

ANEL PORTADOR DE VÁLVULAS CARDÍACAS

JOSÉ R. MARTÍN, HÉCTOR D. BARONE, ANDREA BARONE, JOSÉ MILEI, ERNESTO D. GRASSI

Apresenta-se um novo tipo de prótese, baseada num anel portador de válvulas cardíacas que, uma vez colocado, permite uma fácil colocação e remoção da válvula, enquanto o anel permanece "in situ". Foi feita a avaliação do protótipo "in vitro" e foi observada a facilidade para colocar e remover a válvula na câmara atrial simulada.

Apesar da limitação na área do orifício, foi testado "in vivo" e o modelo demonstrou que realmente encurta o tempo do "by-pass" cardiopulmonar durante a substituição da válvula. Nos estudos histopatológicos foi observada uma cura perfeita no meio periprotético.

Um novo desenho está sendo desenvolvido no laboratório, a fim de solucionar o problema de superfície efetiva do orifício.

Uma vez alcançado esse objetivo, esse novo conceito deverá ser tomado em consideração em todo futuro projeto de válvulas cardíacas.

Nos últimos 20 anos, as próteses cardíacas, tanto as mecânicas como as biológicas, experimentaram modificações técnicas de vários tipos¹⁻¹⁶, em virtude dos problemas enfrentados durante sua utilização. Apesar de tudo, o desenvolvimento da prótese valvular ideal ainda não foi alcançado.

Os resultados, imediatos e a longo prazo depois da implantação valvular, estão sujeitos a vários tipos de disfunções (tromboembolismo, fadiga e mudanças no material, degeneração, calcificação, etc)¹⁷⁻¹⁹. Visto que esses problemas têm importância clínica, os riscos de uma substituição devem ser cuidadosamente avaliados.

A redução do tempo cirúrgico e, especificamente, de tempo da perfusão extracorpórea, é o tema mais crítico nessas circunstâncias, porque o índice de mortalidade aumenta nos pacientes sujeitos à reoperação^{20,21}.

As investigações realizadas neste estudo experimental, com objetivo de encurtar o tempo cirúrgico da troca valvular, foram feitas em duas partes. A primeira foi o desenvolvimento "in vitro" de um protótipo de prótese valvular, baseado em um anel portador de válvulas cardíacas que, quando implantado, funciona como um receptor permanente para uma válvula, que pode ser facilmente colocada e removida. A segunda parte refere-se ao implante experimental "in vivo" do protótipo de prótese valvular, os resultados imediatos e a longo prazo.

MATERIAL E MÉTODOS

O desenho do modelo foi feito em laboratório (fig. 1, 2 e 3). A figura 1 mostra o anel receptor de válvulas cardíacas (A), construído em aço de implantação 316, recoberto por um tecido (a) de poliéster "texturizado", cobrindo um rebite de silicone de dureza 60 (b) (fig. 2). Esse anel tem uma saliência (e) em sua orla inferior, que serve como suporte para o degrau (d) da válvula (B) e, na orla superior interna, uma chanfradura (e), que permitira o encaixamento do anel (A) que manterá firme a válvula (B) quando introduzida no anel portador.

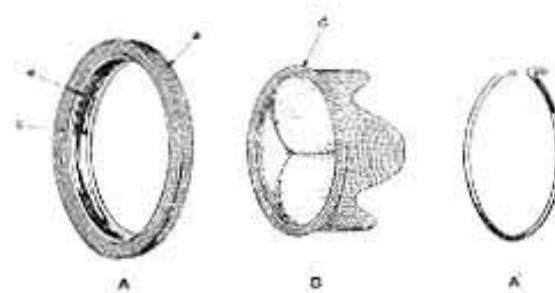


Fig.1 – Em A, anel de válvulas. Em B, prótese valvular biológica. Em A', anel fixador.

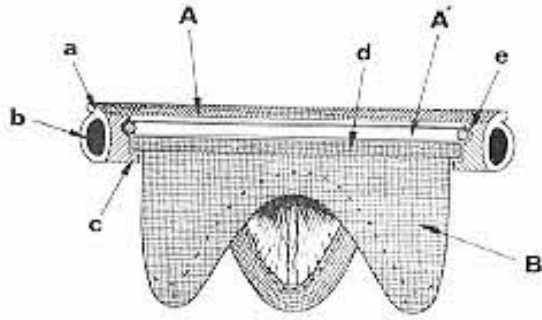


Fig. 2 - Secção frontal da prótese. A, anel portador; B, válvula; A', anel fixador; a, tecido de dacron; b, anel de silastic; c, saliência; d, degrau; e, chanfradura.

