíaca) não controla o parâmetro utilizado para determinar sua alteração. Vejamos como exemplo o marcapasso com sensor de movimento ou atividade.



Como vemos, nesse sistema o movimento do corpo detectado pelo sensor informa ao marcapasso que ele deve aumentar a frequência cardíaca, porém este aumento de frequência não inibe o sensor de movimento, então, enquanto houver movimento, haverá aumento progressivo da frequência cardíaca. Logo é necessária a presença de interferência externa (médico) que determina no programa do marcapasso qual é a frequência máxima que este atingirá, mesmo que continue o estímulo (movimento) ³.

Apesar de um sistema de alça fechada ser teoricamente ideal, por que a maioria dos sistemas utiliza a alça aberta? Para entender isso temos de entender um pouco sobre a modulação fisiológica da frequência cardíaca.

Modulação Fisiológica da Frequência Cardíaca

O coração tem como função primordial promover o débito cardíaco adequado às demandas metabólicas do organismo. Para tal é necessário um sistema de monitorização destas demandas e isso se faz através de uma complexa interação entre o sistema nervoso autônomo, o sistema nervoso central e o sistema endócrino e parácrino.

Exercício, mudanças posturais, emoção, estado pós prandial, respostas vagais, alterações circadianas e febre são situações que modificam a resposta do nóculo sinusal ⁴. Em última análise, todos esses fatores regulatórios sinalizam algo em comum: alteração no consumo de oxigênio pelos tecidos (VO_2). É fácil, portanto, intuir a dificuldade de se construir um sensor artificial ideal para substituir todas essas aferências de resposta regulatória ⁵.

O sensor artificial ideal

Um sensor artificial ideal para um marcapasso deve substituir completamente a função cronotrópica do nóculo sinusal. Portanto ele deve exibir *proporcionalidade* às alterações de VO_2 , *cinética da resposta* igual a do nóculo sinusal, *sensibilidade* a todos os fatores que alteram a VO_2 e *especificidade*, sendo insensível a fatores não relacionados à sua

função. Ainda há necessidade de se respeitar fatores de ordem prática, como tamanho, durabilidade, consumo de energia e preço.

Tendo esses conceitos em mente, vamos analisar os sensores mais comuns presentes nos marcapassos atuais, suas vantagens e limitações.

Sensores de Atividade e Acelerômetros

Sem dúvida é o tipo de sensor mais utilizado. Vários fatores contribuíram para seu largo uso como: custo, baixo consumo de bateria, possibilidade de uso com qualquer tipo de cabo de estimulação, além do conceito de um sensor de atividade ser de fácil compreensão, tanto pelos médicos como pelos pacientes.

Existem vários tipos de mecanismos para detectar atividade (entendemos aqui atividade por movimento do corpo). O mais utilizado atualmente são os sensores de cerâmica piezoelétrica ⁶. Um material piezoelétrico é aquele capaz de gerar uma corrente elétrica caso seja submetido a um esforço mecânico. São muito utilizados em aparelhos eletrônicos e por isso tem baixo custo.

Os sensores piezoelétricos são colocados na carcaça do marcapasso. Durante o movimento, ondas de vibração atingem o marcapasso, ocasionado pressão sobre este sensor e este gerará uma quantidade de corrente proporcional ⁷ (Figura 2).

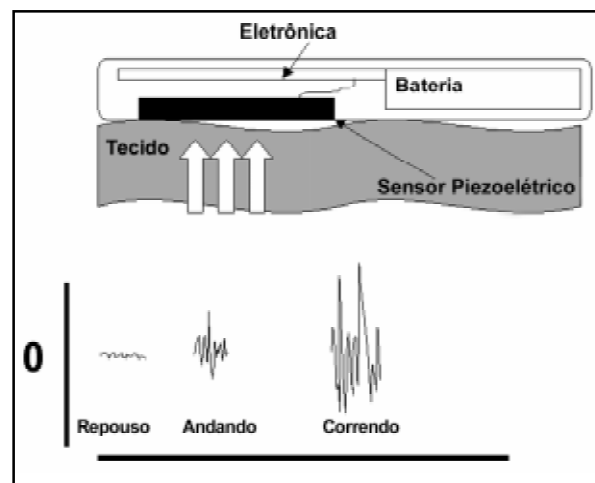


Figura 2

Marcapasso com sensor de atividade. O sensor montado na carcaça do marcapasso sofre vibração do tecido subjacente durante o movimento, gerando corrente elétrica. A intensidade da corrente gerada é proporcional à quantidade de vibração (movimento).

