



# CAMINHOS da CARDIOLOGIA

Coordenador Luiz V. Décourt

## A PRÓTESE VALVAR CARDÍACA DEFINITIVA: MEIO SÉCULO DE PROCURA

PEDRO CARLOS PIANTINO LEMOS, NOEDIR A. G. STOLF

Os modelos atuais de substitutos valvares são o resultado dos esforços de clínicos, cirurgiões e bio-engenheiros que vagarosamente, durante os últimos 50 anos, moldaram e testaram suas novas idéias, alternando sucessos e insucessos.

As válvulas modernas, as mecânicas e as biológicas, são duráveis e funcionais mas ainda não são o substituto valvar ideal. Subsistem os trombos e as tromboembolias, a anticoagulação e os sangramentos, as turbulências e a hemólise, os gradientes pressóricos transvalvulares, o desgaste e a fadiga dos materiais das próteses, as fibroses, as retrações, a rejeição, a degeneração, as calcificações, a infecção e as roturas das válvulas biológicas.

Encontrar soluções para estes problemas foi e continua sendo o ânimo gerador dos esforços empreendidos, ontem e hoje, na procura da válvula definitiva.

A idéia de realizar operações nas valvas cardíacas teve início em 1902, quando AW Lane<sup>1</sup> sugeriu a ET Shaw (editor do Lancet) que um paciente portador de estenose mitral poderia ser beneficiado se uma incisão fosse feita em sua valva. Shaw<sup>2</sup> duvidou que tal procedimento fosse realizável.

Durante os trinta anos seguintes, alguns cirurgiões propuseram e testaram experimentalmente as técnicas cirúrgicas que, a partir de 1945, foram utilizadas para abrir o óstio mitral estenosado dos primeiros pacientes. Estas técnicas, caracterizadas fundamentalmente pela secção dos folhetos valvares com tenótomos e valvulótomos ou pela rotura digital das coalescências comissurais da valva mitral foram utilizadas por Bailey (1949)<sup>3</sup>, Bailey e col (1950)<sup>4</sup>, Smith e col (1950)<sup>5</sup>, Brock (1951)<sup>6</sup> e Harken e col (1948)<sup>7</sup>, (1950)<sup>8</sup>, (1951)<sup>9</sup>, em uns poucos pacientes, estabelecendo o real valor da utilização do tratamento cirúrgico para aliviar a estenose mitral.

As comissurotomias mitrais a céu fechado, quase sempre produziram refluxo mitral e não havia ainda a possibilidade de evitá-lo e tampouco haviam meios adequados para sua correção, embora desde 1938, alguns cirurgiões tenham proposto e testado com escassos sucessos algumas técnicas extracardíacas e intracardíacas para bloquear o refluxo mitral.

Mais cinco anos se passaram até que em 1956, Lillehei<sup>10, 11</sup>, utilizando uma máquina de circulação extracorpórea para realizar a primeira comissurotomia mitral, dava início à cirurgia valvar cardíaca sob visão direta, abrindo espaço para a possibilidade da correção do refluxo valvar e, conseqüentemente, para o advento dos substitutos valvares cardíacos.

Ainda nos anos cinquenta, algumas próteses valvares foram idealizadas, experimentadas e introduzidas, às cegas, a nível dos anéis atrioventriculares de cães e de uns poucos pacientes sem nenhum sucesso.

Com o paulatino aperfeiçoamento da técnica de circulação extracorpórea foram criados os primeiros modelos de próteses valvares e foram testados diversas técnicas de correção plástica das insuficiências das valvas mitral, tricúspide e aórtica.

Os resultados das plastias aórticas não tiveram o sucesso desejado. Algumas técnicas destinadas à correção plástica das insuficiências mitral e tricúspide, no entanto, são ainda hoje realizadas com total sucesso.

Os testes experimentais das primeiras próteses valvares mitrales e aórticas, na sua maior parte levados a efeito em cães, foram desencorajadores devido à baixa resistência destes animais à circulação extracorpórea, às dificuldades técnicas de inserção e fixação da prótese nos anéis valvares normais dos cães, bem como, às dificuldades de se obter materiais resistentes e pouco trombogênicos para a confecção das válvulas.

As próteses valvares iniciais, idealizadas entre 1957 e 1965, fabricadas com tecidos sintéticos ou com polímeros plásticos flexíveis e elásticos, tiveram por modelo as próprias valvas cardíacas, algumas possuindo até mesmo cordas tendíneas. São deste período as válvulas possuidoras de uma única cúspide moldada em plástico e fixada em um anel rígido de "Mylar", silicônio ou aço inoxidável<sup>12-14</sup>, as válvulas que imitavam integralmente a valva mitral com folhetos flexíveis de "Dacron" recoberto por poliuretana e com cordas tendíneas de "Teflon"<sup>15-17</sup>, as válvulas com folhetos construídos com tecido reticulado de "Teflon" ou de "Dacron", recobertos por silicônio, poliuretana ou impregnados de fibroblastos<sup>18, 19</sup>, bem como, uma válvula confeccionada com pericárdio autógeno, em tudo semelhante à valva mitral normal<sup>20</sup>. A eficiência funcional destas próteses valvares era limitada devido à baixa resistência de seus folhetos plásticos e sua elevada trombogenicidade.