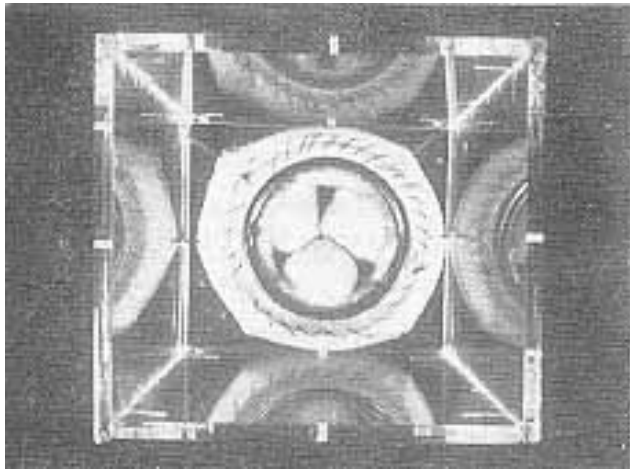


Fig. 3 - Câmara atrial simulada.

A válvula (B) foi feita com um anel cilíndrico de poliacetato flexível ("delrin"), que apresenta um degrau (d) na sua orla superior, que, durante a montagem, entrará em contato com (e) (fig. 2). Esse anel está coberto com uma capa de silicone e, mais externamente, com tecido de "ciacron microvelour", no qual está suturada a bioprótese de suíno.

Para esterilizar e preservar a válvula, foram utilizadas as técnicas de Carpentier²². O anel A' foi feito em aço de implantação 316 e sua circunferência é incompleta para permitir sua flexão e a redução de seu tamanho, facilitando sua inserção na chanfradura (e). A figura 2 mostra o protótipo numa secção frontal.

As medidas de A, A' e 13 estão resumidas na tabela I.

Para colocar e remover A' e 13 do anel A, foi construída uma câmara atrial simulada, em acrílico, com diâmetro de 5cm e seu correspondente orifício atrioventricular, onde o anel A foi suturado com um simples "surjet" (fig. 3). Logo depois, a colocação e remoção de A' e B foi praticada 12 vezes.

TABELA I - Medidas dos componentes do modelo valvular.

	Ø exterior	Ø interior	Altura	Peso
Anel A	35mm	30,2(s) 29,5(i)mm	5mm	4,2g
Válvula B	30,2mm(s)	29mm(i)	17,5mm	3,9g
Anel A	31,4mm(m)	0,9mm(esp)		0,17g

s = superior; i = inferior; m = montado; esp = espessura.

A avaliação hidrodinâmica foi realizada em um duplicador de pulso 23,21 em posição aórtica, usando Lima prótese mitral Starr-Edwards¹⁴ A2320. Subseqüentemente, próteses biológicas Barone de 29 mm e de 23 mm foram analisadas na mesma posição e sob idênticas condições. Foi utilizada água como líquido análogo. O volume sistólico foi de 50 ml e a pulsação variou entre 72 e 125 ciclos por minuto (cpm). A pressão foi gravada em papel fotossensível num gravador Honeywell Visicorder 1508-A. Todos os gráficos foram integrados por meio de planimetria óptica para obter Vpm e Amp durante a sístole. O porcentual de pressões (P%) e o gradiente na válvula (▲P%) foram calculadas com as seguintes fórmulas:

$$P\% = \frac{A.m.p.100}{V.P.M.} \quad DP\% = \frac{V.p.m. - A.m.p.}{V.p.m.}$$

Experiência "in vivo" — O modelo descrito (fig. 4 e 5) foi implantado na posição tricúspide numa bezerra da raça Holando-Argentina, com 4 meses de idade e 82 kg. O mesmo animal, já com um peso de 160 kg, foi operado 8 meses depois para a substituição valvular.

Em ambas ocasiões, a anti-sepsia corporal foi feita com Polvidine 24 horas antes e como meio profilático, foram administradas 50mg/kg de cefalotina de sódio, cada 6 horas. Uma artéria distal e duas veias foram dissecadas; a fim de controlar a pressão. A indução anestésica foi feita com thiopental, na dose de 5mg/kg e a anestesia geral foi mantida com droperidol fentanil, na dose de 0,1mg/kgP, pancuronium 0,1 mg/kg e uma mistura de 50% de oxigênio e 50% de óxido nítrico. O "by-pass" cardiopulmonar foi efetuado por drenagem das duas veias cavas e a perfusão através da emergência da aorta durante o implante e, através de artéria carótida direita, na reoperação,

Toda a solução Ringer lactato foi usada no oxigenador de bolhas (Bentley-Sorin-Bos 10) e a temperatura foi mantida em 37°C. Foi administrada uma dose de heparina de 3mg/Kg, neutralizada com sulfato de protamina 1:1.

A via de acesso cirúrgica foi toracotomia direita. Praticou-se gasometria sangüínea, pH, Ht, Na e K, antes, durante e depois do "by-pass" cardiopulmonar.

