Artigo de
Revisão

1

Principios básicos da estimulação cardíaca artificial

José Carlos B M Ribeiro
Hospital da Lagoa / Hospital Pró-Cardíaco

Histórico

Todas as publicações sobre a história do marcapasso listam uma série de nomes que foram contribuindo durante os anos para termos o conhecimento e a aparelhagem de que dispomos hoje. A primeira citação de uma ressuscitação com a aplicação de choque elétrico no precórdio é de Aldini, em 1774[5]. Adams, em 1827[6], e Robert Stokes, em 1846[7], descreveram as crises apopléticas associadas à bradicardia que ficaram conhecidas como crises de Stokes-Adams. Em 1819, Aldini e Bichat utilizaram corações de prisioneiros decapitados para realizarem os primeiros experimentos com estimulação elétrica em corações humanos. Mas só em 1932 foi que Albert Hyman[8] construi o primeiro marcapasso e utilizou-o para ressuscitar vários pacientes, iniciando realmente a história da estimulação cardíaca artificial. Em 1958, na Suécia, Senning[9] e Elmquist implantaram pela primeira vez um marcapasso num ser humano, que funcionou por muito pouco tempo devido à precariedade de sua fonte geradora. Chardack, em 1965, introduziu comercialmente o marcapasso endovenoso. Deste ano em diante o crescimento e o desenvolvimento na bioengenharia foram meteóricos.

Unidades cada vez mais sofisticadas e com possibilidades de tratar várias arritmias diferentes vêm sendo desenvolvidas. O tratamento das taquiarritmias potencialmente malignas e da Insuficiência Cardíaca Congestiva são os mais novos campos da terapia elétrica cardíaca artificial e serão abordados nos capítulos próprios.

Componentes do marcapasso

Na realidade o "marcapasso" é um sistema de estimulação elétrica artificial que fornece descargas ou pulsos elétricos ao coração. Ele é composto por uma **unidade geradora** que armazena os circuitos eletrônicos e a bateria, além de ser ligado ao coração por um ou mais cabos **eletrodos ou catéteres.**

Os eletrodos apresentam na extremidade distal aletas que ajudam na sua fixação passiva às trabéculas do ventrículo direito ou delicados parafusos que são fixados ativamente ao coração por uma rotação do eletrodo ou de sua guia, após posicionados no local escolhido. São feitos de silicone ou poliuretano que revestem um conjunto de fios em paralelos ou coaxiais que se conectam à ponta ou ao anel do cateter.

Estes eletrodos são muito maleáveis sendo necessário um guia de metal que passe por dentro deles e dê sustentação e torque para poderem ser manipulados durante o seu posicionamento. O guia é retirado após a fixação do eletrodo.

Atualmente todos os catéteres são bipolares, isto é, os dois pólos estão dentro do coração, a ponta sempre é o pólo negativo e o anel, positivo. O cateter unipolar só tem a ponta dentro do coração, o pólo positivo é a unidade geradora ou a caixa do marcapasso. Isto acarreta uma diferença, tanto na estimulação quanto na sensibilidade do aparelho, como veremos a posteriori. Ainda há em uso eletrodos epimiocárdicos que eram suturados ou aparafusados no lado externo ou epicárdico do coração, técnica abandonada devido à menor morbidade da técnica endocárdica, com acesso pela veia cefálica, subclávia ou jugular.

A unidade geradora (UG) é alojada no subcutâneo abaixo das clavículas, à direita ou esquerda, conforme o desejo do paciente ou do cirurgião. Nos implantes epimiocárdicos, praticamente abandonados em nosso meio, a unidade geradora era alojada no abdome e ainda podemos encontrar vários pacientes com sistemas epi em funcionamento. Sua indicação atual se restringe às crianças de baixo peso e de forma temporária em pós- operatórios de cirurgia cardíaca.

A UG é composta em seu maior volume pela bateria, ou fonte geradora, (Figura 1) que alimenta um circuito eletrônico sofisticadíssimo com inúmeras capacidades de funcionamento, circuitos de memória fantásticos que armazenam até o eletrograma intracavitário durante uma arritmia cardíaca prévia e circuitos elétricos que levam o impulso elétrico até o coração durante toda a vida útil do aparelho. Há ainda vários outros componentes que protegem o aparelho de descargas elétricas, por exemplo, os que revertem ao modo assincrônico quando acionados e outros que permitem a troca de informações com um computador externo, por exemplo, um programador de marcapassos. Através deste programador podemos, por meio de ondas de radio frequência, modificar a frequência do marcapasso, sua energia de saída, seu modo de funcionamento e dezenas de parâmetros cada vez mais específicos na sua aplicação, facilitando sua adaptação e acompanhamento. Podemos também monitorar sua energia restante, sua vida útil e extrair informações de sua memória que podem ser impressas em papel ou gravadas em discos para posterior análise.

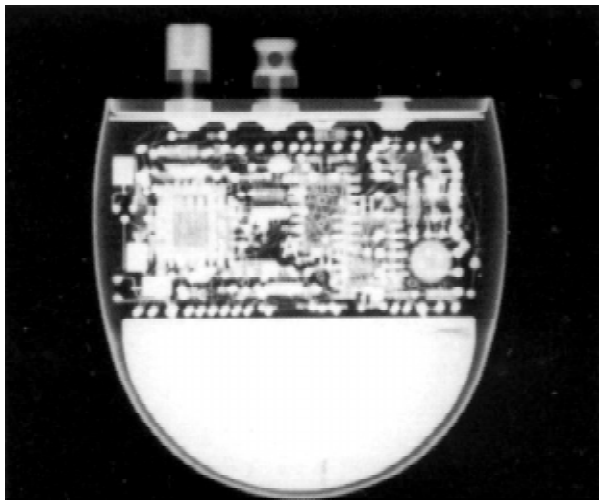
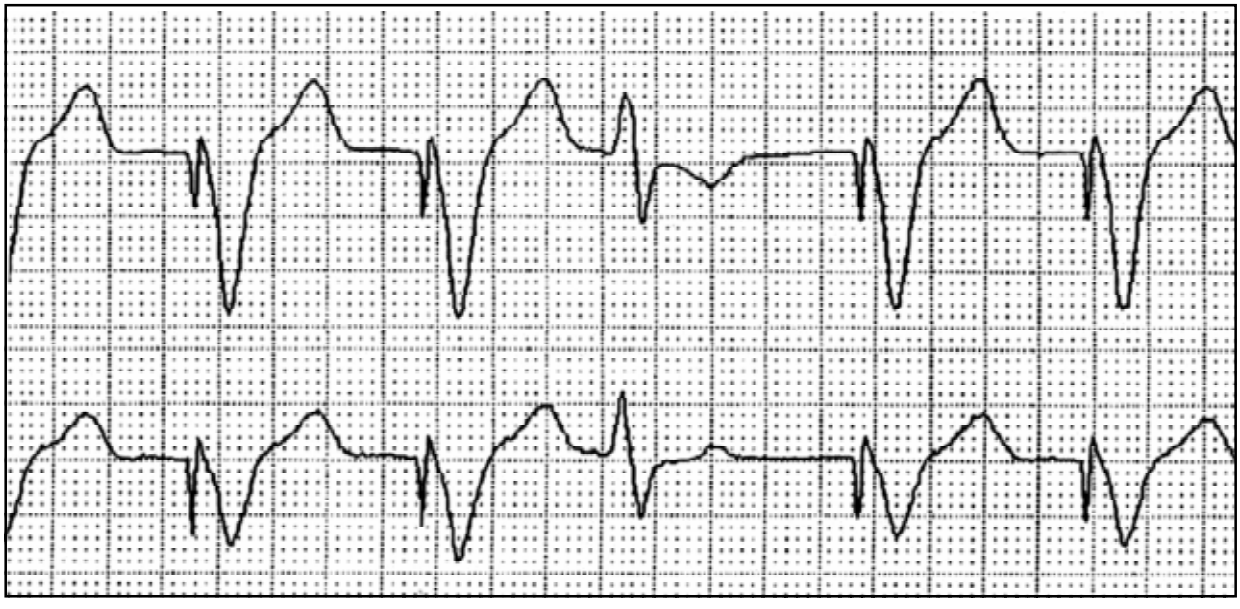


