

O Desfibrilador Atrial Automático Implantável

José Tarcísio Medeiros de VASCONCELOS⁽¹⁾ Silas dos Santos GALVÃO FILHO⁽²⁾
Cecília Monteiro Boya BARCELLOS⁽³⁾ José Marco Nogueira LIMA⁽⁴⁾

Reblampa 78024-261

Vasconcelos J T M. Galvão Filho S S. Barcellos C M B. Lima J M N. O desfibrilador atrial automático implantável. Reblampa 2000; 13(1): 35-47.

RESUMO: A fibrilação atrial representa um grande desafio médico. Sua elevada prevalência na população geral, as repercussões clínicas, as complicações tromboembólicas associadas e os resultados insatisfatórios obtidos com o emprego de drogas antiarrítmicas, motivaram o desenvolvimento de estratégias não farmacológicas de tratamento, mais efetivas. A viabilidade da desfibrilação atrial transvenosa, aliada aos bons resultados dos desfibriladores ventriculares automáticos, conduziram à idealização do desfibrilador atrial implantável, atualmente em investigação. Os diferentes estudos experimentais e clínicos demonstram que a desfibrilação atrial interna com baixa energia é possível, tem eficácia superior a 90% na restauração do ritmo sinusal, é segura quando sincronizada pelo complexo QRS e tem conseqüências hemodinâmicas desprezíveis. Os algoritmos de reconhecimento da fibrilação atrial, incorporados aos aparelhos em investigação, apresentam, por sua vez, elevado índice de precisão diagnóstica. Por outro lado, os efeitos locais, a longo prazo, de choques repetitivos sobre os tecidos cardíacos são ainda desconhecidos. Também se desconhece se o efeito de "atordoamento" atrial, que se segue à reversão de fibrilação atrial persistente, determinante de acidentes embólicos sistêmicos, é extensivo aos desfibriladores atriais implantáveis. Adicionalmente, o perfil do paciente adequado para implante deste tipo de sistema, não está bem definido. A baixa tolerabilidade aos choques, mesmo de baixa energia e um índice significativo de recorrência precoce da fibrilação atrial, após um choque eficaz, representam atualmente os principais empecilhos, que determinarão qual vai ser o futuro destas próteses.

DESCRITORES: fibrilação atrial, tratamento não farmacológico, desfibrilador atrial automático implantável.

INTRODUÇÃO

A fibrilação atrial representa grave problema de saúde pública. Nos Estados Unidos, estima-se que 2,2 milhões de indivíduos apresentam esta arritmia, estando 70% deles na faixa etária entre 65 e 85 anos de idade¹. Paralelamente, a fibrilação atrial constituiu o distúrbio do ritmo cardíaco, que mais frequen-

te motiva internações hospitalares naquele país². Em nosso meio, não existem dados representativos da população geral; entretanto, dada a frequência com que, na prática, o cardiologista se defronta com esta condição, é provável que a importância epidemiológica da fibrilação atrial, seja similar àquela observada nos países desenvolvidos.

(1) Médico Responsável pelo Setor de Eletrofisiologia Clínica da Clínica de Ritmologia Cardíaca do Hospital Beneficência Portuguesa de São Paulo.

(2) Diretor da Clínica de Ritmologia Cardíaca do Hospital Beneficência Portuguesa de São Paulo.

(3) Médica Assistente da Clínica de Ritmologia Cardíaca do Hospital Beneficência Portuguesa de São Paulo.

(4) Médico Responsável pelo Setor de Métodos não Invasivos da Clínica de Ritmologia Cardíaca do Hospital Beneficência Portuguesa de São Paulo.

Estudo realizado na Clínica de Ritmologia Cardíaca do Hospital Beneficência Portuguesa de São Paulo.

Endereço para correspondência: Rua Maestro Cardim, 1041 - Paraíso. CEP: 01323-001 - São Paulo - SP - Brasil.

Trabalho recebido em 02/2000 e publicado em 03/2000.

Durante muito tempo o significado prognóstico da fibrilação atrial foi subestimado. As intervenções terapêuticas se restringiam, fundamentalmente, aos casos que cursavam com resposta ventricular elevada ou com sintomatologia exuberante. Nos últimos anos estes conceitos têm sido revistos, a partir da observação das repercussões hemodinâmicas desta arritmia, em especial naquelas situações onde coexistem outras anormalidades cardíacas, como valvopatias, insuficiência coronariana, miocardiopatias, e ainda quando da constatação da grande importância desta condição, como determinante de acidentes tromboembólicos sistêmicos. No estudo de Framingham³, publicado em 1991, 55% de todos os acidentes embólicos de origem cardíaca, ocorreram em indivíduos com fibrilação atrial.

O uso de drogas antiarrítmicas correspondia até o início da década passada à única forma de tratamento disponível para a fibrilação atrial. Entretanto, os efeitos adversos destes fármacos, a sua eficácia limitada e a necessidade de terapia anticoagulante, com todos os seus inconvenientes, fizeram com que estratégias não farmacológicas de tratamento fossem desenvolvidas.

Estudos clínicos e experimentais iniciados na década de 60 demonstraram elevada eficácia e segurança da cardioversão elétrica da fibrilação atrial, utilizando um sistema de eletrodos inteiramente transvenoso. Tais observações, aliadas aos resultados positivos obtidos com os desfibriladores automáticos ventriculares implantáveis, conduziram à idealização dos desfibriladores atriais⁴. As primeiras experiências com o uso destes aparelhos começaram a ser publicadas em 1997, sendo, a princípio, bastante promissoras. Atualmente dois sistemas encontram-se em investigação clínica^{5,6}. Consistem em próteses implantáveis, capazes de identificar e tratar através da deflagração de um choque de baixa energia, a fibrilação atrial. Seu acionamento pode ser inteiramente automático ou comandado externamente, sendo dotados de função marcapasso, para a eventualidade de bradicardia subsequente à interrupção da fibrilação. Um dos modelos disponíveis também é desfibrilador ventricular.

O lugar que os desfibriladores atriais irão ocupar dentro das estratégias terapêuticas da fibrilação atrial ainda não está estabelecido. Questões como segurança, tolerância aos choques, indicações de implante, assim como custo-benefício, não estão definidas.

EFICÁCIA DA DESFIBRILAÇÃO INTERNA

A demonstração de que a desfibrilação interna poderia ser possível e eficaz em humanos, trazendo a vantagem do emprego de baixos níveis de energia, foi feita pela primeira vez em 1966. Naquele ano, McNally e cols.⁷, empregando eletrodo esofágico

com "coil" de 7cm, obtiveram desfibrilação em 8 pacientes com fibrilação atrial crônica, utilizando choques de até 60J. Em 1970, Jain e cols.⁸ alcançaram êxito na desfibrilação interna de 7 pacientes, portadores de fibrilação atrial crônica, utilizando choques aplicados entre um eletrodo ancorado no átrio direito e uma placa externa torácica. Vários estudos subsequentes, experimentais e clínicos, realizados em sua maioria no transcorrer da década atual, comprovaram estas observações preliminares.

Os resultados obtidos com a desfibrilação interna são superiores àqueles observados com a desfibrilação externa. Na primeira, a concentração de energia se dá, primariamente, no interior das câmaras cardíacas, ao passo que na segunda ocorre uma grande dispersão energética através de tecidos não cardíacos. Estima-se que na cardioversão externa, apenas 4% da corrente elétrica gerada, efetivamente atravessa o miocárdio⁹. Levy e cols.¹⁰, em 1992, estudaram 112 pacientes, portadores de fibrilação atrial persistente, com duração superior a 1 mês, que foram randomizados para desfibrilação interna e externa. A desfibrilação interna foi tentada, utilizando alta energia (200 a 300J) por meio de um eletrodo ancorado no átrio direito. A eficácia da desfibrilação interna foi significativamente superior (91% versus 67%, $p=0,002$) e a recorrência de fibrilação atrial foi similar nos dois grupos.

O emprego de baixa energia parece ser tão eficaz quanto o de alta energia, na reversão da fibrilação atrial, através de desfibrilação interna. Santini e cols.¹¹, compararam os resultados do emprego de alta e baixa energia em 40 pacientes com fibrilação atrial crônica refratária à cardioversão externa. Em 30 pacientes foi empregada alta energia (100 a 300J) e em 10, baixa energia, utilizando-se choques deflagrados entre o átrio direito e uma placa externa torácica. O ritmo sinusal foi restaurado em 80% dos pacientes submetidos aos choques de alta energia e em 100% daqueles submetidos aos choques de baixa energia.

