

Oclusão Percutânea das Comunicações Interatriais Tipo *Ostium Secundum* com Próteses de Nitinol Revestidas de Última Geração

Francisco Chamié¹, Daniel Chamié², Luiz Carlos do Nascimento Simões³, Renata Mattos³

RESUMO

Introdução: A oclusão percutânea das comunicações interatriais tipo *ostium secundum* com as próteses disponíveis comercialmente é procedimento seguro e eficaz. Apresentamos a experiência com duas próteses de nova geração, com fios de nitinol revestidos. **Métodos:** Descrevemos as características das próteses, a técnica de implante e os resultados de pacientes portadores de comunicações interatriais, tratados com as próteses Lifetech CERA® ASD Occluder e Cocoon Septal Occluder. **Resultados:** Foram realizados procedimentos em 49 pacientes, sendo 37 do sexo feminino. A idade variou de 7 a 68 anos, e o peso de 17 a 90 kg. A borda aórtica estava presente em 34,7% e aneurisma de septo atrial em 14,3% dos pacientes. Os diâmetros estáticos dos orifícios principais foram de 13 ± 7 mm e os diâmetros estirados de 22 ± 7 mm. O implante foi possível em todos os casos, sendo empregados 55 dispositivos. Foram utilizadas próteses CERA® em 45 pacientes e Cocoon nos demais. Três pacientes necessitaram ocluir um segundo orifício. Durante os procedimentos, foi necessária a substituição da primeira prótese por outra de maior diâmetro em dois casos e por deformidade da prótese (configuração em tulipa) no terceiro caso. A oclusão imediata ocorreu em 91,9% e em 95,9% no 6º mês. Não ocorreram óbitos ou outras complicações significativas. **Conclusões:** O manuseio das próteses CERA® e Cocoon foi simples e reproduzível nas mãos de operadores experientes. As taxas de oclusão imediata foram semelhantes às obtidas com as próteses Amplatzer®. Mais estudos e seguimento de longo prazo se fazem necessários para determinar as reais vantagens do revestimento dos fios de nitinol.

DESCRIPTORIOS: Comunicação interatrial. Cateterismo cardíaco. Próteses e implantes.

ABSTRACT

Transcatheter Occlusion of Secundum Atrial Septal Defects with Latest Generation Coated Nitinol Wire Devices

Background: Transcatheter occlusion of secundum atrial septal defects using commercial available devices is a safe and effective procedure. We present our experience with two new generation coated nitinol wire devices. **Methods:** We report device characteristics, implantation technique and outcomes of patients with atrial septal defects treated with the Lifetech CERA™ ASD Occluder and the Cocoon Septal Occluder. **Results:** Procedures were performed in 49 patients, 37 were female. Ages ranged from 7 to 68 years and body weight from 17 to 90 kg. The aortic rim was present in 34.7% and atrial septal aneurysms in 14.3% of the patients. Mean diameter was 13 ± 7 mm whereas the balloon-stretched diameter was 22 ± 7 mm. Implantation was possible in all cases and 55 devices were used. Forty-five CERA™ and four Cocoon devices were used. Three patients required occlusion of a second orifice. During the procedures the first device had to be replaced by a larger one in two cases, and in the third case it was replaced due to a tulip-like malformation of the left atrial disc. Immediate occlusion occurred in 91.9% and in 95.9% at 6 months. There were no deaths or other significant complications. **Conclusions:** The use of both CERA™ and Cocoon devices was simple and reproducible in experienced hands. Short-term occlusion rates were similar to the ones obtained with the Amplatzer™ device. More studies and long-term follow-up are required to determine the actual advantages of coated nitinol wire devices.

DESCRIPTORS: Heart septal defects, atrial. Cardiac catheterization. Prostheses and implants.

¹ Hospital Federal dos Servidores do Estado, Rio de Janeiro, RJ, Brasil.

² Instituto Dante Pazzanese de Cardiologia, São Paulo, SP, Brasil.

³ Instituto Nacional de Cardiologia, Rio de Janeiro, RJ, Brasil.