As primeiras válvulas implantadas em cães com resultados funcionais realmente eficientes eram válvulas de bola, idealizadas entre 1958 e 1962, caracterizadas por uma estrutura rígida de "Teflon" ou de "lucite" que aprisionava uma bola de "lucite", de "Ivalon" ou de aço<sup>21-23</sup>. Entre estas válvulas de bola estava a primeira válvula de bola testada

por Starr em 1960 constituída por uma gaiola de "lucite" e uma bola de silicônio<sup>24</sup>, válvula esta que, possuindo a gaiola de "Vitallium" e a bola de silicônio, foi utilizada para a substituição mitral e aórtica de seus pacientes<sup>25</sup>.

Devido o grande tamanho da gaiola das válvulas de bola e seu elevado gradiente pressórico transvalvular, diversos cirurgiões passaram a pesquisar válvulas que possuíssem uma gaiola mais baixa e, conseqüentemente, um elemento móvel achatado, discóide ou lenticular para substituir a bola. As válvulas de disco confeccionadas em "Teflon", silicônio ou aço foram testadas com resultados pouco animadores, embora permitissem fluxo sanguíneo menos turbilhonado e gradientes pressóricos transvalvares mais baixos que as válvulas de bola<sup>26-29</sup>.

O uso clínico inicial das próteses valvares se fez por absoluta necessidade a partir de 1960. Os testes experimentais com as próteses valvares eram pouco encorajadores e não permitiam inferências sobre seu comportamento a médio e longo prazos. Elas eram grandes, trombogênicas e seus anéis de fixação eram espessos, sempre produziam resistência ao fluxo sanguíneo e, por conseguinte, mantinham gradientes pressóricos transvalvulares elevados. Mesmo assim, válvulas de folhetos plásticos, de bola e de disco foram implantadas em pacientes cuja gravidade de suas lesões valvares, aórticas ou mitrales, impunha a indicação da troca valvar como único meio para sua sobrevivência.

Entre 1960 e 1965, algumas próteses valvares de folhetos plásticos, ainda em testes experimentais, foram usadas para a substituição de valva mitral de uns poucos pacientes.

Nesta época 25 pacientes tiveram sua valva mitral substituída por uma válvula monocúspide<sup>30-32</sup>. Uma válvula monocúspide de silicônio foi implantada em três pacientes<sup>13</sup>, enquanto uma válvula tricúspide foi usada para a troca da valva mitral de um paciente<sup>33</sup>. Dez pacientes receberam uma válvula contendo dois folhetos flexíveis, de "Dacron" coberto por silicônio, inseridos em uma estrutura de "Exan"<sup>34</sup>. Válvulas constituídas por folhetos flexíveis de poliuretana e cordas tendíneas de "Teflon" foram implantadas em onze pacientes<sup>15, 16, 19</sup>.

Todas estas válvulas de folhetos, como já indicavam seus testes experimentais, mostravam-se trombogênicas, funcionalmente deficientes e pouco resistentes. Assim sendo, seu uso clínico foi logo abandonado.

As primeiras próteses usadas para a substituição da valva aórtica humana caracterizavam-se por folhetos de "Teflon" recoberto por borracha de si-