Múltiplos fatores influenciam na eficácia e no montante de energia necessários para obtenção de conversão da fibrilação atrial ao ritmo sinusal, por meio da desfibrilação interna. A duração da fibrilação atrial e o diâmetro do átrio esquerdo constituem alguns dos elementos principais. Em amplo estudo multicêntrico conduzido por Levy em 1997¹² (Quadro 1), a energia necessária para reversão da fibrilação atrial foi progressivamente mais alta, quanto maior era a duração da arritmia e o diâmetro atrial esquerdo. Uma relação inversa foi observada entre a duração da fibrilação e o índice de sucesso para sua conversão ao ritmo sinusal.

A configuração de disposição dos eletrodos também é um elemento crítico nos resultados da desfi-

QUADRO 1
APRESENTAÇÃO DOS RESULTADOS DE 9 DIFERENTES ESTUDOS DE DESFIBRILAÇÃO ATRIAL INTERNA TRANSVENOSA. DISCUSSÃO NO TEXTO.

AUTOR	ANO	ARRITMIA	NÚMERO	CONFIG	ONDA	SUCESSO (%)	LIMIAR (J)
Heisel A ^{(14)*}	1995	FA e Flutter ind	26	vd-vcs	bi	100	2,3
Lok NS ⁽²³⁾	1997	FA crônica	37	ad-sc	bi	89	3,7
Lau CP ^{(19)**}	1997	FA crônica	25	ad-sc	bi	88	3,6
		FA aguda	13	ad-sc	bi	100	1,5
Levy S ^{(12)***}	1997	FA paroxística	50	ad-sc	bi	92	2
		FA crônica	53	ad-sc	bi	70	3,6
		FA intermediária	18	ad-sc	bi	89	2,8
		FA induzida	20	ad-sc	bi	80	1,8
Heisel A ⁽²⁴⁾	1997	FA aguda	8	ad-sc	bi	100	2
		FA crônica	8	ad-sc	bi	100	9,2
Alt E ^{(25)****}	1997	FA crônica	80	ad-sc (38) ad-ap (42)	bi bi	92 93	4,1 7,2
Ammer R ^{(26)*****}	1997	FA crônica	31	ad-ap	bi 3/3 (15) Bi 6/6 (16)	93 93	6,2 6,8
Richard P ⁽²⁷⁾	1998	FA crônica	62	ad-sc	bi	70	3,5
		FA paroxística	16	ad-sc	bi	75	2
		FA induzida	26	ad-sc	bi	77	2,6
Boriani G ⁽²⁸⁾	1999	FA crônica	15	ad-sc	bi	93	7,3

* Estudo realizado em portadores de desfibrilador convencional

** Administração de sotalol com repetição de desfibrilação aumentou sucesso na FA crônica para 99%

*** Estudo Multicêntrico

**** Empregadas duas configurações de disposição dos eletrodos

***** Empregadas duas formas de onda distintas em duração.

FA- fibrilação atrial; flutter ind- flutter atrial induzido; CONFIG- Configuração de disposição dos eletrodos de desfibrilação; vd-vcs- ventrículo direito-veia cava superior; ad-sc- átrio direito-seio coronariano; ad-ap- átrio direito-artéria pulmonar; bi- bifásica; bi 3/3- bifásica com duração de 3ms de ambas as fases; bi 6/6- bifásica com duração de 6ms de ambas as fases.

brilação interna dos átrios. A incorporação da maior massa muscular atrial possível pelo choque, contribui significativamente tanto para o êxito, como para a obtenção de baixos limiares de desfibrilação. A melhor disposição dos eletrodos parece ser aquela que envolve ambos os átrios no circuito. Isto se consegue na prática, em humanos, através da disposição de um eletrodo em átrio direito e um outro no interior do seio coronariano, sendo o choque deflagrado entre ambos, funcionando o eletrodo atrial direito como catodo e o do seio coronariano como anodo ou vice-versa. Cooper e cols.¹³, testaram em carneiros, várias disposições de eletrodos, envolvendo átrio direito e átrio direito, átrio direito e placa torácica, átrio direito e átrio esquerdo, demonstrando ser a última aquela onde eram obtidos os mais baixos limiares de desfibrilação. Em humanos, esta tem sido a disposição onde os melhores resultados são obtidos. Um dos desfibriladores atriais implantáveis em estudo clínico utiliza esta configuração⁵.

Os desfibriladores automáticos convencionais, implantados para tratamento de arritmias ventriculares, podem ser utilizados para desfibrilação atrial com bons resultados. Heisel e cols.¹⁴, estudaram 26 pacientes com desfibrilador ventricular automático, tipo “caixa fria” (choques de desfibrilação, deflagrados entre um “coil” distal, localizado no ventrículo direito e outro proximal, na veia cava superior). Os pacien-

tes tiveram fibrilação ou flutter atrial induzidos por estimulação. As arritmias foram revertidas em 100% dos casos, empregando-se choques com energia média de 2.3J. Recentemente, estes mesmos autores realizaram um estudo comparativo entre pacientes portadores de desfibriladores implantáveis do tipo “caixa fria” e “caixa quente” (carcaça do aparelho locada em região peitoral esquerda, eletricamente ativa), empregando-os para reversão de taquicardias atriais primárias, induzidas artificialmente. Os autores obtiveram melhores limiares de desfibrilação com este último sistema¹⁵.

Os tipos de eletrodos empregados para desfibrilação também influenciam, sobremaneira, a eficácia da desfibrilação. Isto corresponde a um importante fator na avaliação dos resultados da maior parte dos estudos, considerando o fato que, em sua maioria, foram empregados eletrodos convencionais de eletrofisiologia. Kalman e cols.¹⁶ realizaram estudo comparativo em cães, entre eletrodos de superfície larga e eletrodos convencionais, e demonstraram que as desfibrilações empregando os últimos, são de alta impedância e de menor eficácia.

A forma de onda dos choques é outro importante fator determinante da eficácia e dos limiares de desfibrilação. De maneira similar ao que já havia sido aprendido com os desfibriladores ventriculares,

os choques de onda bifásica são mais efetivos do que os de onda monofásica^{13,17}. Por sua vez, os choques de onda bifásica assimétrica, onde a primeira fase é mais longa que a segunda, são mais efetivos do que os simétricos de mesma duração¹⁷. A utilização de ondas bifásicas do tipo “arredondadas”, obtidas por redução da velocidade de ascensão e do pico de voltagem inicial, diminui o requerimento de energia para desfibrilação e é possível que tenha importantes implicações no aumento da tolerância individual aos choques¹⁸.

A utilização de fármacos antiarrítmicos pode ter um efeito benéfico na desfibrilação atrial interna. Dois estudos realizados com emprego de sotalol¹⁹ e flecainida²⁰ demonstraram aumento da eficácia e redução dos limiares de desfibrilação.

Um dos problemas relacionados à desfibrilação elétrica, seja ela interna ou externa, é a recorrência precoce da fibrilação atrial após uma desfibrilação efetiva. Estudo realizado por Timmermans e cols. em 1998²¹, envolvendo 38 pacientes submetidos à desfibrilação interna, mostrou recidiva da fibrilação atrial em 13% dos pacientes, após intervalo de tempo que variou de 2 a 55 segundos. Todos os episódios de fibrilação foram deflagrados por uma ectopia atrial, com acoplamento curto. Em outro estudo realizado por Sra e cols.²², com 11 pacientes, a recorrência precoce ocorreu em 36% dos casos, após 2 a 20 segundos, todos precedidos por um impulso atrial prematuro. Tais observações são bastante relevantes, quando se fala em desfibrilador atrial implantável, pela possibilidade de descargas repetitivas do sistema. É possível que o remodelamento elétrico atrial tenha um papel importante na gênese deste problema.

No Quadro 1^{12, 14, 19, 23-28}, são apresentados alguns estudos recentes de desfibrilação interna transvenosa. Uma comparação não é possível, em função da grande heterogeneidade entre os mesmos, no que diz respeito à população de doentes, tempo de evolução e tipo de arritmias, configuração de eletrodos, formas de onda de choque empregadas e metodologias de realização. Entretanto, em uma apreciação geral, fica evidente que os índices de sucesso, na conversão da fibrilação atrial ao ritmo sinusal foram elevados, superiores a 70%, estando em sua maioria na faixa acima de 90%. Os índices de insucesso e os limiares de desfibrilação mais elevados foram observados nos casos de fibrilação atrial crônica. Em todos os estudos que envolveram fibrilação atrial não crônica e em que foram empregadas configurações de eletrodos incorporando átrio direito e seio coronariano, com choques bifásicos, os limiares situaram-se abaixo de 3J.