Correspondência: Francisco Chamié. Intercat – Cardiologia Intervencionista – Rua Real Grandeza, 108, salas 223-224 – Botafogo – CEP: 22281-034 – Rio de Janeiro, RJ, Brasil
E-mail: fchamie@pobox.com

Recebido em: 6/1/2014 • Aceito em: 1/3/2014

A oclusão percutânea das comunicações interatriais tipo *ostium secundum* (CIA), inicialmente descrita por King e Mills, em 1976,¹ é, na atualidade, o método terapêutico de escolha universalmente aceito em todos os grandes centros. Tem se mostrado segura e eficaz, tornando-se excelente alternativa para o tratamento cirúrgico convencional.

Apesar dos excelentes resultados em curto e médio prazos obtidos com a prótese Amplatzer® Septal Occluder (ASO, AGA Medical Corp., Golden Valley, Minnesota, Estados Unidos), novos dispositivos foram desenvolvidos, visando corrigir deficiências ou sugerindo modificações no desenho das próteses, na quantidade e espessura dos fios de nitinol, no tipo de revestimento externo – para evitar a liberação de níquel na circulação, e nos diferentes mecanismos de entrega. Infelizmente, o número de publicações na literatura mundial enfocando esses novos dispositivos é escasso, talvez por não estarem disponíveis nos Estados Unidos.²⁻⁴

Para cada um desses novos dispositivos, há vantagens e desvantagens, com relação aos aspectos técnicos e ao perfil das próteses. As próteses registradas pela Agência Nacional de Vigilância Sanitária (ANVISA) e disponíveis em nosso meio oferecem uma opção de tratamento interessante, com segurança, eficácia e reprodutibilidade, de forma que o profissional pode optar pelo dispositivo ao qual melhor se adapta.

Este trabalho visou apresentar a experiência com duas próteses de última geração, com fios de nitinol revestidos, apontando suas características, a técnica de implante e os resultados obtidos.

MÉTODOS

Desenho do estudo

Revisão retrospectiva, em único centro, de braço único, dos pacientes portadores de CIA submetidos a fechamento percutâneo com as próteses Lifetech CERA® ASD Occluder (Lifetech Scientific Corporation, Shenzhen, China) e Cocoon Septal Occluder (Vascular Innovations Co. Ltd., Bangtanai, Pakkret, Tailândia), no período de julho de 2010 a dezembro de 2013. Devido ao relativamente pequeno número de casos, não foram feitas comparações entre os dispositivos.

Seleção de pacientes

No período mencionado, foram submetidos à oclusão percutânea pacientes portadores de CIA com repercussão hemodinâmica e sem hipertensão pulmonar fixa, > 6 anos de idade e com peso mínimo de 15 kg. O diagnóstico dos defeitos foi feito por ecocardiograma transtorácico (ETT) e ecocardiograma transesofágico (ETE), para análise morfológica do defeito, identificação das bordas e obtenção do diâmetro estático (D), confirmando a indicação de intervenção.

Dispositivos

Lifetech CERA® ASD Occluder

É uma nova prótese autoexpansível, constituída de malha de nitinol (liga de níquel e titânio), composta por dois discos e uma porção central, que promove a oclusão do defeito, com desenho semelhante ao da ASO. Os fios de nitinol são revestidos por um composto de nitreto de titânio, que impede a liberação de níquel na corrente sanguínea e permite um crescimento endotelial mais rápido e homogêneo, com propriedades antitrombóticas. No interior do dispositivo, é suturada uma membrana de poliéster, com a finalidade de diminuir a ocorrência de *shunts* residuais, acelerando o tempo de oclusão dos defeitos (Figura 1).

É um dispositivo bastante flexível, que se conforma bem aos defeitos e tem perfil satisfatório. A porção central tem 4 mm de comprimento e é fabricada em diâmetros de 6 a 42 mm, em incrementos consecutivos de 2 mm. O disco esquerdo mede 12 mm a mais do que a porção central nos dispositivos até 10 mm, 14 mm nos dispositivos até 32 mm, e 16 mm nos demais tamanhos. O disco direito mede 4 mm a menos do que o esquerdo até o tamanho 32 mm, sendo 6 mm menor nos demais tamanhos.

Para o carregamento, a prótese é rosqueada a um cabo metálico e entregue por meio de bainhas longas, com calibre de 7 a 14 F.