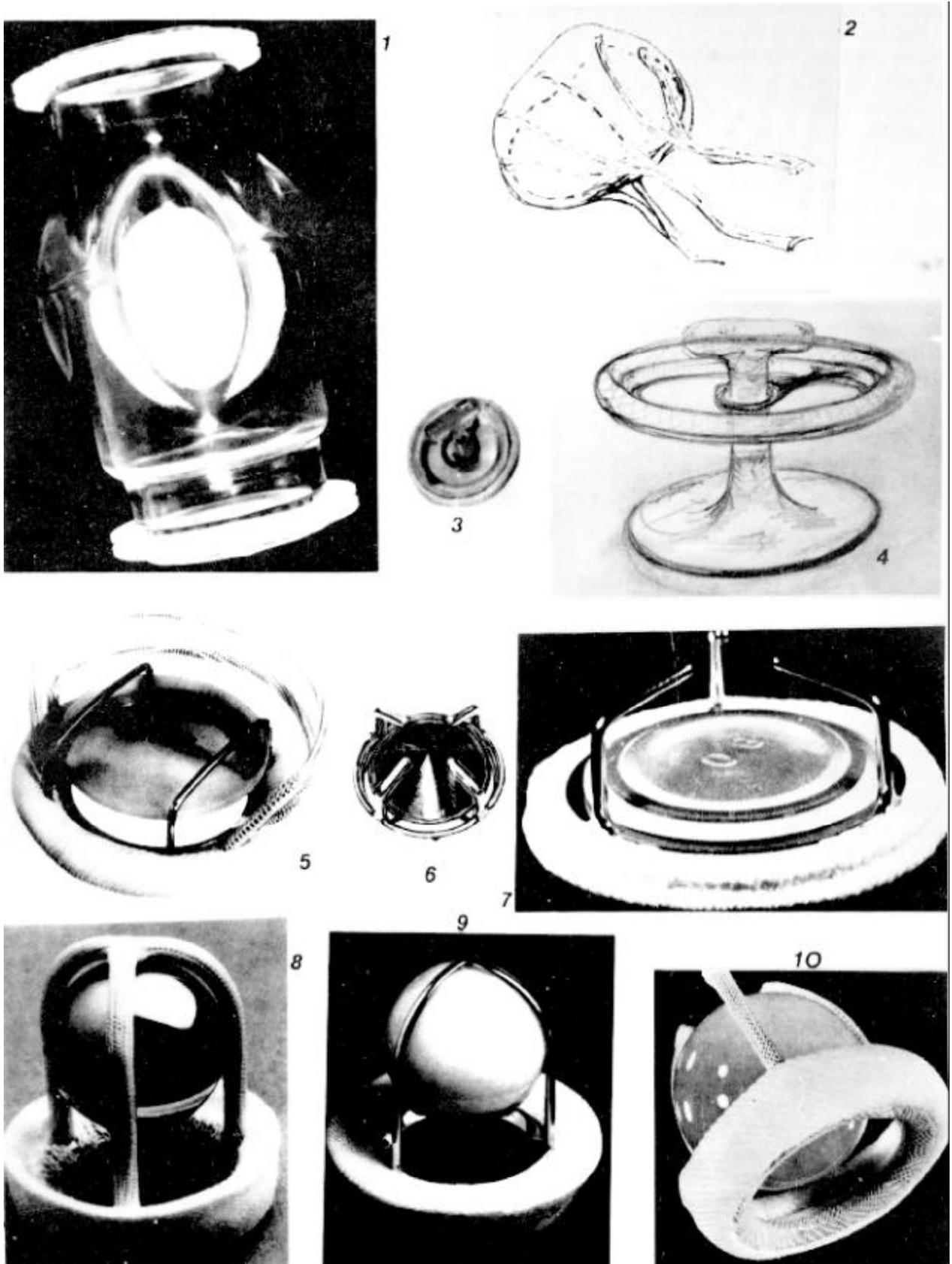


Fig. 1—Próteses valvares iniciais: 1—Hufnagel; 2—Braunwald; 3 e 4—Bernard; 5—Kay Shiley; 6—Cooley-Cutter; 7—Cross-Jones; 8, 9 e 10—Starr-Edwards.

licônio, semelhantes aos folhetos aórticos naturais, que eram suturados diretamente no anel valvar, (Harken e col, 1960<sup>35</sup>). Estes folhetos plásticos, no decorrer de um ou dois anos, rompiam-se ou eram destacados em decorrência da pressão exercida pelo fluxo sanguíneo.

Antes que ocorresse, a partir de 1960, a utilização clínica da válvula de bola de Starr-Edwards, que representou o maior e o principal avanço do tratamento cirúrgico das doenças das valvas cardíacas, Hufnagel, em 1952, já havia implantado sua válvula de bola de "lucite" na aorta descendente de pacientes portadores de insuficiência valvar aórtica<sup>36</sup>.

A rápida aceitação da valva de bola de Starr resultou em sua progressiva e constante utilização<sup>37-44</sup>, embora a mortalidade dos pacientes alcançasse, por vezes, índices de 10 a 20%.

O surgimento dos primeiros inconvenientes inerentes à válvula de bola, seu alto perfil, sua trombogenicidade, as dificuldades de sua fixação e alguns fatores funcionais adversos, observados fundamentalmente nas substituições da valva mitral, fez com que algumas modificações de suas características originais fossem logo propostas. Surgiram, então, dentre outras, a válvula de bola dotada de gaiola dupla, a válvula de bola oca de silicônio com gaiola de titânio aberta na junção apical de suas hastes e toda envolvida por tecido de "Teflon", a válvula de bola cujo anel possuía uma série de pinos destinados a sua fixação ao anel valvar<sup>45-47</sup>.

Os modelos iniciais das válvulas de disco ou seus modelos modificados foram utilizados para a troca das valvas aórtica e mitral de uns poucos pacientes a partir da metade dos anos sessenta<sup>48-52</sup>. Estas valvas de disco contido em gaiolas de pequena altura, embora tenham permitido minimizar o caráter obstrutivo e os gradientes pressóricos transvalvulares próprios das válvulas de bola, exibiam elevada trombogenicidade, o que impediu sua larga utilização clínica.

Tal qual as válvulas de bola e de disco, homo-enxertos e hétero-enxertos frescos de valva aórtica foram testados e experimentados, desde o início dos anos 50, para a substituição das valvas aórtica e mitral<sup>53-58</sup>.

Alguns homo-enxertos mantinham-se funcionantes durante meses ou anos após suas implantações, porém, seus folhetos tornavam-se espessados e infiltrados por fibroblastos enquanto seus anéis sofriam distensão e, além dis-

to, eram altamente susceptíveis à infecção, mesmo que os pacientes fossem submetidos a antibioticoterapia<sup>59-62</sup>.

Os hétero-enxertos frescos, quando de seus testes em animais de experimentação, sofriam rápida rejeição e degeneração, tornando-se inadequados ao uso clínico.

A observação das qualidades próprias dos homo-enxertos e dos hétero-enxertos aórticos prosseguiu durante os anos sessenta, dando-se maior ênfase a sua esterilização e a sua conservação com vistas a preservar sua funcionalidade e aumentar sua durabilidade. Assim, os homo-enxertos e os hétero-enxertos foram montados em anéis rígidos para permitir a correta disposição de seus folhetos e facilitar seu implante nos anéis valvares e foram submetidos a imersões em soluções de antibióticos e fungicidas e em soluções conservadoras que os esterilizassem e os tornassem mais resistentes e passíveis de serem conservados por longo período de tempo. Uma vez esterilizados, eram conservados em soluções nutrientes a várias temperaturas, congelados em nitrogênio líquido ou curtidos e conservados em formalina ou glutaraldeído<sup>63-68</sup>.