Depois de entrar em total "by-pass" cardiopulmonar, foi realizada a atriectomia direita e ressecção da valva tricúspide. Foram dados pontos em X separados no anel do orifício atrioventricular, usando-se fios Ethibon 2-0 e foram, então, sucessivamente passados através do tecido de "dacron" (fig. 6) do anel

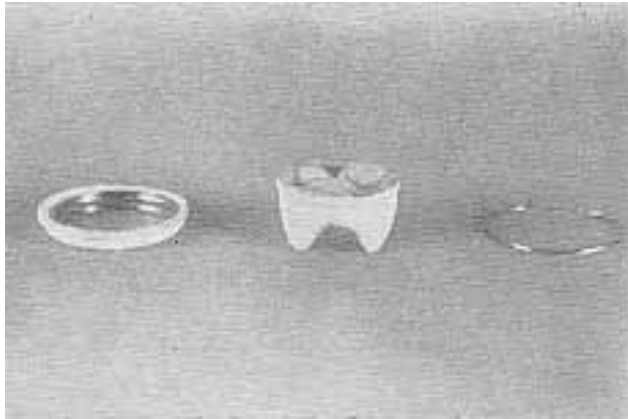


Fig.4 - Vista superior do protótipo.

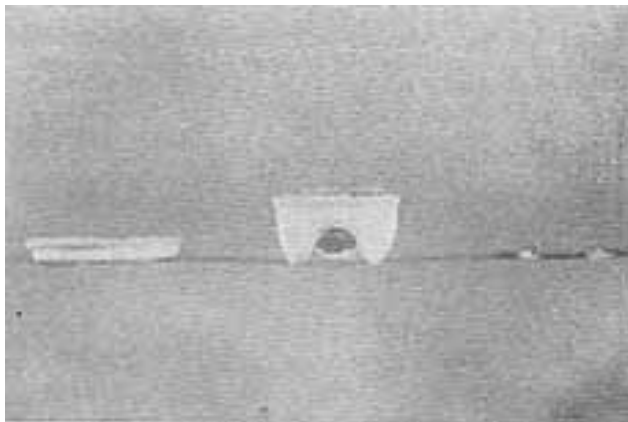


Fig.5 - Perfil do protótipo.

portador A. Uma vez completa a colocação do anel A (fig. 7), a válvula biológica B foi introduzida e, imediatamente depois, essa última foi fixada com o anel fixador A' (fig. 8), dentro da chanfradura do anel A.

As manobras de colocação e remoção do anel A' e da válvula biológica no anel A foram praticadas em 2 oportunidades, sob parada cardíaca isquêmica e normotérmica que demorou 5 minutos.

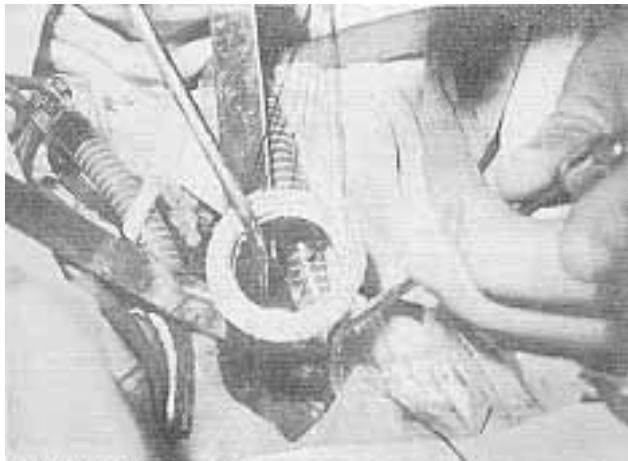


Fig.6 - As suturas são passadas através do tecido do anel A.

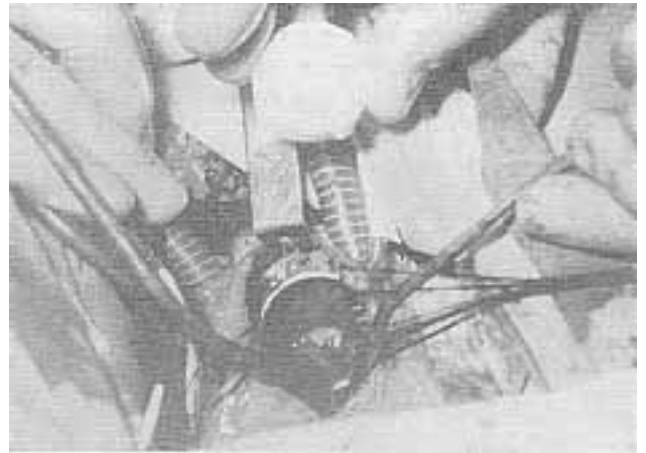


Fig.7 - Anel portador de válvulas sendo colocado em posição.



Fig.8 - Válvula B e anel fixador sendo colocados em posição.

A sutura do átrio foi feita com nylon 4/0. O "bypass" cardiopulmonar demorou 55 minutos. A evolução imediata foi normal. Durante 10 dias consecutivos foram administrados 50 mg/kg de cefalotina de sódio. Não foi feita anticoagulação.