SEGURANÇA DA DESFIBRILAÇÃO ATRIAL INTERNA

Fundamentalmente, a desfibrilação cardíaca interna pode ser responsável por cinco tipos de compli-

cações: indução de taquicardias ventriculares e fibrilação ventricular, indução de bradiarritmias, danos locais às estruturas cardíacas, instabilidade hemodinâmica e acidentes tromboembólicos.

Efeitos pró-arrítmicos da desfibrilação atrial

Desde 1940, sabe-se que choques de corrente direta, atingindo o miocárdio em seu período refratário relativo, podem desencadear taquiarritmias ventriculares²⁹. O conceito de choque sincronizado, introduzido por Lown em 1962³⁰, para cardioversão externa de fibrilação atrial, consiste em fazer coincidir a descarga do capacitor com a inscrição do complexo QRS, evitando que o miocárdio ventricular seja atingido em sua fase vulnerável. A desfibrilação interna dos átrios, a despeito de ser realizada com emprego de baixa energia, provoca excitação ventricular e pode ser responsável pelo desencadeamento de taquicardias ventriculares. Em estudo realizado por Cooper e cols.¹³, em carneiros, a deflagração de choques atriais bifásicos, durante fibrilação atrial induzida, sincronizados com a onda T, sistematicamente, induziu fibrilação ventricular em todos os animais testados, mesmo com emprego de tensões tão baixas quanto 40V. Por outro lado, o uso de choques sincronizados ao QRS não resultou em efeitos pró-arrítmicos, em nenhum caso. Em humanos, o desencadeamento de fibrilação ventricular por choques atriais sincronizados ao QRS, é incomum, estando sua ocorrência habitualmente ligada à falhas na sincronização dos choques³¹.

Contudo, mesmo uma sincronização adequada pode não ser suficiente para impedir o desencadeamento de taquicardias ventriculares pela desfibrilação atrial interna. Isto é particularmente verdadeiro naquelas situações que envolvem choques aplicados em seguida a ciclos RR muito curtos. A descarga sincronizada a um QRS que sucede um ciclo muito curto, pode atingir o miocárdio em uma situação de heterogeneidade elétrica, desencadeando taquicardias ventriculares. Ayers e cols.³² estudaram, em carneiros os efeitos de choques atriais sincronizados ao QRS, em diferentes padrões de ciclo ventricular. Em 1870 choques deflagrados, 11 casos de fibrilação ventricular foram induzidos, apesar de uma perfeita sincronização. Em todas as situações, a fibrilação ventricular ocorreu após descargas que seguiram ciclos RR inferiores a 300ms. Os autores concluíram que choques atriais, seguindo ciclos ventriculares inferiores a este valor, estão significativamente associados a um risco aumentado de indução de fibrilação ventricular.

A presença de bloqueios de ramo funcionais ou fixos, pode contribuir para os efeitos pró-arrítmicos da desfibrilação atrial, gerando porções do miocárdio ventricular que se despolarizam e repolarizam em tempos distintos, não uniformes. Um choque atrial

sincronizado a um complexo QRS captado de uma área ativada tardiamente, pode provocar re-excitação de porções do miocárdio, que já se encontram em fase de repolarização, desencadeando taquicardias ventriculares. Um estudo recente, demonstrou que a presença de bloqueio de ramo aumenta, substancialmente, o risco de indução de fibrilação ventricular³³ e que este risco só é abolido quando os choques são sincronizados a complexos QRS, com ciclos precedentes superiores a 380ms.

Na realidade, atualmente, a maioria dos protocolos de desfibrilação atrial interna envolvem capacitores que só liberam choques seguindo intervalos RR pré-determinados. Em estudo conduzido por Levy e cols.¹², em humanos, de 1779 choques de desfibrilação atrial deflagrados em 141 pacientes, sincronizados em intervalo RR precedente médio de 676ms, nenhum caso de fibrilação ventricular foi induzido.

Entretanto, parece prudente que na idealização de um desfibrilador atrial implantável, que opere de modo automático, o sistema possa, por segurança, atuar com choque ventricular de retaguarda.

Bradiarritmias

A desfibrilação atrial interna pode ser responsável por bradicardia transitória. Prakash e cols.³⁴ avaliaram, em humanos, os efeitos dos choques atriais de baixa energia sobre a função sinusal e a condução átrioventricular. Em 332 choques deflagrados, bradicardia significativa foi observada em 9 (36%) de 25 pacientes estudados, incluindo parada sinusal e bloqueio átrioventricular de terceiro grau, transitórios, com duração máxima de 7,5 segundos. As configurações de eletrodo, que geram maiores gradientes de potencial nas proximidades dos nódulos sinusal e átrioventricular, assim como a intensidade dos choques parecem ter uma relação direta com a ocorrência de bradiarritmias^{13,23}.

A incorporação de função marcapasso, que permita estimulação atrial e ventricular, é portanto, importante, na concepção de um desfibrilador atrial automático.

Lesão às estruturas cardíacas

A injúria tecidual, promovida pela aplicação de um choque de corrente direta, por via endocárdica, é conhecida de longa data, tendo sido utilizada durante vários anos com finalidade terapêutica, para tratamento das arritmias cardíacas (fulguração endocavitária), sendo obtida, tanto através de alta como baixa energia. Deste modo, é esperado que a desfibrilação atrial interna promova dano tecidual, particularmente, quando se considera que o seio coronariano toma parte na configuração preferencial de localização dos eletrodos.

De fato, lesões que vão desde pequenos focos

de necrose subendocárdica, até lesões que envolvem a parede atrial em toda sua profundidade, com hemorragia e necrose, têm sido descritas, em estudos envolvendo animais e eletrodos de superfície pequena, empregando baixa energia desfibrilatória^{16,35}. Por outro lado, o emprego de eletrodos de grande superfície parece ser mais seguro, produzindo apenas áreas localizadas e superficiais de hemorragia¹⁶. De modo semelhante, a utilização de eletrodos de superfície larga no seio coronariano, não tem sido acompanhada de trombose ou ruptura de estruturas, quando empregada desfibrilação com baixa energia³⁶.

A utilização de um desfibrilador atrial automático implantável, implica em tese, na deflagração de choques múltiplos, num mesmo ponto, durante toda a vida de um indivíduo. As conseqüências, a longo prazo, destas descargas sobre a parede atrial, de pequena espessura, e o seio coronariano, necessitam ser estabelecidas.

Efeitos hemodinâmicos da desfibrilação atrial

As conseqüências hemodinâmicas da desfibrilação atrial interna de baixa energia parecem ser modestas. Lok e cols.²³ avaliaram os efeitos de choques atriais sobre a pressão arterial, deflagrados entre o átrio direito e o seio coronariano, em 37 pacientes, portadores de fibrilação atrial crônica. O nível máximo de queda de pressão arterial observado foi de 49mmHg, com média de 6 ± 10 mmHg, ocorrendo nos primeiros batimentos após a descarga. Harbinson e cols.³⁷ estudaram os efeitos da desfibrilação atrial sobre o débito cardíaco, em 15 pacientes, medido por termodiluição, não observando flutuações significativas em seguida aos choques.

Tais observações sugerem que a desfibrilação atrial interna é segura, sob o ponto de vista hemodinâmico.

Desfibrilação atrial interna e trombose

A desfibrilação atrial interna com baixa energia, de modo similar ao que já se observou na cardioversão externa, gera "atordoamento" do átrio e auriculeta esquerda. Omran e cols.³⁸, realizaram estudo ecocardiográfico seriado em 20 pacientes, submetidos à desfibrilação atrial interna bem sucedida. Os autores demonstraram, em seguida à conversão ao ritmo sinusal, depressão funcional do átrio e auriculeta esquerda e acúmulo de autocontraste. Um paciente desenvolveu formação de trombo no apêndice atrial esquerdo e outro sofreu acidente tromboembólico. É digno de nota que tais achados foram observados em pacientes com fibrilação atrial de longa duração.

As implicações deste fato são questionáveis, quando se considera o emprego de desfibriladores atriais automáticos, visto que a atuação do desfibrilador, em tese, se dará em curto intervalo de tempo

após a identificação da arritmia. Sendo assim, as repercussões do choque sobre a função mecânica atrial, em tais circunstâncias, necessita ser definida.

TOLERÂNCIA AOS CHOQUES INTERNOS

Os choques do desfibrilador automático implantado para tratamento de fibrilação atrial, são deflagrados com o paciente inteiramente consciente. Do mesmo modo, a fibrilação atrial é, em tese, uma taquicardia que não expõe o indivíduo a risco de morte súbita, onde mesmo um choque de alta energia, intolerável, seria justificado. Portanto, o fator tolerância é preponderante na definição do lugar que estes sistemas ocuparão, no futuro, dentro do arsenal terapêutico desta arritmia.