A utilização do glutaraldeído, como agente curtidor e conservador dos hétero-enxertos valvares, permitiu que seu colágeno fosse estabilizado, que exibisse certa refratariedade às reações antigênicas e que sua resistência e durabilidade fossem aumentadas<sup>69-71</sup>.

O curtimento dos homo-enxertos produzido pela formalina e pelo glutaraldeído era eficiente por diminuir sua antigenicidade<sup>65</sup>, embora a formalina produzisse certa retração de seus folhetos ocasionando insuficiência valvular em 5 a 10% deles<sup>72, 73, 74, 75</sup>.

Cinco anos após terem sido implantados em pacientes, observações dos homo-enxertos permitiram verificar que sua esterilização e sua preservação inadequadas causavam intensificação de sua degeneração, de sua calcificação e de suas roturas. Os homo-enxertos aórticos usados na substituição da valva mitral tinham mais complicações que os usados na aorta. Só a metade dos homo-enxertos se mantinham adequadamente funcionando dez anos após terem sido implantados<sup>76, 77</sup>.

Ainda no final dos anos 60 e início dos anos 70, as degenerações e roturas observadas nos homo-enxertos deram ensejo a proposições do uso de tecidos biológicos, eventualmente mais resistentes, que pudessem servir para a fei-

tura de novos substitutos valvares. Surgiram então as válvulas de tecidos biológicos humanos ou de animais, nas quais um anel metálico ou de plástico flexível recoberto por tecido de "Teflon" ou "Dacron" suporta três folhetos, semelhantes aos folhetos aórticos normais, feitos com fragmentos de tecidos autógenos, homólogos ou heterólogos, a fásia-lata, a dura-máter e o pericárdio humano e bovino.

Senning, em 1967<sup>78</sup>, idealizou a válvula de fásia-lata autógena fresca utilizando-a para a troca da valva aórtica, o mesmo sendo feito por outros cirurgões para as trocas aórtica e mitral<sup>79, 80, 81</sup>. Esta válvula, de difícil modelagem, geralmente feita logo antes de sua implantação, foi logo abandonada devido a rápida e acentuada retração fibroblástica de seus folhetos<sup>80, 82</sup>.

A válvula de dura-máter homóloga, esterilizada e conservada em glicerol, foi proposta por Zerbini e Puig em 1971<sup>83</sup> e por eles usada para substituições mitrais e aórticas durante diversos anos<sup>4, 85</sup>. Esta válvula, resistente, de baixa trombogenicidade e antigenicidade mostrou-se durável ao longo de 10 anos, quando seu índice de rotura não excedia a 2,5%.

Tanto as válvulas de fásia-lata quanto as de dura-máter, embora adequadas às trocas valvares, tal qual os homo-enxertos conservados, tiveram sua aceitação limitada em decorrência da dificuldade de obtenção dos tecidos biológicos e da dificuldade de suas montagens artesanais.

As válvulas de pericárdio bovino ou suíno conservadas em glutaraldeído surgiram em 1974<sup>86, 87</sup>. Inicialmente produzidas artesanalmente, foram depois fabricadas industrialmente em condições adequadas de esterilização, curtimento e conservação, sendo largamente utilizadas até hoje.

No final dos anos 60 e início dos anos 70, surgiu ainda um novo tipo de substituto valvar que, paulatinamente, modificado e melhorado, iria se constituir no modelo valvar dos anos 80. Eram as válvulas de disco pivotante, disco este preso a um anel rígido através presilhas laterais que permitiam, para abertura do estio valvular, sua báscula a ângulos variáveis, de 50 a 80° em relação ao plano do anel. São exemplos destas válvulas a de Bjork-Shiley, a de Lillehei-Kaster, a Omniscience, a Medtronic-Hall e a de Hall-Kaster, todas elas atualmente em uso clínico.

Estas válvulas possibilitam um fluxo sangüí-

neo laminar com pouca turbulência e baixos gradientes pressóricos transvalvulares. Elas são construídas em carbono ou metais, sendo resistentes, duráveis e pouco trombogênicas. Os ângulos de báscula do disco e a forma de sua fixação ao anel valvular são diferentes nos diversos modelos destas válvulas.

A válvula original de Bjork-Shiley (1969), inicialmente possuía um disco de "Delrin" e depois de carvão pirolítico. Seu ângulo de báscula era de 50° para a válvula mitral e 60° para a aórtica. Além de durável e resistente, o modelo atual desta válvula possui baixa trombogenicidade e exibe boas condições hemodinâmicas, permitindo que o fluxo sangüíneo tenha caráter lamelar, pouca turbulência, embora possua ainda um pequeno gradiente pressórico transvalvular<sup>88-91</sup>.