Cocoon Septal Occluder

Apresenta um desenho bastante semelhante ao do dispositivo anterior. É também uma prótese autoexpansível composta por dois discos, com um conector

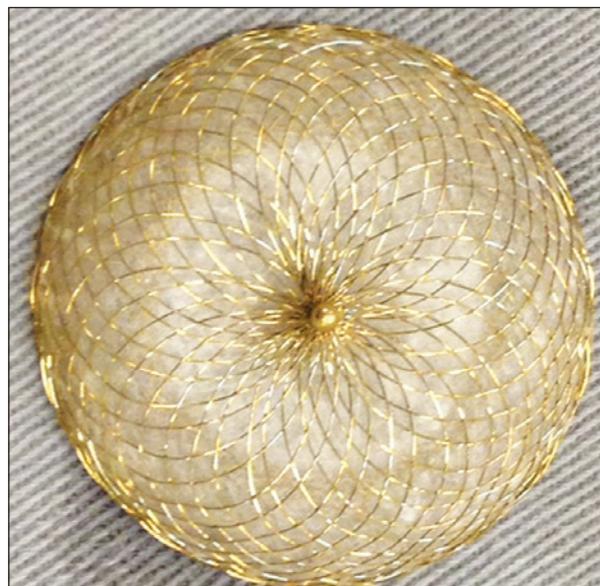


Figura 1. Prótese CERA®.

central, constituída por fios de nitinol revestidos de platina por nanofusão, que aumenta a radiopacidade do dispositivo, facilitando sua visualização na fluoroscopia e favorecendo seu posicionamento. O revestimento de platina impede, também, a liberação de níquel na corrente sanguínea, previne a corrosão do nitinol a longo prazo e aumenta a biocompatibilidade do oclisor (Figura 2). Tem flexibilidade satisfatória e se conforma adequadamente aos defeitos.

O comprimento do conector central mede 3 mm nas próteses de 8 e 10 mm, e 4 mm nas demais. Os diâmetros disponíveis são de 8 a 40 mm, em incrementos consecutivos de 2 mm. O disco esquerdo é 12 mm maior do que a porção central nas próteses até 10 mm, e 14 mm maior nos demais dispositivos. O disco direito é 2 mm menor do que o esquerdo nas próteses até 10 mm, e 4 mm menor nas demais.

No interior do dispositivo, é suturada uma membrana de polipropileno, com a finalidade de diminuir a possibilidade de *shunts* residuais, abreviando o tempo de oclusão dos defeitos. É carregada por um sistema de rosca e liberada por meio de uma bainha longa, com calibre de 6 a 12 F.

Procedimento

Todos os pacientes receberam anestesia geral e intubação orotraqueal, após jejum mínimo de 8 horas. Eles foram submetidos a cateterismo cardíaco direito e esquerdo, por meio de punção venosa femoral e sob monitoramento por ETE (tridimensional, sempre que disponível). Não foram realizadas angiografias.

A heparina foi administrada nas doses de 100 UI/kg em crianças e 5.000 a 10.000 UI em adultos, após ter sido obtido o acesso venoso e a sonda transesofágica, posicionada. Cefazolina, nas doses de 50 mg/kg em crianças ou 2 g em adultos, foi administrada a todos os pacientes antes e 6 horas após o procedimento.



Figura 2. Prótese Cocoon.

A medida do diâmetro estirado (DE), com balão apropriado fornecido pelas firmas distribuidoras, foi realizada em todos os casos. A escolha da prótese foi baseada no DE, utilizando-se próteses com tamanhos que variaram desde o DE até 4 a 6 mm maiores, nos casos com bordas muito finas e deficientes. A prótese foi carregada na bainha longa de calibre compatível, segundo as especificações dos fabricante, e liberada com as técnicas habituais, previamente detalhadas.⁵ Os dispositivos tiveram seu posicionamento confirmado pelo ETE que, quando considerados satisfatórios, foram destacados do sistema de entrega (Figura 3).

A hemostasia foi feita por compressão, e os pacientes foram extubados na sala de hemodinâmica e transferidos para uma unidade fechada, até o dia subsequente.