A reoperação, 8 meses depois, foi realizada pela mesma via cirúrgica. Foi efetuada sangria parcial, devido ao excessivo volume durante o "by-pass" cardiopulmonar, que provocou dificuldades na perfusão. Uma vez feita a atriotomia, foi encontrada a câmara direita um pouco dilatada, livre de trombose, insuficiência ou qualquer outra alteração na superfície do endocárdio. Podiam ser vistos o anel portador e o anel fixador através de uma fina camada de "neoendotélio". A válvula B, também estava coberta com tecido "neointimo", mas apresentava sinais de degeneração calcárea (fig. 9). O anel A' foi removido e a válvula B retirada, ficando no lugar o anel portador, sem aderências (fig. 10). Uma nova válvula B foi imediatamente introduzida (fig. 11) e logo foi fixada com o mesmo anel A'. Finalmente, o animal foi sacrificado e seu coração retirado para estudos anátomo-patológicos. Vários fragmentos de tecido peri-

protético, atrial e ventricular foram retirados e fixados em formol a 10% e processados para microscopia, usando as técnicas de coloração tricromáticas de hematoxilina-eosina e Van Giesson.



Fig.9 – Remoção da válvula e do anel fixador.

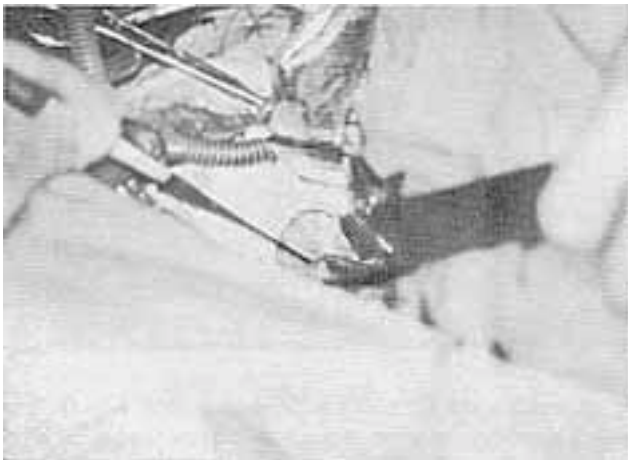


Fig.10 – Vista do anel portador (a válvula e o anel fixador já foram removidos).

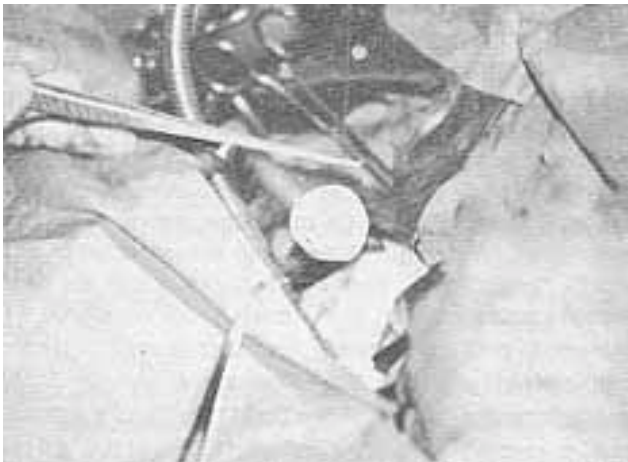


Fig.11 – Uma nova válvula B sendo colocada.

RESULTADOS

“**In vitro**” — A colocação na câmara atrial simulada e a remoção da válvula B e do anel X dentro do anel A apresentou durante média de 1 minuto e 6 segundos.

A avaliação hidrodinâmica está resumida nas tabelas II e III.

TABELA II - Porcentagem das pressões P%.

	Prótese (st)	Prótese (st)	Protótipo
72cpm	23mm Ø (e)	29mm Ø (e)	35mm Ø (e)
125cpm	96,1%	97,0%	97,0%
	85,3%	88,1%	88,5%

CPM = ciclos por minuto; e = externo; st = Barone standard.

TABELA III - Porcentagem do gradiente P%.

	Prótese (st)	Prótese (st)	Protótipo
	23mm Ø (e)	29mm Ø (e)	35mm Ø (e)
72cpm	3,9%	3,0%	3,0%
125cpm	14,7%	11,9%	11,5%

cpm = ciclos por minuto; e = externo; st = Barone standard.

“**In vivo**” - No implante, o tempo empregado para colocação e remoção da válvula B e do anel A' foi de 2 minutos e 30 segundos numa ocasião e de 2 minutos e 45 segundos, na outra. O tempo necessário para a substituição, na operação de troca valvular, 8 meses depois, foi de 8 minutos.

Não foi observada descontinuidade entre o endocárdio atrial e o anel portador. Os anéis A e A' estavam recobertos de uma camada de tecido “neoíntimo”, que continuava sem interrupções na superfície da válvula B.