A válvula de Lillehei-Kaster possuía, em 1974<sup>92, 93</sup>, um disco de carvão pirolítico e um anel de titânio e depois, em 1977<sup>94</sup>, passou a ser produzida totalmente com carvão pirolítico. Seu modelo atual, denominado Omniscience<sup>95</sup>, é resistente, exibe baixa trombogenicidade e possui um anel de paredes mais estreitas. Seu disco tem uma báscula de 80° o que amplia a área efetiva do óstio valvular. Estes fatores permitem que se dê vazão a um fluxo sangüíneo lamelar e pouco turbulento, evitando a hemólise, e que tenha melhores características hemodinâmicas e baixo gradiente pressórico transvalvular.

A válvula Medtronic-Hall idealizada em 1976 e introduzida na clínica no ano seguinte, possui um disco de carvão pirolítico e um anel esculpido em uma peça homogênea de titânio. Esta válvula parece ser menos trombogênica e causadora de um menor gradiente pressórico transvalvular que suas congêneres<sup>96, 97</sup>.

Diferente dessas válvulas de disco, surgiu em 1977 uma nova válvula produzida pelo laboratório "St. Jude Inc. (USA)". Esta válvula é constituída por um anel de carvão pirolítico e dois hemi-discos semicirculares deste mesmo material. Os hemi-discos possuem duas profusões laterais que se encaixam em escavações existentes na parede interna do anel que lhes permite, durante a abertura da válvula, uma báscula de 85° em relação ao plano anelar provendo, assim, três espaços para passagem de um fluxo sangüíneo laminar pouco turbulento. Devido à grande área efetiva de seu orifício ela produz um discreto gradiente pressórico transvalvular e não ocasiona hemólise, porém, sua trombogenicidade parece ser semelhante a das demais válvulas<sup>98, 99</sup>.

Os anos oitenta foram anos de muitas trocas valvares e de muita análise do desempenho clínico dos diversos substitutos valvares modernos. Algumas conclusões foram estabelecidas, umas definitivas, outras transitórias.

Atualmente, iniciados os anos noventa, meio século após as primeiras tentativas de tratar os refluxos valvares, 30 anos após o advento do uso clínico das próteses valvares, iniciado com a válvula de bola de Starr, e prosseguindo com os homo-enxertos, com os hétero-enxertos e com as válvulas biológicas de pericárdio bovino, já foram resolvidas quase todas as dúvidas existentes sobre o tratamento cirúrgico das lesões das valvas cardíacas. No entanto, persistem ainda algumas incertezas sobre qual seja o substituto valvar mais conveniente para a substituição das valvas cardíacas.

Sabe-se hoje que a decisão de trocar uma valva cardíaca ou submetê-la a uma reparação plástica depende, forçosamente, da análise das condições clínicas, radiológica e hemodinâmica de cada paciente e do estado evolutivo de sua doença e, particularmente, de sua disfunção valvar. Mesmo assim, a avaliação definitiva do aspecto morfológico e funcional da valva lesada implica em sua visão direta durante o ato cirúrgico.

As técnicas destinadas à correção plástica das valvas insuficientes evoluíram e passaram a permitir que um grande número de valvas lesadas pudessem ser conservadas e recuperadas funcionalmente.

Tem-se como certo que a insuficiência valvar e a dupla disfunção das valvas cardíacas, cujos folhetos possuam acentuadas calcificação e retração fibrótica ou sejam afetados por endocardite, exigem quase sempre a troca valvar.

Apesar de toda a evolução por que passaram as próteses valvares mecânicas e as válvulas biológicas, nenhuma delas está livre de problemas estruturais ou funcionais. Complicações maiores ou menores são inerentes a cada modelo de válvula, mecânica ou biológica, manifestam-se cedo ou tarde durante a evolução pós-operatória dos pacientes, ora de maneira abrupta, ora crônica.

As próteses valvares mecânicas têm sobre as válvulas biológicas a vantagem de sua longa durabilidade, porém, os pacientes que as possuem estão ainda sujeitos à trombose e ao tromboembolismo, mesmo que sejam convenientemente tratados com anticoagulantes e agentes anti-agregantes plaquetários, que algumas vezes podem ocasionar sangramentos orgânicos ou teciduais de difícil controle.

As válvulas biológicas dispensam o uso de anticoagulantes mas sua durabilidade é limitada, em-

bora, sua esterilização com antibióticos e fungicidas e seu tratamento com glutaraldeído, tenham permitido sua adequada esterilização e um promissor alongamento de sua durabilidade.

Todas as válvulas acarretam estenose do orifício valvar, que decorre da espessura de seu anel, sempre inserido no interior do anel valvar, particularmente quando usadas para a troca de valvas de crianças.

Um certo gradiente pressórico transvalvular ocorre em todas as válvulas e tem relação inversa com o fluxo sanguíneo que atravessa o óstio valvular, além de depender do tamanho, do tipo e do modelo da válvula. O crescimento de fibrose nos anéis valvulares são também responsáveis pela estenose do óstio das próteses e das válvulas biológicas e concorrem para o aumento dos gradientes pressóricos transvalvulares.

A endocardite pode ocorrer nos pacientes portadores de quaisquer próteses mecânicas ou valvulares biológicas, mesmo que sejam constantemente observados e seus eventuais focos infecciosos extracardíacos sejam tratados convenientemente.

A válvula de bola de Starr-Edwards ainda é utilizada em condições especiais, quando se faz necessário uma válvula durável, ainda que trombogênica.