Seguimento

Foram realizados ETTs no dia subsequente ao procedimento.

Todos foram orientados a usar aspirina (3 a 5 mg/kg/dia em crianças ou 200 mg/dia em adultos) por 6 meses, associada a 75 mg de bissulfato de clopidogrel, em adultos, por 3 meses. Foi feita a recomendação de observar procedimentos profiláticos para endocardite infecciosa por 6 meses.

Foram realizados ETTs 1, 3 e 12 meses e, a seguir, anualmente. ETE foi solicitado após 6 meses.

Análise estatística

As variáveis contínuas foram expressas como média e desvio padrão e as variáveis categóricas, como números e porcentagens.

RESULTADOS

A partir de julho de 2010, 49 pacientes foram submetidos à oclusão percutânea de CIA com as próteses previamente mencionadas, sendo 37 do sexo feminino. As idades variaram de 7 a 68 anos (32 ± 19 anos) e os pesos de 17 a 90 kg (66 ± 18 kg).

Dois pacientes tinham tido acidentes vasculares cerebrais isquêmicos e, na ocasião, foram erroneamente diagnosticados como portadores de forame oval patente nos ETTs pré-procedimento. Uma paciente de 16 anos era portadora de transposição dos grandes vasos, tendo sido submetida à atrioseptostomia (AS) por balão, com posterior cirurgia de troca arterial (cirurgia de Jatene), na fase neonatal. A CIA provocada pela AS tinha sido deixada aberta e necessitou fechamento. Dois meses antes da oclusão da CIA, apresentou alguns episódios de taquicardia ventricular com síncope e recebeu um cardioversor desfibrilador implantável. Outra paciente se queixava de cefaleia do tipo enxaqueca com alterações visuais antes do implante. Houve melhora inicial dos episódios após



Figura 3. Fluoroscopia mostra as próteses imediatamente após a liberação: próteses CERA® (A) e Coccon (B).

o procedimento e recidiva após os primeiros 3 meses. Após os implantes, não foi identificada enxaqueca em nenhum outro paciente.

Ao ETE, a borda aórtica esteve presente em 17 casos (34,7%) e ausente nos demais. Foi identificado aneurisma de septo atrial em sete casos (14,3%): cinco eram do tipo hiper móvel, oscilando para o átrio direito e para o átrio esquerdo, de acordo com o ciclo cardíaco (tipo C), e dois abaulavam fixamente para o átrio direito (tipo A).⁶

Dois pacientes apresentaram defeitos associados, ocluídos no mesmo procedimento com próteses específicas: uma comunicação interventricular perimembranosa e um canal arterial. Sete pacientes apresentaram orifícios adicionais, com múltiplas fenestrações além do orifício principal, sendo que três deles necessitaram de uma segunda prótese para ocluir completamente os orifícios.

Os diâmetros estáticos dos orifícios principais variaram de 4 a 32 mm (13 ± 7 mm) e os diâmetros estirados de 10 a 36 mm (22 ± 7 mm). Os diâmetros estirados obtidos com o uso do balão de medição foram 33,3% maiores do que os diâmetros estáticos medidos ao ETE.

O implante foi possível em todos os casos, sendo utilizados 55 dispositivos nos 49 pacientes, com uma média de 1,1 prótese por paciente. Foram utilizadas próteses CERA® em 45 pacientes e Coccon em 4. Os diâmetros dos dispositivos implantados nos orifícios principais variaram de 8 a 38 mm (24 ± 8 mm), sendo mais utilizado o de 18 mm. Foram implantadas próteses de 8, 14 e 16 mm nos três pacientes que necessitaram ocluir simultaneamente os orifícios menores.

Durante os procedimentos, foi necessária a substituição da primeira prótese em três pacientes. Em dois, a prótese inicial foi retirada, ainda conectada ao cabo de liberação, e substituída por outra, de maior diâmetro, em função do defeito ter se dilatado durante as manobras de implante. No terceiro caso, a primeira prótese apresentou uma forma côncava do disco esquerdo, durante o implante (configuração em tulipa ou cálice de vinho),⁷ não conseguindo se adaptar adequadamente ao orifício e sendo retirada. Foi realizada nova medição do diâmetro estirado e a prótese foi substituída por um dispositivo maior, implantado sem dificuldades.