Um dos problemas deste tipo de sensor é que a quantidade de pressão exercida sobre o sensor irá variar dependendo da massa de tecido subjacente a este, logo a intensidade de resposta também variará. Uma maneira de se minimizar esta variável foi adotada por alguns marcapassos, em que o sensor está suspenso dentro da carcaça deste, acoplado a um peso de massa constante. Esse peso exerce pressão sobre o sensor durante o movimento devido a sua força inercial, porém, como a massa agora é constante, a resposta torna-se proporcional apenas à aceleração do corpo. A este sistema chamamos acelerômetro.

Apesar se todas essas vantagens, os sensores de atividade são tipicamente sistemas de alça aberta, como já discutimos. A quantidade de movimento não é totalmente proporcional à demanda metabólica. Para adequar essa variável medida à correta resposta de frequência do miocárdio é necessária a intervenção de um operador externo (médico) através de parâmetros programáveis de resposta. Dizendo de outra forma, a resposta do sensor precisa ser traduzida para o estimulador cardíaco através uma curva sensor-resposta e essa curva tem de ser modificável para permitir a adequação desta resposta para cada paciente em particular. Os parâmetros mais comuns de programação deste tipo de marcapasso são:⁸

- Limiar (threshold) – Define o nível mínimo de estímulos sensados que devem ser excedidos para gerar a resposta do marcapasso. Se o limiar for muito baixo, qualquer mínima atividade gerará resposta; se muito alto, somente atividades vigorosas gerarão resposta.
- Frequência máxima do sensor - Limita a resposta a uma frequência máxima. Impede que estimulação muito vigorosa do sensor eleve a frequência a níveis indesejados.
- Resposta - Fator que correlaciona o nível de resposta do marcapasso à atividade mensurada pelo sensor. Este parâmetro controla a proporcionalidade da resposta do marcapasso à atividade exercida pelo paciente.
- Tempo de Resposta - Determina quão rapidamente o marcapasso atingirá a frequência adequada à atividade mensurada pelo sensor. Este parâmetro garante uma resposta de aceleração gradual e fisiológica.
- Tempo de recuperação - Determina uma curva de redução gradual da frequência cardíaca, uma vez cessada a atividade. Este parâmetro evita quedas abruptas da frequência cardíaca.

Fica claro que devido a suas características, o sensor de atividade pode apresentar respostas inadequadas, como, por exemplo, em pacientes

expostos a ambientes com intensa vibração externa (operadores de máquinas pesadas), características do terreno por onde o paciente se exercita (exercício com bicicletas estáticas geram menos resposta do que andar de bicicleta na rua), colocação do sensor subpeitoral por compressão da caixa torácica durante a respiração, entre outros. A maioria destes problemas pode ser superado com correta programação do sensor.

Sensores de Volume-Minuto

Historicamente, a mensuração da respiração foi reconhecida como um dos primeiros parâmetros candidatos a realizar o controle da frequência de marcapassos definitivos. Em 1982, Rossi e colaboradores desenvolveram um dos primeiros marcapassos capazes de produzir uma resposta de frequência por detecção dos movimentos respiratórios. Em verdade, os sensores de movimento advieram de pesquisas para sensores de movimento da caixa torácica, porém logo se descobriu que o “ruído” gerado pelo movimento do corpo era mais facilmente mensurável e eficaz como regulador da variação da frequência cardíaca.

Modernamente, os marcapassos medem o volume minuto através de medidas de bio-impedância. O tórax apresenta-se eletricamente como um meio resistivo à corrente elétrica; como a impedância de um sistema elétrico é inversamente proporcional ao volume do meio condutor, as alterações nesta impedância, no caso da caixa torácica, estarão ligadas ao movimento respiratório. Logo é possível aferir estas mudanças de impedância geradas por sinais elétricos deflagrados pelo marcapasso, sem necessidade de eletrodos ou sensores especiais.