As válvulas de disco pivotante, Bjork-Shiley, Lillehei-Kaster, Omniscience, Medtronic-Hall ou St. Jude, construídas com materiais resistentes, o titânio e carvão pirolítico, têm longa duração sem erosões ou desgastes acentuados, no entanto, são ainda susceptíveis à trombose e à fibrose anelar que, por vezes, nelas ocorrem restringindo ou impedindo os movimentos do disco.

Embora possuam anéis de pequena espessura que pouco reduzem a área do óstio valvar e de discos delgados que por ocasião da abertura valvular mantêm-se quase perpendiculares ao plano de seu anel, as próteses de disco pivotante oferecem alguma resistência ao fluxo sanguíneo, sempre gerando gradientes pressóricos transvalvulares que são de todo desprezíveis. O movimento do disco pivotante durante o fechamento valvular tem um discreto retardo inercial que permite um pequeno refluxo sanguíneo dinâmico além de um pequeno refluxo estático decorrente do ajuste imperfeito entre o disco e o anel. Estes refluxos sanguíneos, dinâmico e estático, embora discretos, promovem alguma perda energética que pode influir na

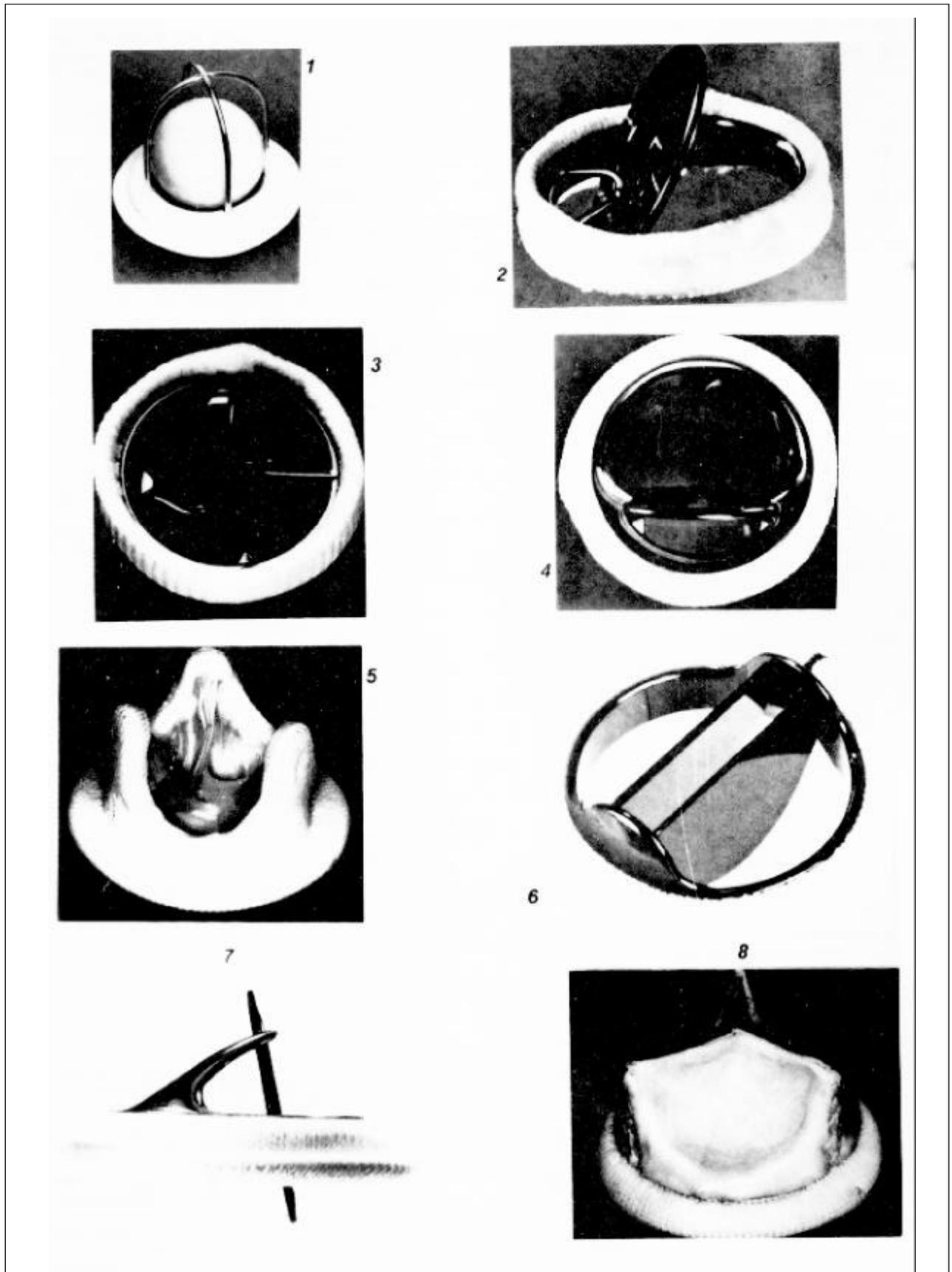


Fig. 2—Próteses valvares modernas: 1—Starr-Edwards; 2—Björk-Shiley; 3—Medtronic-Hall; 4—Omniscience; 5—Hétero-enxerto; 6— St. Jude Medical; 7—Lillehei-Kaster; 8—Pericárdio bovino.

eficiência ventricular.