Complicações imediatas (menores) foram identificadas em quatro casos. O ETE detectou trombos filiformes na guia de troca de um paciente e na extremidade distal da bainha longa em outro paciente. Todos haviam sido heparinizados e o procedimento não se alongou mais do que o habitual. Foi aplicada uma dose suplementar de heparina e realizada a retirada cuidadosa dos materiais comprometidos, que foram lavados e reintroduzidos, permitindo o implante com a técnica tradicional nos dois casos. Nenhum paciente apresentou sequelas decorrentes dos trombos, que não foram mais visualizados pelo ETE após a retirada da bainha longa e da guia. Dois pacientes apresentaram arritmias transitórias: o primeiro apresentou bradicardia sinusal acentuada por alguns minutos, após terminado o procedimento, na fase de reversão da anestesia, e se recuperou sem a necessidade de qualquer intervenção. Outro paciente apresentou ritmo juncional por manipulação do cateter em átrio direito, sem comprometimento do débito cardíaco, também com resolução espontânea.

O seguimento médio foi de 21 meses (1 a 41 meses). O paciente que apresentou ritmo juncional durante o procedimento foi internado em fibrilação atrial com alta resposta ventricular 1 mês após o implante. Está em ritmo sinusal, atualmente, em uso de medicação antiarrítmica. Não houve óbitos nessa série de casos.

A taxa de oclusão imediata de 91,9%, passando para 95,9% no 6º mês, não foi diferente dos resultados obtidos com o ASO.^{5,8} No ETT do primeiro mês, foi detectado mínimo *shunt* residual em quatro casos (8,1%) – três dos quais apresentavam múltiplos orifícios. Um paciente que tinha o septo muito fino necessitou de duas próteses. No ETT de controle após 1 mês, foi percebido *shunt* residual significativo entre as duas próteses, que estavam estáveis e mantinham as posições originais no septo interatrial. Foi encaminhado, eletivamente, para cirurgia, com bom resultado. Após o 6º mês de seguimento, persistiu apenas um escape trivial em um paciente; outro paciente, que ainda não atingira o 6º mês de seguimento, apresentou mínimo *shunt* residual.

DISCUSSÃO

Este artigo enfocou a utilidade, o manuseio e os resultados de duas novas próteses de malha de nitinol com fios revestidos, sobre as quais existe pouca referência na literatura atual.³

A primeira vantagem potencial dos fios revestidos é impedir a liberação de níquel na circulação sanguínea após o implante. Nas próteses de nitinol, a liberação de níquel do dispositivo inicia-se imediatamente após o procedimento e atinge o máximo em 1 mês, podendo causar reações alérgicas e tóxicas em pacientes sensíveis.⁹ Embora isso não tenha se mostrado um problema de grande magnitude, alguns casos de ocorrência ou de agravamento de enxaqueca em pacientes submetidos ao implante da prótese ASO têm sido atribuídos a uma reação alérgica ao níquel,¹⁰ o que torna desejável o revestimento dos fios de nitinol. Outra vantagem é o aumento da biocompatibilidade. Fios de nitinol revestidos são mais biocompatíveis e menos trombogênicos, embora as próteses de nitinol já apresentem menor índice de trombose, quando comparadas aos demais dispositivos metálicos.^{11,12}

Erosões, provocadas pela prótese, são eventos raros, mas potencialmente fatais. São situações de extremo risco para os pacientes, imprevisíveis e que podem ocorrer tardiamente. Embora seu mecanismo ainda seja desconhecido, a erosão parece estar relacionada à abrasão do tecido cardíaco adjacente à prótese metálica, que pode ter agentes facilitadores, como patologias associadas (síndrome de Marfan), alterações de espessura e composição teciduais relacionadas à idade, e variações na resistência do tecido e da capacidade de resistir às forças abrasivas.¹³ O superdimensionamento dos dispositivos pode levar ao