Resultados anátomo-patológicos — O anel receptor foi colocado na posição tricúspide. O endocárdio parietal, não só o ventricular, mas também o atrial, estava totalmente coberto com tecido endotelial. O rebite protético estava coberto com uma ligeira capa translúcida de aproximadamente 3/4 mm de espessura (fig. 12). Não foram encontradas descontinuidades na superfície nem insuficiência periprotética nem trombose intra ou periprotética (fig. 13). O obturador biológico, nesse caso uma válvula de perfil médio, mostrou calcificação e ruptura na superfície (fig. 14). Uma vez removida a prótese do orifício atrioventricular, podia ser visto o receptor firmemente engajado e o tecido periférico atrial e ventricular rodeado por um denso tecido fibroso e pela camada endotelial já referida.

As secções radiais mostravam uma adequada fibrose do anel, permitindo também observar a importância do endotélio (fig., 15 e 16).

DISCUSSÃO

Até agora, as próteses valvulares convencionais eram construídas numa só peça. Este trabalho tenta introduzir um novo conceito, com o desenvol-

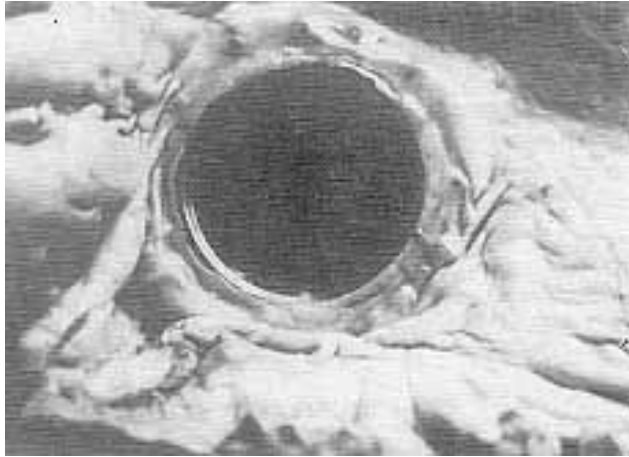


Fig.12 - A câmara atrial foi aberta na necropsia e o anel portador observado na posição tricúspide. Uma fina capa de endocárdio de 0,75 mm de espessura cobria o anel portador, livre de aderências e trombo.

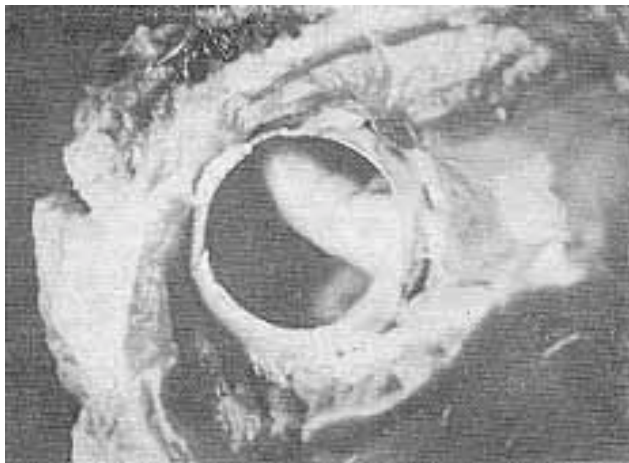


Fig.13 - A cavidade ventricular direita, aberta na necropsia, mostrou o anel portador coberto com uma camada de tecido endocárdico.

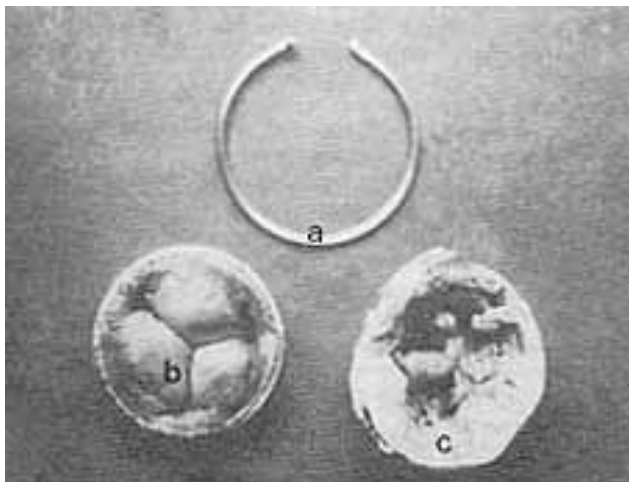


Fig.14 - a) anel fixador; b) válvula colocada na reoperação; c) válvula removida na reoperação.

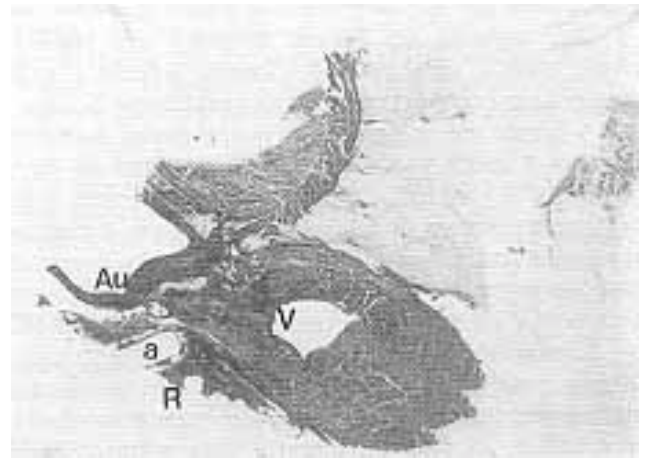


Fig.15 - A secção radial da área periprotética mostra o orifício depois da remoção do anel de silicone (a), a área superior do ventrículo direito (V), a área inferior do átrio direito (Au) e a camada de endocárdio cobrindo o anel receptor (R). Coloração tricromática Van Giesson. X 100.