A razão do desconforto gerado por um choque interno, mesmo de baixa energia, é pouco compreendida. Fatores como estimulação de fibras nervosas, contratura de musculatura esquelética e componentes psíquicos parecem estar implicados, conduzindo a um "todo" de tolerância individual variável³⁹.

Entretanto, vários elementos relacionados às próprias características do choque, estão intimamente ligados à tolerância ao mesmo: nível de energia liberado, a forma de onda do choque, a configuração e disposição dos eletrodos e o número de choques necessários para se obter a cardioversão.

Revisando-se os diferentes estudos de avaliação dos limiares de tolerância a choques atriais de baixa energia, constata-se uma grande variabilidade nos valores obtidos. Murgatroyd e cols.⁴⁰, observaram intolerância clínica a choques de energia tão baixa quanto 0,1J; o limiar de tolerância médio, demonstrado pelos autores em 19 pacientes, foi de 2,1J. Já Santini e cols.⁴¹, em 16 pacientes estudados, obtiveram limiares de tolerância variando de 2,5 a 10J, com valor médio de 7,0J. É possível que diferenças de protocolos de estudo, variações em formato de ondas de choque, diversidade nas configurações de disposição dos eletrodos, assim como heterogeneidade nas populações de pacientes, sejam os fatores responsáveis por estas discrepâncias.

O formato de onda dos choques parece ser um elemento fundamental na determinação do grau de tolerância à desfibrilação atrial interna. Ammer e cols.²⁶, estudaram os efeitos da duração das ondas bifásicas de choque, sobre o limiar de dor em 31 pacientes. Foram utilizadas ondas com duração de 3ms/3ms e de 6ms/6ms (Figura 1). Os pacientes do grupo 6ms/6ms foram desfibrilados com menor voltagem, mesma energia e, significativamente, melhor tolerância quando comparados ao grupo 3ms/3ms. Os autores concluíram que a energia determina o sucesso de um choque, porém a tensão liberada (voltagem) determina a percepção de dor pelo paciente.

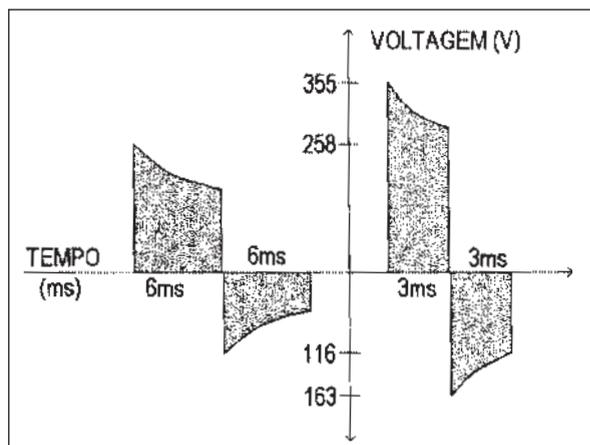


Figura 1 - Representação de dois diferentes padrões de onda de choque bifásicas, com durações 6ms/6ms e 3ms/3ms, respectivamente. A utilização do primeiro formato permite limiares de desfibrilação similares aos obtidos com o segundo padrão, com energias equivalentes, porém com menor tensão. A utilização de tensões mais reduzidas parece melhorar a tolerância aos choques atriais de baixa energia. Adaptado de Ammer R e cols ²⁶

O número de choques atriais deflagrados influencia, sobremaneira, a percepção de dor⁴². O segundo choque é pouco tolerado quando comparado ao primeiro, mesmo que tenha a mesma intensidade. Este tipo de achado sugere que fatores psíquicos também contribuem para a tolerância à desfibrilação atrial.

A dor é um problema não resolvido e constitui um empecilho para a utilização dos desfibriladores atriais. A incorporação de uma nova terapia para o tratamento da fibrilação atrial deve trazer não apenas eficácia, mas também melhora na qualidade de vida, visto que a má qualidade de vida é um dos principais problemas relacionados a esta arritmia.

INDICAÇÕES

Tratando-se de opção terapêutica que ainda se encontra em fase de experimentação, é prematuro falar em indicações para o seu emprego. Entretanto, pode-se expor situações onde, **potencialmente**, estas próteses estariam indicadas:

- 1) Pacientes com fibrilação atrial, sintomática, persistente ou paroxística, refratária à terapia medicamentosa.

O emprego do desfibrilador, nestas situações, seria restrito aos pacientes onde a fibrilação tivesse um grau adequado de intervalo de recorrências e duração dos episódios. A ocorrência de crises frequentes de fibrilação atrial e/ou de episódios de curta duração, pode implicar em descargas também frequentes do aparelho, gerando grande desconforto e desgaste prematuro da bateria. Contudo, o que significa um intervalo aceitável entre as recorrências?

Constantemente, observa-se, na prática, variações no perfil de ocorrência da fibrilação atrial, o que torna a definição deste intervalo complexa. Por outro lado, a interrupção prematura da fibrilação atrial, determinada pelo sistema, pode ser benéfica, no intuito de impedir o remodelamento elétrico dos átrios; é possível que o emprego do desfibrilador reduza o próprio número de recorrência dos episódios.

O tratamento ablativo por cateter da fibrilação atrial, ainda em fase de desenvolvimento, após apreciação mais concreta dos seus resultados, pode representar outra opção de tratamento, antes de se considerar o implante de um desfibrilador atrial, nos pacientes com estas características.

Em síntese, fica claro que são necessários maiores estudos para definir quais são os casos ideais para emprego desta modalidade terapêutica e quais são os seus resultados, a longo prazo.

2) Pacientes portadores de arritmias ventriculares graves, onde haja indicação para implante de um cardioversor-desfibrilador automático convencional, coexistindo fibrilação atrial persistente ou paroxística, que apresente as características anteriormente citadas.

As situações de indicação de implante de um desfibrilador, para profilaxia de morte súbita, seja primária ou secundária, normalmente, envolvem pacientes com comprometimento ventricular importante. A ocorrência de fibrilação atrial acrescenta um fator deletério especial a estes casos, que é a repercussão hemodinâmica da perda de contratilidade atrial efetiva. Paralelamente, o implante de um desfibrilador de câmara única, nestes pacientes, pode implicar em terapias ventriculares inapropriadas freqüentes, causadas pela ocorrência de fibrilação atrial, não reconhecida pelo sistema.

Assim, a opção seria por um desfibrilador de câmara dupla, capaz de identificar e tratar tanto as arritmias ventriculares, como as atriais primárias. Recentemente, um sistema com estas características foi incorporado às investigações clínicas.

DESFIBRILADORES ATRIAIS IMPLANTÁVEIS EM ESTUDO

Na atualidade, dois desfibriladores estão sob investigação, sendo um de terapia atrial exclusiva e um outro de câmara dupla.

Desfibrilador atrial exclusivo

O Matrix System é um desfibrilador atrial de fabricação norte-americana, desenvolvido pela empresa InControl (Redmond, WA), estando disponível em dois modelos (3000 e 3020)⁴³. Trata-se de um sistema de desfibrilação atrial exclusiva, ou seja, não dispõe de terapia ventricular. O aparelho pesa 79g (modelo 3000) ou 82g (modelo 3020), tem um volu-

me de 53ml e é concebido para implante em região peitoral, como um marcapasso convencional. Utiliza dois eletrodos atriais de superfície larga, para desfibrilação, e um eletrodo ventricular simples, para estimulação de retaguarda e sincronização pela onda R. A configuração de disposição dos eletrodos envolve o átrio direito e o seio coronariano (Figura 2). O eletrodo de átrio direito dispõe de "parafuso" para fixação na parede da câmara, e o eletrodo do seio coronariano é pré-moldado em espiral, permitindo um melhor ancoramento no interior da veia.