contato das bordas da prótese com as paredes aórticas ou atriais, e sua movimentação, em relação ao tecido, assemelha-se à uma serra circular.¹⁴ Com relação ao tempo de aparecimento, as erosões podem ocorrer dias após o implante ou até 6 anos depois. A taxa de mortalidade provocada por erosão é de 0,004 a 0,015%.^{15,16} Em 2004, a incidência estimada de casos de erosão nos Estados Unidos, com o uso do ASO, era de 0,1%.¹² Outras publicações referem taxas de erosão variando entre 0,07 e 0,11%, nos Estados Unidos, e entre 0,04 e 0,17%, no resto do mundo, baseadas no número de ASO vendidos ou implantados.¹⁷ Fica claro que esses números são apenas estimativas, uma vez que muitos pacientes não têm seus implantes registrados, e muitos autores não costumam reportar suas complicações; mas, de qualquer modo, a incidência dessa complicação é, felizmente, baixa. Seja pelo menor número de implantes, seja pelo número reduzido de relatos na literatura mundial, ou pela maior flexibilidade dos novos dispositivos, o fato é que não foram relatados casos de erosão com as próteses CERA® e Cocoon.

Não foram percebidas diferenças essenciais com relação às próteses mais antigas de mesmo desenho das de nossa casuística. Tanto uma como a outra prótese são de fácil manuseio, de liberação simples e podem ser capturadas e reposicionadas enquanto presas ao sistema de entrega.

As bainhas longas, de ambos os dispositivos, são mais rígidas e com menos flexibilidade do que o desejado, o que, por vezes, faz com que a prótese se posicione perpendicularmente ao defeito, dificultando seu implante. Por outro lado, respondem razoavelmente bem às manobras de rotação que se fazem necessárias nesses casos. A utilização das bainhas de Mullins (Cook Medical Inc., Bloomington, In, Estados Unidos) ou da nova bainha FuStar® (Lifetech Scientific Corporation) constitui excelente alternativa para aquelas situações. As bainhas FuStar® são longas (comprimentos 55, 70, 80 e 90 mm) flexíveis, com extremidades defletíveis de 3 ou 5 cm, que podem ser curvadas em ângulos até 160° por meio da manipulação de um controle cilíndrico, em sua porção proximal, permitindo melhor alinhamento da prótese, com relação ao orifício (Figura 4).

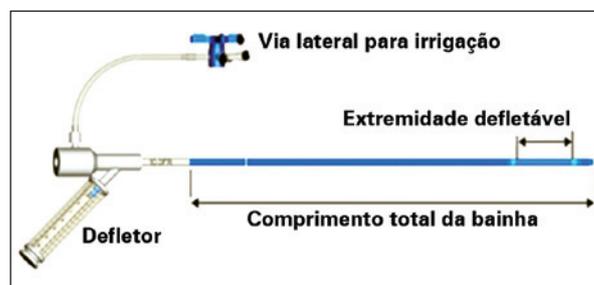


Figura 4. Bainha FuStar®. Observe o cilindro defletor na extremidade proximal da bainha. O comprimento da ponta defletível está assinalado.