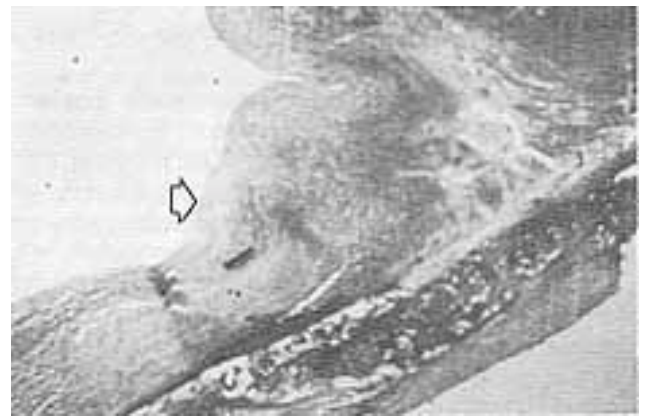


Fig.16 - A seta mostra a camada de endocárdio cobrindo o lado ventricular do anel portador. Coloração tricromática Van Giesson. X 100.

vimento de um modelo constituído de 3 peças que, uma vez montadas, funcionam como uma prótese convencional.

A colocação e remoção de B e A' do anel receptor A exige pouco tempo e a operação é simples e fácil. Entre os vários sistemas propostos, foi escolhido este em virtude de sua simples manipulação e desenho.

O comportamento hidrodinâmico do protótipo no duplicador de pulso mostrou que, comparando uma prótese Barone de 29 mm de diâmetro externo, com um protótipo de 35 mm de diâmetro externo, o desempenho foi semelhante, a 125 cpm.

Se comparássemos uma prótese de 23 mm com um protótipo de 29 mm de diâmetro externo, a 125 cpm, o modelo deveria apresentar um gradiente ao redor de 15%. Esse fato leva a pensar que em diâmetros menores o percentual de gradiente seria maior,

devido à perda efetiva nas dimensões da área do orifício.

Em seguida, foi levado a efeito um teste "in vivo", com a finalidade de avaliar imediata e tardiamente o comportamento do protótipo.

A tempo necessário para a colocação e remoção do anel A' e da válvula B foi quase igual ao da experiência "in vitro". O tempo usado nestas manobras permitiu-nos concluir que o sistema funcionará apropriadamente sob circunstâncias tais como disfunções valvulares, insuficiência aguda, sempre que a remoção da válvula ajudar a correção do defeito.

A experiência clínica indica que esse tempo é menor do que o necessário para uma troca valvular convencional. A presença do "novo" anel atrioventricular, encontrado intacto, para a imediata troca valvular, livre de tecido ou de qualquer material protético, foi de grande valor para a operação, pois a mesma foi bem mais fácil. Também a correção potencial da insuficiência crônica poderia ser facilitada pela remoção da válvula. A ausência de trombose no átrio, ao redor da prótese ou dentro do ventrículo, foi positiva e deve ser tomada em consideração, visto que o animal reoperado 8 meses depois, não recebeu agentes anticoagulantes durante todo esse período.

Cerca de 20.000 próteses valvares são implantadas anualmente nos Estados Unidos. Se considerarmos os problemas relativos tanto às próteses biológicas como às metálicas, teríamos um número considerável de pacientes portadores de disfunção protética e, portanto, candidatos à reintervenção.

Moreno Cabral e col.²⁵ relataram 8 casos de oclusão trombótica, com mais de 50% de mortalidade, durante a reoperação, usando válvulas Bjork Shiley. Starir e col.²⁶ mostraram 1% de incidência de insuficiência periprotética e 9,5% de tromboembolismo, com válvulas Smeloff-Cutter. Foi necessária a reoperação em 8 pacientes, 5 dos quais com insuficiência periprotética. Falha dos materiais usados em sua manufatura também têm provocado disfunção²⁷⁻³⁰ e, conseqüentemente, a troca valvular.

A disfunção nas válvulas biológicas parece prevalecer entre os mais jovens. Somente 40% das válvulas em posição aórtica ou mitral permaneceram sem problemas 5 anos depois de serem implantadas³¹. Num outro informe, Gallo e col.²³ mostraram 1,6% de morbidade provocada por calcificação, degeneração, fibrose, etc. em 734 biopróteses Hancock. Todos tiveram de ser reoperados.