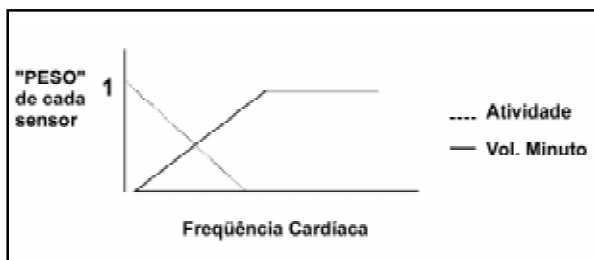
Apesar de confiáveis, simples e de baixo consumo, os sensores de volume minuto apresentam algumas características que limitam seu uso.¹⁰ Primeiramente, possuem um tempo de resposta lento, o que os tornam pouco adequados durante o início de um exercício; depois a variação da frequência respiratória e da frequência cardíaca não possuem uma correlação linear, necessitando de uma correção através do software interno dos marcapassos; último, pacientes com doenças respiratórias podem ter respostas não fisiológicas (embora alguns autores relatem que isto não seria um problema) e por fim, em raros pacientes, respostas anômalas de mecanismo não bem estabelecido podem ocorrer.

Por estes motivos, tem havido uma tendência ao uso de marcapassos com sensores mistos, principalmente de atividade e de volume minuto.

Tabela 1

Parâmetro	Marca passo	Fabricante
Resposta ventricular evocada	Precept Diplos, Inos ²	Guidant Biotronik
QT evocado	TX, Quintech, Rhytmx	Vitatron
Temperatura	Kelvin 500 Thermos Delatatrax 2503	Cook Biotronik Medtronik
SvO ₂	Oxypace	Medtronik

Através de software, há tanto o “cross-checking” da resposta de cada sensor, gerando correções a eventuais respostas indevidas, como o “peso” de cada sensor durante o exercício varia (ver figura 3), gerando uma resposta mais fisiológica ao exercício¹¹.



Programando marcapassos com controle de frequência

O uso de testes ergométricos é muito útil para avaliar a adequação da resposta de frequência de marcapassos. Esta aferição tanto pode ser realizada de uma maneira “formal” com uso de protocolos estandarizados, com estimativa do limiar anaeróbico, etc. Apesar desta ser a maneira mais “científica”, frequentemente as clínicas de marcapasso utilizam avaliações “informais”, usando diferentes protocolos capazes de serem utilizados no próprio ambulatório de marcapasso, ou uso de critérios empíricos.¹²

Qualquer que seja o critério utilizado, é importante durante o seguimento destes pacientes acessar a habilidade para execução das tarefas diárias e interpretar os histogramas de ativação.¹³ A presença de uma concentração de batimentos em zonas extremas de frequência pode ser indicativo de “over” ou “undersensing” do sensor modulador da frequência.

Outros Sensores Moduladores da Frequência Cardíaca

Muitos tipos diferentes de sensores foram testados, porém não ganharam grande aceitação devido ao custo elevado, à baixa confiabilidade, ao consumo elevado de bateria e a outros fatores. A Tabela 1 mostra alguns dos tipos de sensores testados¹⁴.

Atualmente, algum interesse tem sido despertado pelos sensores de resposta ventricular evocada. Modernos marcapassos dotados destes sensores têm demonstrado ser confiáveis e com consumo adequado da bateria. Como é baseado na captação da resposta evocada ventricular, o que guarda correlação com o potencial de ação cardíaco, este tipo de sensor permite o uso de uma tecnologia de “malha fechada”¹⁵. Em teoria, é desnecessária qualquer programação e permite uma adequação individualizada automática para cada paciente. Este sistema possui ainda a vantagem de reagir rapidamente a alterações autonômicas do coração, sendo capazes de reagir a emoções, testes de cálculo e de memória de maneira muito próxima à fisiológica. A tecnologia de malha fechada veio solucionar o problema de programação destes sensores, que em geral resultava trabalhoso e demorado.