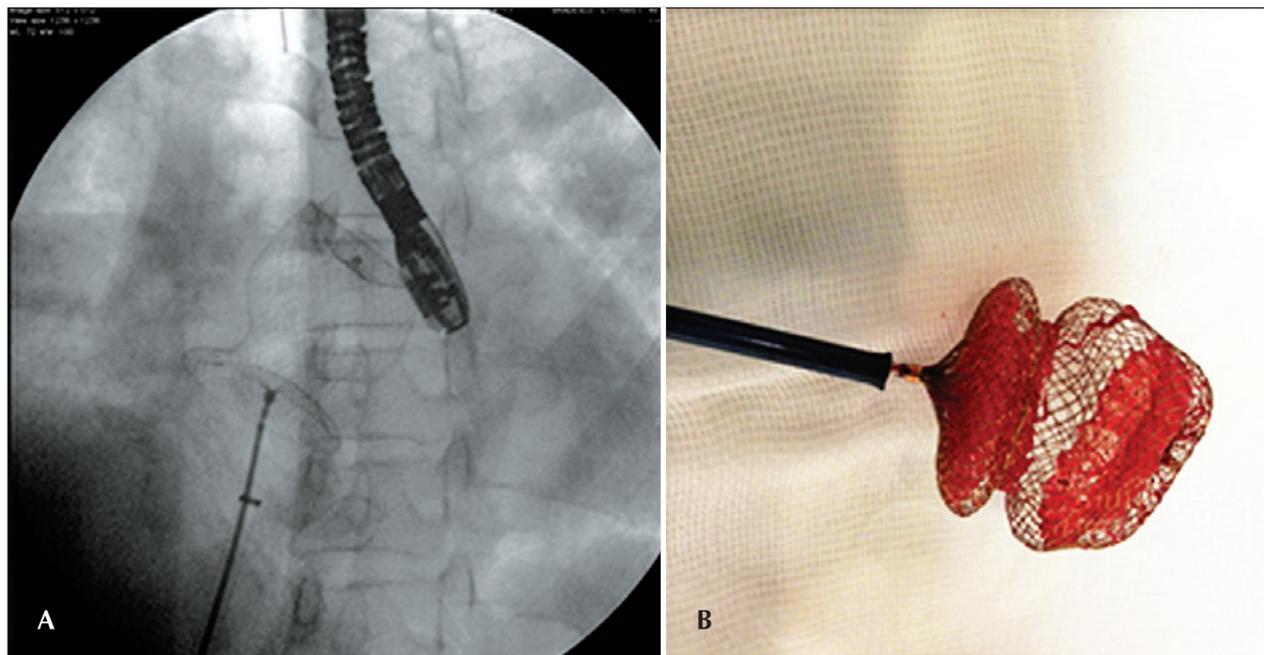


Figura 5. Malformação em tulipa: no painel à esquerda, vemos a prótese com a configuração côncava do disco esquerdo, completamente exteriorizada no átrio esquerdo, ainda presa ao cabo de entrega. À direita, a prótese na bancada, após a retirada, mostrando a malformação que inviabilizou sua utilização.

A malformação “em tulipa”, descrita para as próteses CERA®, parece ser exclusiva desse dispositivo, embora tenhamos conseguido reproduzir uma malformação similar em bancada numa prótese Figulla (Occlutech, Praga, República Tcheca). A forma côncava do disco esquerdo impede que o dispositivo se adapte adequadamente ao septo e impede sua reintrodução na bainha. Isso acontece, supostamente, nos dispositivos maiores, quando, ao configurar o disco esquerdo, ele é empurrado contra a parede posterior do átrio esquerdo. Outro fator que parece contribuir para a malformação é o tecido de poliéster, preso na circunferência do dispositivo, que tem suturas adicionais na porção mais distal (teto) do disco esquerdo. Se o dispositivo assume a forma anormal, não deve ser recapturado. Ao contrário, deve-se exteriorizá-lo completamente, observando que ele esteja inteiramente livre dentro de uma cavidade do coração (normalmente o átrio esquerdo) para só então tentar recapturá-lo. Tentativas vigorosas de tracionar o disco esquerdo para dentro da bainha vão alterar as propriedades do nitinol, tornando sua introdução na bainha longa impossível sem o auxílio de um cateter laço (Figura 5). Sugere-se que, para evitar esse tipo de malformação, o pino do disco esquerdo deva ser preso por uma pinça e tracionado, esticando o dispositivo durante o carregamento.

CONCLUSÕES

O manuseio das próteses CERA® e Cocoon se mostrou simples, seguro e facilmente reproduzível nas mãos de

operadores experientes com o fechamento das comunicações interatriais tipo *ostium secundum*. Ambas as próteses pareceram flexíveis e com perfil satisfatório. As taxas de oclusão imediata reproduziram as da literatura com a prótese Amplatzer® Septal Occluder, e as próteses CERA® e Cocoon se mostraram excelente alternativa às próteses tradicionais. Mais estudos e um seguimento de longo prazo dos pacientes se fazem necessários para determinar as reais vantagens do revestimento dos fios de nitinol.

CONFLITO DE INTERESSES

Francisco Chamié é consultor e proctor para as empresas Boynton, Neomex, Bioassist e AbbMed. Os demais autores declaram não haver conflito de interesses.

FONTE DE FINANCIAMENTO

Não há.