Figura 1
Imagem radiográfica de uma unidade geradora de marcapasso mostrando metade de seu volume ocupado pela bateria. Vários componentes elétricos e eletrônicos são vistos.

A unidade geradora é trocada quando se esgota sua bateria. Apresenta uma vida útil de 5 a 15 anos, dependendo de sua programação e modo de funcionamento e este desgaste é acompanhado por revisões periódicas. Os eletrodos, se bem implantados, têm uma vida útil longa, mais de 15 anos, alguns ainda em uso por mais de 20 anos. Só são retirados em ocasiões especiais e com técnica e material específico para o procedimento. Quando fora de uso são em geral abandonados e sepultados isoladamente dentro da bolsa do marcapasso.

Figura 2
Comando e demanda. O terceiro QRS é um batimento espontâneo. O MP sente esta despolarização e recicla a partir dele. Os demais são estimulados ou comandados pelo MP, com a espícula precedendo o QRS.



A estimulação cardíaca artificial possui uma nomenclatura própria que deve ser entendida inicialmente para facilitar o resto da aprendizagem. Vamos tentar nas próximas linhas explicar esses termos de uma maneira bem simples.

Comando

É a capacidade de um foco elétrico de despolarizar o coração. Normalmente o comando do coração é sinusal, por isto o ritmo normal é o sinusal. Numa taquicardia ventricular o comando é de um foco ventricular. Num ritmo de marcapasso dizemos que há comando ou o comando é do MP se em seguida ao estímulo do MP houver uma despolarização cardíaca (Figura 2). Podem haver ocasiões em que a energia cedida pelo MP é insuficiente para tal, então dizemos que há uma perda ou uma falha de comando. É uma falha grave, pois num paciente dependente pode causar graves sintomas.

Esta energia é gerada por uma fonte ou bateria, manuseada pelos circuitos eletrônicos, enviada através do eletrodo; vence, então, uma barreira na interface eletrodo-coração e por fim despolariza o coração. Qualquer problema em todo este caminho pode acarretar uma perda de comando (Figura 3). Esgotamento de bateria, aumento de limiar e fratura de eletrodo são as causa mais comuns.

Figura 3
Falha de comando ventricular. Algumas espículas são seguidas de QRS e outras não, mostrando falha intermitente de comando do MP.

Limiar de comando ou de estimulação é a menor energia necessária para despolarizar o coração. Este pulso de energia que o marcapasso fornece tem uma amplitude (medida em Volts) e uma duração do estímulo, ou largura de pulso (medida em milisegundos). Podemos variar ambos os fatores para conseguir uma maior ou menor quantidade de energia em cada pulso. Quanto maior a amplitude aplicada a um pulso elétrico, menor a largura de pulso necessária para manter a mesma energia e vice-versa.

Nas avaliações periódicas que os portadores de marcapassos realizam, são aferidos o limiar de estimulação, e a energia ofertada pelo marcapasso pode ser diminuida ou aumentada conforme a necessidade.

Demanda, circuito de sensibilidade

O MP tem um circuito de sensibilidade que percebe o sinal da despolarização cardíaca espontânea e recicla seu tempo de espera para emitir ou não um pulso de energia. Se houver um ritmo mais rápido que o programado no marcapasso, este pode ficar em "demand" ou em espera de uma freqüência mais lenta para poder estimular o coração (Figura 2). A freqüência em um minuto dos estímulos do marcapasso chama-se **freqüência de pulso** e o tempo entre um batimento sentido e o próximo estimulado é o **intervalo de escape**. Em geral estes valores são iguais, mas podem ser programados diferentemente em situações especiais. Quando o intervalo de escape é maior que o intervalo entre dois batimentos estimulados, dizemos que há uma **histerese**, ou a histerese é de tantos batimentos a menos que a freqüência de pulso (Figura 4). A programação da histerese permite que o marcapasso espere mais tempo por um ritmo intrínseco do paciente permitindo mais tempo de estimulação natural do coração.

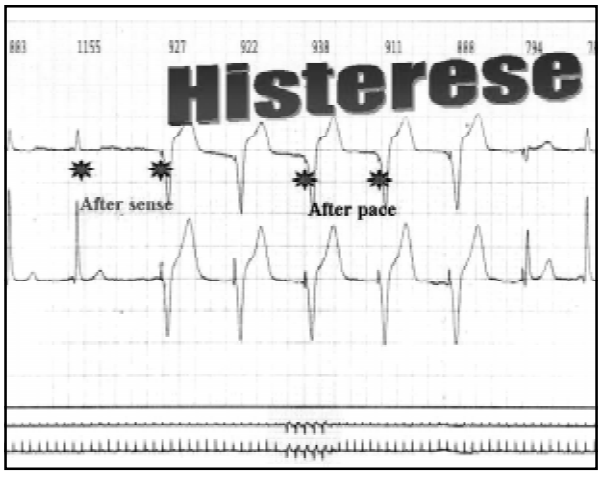


Figura 4
Histerese. O período de escape após uma estimulação anterior (*after pace*) é correspondente à freqüência do marcapasso. O período de escape, após um sense anterior (*after sense*), pode ser programado independentemente, sendo chamado de histerese.