O funcionamento do desfibrilador pode ser inteiramente automático, ou comandado pelo paciente ou médico, através da colocação de um ímã sobre o gerador^{5,43}. A identificação da fibrilação atrial é feita pelo circuito lógico do aparelho em dois estágios^{5,44}. O primeiro estágio é denominado análise de intervalo de silêncio, e permite a discriminação entre os ritmos sinusal e não sinusal, em um segmento de 8 segundos de monitoração da atividade elétrica atrial, entre os eletrodos do átrio direito e seio coronariano. O algoritmo foi desenvolvido, partindo da premissa de que, durante o ritmo sinusal, existe um repouso elétrico diastólico, o que não acontece durante a fibrilação atrial. Um intervalo de silêncio é pré-determinado por programação e o sistema avalia, no segmento de 8 segundos, qual o percentual de intervalos que excede o valor programado. Sendo este percentual superior a um montante estabelecido por programação, o ritmo sinusal é identifica-

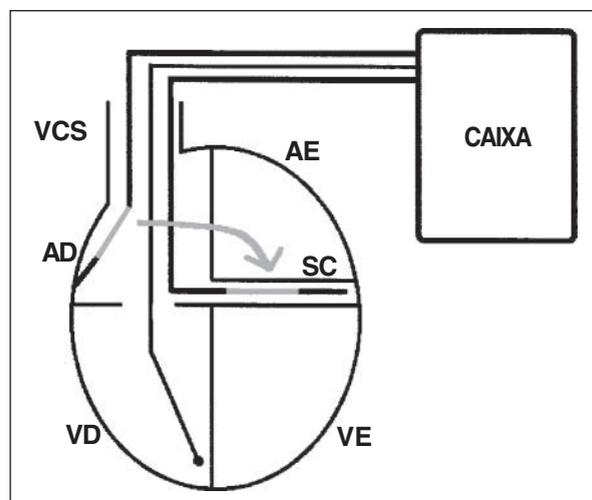


Figura 2 - Representação da disposição dos eletrodos do desfibrilador atrial Matrix System. O sistema emprega dois eletrodos atriais para detecção e identificação da fibrilação atrial, ancorados no átrio direito e seio coronariano, entre os quais são deflagrados os choques de desfibrilação. Um terceiro eletrodo é ancorado no ventrículo direito, permitindo sincronização dos choques atriais pela onda R, assim como estimulação ventricular exclusiva para a eventualidade de bradicardia subsequente à terapia. Discussão no texto.

do; sendo inferior, um ritmo não sinusal é diagnosticado, e o sistema parte para o segundo estágio de análise. O segundo estágio é denominado análise do cruzamento da linha de base. Nele é aberta uma janela de 200ms, cujo início se dá 80ms após a onda R detectada, na qual é realizada a análise do número de cruzamentos positivos ou negativos da linha de base que ocorre no canal atrial. Cada onda R detectada no segmento de 8 segundos implica na abertura de uma janela de análise atrial, sendo estabelecido o número de cruzamentos da linha de base por onda R detectada, a partir da qual é definido um valor médio. Sendo o valor médio superior a um padrão definido por programação, a fibrilação atrial é identificada e tratada. Estes algoritmos apresentam uma grande sensibilidade e especificidade, no diagnóstico da fibrilação atrial. O aparelho é capaz de memorizar os eletrogramas dos 6 últimos episódios de fibrilação atrial tratados. Os choques são bifásicos de até 3J no modelo 3000, com duração 3ms/3ms e de até 6J no modelo 3020, com duração 6ms/6ms. O mínimo intervalo de sincronização para deflagração dos choques, pode ser programado de 500 a 800ms, sendo evitadas descargas em seguida a ciclos curtos. O sistema antibradicardia do desfibrilador opera em estimulação ventricular exclusiva, assíncrona ou síncrona (VOO ou VVI).

O primeiro implante deste aparelho em humano ocorreu em outubro de 1995. Em outubro de 1998, foram publicados os resultados preliminares de um estudo multicêntrico, envolvendo pacientes submetidos ao implante destes sistemas⁴³. Foram excluídos indivíduos com prótese valvar, insuficiência coronariana, história de acidentes tromboembólicos, insuficiência cardíaca congestiva, taquicardia ventricular sustentada ou não sustentada e aqueles com limiares de desfibrilação superiores a 240V. Os pacientes apresentavam fibrilação atrial paroxística, com intervalo de recorrência entre os episódios variando de uma semana a 3 meses. O tratamento antiarrítmico com fármacos foi não efetivo ou não tolerado, para uma média de 3,9 drogas testadas. De 119 pacientes arrolados para o estudo, apenas 51 foram selecionados. É importante observar que, 43 indivíduos foram excluídos por limiares de desfibrilação elevados. Dezesete pacientes receberam o modelo 3000 e 34, o modelo 3020. Em julho de 1997, todos os casos tinham 3 ou mais meses de seguimento. Foram deflagrados 670 choques, para tratamento de 227 episódios de fibrilação atrial (média de 3 choques por episódio) no período. A "performance" dos algoritmos de detecção foi excelente, revelando 100% de especificidade para reconhecimento do ritmo sinusal, em oposição à fibrilação atrial, e 92,3% de especificidade para identificação da fibrilação atrial, em oposição ao ritmo sinusal.

O aparelho foi capaz de converter ao ritmo sinusal 96% dos episódios de fibrilação atrial; entretanto, foi

observada recorrência precoce em 28% (em menos de 1 minuto) dos casos. A conversão da fibrilação atrial a ritmo sinusal estável, sem necessidade de adoção de medidas adicionais, ocorreu em 74% dos episódios. Levando-se em conta as situações em que as desfibrilações foram repetidas após intervenções farmacológicas, frente a choques não efetivos ou recorrência precoce da fibrilação atrial, o índice de eficácia global da terapia foi de 86%.

Os limiares médios de desfibrilação com ambos os modelos de desfibrilador foi inferior a 3J.

A tolerância aos choques neste estudo não pôde ser estimada, em função de grande variabilidade nos níveis de sedação empregados nas diferentes instituições.

Desfibrilador de dupla câmara

O desfibrilador de dupla câmara é um aparelho, originalmente desenvolvido pela empresa norte-americana Medtronic (Minneapolis, MN), denominado Jewel AF, disponível em dois modelos 7250G e 7250H, que atualmente encontram-se sob estudos clínicos. Diferentemente do Metrix System, o Jewel AF é um sistema concebido para identificar e tratar taquiarritmias atriais e ventriculares, com utilização não apenas de choques, mas também de estimulação antitaquicardia, possível em ambas as câmaras, bastante útil em casos de taquicardias atriais paroxísticas e flutter atrial. O aparelho tem um volume de 56ml (modelo 7250G) ou 57ml (modelo 7250H), uma massa de 93g (modelo 7250G) ou 94g (modelo 7250H), sendo implantado em região peitoral (Figura 3). Pode atuar de maneira inteiramente automática ou comandada por paciente ou médico através de um ativador telemétrico. Em modo automático, oferece a possibilidade de ser programado para emitir choques de desfibrilação apenas em horários pré-determinados. Isto é útil quando o paciente quer evitar terapias em horários não apropriados para a sua rotina de vida. O modelo 7250G emprega dois eletrodos, um para estimulação e detecção atrial, implantado por fixação ativa e outro, ventricular, para estimulação, detecção, sincronização e aplicação dos choques, através de dois "coils", localizados em ventrículo e átrio direito ou veia cava superior (Figura 4). O aparelho opera com um sistema de caixa ativa, sendo possível programar até 6 diferentes combinações de choques, envolvendo a caixa, o "coil" proximal e o "coil" distal. O modelo 7250H permite a utilização de um terceiro eletrodo para desfibrilação, possibilitando até 20 combinações de choques distintas. O sistema antibradicardia pode ser programado em 4 diferentes formas de estimulação (DDD, DDI, AAI, VVI). A identificação das arritmias é feita por algoritmos complexos que derivam da família de desfibriladores Gem⁴⁵. As prioridades diagnósticas são as taquicardias primariamente ventriculares (taquicardia ventricular

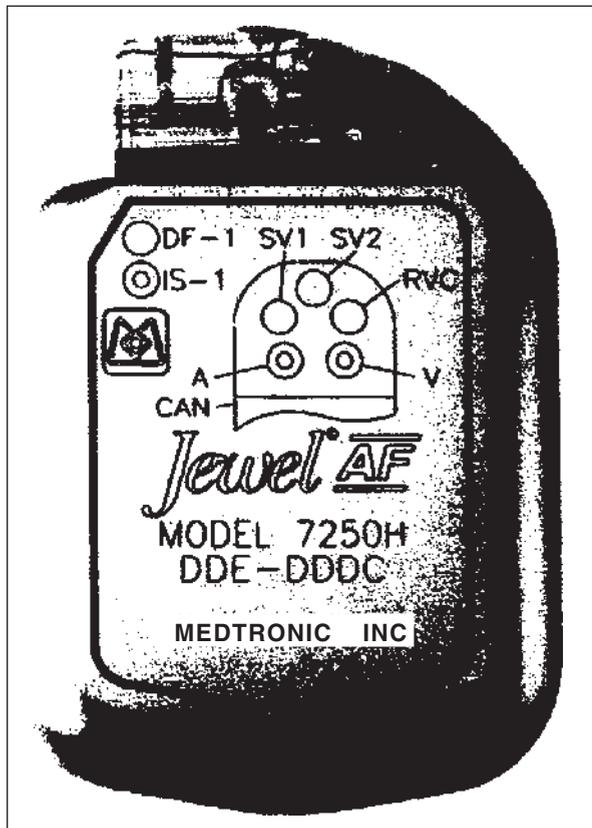


Figura 3 - O desfibrilador de dupla câmara Medtronic Jewel AF modelo 7250H. O aparelho é concebido para implante em região peitoral, incorpora as funções normais de um marcapasso dupla câmara e permite terapias anti-taquicardia tanto ao nível atrial, como ventricular, quer através de estimulação, quer por meio de choques.