As válvulas biológicas de pericárdio bovino ou suíno curtidas e conservadas em glutaraldeído têm seus problemas funcionais, principalmente a rotura e a calcificação de seus folhetos que decorrem de lesões e degenerações de seus tecidos estruturais, de tensões mecânicas de estiramento e abrasões produzidas pelo fluxo sanguíneo. Elas mantêm suas características trombogênicas e antigênicas a níveis baixos, porém, continuam com durabilidade limitada.

Os homo-enxertos valvares aórticos curtidados e conservados em glutaraldeído têm sido usados para as trocas valvares dos pacientes jovens e das crianças porque parecem sofrer pouca calcificação e dispensam o uso de anticoagulantes.

Os hétero-enxertos aórticos de porco conservados em glutaraldeído tem mostrado um comportamento hemodinâmico excelente, porém, sua durabilidade também é limitada.

Todas as válvulas atualmente usadas, mecânicas ou biológicas, continuam a exibir suas boas qualidades, no entanto, seus inconvenientes específicos ainda esperam por soluções, soluções que ainda exigirão muitos esforços, esforços que ainda encontrarão insucessos, até que obtenhamos o substituto definitivo para as valvas cardíacas e nossas dúvidas e incertezas atuais tenham seu final que, esperamos, possa ser contado já no começo dos anos dois mil.