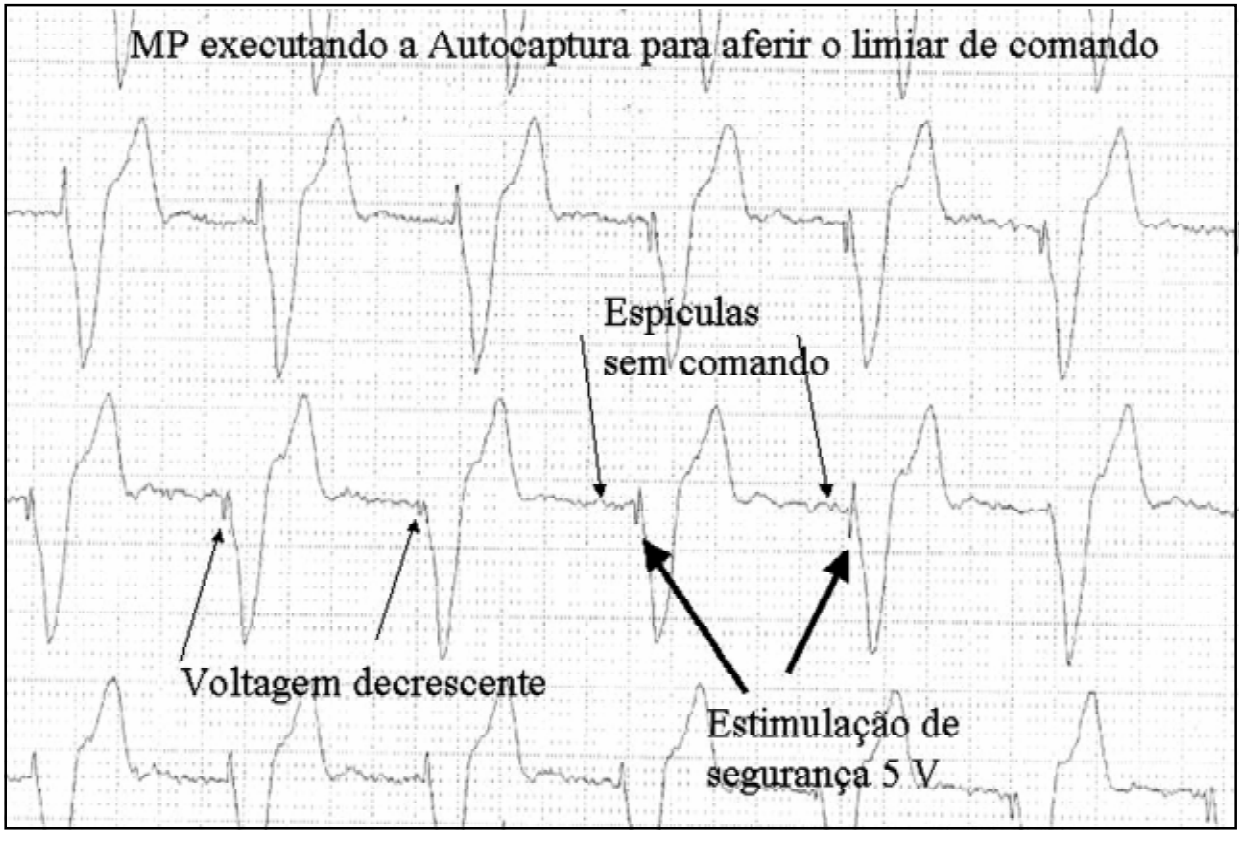
O MP apresenta um período, logo após a deflagração do pulso elétrico, em que fica

1ª letra	2ª letra	3ª letra	4ª letra	5ª letra
Cavidade estimulada	Cavidade sentida	Modo de funcionamento	Capacidade de programação	Terapia de arritmias
Átrio	**A**	**O**	**P**rogramável	**P**acing
Ventrículo	**V**	**I**nibido	**M**ultiprogramável	**S**hock
Duplo (AeV)	**D**	**T**rigado	**C** omunicação	**D** pacing+shock
O nenhuma	**O**	**D**uplo	**R**esposta de freqüência	**O**

momentaneamente cego, sem sentir sinais naquele momento (blanking period). Geralmente este período é de 40 a 100ms. Depois há um período em que o MP sente os sinais mas não reage a eles; é o período refratário ventricular, ou atrial (PRA- período refratário atrial, PRV- período refratário ventricular, PVARP – período refratário atrial pós ventrículo). Todos estes tempos podem evidentemente ser programados conforme a necessidade (para impedir uma taquicardia mediada pelo marcapasso, por exemplo).

O potencial produzido pelo estímulo elétrico do MP chama-se potencial evocado. Na maioria dos MP este potencial (QRS) não é sentido, pois está dentro do blanking ventricular. Alguns MP são dotados de circuitos que sentem este potencial evocado após cada batimento, sabendo, portanto, quando há comando do MP ou não. O software inserido nos seus circuitos fazem com que ele execute uma medida de limiar periodicamente e corrija sua voltagem de saída conforme o valor achado. Desta forma o MP cicla com a menor energia possível e economiza muito sua bateria. Caso haja uma perda de comando durante a medida de limiar, o MP envia, 40 a 100ms após o impulso sem comando, um novo impulso com 5 V que recupera o comando sem praticamente interferir na freqüência cardíaca. Novamente procede à mesma medida e assim vai periodicamente ajustando-se (mecanismo de auto captura) (Figura 5).

Figura 5
MP executando o processo de medida de limiar pelo processo de autocaptura. A voltagem de cada estímulo vai diminuindo progressivamente até que haja perda de comando de dois estímulos seguidos. Imediatamente após (40ms), o MP envia um estímulo de segurança de 5 Volts.



Unipolar e Bipolar

Na realidade toda estimulação é bipolar, pois a energia elétrica necessita de dois pontos, negativo e positivo para poder fluir. Quando os dois pólos estão dentro do coração, isto é, um pólo negativo na ponta do eletrodo e o pólo positivo em um anel posicionado um pouco mais afastado da ponta, chamamos esta estimulação de bipolar. Quando o pólo positivo é a própria caixa do MP ou unidade geradora, chamamos de unipolar (Figura 6).

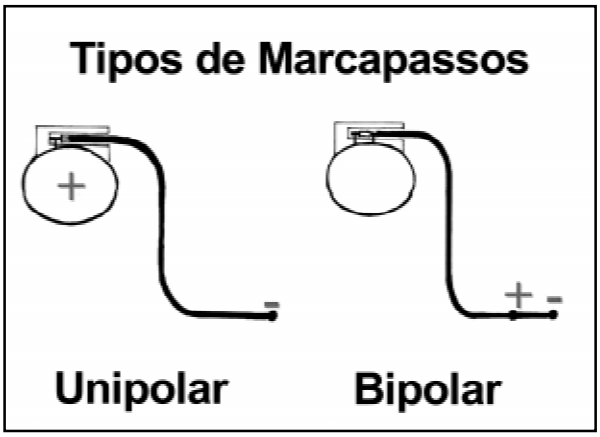


Figura 6
Sistema unipolar com um pólo na caixa do MP e outro na ponta do eletrodo e bipolar com os dois pólos, ponta (negativo) e anel (positivo).

A estimulação unipolar apresenta uma espícula no eletrocardiograma de maior amplitude, muito mais fácil de ser observada. Entretanto pode estimular também a musculatura peitoral ou estruturas que se coloquem dentro de seu campo elétrico. A estimulação bipolar não produz esta estimulação indesejada, mas produz uma espícula de mínima amplitude, muito difícil de ser observada, além de alguns estudos mostrarem que pode ser uma fonte de arritmias ventriculares.