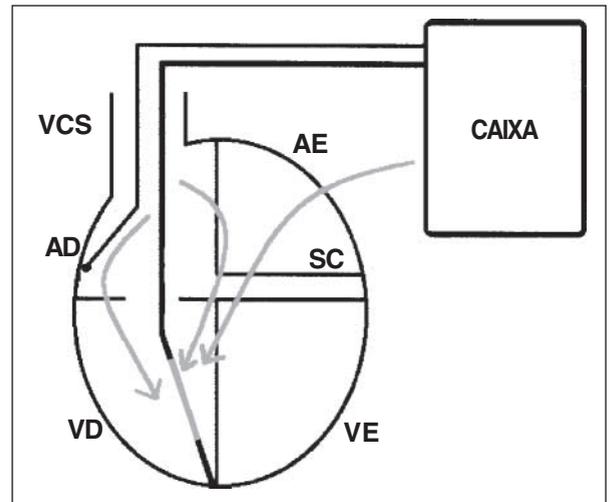


Figura 4 - Representação da configuração de disposição dos eletrodos do desfibrilador de dupla câmara Medtronic Jewel AF modelo 7250G. Um cabo ancorado em ventrículo direito permite estimulação e detecção ventricular para função anti-bradicardia do sistema, assim como sincronização pela onda R para deflagração dos choques. O mesmo cabo incorpora um "coil" de desfibrilação proximal, que pode ficar localizado em veia cava superior ou átrio direito e um segundo "coil" ventricular. A caixa é ativa, permitindo programação de 6 diferentes combinações de propagação da onda de choque. No desenho está representada uma destas combinações, em que o choque é deflagrado da caixa e do "coil" proximal em direção ao "coil" distal. Um segundo eletrodo bipolar é fixado ao átrio direito para detecção e estimulação. Um outro modelo, o 7250H, permite utilização de um terceiro eletrodo para desfibrilação, possibilitando até 20 diferentes combinações de choques.

ou fibrilação ventricular). Uma taquicardia, que ocorra dentro da faixa de frequência programada de taquicardia ventricular ou fibrilação ventricular, é tratada imediatamente, como tal, a não ser que algum tipo particular de taquicardia supraventricular ocorrendo dentro desta faixa seja identificado. Nesta circunstância, se a frequência ventricular média for superior ao limite máximo de frequência programado para a taquicardia supraventricular, o sistema, por segurança, identificará e tratará uma taquicardia primariamente ventricular. Do contrário, outras janelas diagnósticas serão abertas, para permitir uma correta identificação do distúrbio do ritmo subjacente. Um algoritmo de detecção das duas câmaras, denominado "PR lógico" (Figura 5), é a base de reconhecimento das diferentes arritmias. Nele, cada intervalo RR detectado é dividido temporalmente em 4 subintervalos: um primeiro, é estabelecido desde o momento da detecção da onda R, até 50ms após; um segundo, denominado intervalo retrógrado, vai dos 50ms após a detecção da onda R, até a metade do ciclo RR; um terceiro, denominado intervalo anterógrado, vai da metade do intervalo RR até 80ms antes

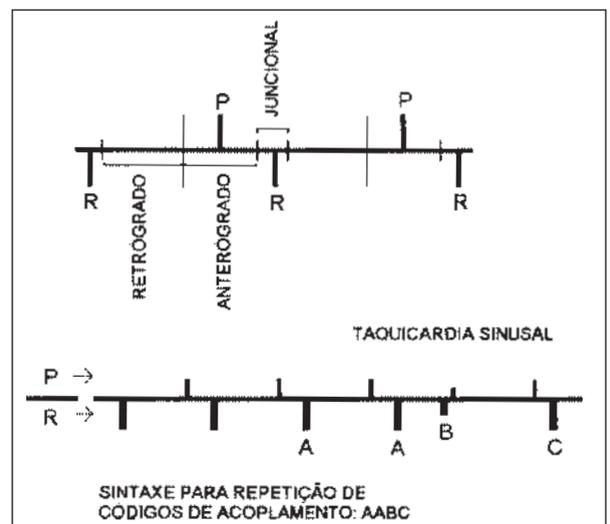


Figura 5 - Representação do padrão de análise dos intervalos PR incorporado ao circuito lógico do desfibrilador de dupla câmara Jewel AF. Cada intervalo RR é subdividido em 4 intervalos e a inscrição dos eventos elétricos atriais dentro de cada um destes subintervalos é determinado e comparado a padrões pré-determinados possíveis em diferentes tipos de taquicardia identificados por códigos de acoplamento, gerando uma seqüência de códigos que identifica o tipo de taquicardia. Discussão detalhada no texto. Adaptado de Olson WH⁴⁵

da onda R seguinte; por fim, um quarto, vai dos 80ms que precedem a detecção da onda R seguinte até a própria onda R. O evento elétrico atrial que cai dentro do intervalo retrógrado, a rigor, gerado por uma captura atrial retrógrada ventricular, é um evento atrial bloqueado pertencente a uma taquicardia atrial, ou é um evento atrial dissociado da atividade elétrica ventricular. Por sua vez, o evento elétrico atrial que cai dentro do intervalo anterógrado está gerando a onda R subsequente, ou está dissociado da atividade elétrica ventricular. Um evento atrial que cai dentro dos 80ms que precedem, ou dos 50ms que sucedem a detecção da onda R, não deve estar relacionado àquela onda R. A análise é feita, continuamente, em cada dois intervalos RR sucessivos. O padrão de ocorrência temporal dos eventos elétricos atriais dentro destes dois intervalos RR, é lido pelo algoritmo como um código de acoplamento. Os diferentes tipos de taquicardias manifestam-se com diferentes padrões de relação P-QRS, ou seja, com diferentes formas de acoplamento. Na memória do sistema estão registradas as formas de acoplamento possíveis para cada respectivo tipo de taquicardia, que são designadas por letras do alfabeto em 19 diferentes códigos, de A a Z. A análise sintática da sucessão de códigos de acoplamento, ou a sucessão de letras do alfabeto determina qual é o ritmo cardíaco subjacente. A decodificação das informações se dá como um processo de soletração de uma palavra. Na figura 5, é representada a análise de uma taquicardia por este algoritmo. Trata-se de uma taquicardia com relação AV 1:1, onde a onda P cai de modo constante no subintervalo anterógrado do intervalo RR, sendo assim, possivelmente, uma onda P conduzida. Este padrão é lido no "dicionário" do sistema como tipicamente sinusal, e uma sucessão de dois ciclos com estas características, configura um código de acoplamento designado pela letra A. Assim, a taquicardia sinusal, é reconhecida pelo algoritmo, como uma sucessão AAAAA.... Uma mudança de padrão ocorre no 4º e 5º ciclos, onde uma ectopia ventricular com condução retrógrada interrompe a seqüência de eventos, gerando dois novos códigos, B e C. Esta variação é prevista dentro do "dicionário" do sistema, não perturbando a identificação da taquicardia sinusal. Há padrões para 3 tipos de taquicardia supraventricular: taquicardia sinusal, fibrilação/flutter atrial e outras taquicardias, como taquicardia AV nodal. O algoritmo emprega várias outras medidas de tempo, como a freqüência em cada câmara, a variabilidade de ciclo atrial, a variabilidade de ciclo ventricular e uma medida de dissociação de PR. Um intervalo PR é considerado dissociado, se a sua diferença absoluta for superior a 40ms em comparação a média dos 8 intervalos PR mais recentes. Um ritmo é considerado dissociado, se pelo menos 4 dos últimos 8 intervalos PR estiverem dissociados. A identificação de fibrilação/flutter

atrial, é feita tanto pelo padrão do PR, como pela freqüência média atrial, que deve situar-se dentro de um valor programado. A distinção entre fibrilação e flutter atrial, é feita pela determinação de variabilidade do intervalo PP. Na figura 6 está representado um diagrama básico de funcionamento do circuito lógico do sistema.