De um modo geral, a mortalidade cirúrgica é maior nos pacientes que necessitam reoperação^{29,33-35} principalmente em decorrência da doença básica e da disfunção protética que leva à indicação cirúrgica.

O protótipo valvular usado nesta experiência demonstrou que pode encurtar o tempo cirúrgico durante a troca da prótese.

Entre outras vantagens potenciais do anel portador de válvulas cardíacas, podemos mencionar: possibilidade

de usar os dois tipos de válvulas (mecânicas e biológicas) a implantação em quaisquer das posições anatômicas valvulares e poderia ser também compatível com o uso de condutos extra-cardíacos.

Esses aspectos estimulam nossa equipe a prosseguir nos estudos para obter um melhor desenho mecânico, que reunisse condições funcionais mais satisfatórias.

Uma vez resolvido este problema, esta nova concepção deverá ser considerada para o desenvolvimento dos projetos de próteses valvulares, tanto mecânicas como biológicas, para alcançar o que hoje parece tão longe: a prótese valvular cardíaca ideal.

SUMMARY

This study attempts to develop a new type of valvar prosthesis. A ring or support for cardiac valves is placed, allowing for easy removal or placement of the valve leaflets. "In vitro" evaluation has confirmed this.

There was some limitation of the effective surface area of the orifice, but "in vivo" experiments confirmed that this model effectively shortened the duration of cardiopulmonary bypass.

A new design has been developed to optimize the effective cross-sectional area of the orifice. Henceforth, this concept should be taken in consideration in all new projects of valvar prosthesis.

REFERÊNCIAS

1. Starr, A.; Edwards, M. L. – Mitral replacement: the shielded 5all valve prosthesis. *J. Thorac. Cardiovasc. Surg.* 42: 673, 1961.
2. Pierie, W. R.; Hancock, W. D.; Koorujian, S.; Starr, A. – Materials and heart valve prosthesis. *Ann. N.Y. Acad. Sci.* 146: 345, 1968.
3. Starr, A. Grunkemeier, G.; Lambert, L.; Okies, J. E.; Thomas, D. – Mitral valve replacement: a 10 year follow-up of nonclothcovered vs. clothcovered caged ball prosthesis. *Circulation*, 54 (suppl. IID: 47, 1976.
4. Mac Gregor, D. C.; Pilliar, R. M.; Wilson, G. J. et al. – Porcus metal surfaces: a radical new concept in prosthetic heart valve design. *Trans. Am. Soc. Artif. Intern. Organs.* 22: 646, 1976.
5. Magovern, G. J.; Cromie, H. W. – Sutureless prosthetic heart valves. *J. Thorac. Cardiovasc. Surg.* 46: 726, 1963.
6. Blackstone, E. H.; Kirklin, J. M.; Pluth, J. R.; Turner, M. E.; Parr, G. V. S. – The performance of the Brunwald-Cutter aortic prosthetic valve. *Ann. Thorac. Surg.* 23: 302, 1977.
7. Bokras, J. C.; Akins, R. J. – Applications of pyrolytic carbon in artificial heart valves: a status report. *Proc. 4th. Bull. International Conf. on Material, Pittsburgh, Pennsylvania Carnegie Press. Carnegie Milan University, 1971.*
8. Paton, B. C.; Pine, M. E. – Aortic valve replacement with the De Bakey valve. *J. Thorac. Cardiovasc. Surg.* 72: 652, 1976.
9. Bjork, V. O. – A new tilting disc valve prosthesis. *Scand. J. Thorac. Cardiovasc. Surg.* 3: 1, 1969.
10. Martin, J. R.; Verginelli, G. Barbero-Marcial. M. B.; Zerbini, R. J.; Bitencourt, D.; Suzuki, S.; Coelho de Souza, M. – Esterilización de las válvulas aórticas heterólogas por (A oxido cle etileno y sunservación. *Rev. Arg. Cardiol.* 261: 272, 1969.
11. Verginelli, G.; Barbero Marcial, M.; Martin, J. R.; Pillegi, F.; Zerbini, E. J. – Substituição da valva mitral por heteroenxerto aórtico. *Arq. Bras., Cardiol.* 24: 12, 1971.
12. Carpentier, A. – Principles of tissue transplantation. In Ionescu, M. I.; Ross, D. N. ; Wooler, G. H. (eds) – *Biological Tissue in Heart Valve Replacement*, Blutterworth, London, 1971. p. 49.