A sensibilidade unipolar tem um poder muito maior de sentir os fenômenos elétricos, no entanto pode sentir atividades elétricas musculares esqueléticas que podem fazer o MP ciclar erroneamente. A sensibilidade bipolar restringe o campo de observação dos fenômenos elétricos a uma antena intracardíaca de 1 a 3 cm, que é a distância entre os pólos dos eletrodos, sendo muito mais difícil o sense de um sinal elétrico extracardíaco, da musculatura do indivíduo ou uma interferência externa.

Modernamente todos os eletrodos são bipolares e através de programação podemos estimular em unipolar e sentir em bipolar, por exemplo (configuração mais utilizada).

Tipos de marcapassos

Os marcapassos podem ser atriais, quando o eletrodo só é fixado no átrio; ventriculares, os mais comuns e o átrio ventricular (bicameral ou dupla câmara), com um cateter no átrio e outro no ventrículo. Neste último o comando e o sense acontecem em ambas as câmaras cardíacas como se fossem dois marcapassos, interligados por um intervalo AV programável. Assim, se o átrio não se despolarizar espontaneamente, o MP o estimula e espera o intervalo AV programado; se neste intervalo o ventrículo não se despolarizar, ele o estimulará e assim começará outro ciclo cardíaco.

Com o intuito de normatizar estes conceitos duas sociedades, americana e européia, desenvolveram um quadro de referência de 5 letras com os significados abaixo especificados.

No uso corriqueiro, só as três primeiras letras são utilizadas. VOO é um marcapasso fixo que não sente o ventrículo, só o estimula. AAI é o marcapasso que estimula o átrio, sente o átrio e se inibe quando percebe uma onda P (despolarização atrial) (Figura 7). VVIR é o marcapasso ventricular com resposta de freqüência, ou biosensor. DDD é o marcapasso que estimula e sente o átrio e o ventrículo e triga o estímulo ventricular ao átrio sentido ou estimulado. É um MP átrio ventricular ou dupla câmara ou bicameral e é o mais implantado atualmente. Há um modo de estimulação VDD em que o MP só sente o átrio, não o estimula e, em seguida, a um intervalo AV sente ou estimula o ventrículo. Neste último tipo de estimulação, utiliza-se um cateter semelhante ao cateter ventricular, mas na metade do seu comprimento existem dois anéis que ficam encostados no átrio apenas sentindo-o, sem estimulá-lo. A vantagem é que só se coloca um eletrodo ao invés de dois como num aparelho DDD. Caso o átrio não seja sentido, ele funcionará como um VVI comun, ciclando na sua freqüência programada.

Em relação à capacidade de programação, todos os marcapassos hoje em dia são multiprogramáveis e têm telemetria bidirecional (**C**) que permite uma troca de informações entre o programador e o marcapasso.

Nos marcapassos mais modernos, há um parâmetro chamado “Automatic Mode Switch” que pode ser traduzido para Mudança Automática do modo de funcionamento. Um MP DDD ou DDDR, quando sente uma taquiarritmia atrial, acima de um determinada freqüência que programamos, reverte automaticamente ao modo VVI ou VVIR, evitando

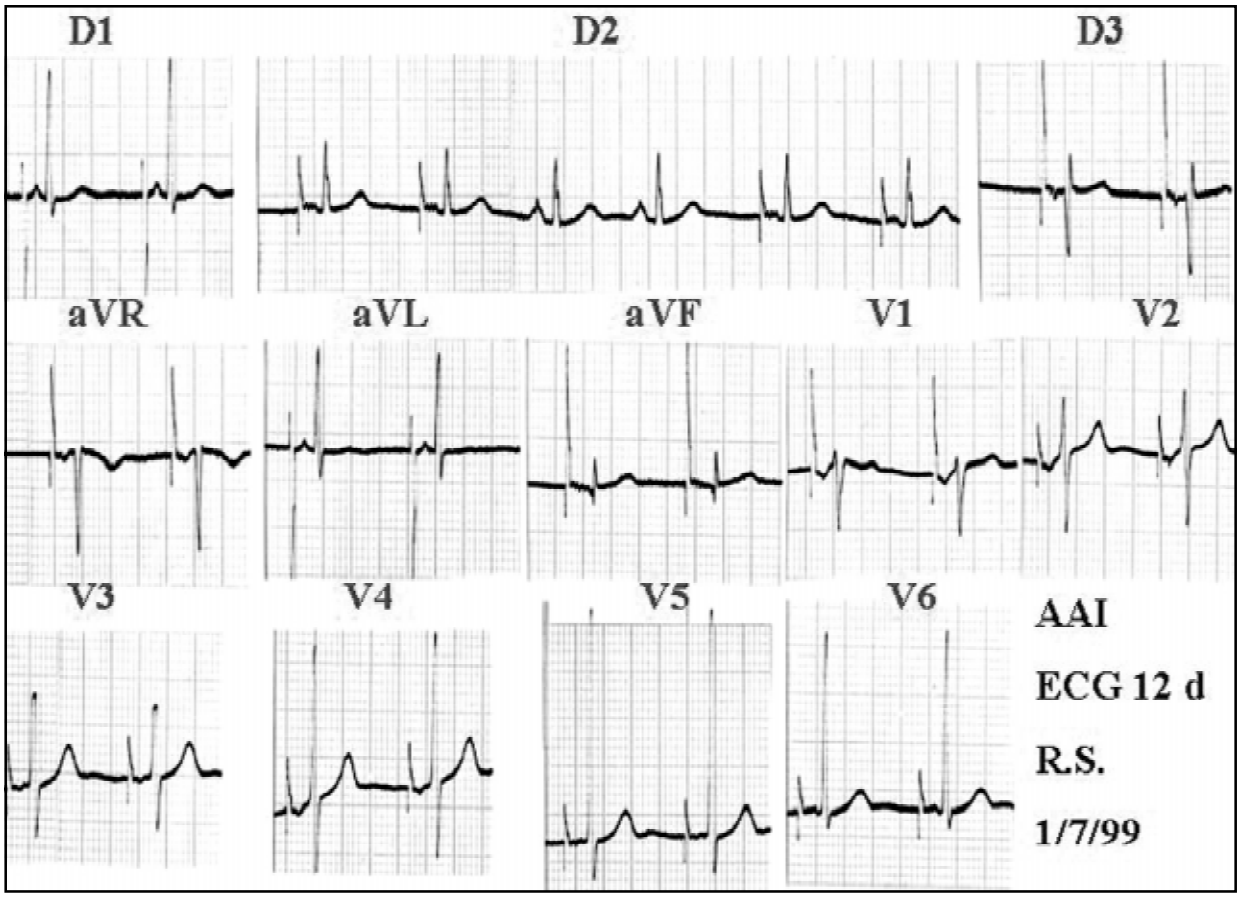
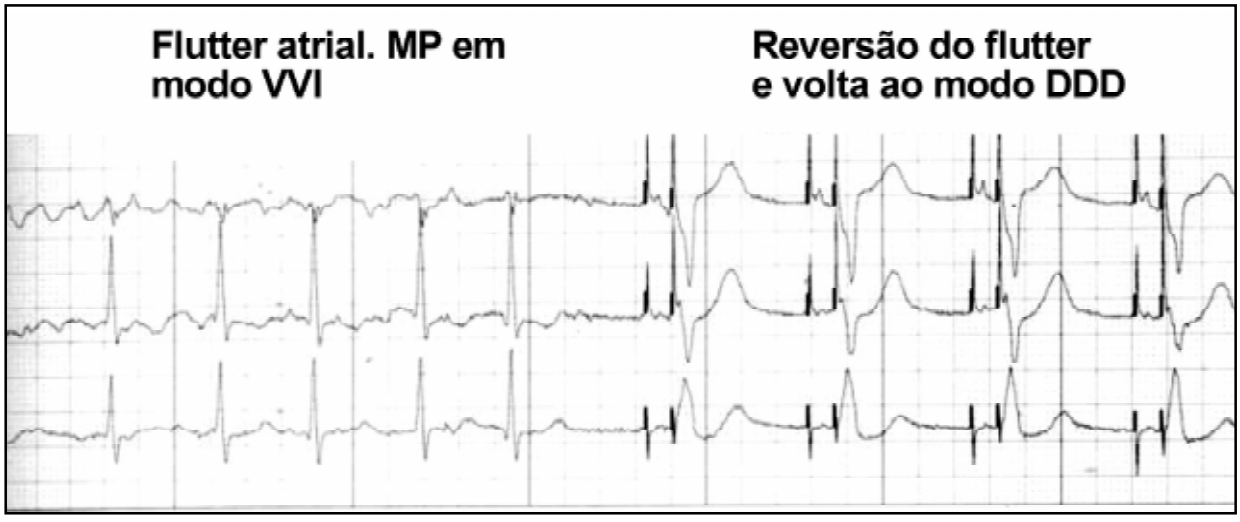