Os estudos clínicos com o Jewel AF, demonstram que estes sofisticados algoritmos incorporados têm uma alta sensibilidade para identificação de fibrilação atrial, porém uma especificidade limitada. Em avaliação clínica preliminar, realizada por Swerdlow e cols.⁴⁶, em 30 de 80 pacientes submetidos ao implante deste aparelho, 109 episódios de fibrilação atrial induzidos no controle pós-operatório foram identificados corretamente. Em 14 indivíduos acompanhados, 247 episódios espontâneos de taquicardia ou fibrilação atrial foram reconhecidos pelo sistema, porém apenas 223 (90%) correspondiam à arritmia em questão; 24 episódios foram erroneamente identificados, devido a "oversensing" de onda R durante taquicardia sinusal.

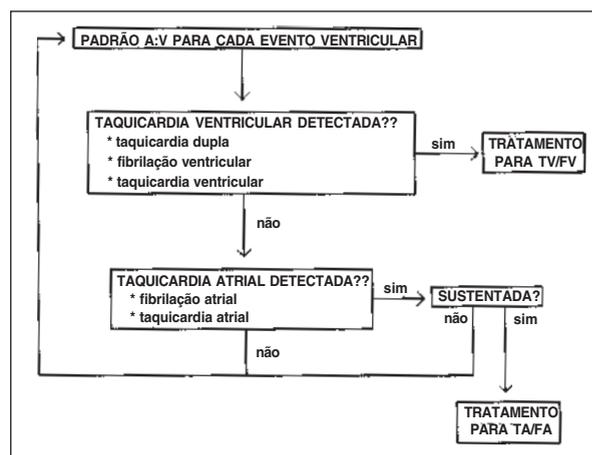


Figura 6 - Diagrama simplificado, representativo do modo de funcionamento do circuito lógico do desfibrilador Jewel AF no reconhecimento e identificação de uma taquicardia. Os intervalos RR, PP, PR e RP são continuamente acessados após cada onda R detectada. As taquiarritmias ventriculares têm prioridade diagnóstica, em função do seu significado clínico mais importante. Se o ciclo RR da taquicardia detectada for inferior ao limite mínimo estabelecido por programação para taquicardia ventricular ou fibrilação ventricular e se este mesmo ciclo médio for inferior ao limite máximo programado para detecção de uma taquicardia supraventricular, uma taquicardia primariamente ventricular é reconhecida e tratada. Caso contrário, a possibilidade de uma taquicardia dupla (atrial e ventricular) é investigada, a partir da averiguação da presença de relação AV superior a 1:1 e dissociação do intervalo PR na vigência de RR regular, características que mais uma vez identificam uma taquicardia ventricular. Só a partir daí, novas janelas são abertas para identificação de taquicardia sinusal, flutter/fibrilação atrial ou outras taquicardias supraventriculares, por meio da análise sintática dos códigos de acoplamento. Discussão no texto. Adaptado de Olson WH⁴⁵.

CUSTO - BENEFÍCIO

Os desfibriladores atriais implantáveis encontram-se em investigação, não havendo, ainda, apesar de todos os avanços, uma definição clara da sua importância como método terapêutico da fibrilação atrial. Sendo assim, não é possível delinear presentemente, uma reflexão mais profunda sobre como o mesmo se enquadrará dentro de um princípio binomial custo-benefício, empregando dados objetivos.

A fibrilação atrial acomete uma fração significativa da população e as despesas envolvidas no seu tratamento, em bases conservadoras, são elevadas. Maglio e cols.⁴⁷, avaliaram, retrospectivamente, em 10 pacientes com fibrilação atrial paroxística, os custos gerados por admissões hospitalares, visitas à salas de emergência, medicações prescritas, exames laboratoriais, procedimentos e acompanhamento médico, demonstrando um custo médio por paciente por ano, entre \$5.065 e \$14.916 dólares. Obviamente, estes valores não retratam o ônus global, acarretado pela arritmia para a sociedade. As conseqüências indiretas da doença, como a interferência sobre a capacidade produtiva do indivíduo e as complicações permanentes, geradas pelos acidentes tromboembólicos, possivelmente, causam um impacto social de maiores proporções e de dimensionamento mais difícil.

Por outro lado, o desenvolvimento do desfibrilador atrial foi impulsionado pelos maus resultados e morbidade, associados a outras estratégias de tratamento da fibrilação atrial e não pelo intuito de reduzir os custos do tratamento da doença. Deste modo, espera-se, primordialmente, que os resultados obtidos com ele sejam superiores aos de outras modalidades terapêuticas. Só assim, os benefícios justificarão os investimentos.

CONCLUSÕES

O desfibrilador atrial automático implantável é um sistema que se propõe a identificar e tratar uma arritmia, sem a presença do médico. O distúrbio do ritmo a ser tratado, a fibrilação atrial, a despeito dos inconvenientes clínicos que possa gerar, não expõe diretamente o indivíduo a risco de vida. Sendo assim, é fundamental que um aparelho com esta pretensão, seja sensível, específico, eficaz, seguro e apresente boa aceitação por parte do paciente.

Os estudos clínicos demonstram que a segurança do tratamento não constitui um problema, com o emprego de uma adequada sincronização dos choques e com a utilização de estimulação cardíaca artificial de retaguarda.

A identificação da fibrilação atrial parece ser precisa, a partir da incorporação de sofisticados algoritmos de detecção da arritmia aos sistemas em investigação.

Os grandes desafios, que vão determinar o futuro dos desfibriladores atriais, são a sua eficácia e a sua tolerância. A recorrência precoce da fibrilação atrial após um choque eficaz representa um grande problema, dado o seu alto índice de ocorrência. A grande variabilidade individual nos limiares de dor, por sua vez, faz com que a desfibrilação atrial não possa ser universalmente aceita. É possível que uma atuação farmacológica, sobre os efeitos do remodelamento elétrico atrial e, respectivamente, o desenvolvimento de novos formatos de onda de choque, modifiquem este panorama.

Por fim, o perfil ideal do paciente candidato a um desfibrilador atrial necessita ser melhor definido.

Vasconcelos J T M. Galvão Filho S S. Barcellos C M B. Lima J M N. Automatic implantable atrial defibrillator. Reblampa 2000; 13(1): 35-47.

ABSTRACT: Atrial fibrillation represents an important medical challenge. Its high prevalence in general population, the clinical repercussions, the associated embolic complications and the unsatisfactory results with antiarrhythmic drugs have motivated the development of new and more effective nonpharmacological strategies of treatment. The viability of the transvenous atrial defibrillation and the good results obtained from automatic ventricular defibrillators have led to the development of the implantable atrial defibrillator, currently under investigation. Different experimental and clinical studies have demonstrated the feasibility of internal atrial defibrillation with low energy. It is effective in restoring sinus rhythm in more than 90% of the cases, it is safe when adequate synchronization of the QRS complex is employed, and finally, it doesn't have important hemodynamic consequences. The algorithms for recognition of atrial fibrillation incorporated to the devices under investigation, present on one side, high index of diagnostic precision. By the other side, the effects on cardiac tissues, during a long period of repeated shocks, are still unknown. It is also unknown if the effect of atrial stunning, following the reversion of persistent atrial fibrillation, responsible for systemic embolic events, is extensive to the implantable atrial defibrillators. In addition, the profile of the patient suitable for implantation of this sort of system is not described precisely. The low patient tolerance to the shocks, even with low energy, and a significant index of early recurrence of atrial fibrillation after an effective shock, represent, at this moment, the most important problems that will determine the future of this device.