REFERÊNCIAS

1. King TD, Thompson SL, Steiner C, Mills NL. Secundum atrial septal defect. Nonoperative closure during cardiac catheterization. *JAMA*. 1976;235(23):2506-9.
2. Ammar RI, Hegazy RA. Transcatheter closure of secundum ASD using Occlutech Figulla-N device in symptomatic children younger than 2 years of age. *J Invasive Cardiol*. 2013;25(2):76-9.
3. Lairakdomrong K, Srimahachota S, Lertsapcharoen P, Chai-promprasit J, Boonyaratavej S, Kaewsukkho P. Clinical results of large secundum atrial septal defect closure in adult using percutaneous transcatheter Cocoon atrial septal occluder. *J Med Assoc Thai*. 2013;96(9):1127-34.

4. Sun WF, Dong ZF, Gong K, Zhang GP, Cui T, Xia YD, et al. Transcatheter closure with use of the SHSMA occluder in 180 patients with congenital heart defects: preliminary results. *Tex Heart Inst J.* 2010;37(5):531-7.
5. Chamié F, Chamié D, Ramos S, Tress JC, Victor R. Fechamento percutâneo das comunicações interatriais (CIA) complexas. *Rev Bras Cardiol Invasiva.* 2006;14(1):47-55.
6. Mugge A, Daniel WG, Angermann C, Spes C, Khandheria BK, Kronzon I, et al. Atrial septal aneurysm in adult patients: a multicenter study using transthoracic and transesophageal echocardiography. *Circulation.* 1995;91(11):2785-92.
7. Hayes N, Rosenthal E. Tulip malformation of the left atrial disc in the Lifetech Cera ASD device: a novel complication of percutaneous ASD closure. *Catheter Cardiovasc Interv.* 2012;79(4):675-7.
8. Du ZD, Koenig P, Cao QL, Waight D, Heitschmidt M, Hijazi ZM. Comparison of transcatheter closure of secundum atrial septal defect using the Amplatzer septal occluder associated with deficient versus sufficient rims. *Am J Cardiol.* 2002;90(8):865-9.
9. Ries MW, Kampmann C, Rupprecht HJ, Hintereder G, Hafner G, Meyer J. Nickel release after implantation of the Amplatzer occluder. *Am Heart J.* 2003;145(4):737-41.
10. Wertman B, Azarbal B, Riedl M, Tobis J. Adverse events associated with nickel allergy in patients undergoing percutaneous atrial septal defect or patent foramen ovale closure. *J Am Coll Cardiol.* 2006;47(6):1226-7.
11. Cooke JC, Gelman JS, Menahem S, Harper RW. Thrombus on an ASD closure device: a call for caution. *Heart Lung Circ.* 2000;9(1):30-1.
12. Amin Z, Hijazi ZM, Bass JL, Cheatham JP, Hellenbrand WE, Kleinman CS. Erosion of Amplatzer septal occluder device after closure of secundum atrial septal defects: review of registry of complications and recommendations to minimize future risks. *Catheter Cardiovasc Interv.* 2004;63(4):496-502.
13. Crawford GB, Brindis RG, Krucoff MW, Mansalis BP, Carroll JD. Percutaneous atrial septal occluder devices and cardiac erosion: a review of the literature. *Catheter Cardiovasc Interv.* 2012;80(2):157-67.
14. Carroll JD. Device erosion. *Catheter Cardiovasc Interv.* 2009;73(7):931-2.
15. Delaney JW, Li JS, Rhodes JF. Major complications associated with transcatheter atrial septal occluder implantation: a review of the medical literature and the manufacturer and user facility device experience (MAUDE) database. *Congenit Heart Dis.* 2007;2(4):256-64.
16. DiBardino DJ, McElhinney DB, Kaza AK, Mayer JE Jr. Analysis of the US Food and Drug Administration Manufacturer and User Facility Device Experience database for adverse events involving Amplatzer septal occluder devices and comparison with the Society of Thoracic Surgery congenital cardiac surgery database. *J Thorac Cardiovasc Surg.* 2009;137(6):1334-41.
17. Diab K, Kenny D, Hijazi ZM. Erosions, erosions, and erosions! Device closure of atrial septal defects: how safe is safe? *Catheter Cardiovasc Interv.* 2012;80(2):168-74.