Figura 7
MP AAI com a espícula do MP se mostrando antes da onda P e condução AV e despolarização ventricular espontâneas.

Figura 8
Mudança automática de modo de funcionamento (Mode Switch). O marcapasso DDD reverte ao modo VVI quando sente um ritmo atrial rápido, neste caso um flutter atrial. Quando cessa a taquiarritmia, o MP volta ao funcionamento inicial (DDD).

assim que o ventrículo alcance freqüências elevadas. Quando o ritmo volta ao normal, o MP volta ao funcionamento inicial (Figura 8).

Em relação ao tratamento das arritmias, já há um código próprio para desfibriladores-cardioversores; desta forma a última letra quase não é utilizada atualmente. Não vamos neste capítulo tratar de taquiarritmias ou aparelhos antitaqui.



Biosensores

Biosensor é um mecanismo que existe em certos marcapassos que detecta uma demanda metabólica aumentada e automaticamente acelera ou alentece os seus batimentos. Podem sentir o movimento do paciente (mecanismo mais comun), sua movimentação respiratória (volume minuto), a temperatura, intervalo QT e vários outros parâmetros que demonstrem a necessidade de uma maior freqüência cardíaca. Há um mecanismo que pode medir a contratilidade cardíaca (mecanismo de alça fechada) e continuamente corrigir a freqüência de estimulação. Podem ser programados vários parâmetros desta resposta de freqüência, sua aceleração, desaceleração, limiar de sensibilidade, freqüência mínima e máxima e outros fatores que podem melhorar e adaptar a interação do marcapasso ao paciente. Os mecanismos mais utilizados nos MP atuais são os de movimento e volume minuto e alguns MP têm incorporados ambos os tipos de sensores, sendo mais sensíveis na sua curva de variação de freqüência.

Freqüência magnética, influência do imã sobre o marcapasso

Existem vários tipos de freqüências em um marcapasso. A freqüência de demanda ou basal ou freqüência mínima (lower rate) é a menor freqüência em que o marcapasso estimula o coração. A freqüência máxima (upper rate) é a maior freqüênca em que o coração é estimulado. Por exemplo, em um marcapasso DDD programado em 60 e 120 bpm respectivamente, se o coração se despolariza abaixo de 60 bpm, ele estimula o átrio nesta freqüência mínima e, se o ventrículo não o fizer espontaneamente, o MP despolarizará o ventrículo. Se a freqüência intrínseca sinusal for aumentando, num esforço físico por exemplo, o marcapasso sentirá o átrio e estimulará o ventrículo, sempre acompanhando a freqüência atrial até um máximo de 120 bpm. Acima deste valor de freqüência atrial, ele não mais triga o ventrículo ao átrio na razão 1:1, mantendo uma freqüência máxima ventricular de 120 bpm. Num marcapasso com biosensor (AAIR, VVIR, DDDR) sempre programamos a freqüência mínima e máxima com que a estimulação poderá ser realizada, além de determinarmos a curva de aceleração, a sensibilidade do sensor, a desaceleração e vários outros parâmetros.

Existem marcapassos que são dotados de um freqüência especial de repouso que passa a funcionar à noite no horário que for programado ou quando o nível de movimento cair abaixo de um valor mínimo por um período mais prolongado. Esta freqüência passa a valer independente das outras anteriores.

Quando se coloca um imã sobre o marcapasso, este passa a não reconhecer os sinais elétricos que são captados pelo eletrodo (sinais cardíacos ou extracardíacos), passando a funcionar assincronicamente, fixamente, independente de haver um QRS próprio ou não (VOO). Em alguns marcapassos, há um aumento de freqüência enquanto o imã estiver posicionado sobre a unidade geradora. Em outros este aumento ocorre só por alguns pulsos, voltando depois à sua freqüência normal. Vários fabricantes utilizam esta freqüência magnética para modificar a saída de energia em alguns destes pulsos, permitindo ao médico saber se a energia liberada para aquele paciente tem uma faixa de segurança ou não. Embora em alguns marcapassos esta propriedade de se manter assincrônico, quando sobre a ação de um campo magnético possa ser desprogramada, a noção que se deve ter é de que sempre que se coloca um imã sobre o marcapasso ele fica assincrônico (por isto se recomenda a utilização de um imã sobre o MP quando um bisturi elétrico é usado). Na realidade o funcionamento do imã é muito mais complexo que isto e diferente em cada marca de aparelho; uma excelente e bem completa descrição pode ser encontrada na publicação da REBLAMPA nº 13.2 de abril/junho de 2000.[1]

Intervalo AV (AV delay)

É o intervalo eletrônico entre o estímulo atrial (paced AV delay) ou o sense de uma despolarização atrial própria (sensed AV delay) e o estímulo ventricular a seguir (Figura 9). Pode ser comparável ao intervalo PR no ECG. Nos modelos atuais há uma correção automática deste intervalo, encurtando-o com o aumento da freqüência cardíaca (intervalo AV dinâmico). Pode ser programado um valor mínimo (para as maiores freqüências), um valor máximo (para a freqüência mínima) e a velocidade de encurtamento deste intervalo. Existem modelos sofisticados que fazem uma caça automática ao batimento ventricular próprio, alongando o intervalo AV para permitir uma despolarização ventricular espontânea, ajustando-se automaticamente aos novos valores.