13. Kaiser, G. A.; Hancock, W. D.; Lukban, S. B.; Litwak, R. S. – Clinical use of a new design stented xenograft heart valve prosthesis. *Surg. Forum.* 20: 137, 1969.
14. Ionescu, M. I.; Tandon, A. P.; Mary, D. A. S., Abid, A. -Heart valve replacement with the Ionescu-Shiley pericardial xenograft. *J. Thorac. Cardiovasc. Surg.* 73: 31, 1977.
15. Zerbini, E. J. – Results of replacement - of cardiac valves by homologous duramater valves. *Chest,* 67: 706, 1975.
16. Carpentier, A.; Dubost, C.; Lane, E.; Nashef, A.; Carpentier, S.; Relland, J.; Deloche, A.; Fabiani, J.; Chavaud, S.; Perier, P.; Maxwell, S. – Continuing improvements in valvular bioprosthesis. *J. Thorac. Cardiovasc. Surg.* 83: 27, 1982.
17. Milei, J.; Bolomo, N.; Storino, R. A. – Válvula de duramadre, estudio clínico quirúrgico y anatomopatológico (microscopía óptica y electrónica de transmisión y barrido). *Rev. Arg. Cardiol.* 50: 92, 1982.
18. Spray, T. L.; Roberts, W. C. – Structural changes in porcine xenografts used as substitute cardiac valves gross and histologic observations in 51 glutaraldehyde preserved Han. cock valves in 41 patients. *Am. J. Cardiol.* 40: 319, 1977.
19. Murphy, G. W.; Krames, D. H.; De Weese, J. A. – Detection of aortic ball variance by a simple radiographic technique: report of a case. *J. Thorac. Cardiovasc. Surg.* 60: 253, 1970.
20. Wisheart, J. D.; Ross, D. N., Ross, J. K. – A review of the effect of previous operations on the results of open heart surgery, *Thorax,* 27: 137, 1972.
21. Londe, S.; Sueg, W. L. – The challenge of reoperation in cardiac surgery. *Ann. Thorac. Surg.* 17: 157, 1974.
22. Carpentier, A.; Lemaigre, G.; Robert, L.; Carpentier, S.; Dubost, C. – Biological factors affecting long-term results of valvular heterografts *J. Thorac. Cardiovasc. Surg.* 58: 467, 1969.
23. Patane, A. M.; Mattara, M.; Milauski, J. A.; Benetti, A. F. – Ensayos comparativos de válvulas cardíacas en un simulador de flujo pulsante. Departamento de Mecánica Aplicada de la Facultad de Ingeniería, Universidade Nacional de Rosario, Argentina. Sec. Public. Dezembro, 1981.
24. Patane, A. M.; Mattara, M.; Milauski, J. A.; Benetti, A. F. – Proyecto y construcción de un duplicador de pulso para evaluar válvulas cardíacas. Depart. de Mecânica Aplicada de la Facultad de Ingeniería, Universidade Nac. de Rosario, Argentina. Sec. Public. dezembro 1981.
25. Moreno Cabral, R. J.; McNamara, J. J.; Mamiya, R. T.; Brainad, S. C.; Chung, G. K. T. – Acute thrombotic obstruction with Bjork Shiley valves. Diagnostic and surgical considerations. *J. Thorac. Cardiovasc. Surg.* 75: 321, 1978.
26. Starr, D. S.; Lawrie, G. M.; Howell, J.; Morris, G. – Clinical experience with the Smeloff-Cutter prosthesis 1 to 12 year follow-up. *Ann. Thorac. Surg.* 30: 446, 1980.
27. Joyce, L. D.; Emery, R. W.; Nicoloff, D. M. – Ball variance and fracture of mitral valve prosthesis causing recurrent thromboemboli. *J. Thorac. Cardiovasc. Surg.* 75: 309, 1978.
28. Roberts, W. C.; Levinson, G. E., Morrow, A. S. – Lethal ball variance in the Starr-Edwards prosthetic mitral valve. *Arch. Intern. Med.* 126: 517, 1970.
29. Kloster, F. E. – Diagnosis and management of complications of prosthetic heart valves. *Am. J. Cardiol.* 35: 872, 1975.
30. Roberts, A. K.; Lambert, C. J.; Mitchel, D. F. – Embolization of disococcluder of a Wanda Cutter mitral prosthesis with survival. *Ann. Thorac. Surg.* 21: 362, 1976.
31. Dunn, J. M. - Porcine valve durability in children. *Ann. Thorac. Surg.* 32: 357, 1981.
32. Gallo, J. I.; Ruiz, B.; Carrion, M. F.; Gutierrez, J. A.; Vega, J. L.; Duran, C. M. G. – Heart valve replacement with the Hancock bioprosthesis: a 6 year review. *Ann. Thorac. Surg.* 31: 442, 1981.
33. Louw, J. W. K.; Kinsley, R. H.; Dion, R. A.; Colse, P. R.; Girwood, R. - Emergency heart valve replacement: an analysis of 170 patients. *Ann. Thorac. Surg.* 29: 415, 1980.
34. Bryant, L. R.; Trinkle, J. K.; Spencer, F. C. et al. – Cardiac valve replacement: results in patients with advanced disability. *JAMA,* 216: 996, 1971.
35. Parr, G.; Kirklin, J. W.; Blackstone, E. H. – The early risk of re-replacement of aortic valves. *Ann. Thorac. Surg.* 23: 319, 1977.
36. Stewart, S.; De Weese, J. A. – The determinants of survival following reoperation on prosthetic cardiac valves. *Ann. Thorac. Surg.* 25: 555, 1978.