Conclusão

A resposta de frequência veio acrescentar um ganho de qualidade à estimulação cardíaca artificial, permitindo uma substituição fisiológica da função do sistema excitocondutor do coração. A incorporação de novos softwares confiáveis e cada vez mais próximos aos sistemas de controle fisiológicos do organismo acarretarão respostas de frequência cada vez mais adequadas às demandas metabólicas do organismo, com programabilidade e seguimento cada vez mais simples e rápidos. Sem

dúvida a tecnologia dos sensores irá evoluir para a mensuração fiel de parâmetros do estado inotrópico e autonômico do coração. Quem sabe, em um futuro próximo, ultrapassem a mera função de alterar a frequência de estimulação dos marcapassos, tornando-se armas diagnósticas para o seguimento da terapêutica da insuficiência cardíaca, da rejeição de transplantes e de outros estados mórbidos do coração.

Referências:

1. Staniforth AD, Andrews R, Harrison M, Perry A, Cowley AJ. "Value" of improved treadmill exercise capacity: lessons from a study of rate responsive pacing. *Heart*. 1998 Oct; 80(4):383-6.
2. Werner J, Hexamer M, Meine M, Lemke B. Restoration of cardio-circulatory regulation by rate-adaptive pacemaker systems: the bioengineering view of a clinical problem. *IEEE Trans Biomed Eng* 1999 Sep; 46(9):1057-64.
3. Strobel JS, Kay GN. Programming of sensor driven pacemakers. *Cardiol Clin* 2000 Feb; 18(1):157-76, ix.
4. Kimmerly DS, Shoemaker JK. Hypovolemia and neurovascular control during orthostatic stress. : *Am J Physiol Heart Circ Physiol* 2002 Feb; 282(2):H645-55.
5. Katritsis D, Shakespeare CF, Camm AJ. New and combined sensors for adaptive-rate pacing. *Clin Cardiol* 1993 Mar; 16(3):240-8.
6. Roberts DH, Baxter SE, Brennan PT, Gammage MD. Comparison of externally strapped versus implanted accelerometer- or vibration-based rate adaptive pacemakers during various physical activities. *Pacing Clin Electrophysiol* 1995 Jan; 18(1 Pt 1):65-9.
7. Alt E, Matula M, Theres H, Heinz M, Baker R. The basis for activity controlled rate variable cardiac pacemakers: an analysis of mechanical forces on the human body induced by exercise and environment.: *Pacing Clin Electrophysiol* 1989 Oct; 12(10):1667-80.
8. Greco EM, Guardini S, Ferrario M, Romano S. How to program rate responsive pacemakers. *Pacing Clin Electrophysiol* 2000 Feb; 23(2):165-73.
10. Ellenbongen K, Wilkoff B. *Clinical Cardiac pacing and Defibrillation* pp 272 W.B. Saunders, 2nd ed.
10. Slade AK, Pee S, Jones S, Granle L, Fei L, Camm AJ. New algorithms to increase the initial rate response in a minute volume rate adaptive pacemaker. *Pacing Clin Electrophysiol* 1994 Nov; 17(11 Pt 2): 1960-5.
11. Clementy J, Barold SS, Garrigue S, Shah DC, Jais P, Le Metayer P, Haissaguerre M. Clinical significance of multiple sensor options: rate response optimization, sensor blending, and trending. *Am J Cardiol* 1999 Mar 11;83 (5B): 166D-171D.
12. Provenier F, Jordaens L. Evaluation of six minute walking test in patients with single chamber rate responsive pacemakers. *Br Heart J* 1994 Aug; 72(2):192-6.
13. Sulke N, Dritsas A, Chambers J, Sowton E. Is accurate rate response programming necessary? *Pacing Clin Electrophysiol* 1990 Aug; 13(8):1031-44.
14. Ellenbongen K, Wilkoff B. *Clinical Cardiac pacing and Defibrillation* pp 223 W.B. Saunders, 2nd ed.
15. Schaldach M. New aspects in electrostimulation of the heart. *Med Prog Technol* 1995; 21(1):1-16.