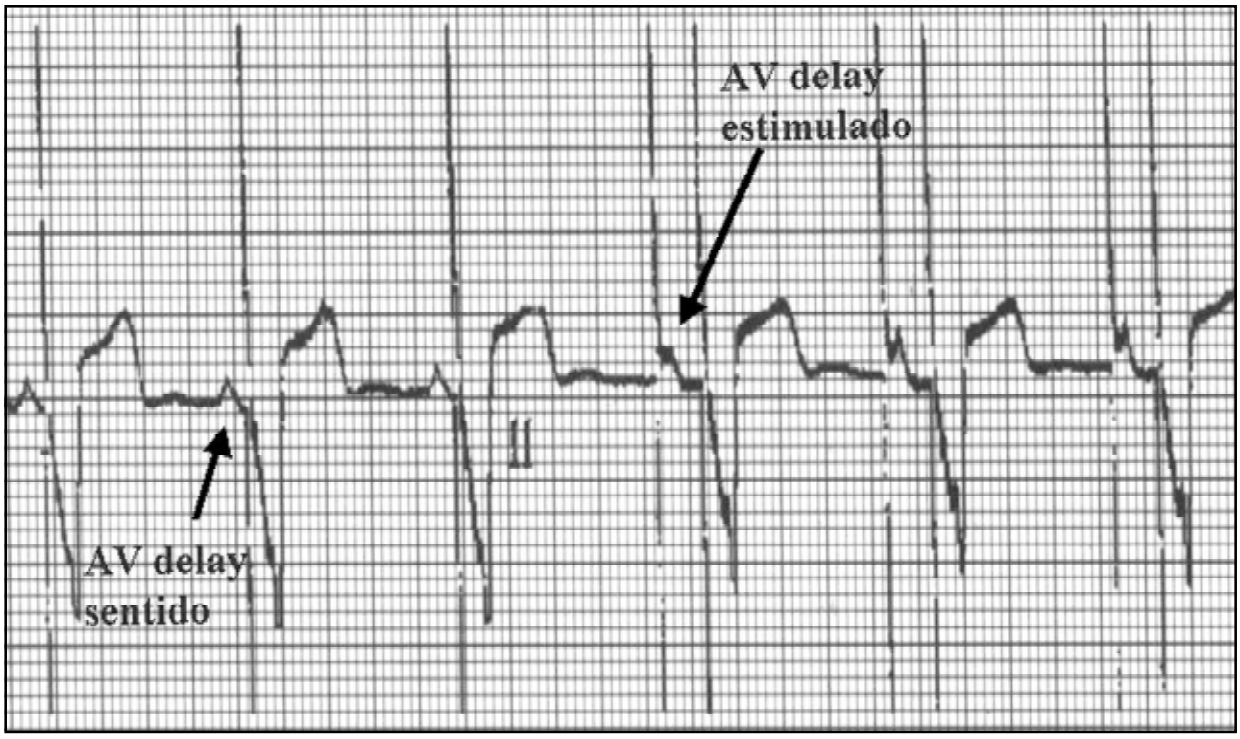


Figura 9
MP DDD. No segundo batimento a onda P é sentida e após o intervalo AV (sentido) é deflagrada a espícula ventricular. No quarto batimento tanto o átrio como o ventrículo são estimulados (Intervalo AV estimulado).

Bateria

As primeiras baterias foram de uma liga de mercúrio e zinco, depois vieram as baterias recarregáveis e atômicas, mas as baterias de lítio / iodo deram o melhor resultado e são as utilizadas atualmente. Não produzem gases, são seladas e pequenas o suficientes para permitir um tamanho reduzido do marcapasso. Não são recarregáveis, por isto, quando acaba a fonte energética, é necessário trocar a unidade geradora e não somente sua bateria. Conhecendo a capacidade da bateria e o gasto de energia do gerador, o marcapasso pode nos informar qual a vida útil que ainda resta.

Podemos, através dos programadores, saber a impedância do eletrodo, seu limiar de comando e sense, corrigindo qualquer falha que haja. Sempre que possível, e desde que haja uma boa faixa de segurança, o marcapasso deve ser programado para fornecer uma energia menor, pois assim há uma maior duração da bateria, aumentando a longevidade do marcapasso. Estas medidas são realizadas novamente em cada avaliação periódica para checar a integridade do sistema.

Os circuitos eletroeletrônicos do MP compensam a queda da energia cedida pelas baterias, mantendo uma oferta fixa ao eletrodo-coração. Quando esta energia vai chegando ao final, em geral a freqüência magnética e a freqüência de estimulação começam a cair até 10% de seu valor inicial. Este é o período para a troca da unidade geradora. Durante as revisões periódicas pode ser medida a impedância da bateria e diretamente sua voltagem e consumo, facilitando o acompanhamento.