DESCRIPTORS: atrial fibrillation, nonpharmacological therapy, automatic implantable atrial defibrillator.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- 1 Feinberg W M. Blackshear J L. Laupacis A. et al. Prevalence, age distribution and gender of patients with atrial fibrillation. *Arch Intern Med* 1995; 155: 469-73.
- 2 Bialy D. Lehmann M H. Schumacher D N. Steinman R T. Meisner M D. Hospitalization for arrhythmias in the United States: importance of atrial fibrillation (abstract). *J Am Coll Cardiol* 1992; 19: 41A.
- 3 Wolf P A. Abbott R D. Kennel W. Atrial fibrillation as an independent risk factor for stroke: The Framingham Study. *Stroke* 1991; 22: 983-8.
- 4 Levy S. Camm J. An implantable atrial defibrillator. An impossible dream? *Circulation* 1993; 87: 1769-72.
- 5 Lau C P. Tse H F. Lok N S. et al. Initial clinical experience with an implantable human atrial defibrillator. *PACE* 1997; 20(II): 220-5.
- 6 Jung W. Lüderitz B. Implantation of an arrhythmia management system for ventricular and supraventricular tachyarrhythmias. *Lancet* 1997; 349: 853-4.
- 7 McNally E M. Meyer E C. Langendorf R. Elective countershock in unanesthetized patients with use of an esophageal electrode. *Circulation* 1966; 33: 124-7.
- 8 Jain S C. Bhatnagar V M. Azami R U. et al. Elective countershock in atrial fibrillation with an intracardiac electrode - A preliminary report. *J Assoc Physicians India* 1970; 18: 821-4.
- 9 Lerman B B. Deale O C. Relation between transcardiac and transthoracic current during defibrillation in humans. *Circ Res* 1990; 67: 1420-6.
- 10 Levy S. Lauribe P. Dolla E. et al: A randomized comparison of external and internal cardioversion of chronic atrial fibrillation. *Circulation* 1992; 86: 1415-20.
- 11 Santini M. Pandozi C. Altamura G. et al: Efficacia della cardioversione endocavitaria ad alta e bassa energia nella fibrillazione atriale cronica refrattaria alla cardioversione transtoracica. *G Ital Cardiol* 1998; 28: 788-96.
- 12 Levy S. Richard P. Lau C P. et al. Multicenter low energy transvenous atrial defibrillation (XAD) trial results in different subsets of atrial fibrillation. *J Am Coll Cardiol* 1997; 29: 750-5.
- 13 Cooper R A. Alferness C A. Smith W M. Ideker R E. Internal cardioversion of atrial fibrillation in sheep. *Circulation* 1993; 87: 1769-72.
- 14 Heisel A. Jung J. Fries R. Stopp M. et al. Low energy transvenous cardioversion of short duration atrial tachyarrhythmias in humans using a single lead system. *PACE* 1997; 20: 65-71.
- 15 Heisel A. Jung J. Nikoloudakis N. et al. Transvenous atrial cardioversion threshold in patients with implantable cardioverter defibrillator: influence of active pectoral can. *PACE* 1999; 22: 253-7.
- 16 Kalman J M. Power J M. Chen J M. et al. Importance of electrode design, lead configuration and impedance for successful low energy transcatheter atrial defibrillation in dogs. *J Am Coll Cardiol* 1993; 22: 1199-206.
- 17 Cooper R A. Johnson E E. Wharton J M. Internal atrial defibrillation in humans. Improved efficacy of biphasic waveforms and the importance of phase duration. *Circulation* 1997; 95: 1487-96.
- 18 Harbinson M T. Allen J D. Imam Z. et al. Rounded

- biphasic waveform reduces energy requirements for transvenous catheter cardioversion of atrial fibrillation and flutter. *PACE* 1997; 20: 226-9.
- 19 Lau C P. Lok N S. A comparison of transvenous atrial defibrillation of acute and chronic atrial fibrillation and the effect of intravenous sotalol on human atrial defibrillation threshold. *PACE* 1997; 20: 2442-52.
- 20 Boriani G. Biffi M. Capucci A. et al. Favorable effects of flecainide in transvenous internal cardioversion of atrial fibrillation. *J Am Coll Cardiol* 1999; 33: 333-41.
- 21 Timmermans C. Rodriguez L M. Smeets J L. Wellens H J. Immediate reinitiation of atrial fibrillation following internal atrial defibrillation. *J Cardiovasc Electrophysiol* 1998; 9: 122-8.
- 22 Sra J. Biehl M. Blanck Z. et al: Spontaneous reinitiation of atrial fibrillation following transvenous atrial defibrillation; *PACE* 1998; 21: 1105-10.
- 23 Lok N S. Lau C P. Wah Ho D S. Tang Y W. Hemodynamic effects and clinical determinants of defibrillation threshold for transvenous atrial defibrillation using biatrial biphasic shocks in patients with chronic atrial fibrillation. *PACE* 1997; 20: 899-908.
- 24 Heisel A. Jung J. Neuzner J. Michel U. Pitschner H. Low energy transvenous cardioversion of atrial fibrillation using a single atrial lead system. *J Cardiovasc Electrophysiol* 1997; 8: 607-14.
- 25 Alt E. Schmitt C. Ammer R. et al. Effect of electrode position on outcome of low energy intracardiac cardioversion of atrial fibrillation. *Am J Cardiol* 1997; 79: 621-5.
- 26 Ammer R, Alt E Ayers G. et al: Pain threshold for low energy intracardiac cardioversion of atrial fibrillation, with low or no sedation. *PACE* 1997; 20: 230-6.
- 27 Richard P. Socas A G. Taramasco V. Guenoun M. Levy S. Cardioversion of atrial fibrillation with low energy internal shock. *Arch Mal Coeur Vaiss* 1998; 90:1605-10.
- 28 Boriani G. Biffi M. Pergolini F. et al: Low energy internal atrial cardioversion in atrial fibrillation lasting more than a year. *PACE* 1999; 22: 243-6.
- 29 Wiggers C J. Wegria R. Ventricular fibrillation due to single, localized induction and condenser shocks applied during the vulnerable phase of ventricular systole. *Am J Physiol* 1940; 128: 500-5.
- 30 Lown B. Amarasingham R. Neuman J. New method for terminating cardiac arrhythmias. Use of synchronized capacitor discharge. *JAMA* 1962; 182: 150-7.
- 31 Simons G R. Newby K H. Kearney M M. Brandon M J. Natale A. Safety of transvenous low energy cardioversion of atrial fibrillation in patients with a history of ventricular tachycardia: effects of rate and repolarization time on proarrhythmic risk. *PACE* 1998; 21: 430-7.
- 32 Ayres G M. Alferness C A. Llina M. et al. Ventricular proarrhythmic effects of ventricular cycle length and shock strength in a sheep model of transvenous atrial defibrillation. *Circulation* 1994; 89: 413-22.
- 33 Keelan E T. Krum D. Hare J. et al. Safety of atrial defibrillation shocks synchronized to narrow and wide QRS complexes during atrial pacing protocols simulating atrial fibrillation in dogs. *Circulation* 1997; 96: 2022-30.
- 34 Prakash A. Saksena S. Mathew P. Krol R B. Internal atrial defibrillation: effect on sinus and atrioventricular nodal function and implantable cardiac pacemakers. *PACE* 1997; 20: 2434-41.
- 35 Dunbar D N. Tobler G. Fetter J. et al. Intracavitary electrode catheter cardioversion of atrial tachyarrhythmias in the dog. *J Am Coll Cardiol* 1986; 7: 1015-27.
- 36 Bardy G H. Allen M D. Mehra R. et al: Transvenous defibrillation in humans via the coronary sinus. *Circulation* 1990; 81: 1252-9.
- 37 Harbinson M T. Burgess L M. Moohan V P. et al: The effect of internal atrial cardioversion on cardiac output. *J Am Coll Cardiol* 1998 (Abstract); 31: 39A
- 38 Omran H. Jung W. Rabahieh R. et al. Left atrial chamber and appendage function after internal atrial defibrillation: a prospective and serial transesophageal echocardiographic study. *J Am Coll Cardiol* 1997; 29: 131-8.
- 39 Heisel A. Jung J. The atrial defibrillator: a stand-alone device or part of a combined dual-chamber system? *Am J Cardiol* 1999; 83: 214D-226D.
- 40 Murgatroyd F D. Slade A K. Sopher S M. Rowland E. Ward D E. Camm A J. Efficacy and tolerability of transvenous low energy cardioversion of paroxysmal atrial fibrillation in humans. *J Am Coll Cardiol* 1995; 25: 1347-53.
- 41 Santini M. Pandozi C. Toscano S. et al: Changes in intracardiac atrial cardioversion threshold at rest and during exercise. *J Am Coll Cardiol* 1997; 29: 576-81.
- 42 Jung J. Heisel A. Fries R. Kölner V. Tolerability of internal low-energy shock strengths currently needed for endocardial atrial cardioversion. *Am J Cardiol* 1997; 80: 1489-90.
- 43 Wellens H J J. Lau C P. Lüderitz B. et al. Atrioverter: An implantable device for the treatment of atrial fibrillation. *Circulation* 1998; 98: 1651-6.
- 44 Sra J S. Maglio C. Dhala A. et al. Feasibility of atrial fibrillation detection and use of a preceding synchronization interval as a criterion for shock delivery in humans with atrial fibrillation. *J Am Coll Cardiol* 1996; 28: 1532-8.
- 45 Olson W H. Dual chamber sensing and detection for implantable cardioverter-defibrillators. In: *Nonpharmacological therapy of arrhythmias for the 21st century - The state of the art*. Edited by Igor Singer, S Serge Barold, A John Camm. Armonk NY, Futura Publishing Company, Inc., 1998, p 385.
- 46 Swerdlow C D. Sheth N V. Gunderson B D. et al. Rapid continuous detection of atrial fibrillation by a dual-chamber implantable cardioverter-defibrillator. *PACE* 1998; 21(Pt II): 853.
- 47 Maglio C. Ayers G M. Tidball E W. et al: Health care utilization and cost of care in patients with symptomatic atrial fibrillation. *Circulation* 1996; 94: I-169.