Eletrocardiografia de Marcapasso

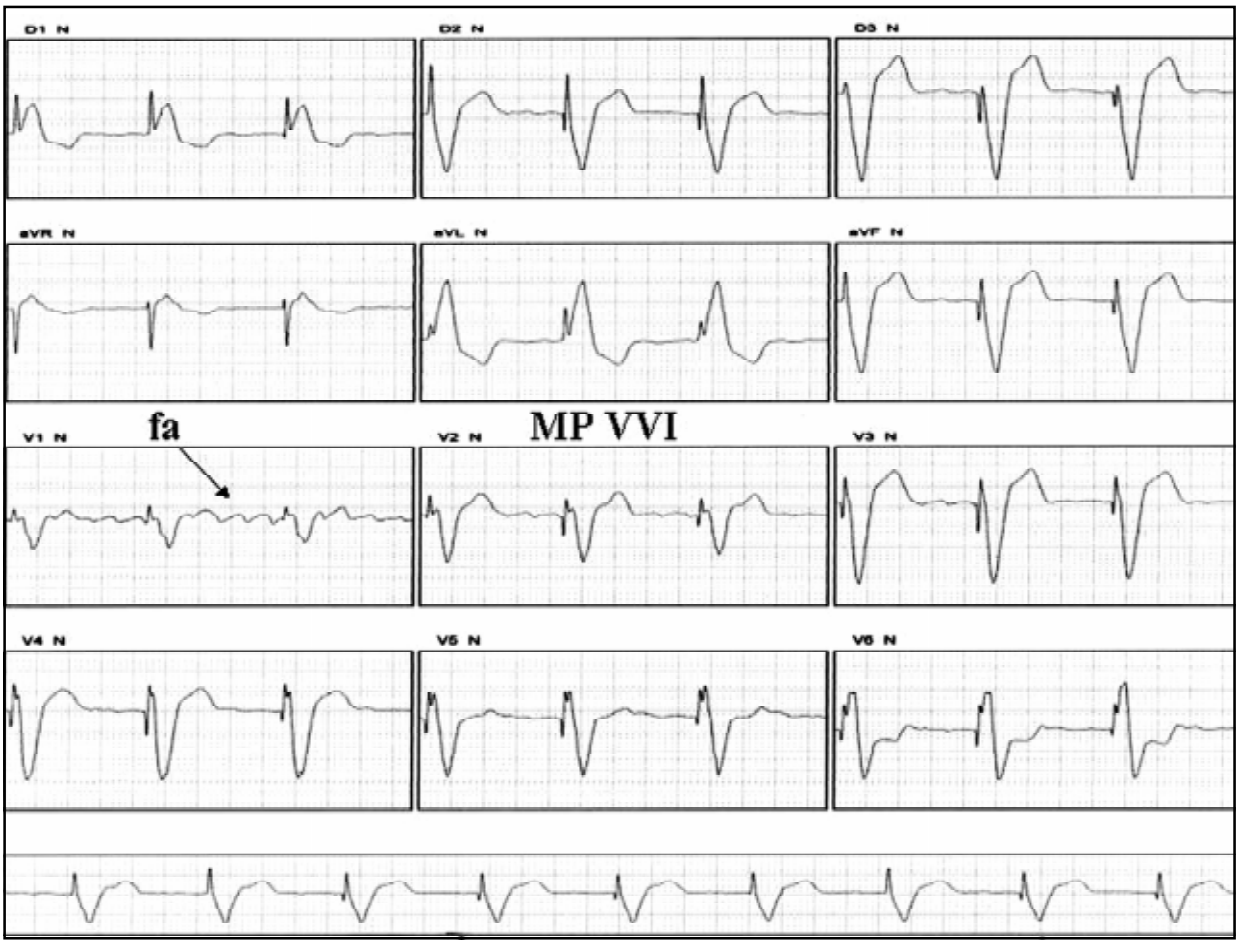
O MP se mostra no traçado eletrocardiográfico como uma espícula ou uma inscrição rápida antes da onda P (MP atrial) ou R (MP ventricular). Às vezes é dificil de serem notadas, havendo a necessidade de serem procuradas em todas as derivações, pois podem ter uma orientação espacial tal que em uma derivaçao não se mostrem, enquanto em outra, são facilmente observadas. Quando a estimulação é unipolar, a espícula é muito mais facilmente visível do que na estimulação bipolar e isto é uma causa freqüente de falha na interpretação dos traçados de eletrocardiografia dinâmica.

Como o MP está estimulando o ventrículo de uma maneira totalmente antinatural, criando uma frente de onda que parte da ponta do eletrodo, o QRS estimulado é sempre alargado, como uma extrasístole ventricular. O ECG de 12 derivações não é muito importante para a observação do MP, mas

nos dá uma visualização da espícula caso seja difícil de vê-la numa só derivação e uma noção de onde está posicionado o eletrodo. Quase sempre D1 e aVL têm o padrão de BRE. D2, D3 e aVF negativos mostram um posicionamento na ponta de VD (Figura 10), enquanto que um QRS positivo nestas derivações mostram uma posição em trato de saída de VD. Geralmente V1 tem padrão de BRE, pois a estimulação é em VD, mas certos pontos do septo interventricular produzem um padrão de BRD quando estimulados. Outro aspecto interessante do ECG completo é observado no paciente coronariopata, em que uma isquemia ou mesmo um infarto pode não ser notado no ECG, pois a aberração que a estimulação artificial provoca no complexo QRS mascara as alterações agudas. Se o médico dispuser de um traçado antigo do paciente com o MP e puder compará-lo com o da fase aguda, diferenças no QRS e no segmento ST podem corroborar a suspeita clínica. No entanto a derivação mais utilizada para a análise do MP é mesmo D2.

Figura 10
Fibrilação atrial com MP VVI. Nota-se o padrão de BRE e o eixo para cima, mostrando estar o eletrodo em ponta de VD.

Deve sempre ser procurado a espícula e o QRS estimulado. Quando o MP é exclusivamente ventricular (VVI) há uma dissociação AV com um ritmo atrial independente do ventricular. Quando o MP é bicameral (Figura 11), átrio ventricular, a onda P natural pode ser observada antes da espícula ventricular. Caso a freqüência atrial seja inferior àquela programada no MP, há também uma espícula antes da onda P, mostrando que o átrio é comandado pelo MP. Seguindo-se à despolarização atrial natural ou comandada, ocorre um intervalo AV (delay AV) e depois a estimulação ventricular. Às vezes a frente de onda ventricular produzida pelo MP colide com a frente de onda natural conduzida pelo nó AV e uma parte do coração é despolarizada pelo MP, enquanto outra parte, pela condução normal. Assim o QRS resultante é um batimento de fusão, mais parecido com o batimento do MP, se esta frente de onda despolarizar maior massa cardíaca do que a frente de onda natural; ou mais parecido com o batimento espontâneo, se a frente de onda natural for predominante (Figura 12). A fibrilação atrial, devido à irregularidade do QRS espontâneo, é o maior exemplo de batimentos de fusão. Quando o ritmo espontâneo for mais rápido que o programado, o MP se inibe e passa a se reciclar após cada batimento.



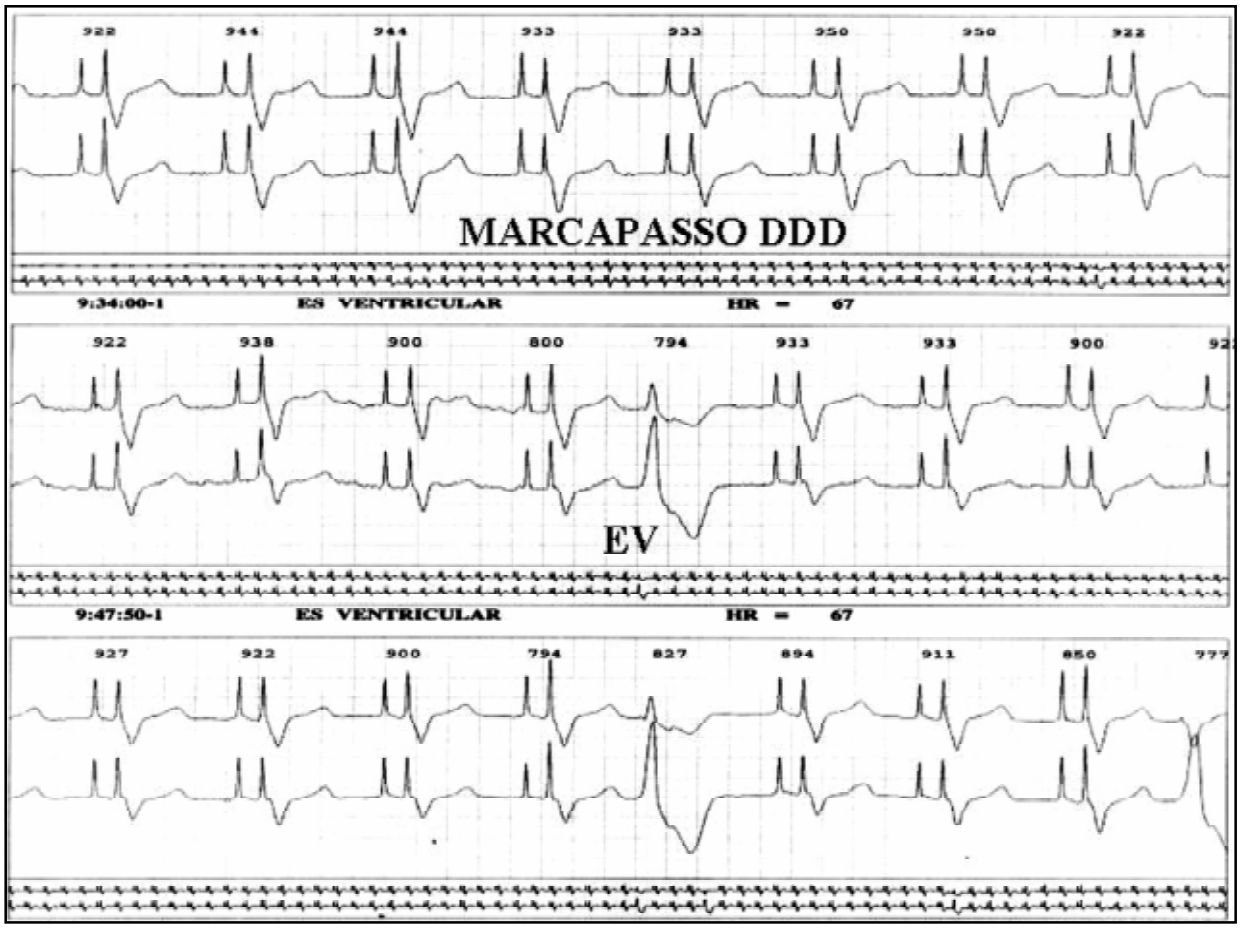
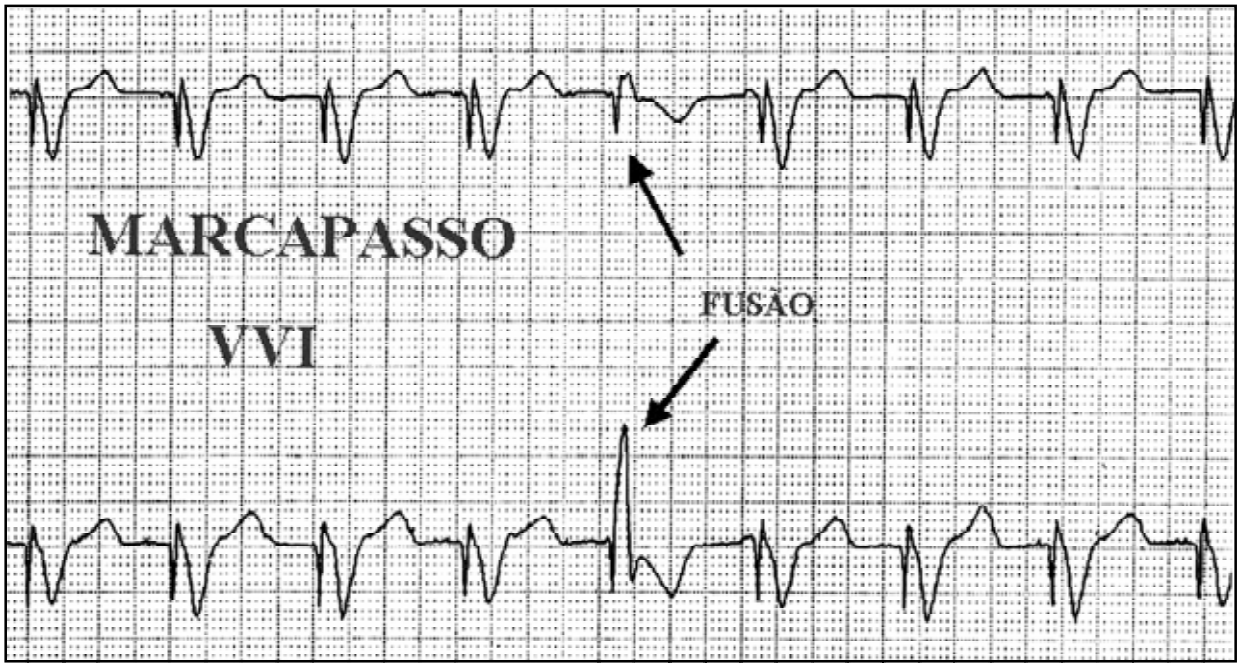


Figura 11 (acima)
MP DDD. Observa-se uma espícula antes da onda P e do QRS. O quinto QRS da tira do meio é uma extrasístole ventricular e o MP sente-a e se recicla tanto no átrio como no ventrículo.

Figura 12 (abaixo)
Marcapasso VVI. O quarto complexo QRS apresenta uma espícula inicial seguida de um complexo QRS resultante da fusão de uma despolarização espontânea e um QRS estimulado.



Um dos problemas graves da estimulação cardíaca artificial é a perda de comando, pois pode haver uma pausa prolongada sem batimentos cardíacos. No ECG vemos uma ou várias espículas soltas, que não são seguidas da despolarizaçao ventricular (QRS) (ver Figura 3).

A perda de sensibilidade (perda de sense ou demanda) pode ser diagnosticada quando há uma espícula numa posição em que não deveria ocorrer a estimulação, pois o MP deveria estar em tempo espera. Se esta espícula cair fora do período refratário ventricular, poderá comandar o coração e às vezes causar arritmias perigosas (Figura 13).

Não há aqui a pretensão de detalhar os achados eletrocardiográficos em uma exposição tão curta; há inúmeros detalhes em cada modelo diferente de unidade e novidades permanentes. Mesmo assim, os conceitos básicos discutidos acima norteiam este funcionamento.

Bibliografia

1. Céus, Meu imã. B Dodinot. REBLAMPA 2000 13 (2):61-69.
2. Cardiac Pacing in Clinical Practice. W.Fisher, PH. Ritter 1997 Ed. Springer.
3. Atlas de Marcapasso. Martino Martinelli Filho. 2000. Ed. Atheneu.
4. Temas de Marcapasso. Celso Salgado de Melo. Lemos Editorial. 2001.
5. Aldini G. General Views on the Aplication of Galvanism to Medical Purposes. J. Callow, London 1819.
6. Adams R. Causes of diseases of the heart accompanied with pathological observations. Dublin Hosp. Rep., 4:396, 1827.
7. Stokes R. Observations on some cases of permanently low pulse. Dublin Quart. J. Med. Sci., 2:73,1846.
8. Hyman AS. Resuscitation of the stoped heart by intracardial therapy. Arch. Intern. Med.,50:283, 1932.
9. SenningA. Problems in the use of pacemakers. J. Cardiovasc. Surg., 5:651,1964.

Figura 13

Falha de sensibilidade. O quarto complexo QRS é um batimento espontâneo, não deveria existir a espícula do MP logo após sua inscrição, mostrando uma baixa sensibilidade do MP em reconhecer o batimento e reciclar.