## REFERÊNCIAS

- Lane WA — Letter to the Editors. *Lancet*, 1902; 1: 547.
- Shaw LE — Letter to the Editors. *Lancet*, 1902; 1: 619.
- Bailey CP — The surgical treatment of mitral stenosis (mitral commissurotomy). *Dis Chest*, 1949; 15: 377-93.
- Bailey GP, Glover RP, O'Neill TJE — The surgery of mitral stenosis. *J Thoracic Surg*, 1950; 19: 16-45.
- Smith SG, Boone JA, Stallworth JM — Surgical treatment of constrictive valvular disease of the heart. *Surg Gynec Obst*, 1950; 90: 175-92.
- Brock RC — Discussion of the surgery of the heart and great vessels. *Proc Roy Soc Med*, 1951; 44: 995-1003.
- Harken DE, Ellis LB, Ware PF, Norman LR — The surgical treatment of mitral stenosis. I. Valvuloplasty. *N Engl J Med*, 1948; 289: 80 1 -9.
- Harken DE, Ellis LB and Norman LR — The surgical treatment of mitral stenosis. II. Progress in developing a controlled valvuloplastic technique. *J Thoracic Surg*, 1950; 19: 1-5.
- Harken DE, Dexter L, Ellis LB, Farrand RE, Dickson JF — The surgery of mitral stenosis. III. Finger fracture valvuloplasty. *Ann Surg*, 1951; 134: 722-41.
- Lillehei CW, Gott VL, De Wall RA, Varco RL — Surgical correction of pure mitral insufficiency by anuloplasty under direct vision. *Lancet*, 1957; 77: 446-9.
- Lillehei CW, Gott VL, DeWall RA and Varco RL — The surgical treatment of stenotic or regurgitant lesions of the mitral and aortic valves by direct vision utilizing a pump oxygenator. *J Thoracic Surg*, 1958; 35: 154-90.
- Berg EH, Goodman SE, Stuckey JH, Newman MM — Total replacement of the mitral valve. *S Forum*, 1957; 8: 363 7.
- Malowney RC, Paton BC — A silastic monocusp prosthesis. *J Cardiovasc Surg*, 1965; 6: 441-6.
- Gott VL, Daggett RL, Keopke DW, Whiffen JD, Dutton RC, Young WP — Replacement of the canine mitral valve with a graphite coated hinged leaflet valve. *Surg Gynec Obst*, 1966; 123: 43-50.
- Braunwald NS, Cooper T, Morrow AG — Experimental replacement of the mitral valve with a flexible polyurethane form prosthesis. *Tr Am Soc Artif Int Org*, 1960; 6: 312-8.
- Braunwald NS, Cooper T, Morrow AG — Complete replacement of the mitral valve. Successful clinical application of a flexible polyurethane prosthesis. *J Thorac Cardio Surg*, 1960; 40: 1-11.
- Mirkovitch V, Akutsu T, Seidel W, Kolff WJ — Study of thrombosis on plastics placed inside the heart resulting in a mitral valve with chordae tendineae. *Tr Am Soc Art Int Or*, 1961; 7: 345-9.
- Esmond WG, Attar S, Braley S, McGregor RR, Cowley RA — Design and implantation trials of prosthetic silastic-Dacron, Dracon (or Teflon) — Ivalon mitral heart valves. In: Merendino KA — *Prosthetic Valves of Cardiac Surgery*. Springfield, I11, Charles C. Thomas, 1961, pp 340-67.
- Kay EB, Suzuki A, Postigo J, Nogueira C — Prosthetic replacement of the mitral valve. In: Merendino KA — *Prosthetic Valves for Cardiac Surgery*. Springfield-eld, I11, Charles C. Thomas, 1961, pp 402-18.
- Van Der Spuy JC — Completely anatomical autogenous whole mitral valve. *Thorax*, 1964; 19: 526-9.
- Kernan MC, Newman MM, Levowitz BS, Stuckley JH, Dennis C — A prosthesis to replace the mitral valve. *J Thorac Cardio Surg*, 1957; 3: 698-706.
- Ellis JF Jr, Bulbulian AH — Prosthetic replacement of the mitral valve. I. Preliminary experimental observations. *Proc Staff Meet Mayo Clin*, 1958; 33: 523-34.
- Servell M, Arbonville G — Valve de Starr a bilie métallique. *Arch Mal Coeur*, 1964; 57: 1447-56.
- Starr A — Total mitral valve replacement: Fixation and thrombosis. *S Forum*, 1960; 11: 258-60.
- Cross FS, Gerein AN, Jone RD — Evaluation of two prosthesis for total replacement of mitral valve. *J Thoracic Cardiovasc Surg*, 1963; 46: 719-25.
- Williams KR, Rogers A, Dudrick SJ — Stailless steel disc valve for cardiac valve replacement. *J Thorac Cardio Surg*, 1965; 49: 540-9.
- Cruz AB Jr, Kaster RL, Simmons RL, Bruneau L, Lillehei CW — Flew characteristics of the meniscus prosthesis heart valve. *J Thoracic Cardio Surg*, 1965; 49: 813-7.
- Cruz AB Jr, Kaster RL, Simmons RL, Bruneau L, Lillehei CW — A new caged meniscus prosthetic heart valve. *Surgery*, 1965; 58: 995-8.
- Frater RWM, Berghüis J, Brown AL Jr, Ellis FH Jr — Autogenous pericardium for posterior mitral leaflet replacement. *Surgery*, 1963; 54: 260-8.
- Ellis FH Jr, McGoon DC, Brandenburg RO, Kirklin JW — Clinical experience with total mitral valve replacement with prosthetic valves. *J Thoracic Cardiovasc Surg*, 1963; 46: 482-93.
- Ellis FH Jr, Callahan JA, McGoon DC, and Kirklin JW — Results of open operatiGn for acquired mitral-valve diseases. *New Engl J Med*, 1965; 272: 869-74.
- Long DM Jr, Goot VL, Sterns LP, Finsterbusch W, Meyne N, Varco AL and Lillehei CW — Reconstruction and replacement of the mitral valve with plastic prosthesis. In: Merendino KA — *Prosthetic Valves for Cardiac Surgery*. Springfield, I11, Charles C. Thomas, 1961, pp 385-401.
- Young WD, Gott VL, Rowe GG — Open heart surgery for mitral valve disease, with special reference to a new prosthetic valve. *J Thorac Cardio Surg*, 1965; 50: 827-34.
- Harken DE, Soroff HS, Taylor WJ — Parcial and complete prosthesis in aortic insufficiency. *J Thorac Cardiovasc Surg*, 1960; 40: 744-62.
- Hufnagel CA, Harvey WP, Rabil PJ — Surgical correction of aortic insufficiency. *Surgery*, 1954; 35: 673-83.
- Starr A Edwards ML — Mitral replacement: Clinical experience with a ball-valve prosthesis. *Ann Surg*, 1961; 154: 726-40.
- Effler DB, Favaloro R, Gloves LK — Heart valve replacement: Clinical experience. *Ann Thorac Surg*, 1965; 1 4-24.
- Morrow AG, Clark WD, Harrison DC, Braunwald E — Prosthetic replacement of the mitral valve: Operative methods and the results of preoperative and postoperative hemodynamic assessments *Circulation*, 1964; 29 (suppl 1): 2-13.
- Björk VO — The surgical treatment of mitral insufficiency: A comparison between anuloplastic procedures and total mitral valve replacement. *Thoraxchirurgie*, 1964; 12: 291-5.
- Starr A, Edwards ML — Mitral replacement: late results with a ball-valve prosthesis. *J Cardiovasc Surg*, 1963; 4: 435-47.
- Windsor HM, Shanahan M — Mitral valve replacement. *M J Australia*, 1964; 2: 613-18.
- Beall, AC Jr, Bricker DL, Cooley DA, Debakey ME — Ball-valve prosthesis in management of required valvular heart disease. *Arch Surg*, 1965; 90:

- 720-31.
44. Stolf NAG — Resultados tardios da substituição da valva mitral por prótese de Starr-Edwards (tese-doc livre). Fac. Univ. S. Paulo, 1975.
  45. Smeloff EA, Cartwright RS, Cayler GG, Fong MY, Huntley AC — Clinical experience with a titanium double-caged full orifice ball valve. Read at the III International Congress on Diseases of the Chest. Mexico City, 1964.
  46. Magovern CJ, Cromie HW — Sutureless prosthetic heart valves. *J Thorac Cardio Surg*, 1963; 46: 726-36.
  47. Wada J — Knotless suture method and Wada hingeless valve. *Jap J Thorac Surg*, 1967; 15: 88-92.
  48. Frater RWM, Barnard CN, Shrire V — Open-heart surgery for rheumatic disease of the mitral valve: Experience of the University of Capetown Medical School. *South African Med J*, 1964; 38: 776-82.
  49. Hufnagel CA, Conrad PW — Comparative study of some prosthetic valves for aortic and mitral replacement. *Surgery*, 1965; 205-10.
  50. Cross FS, Jones RD — A caged-lens prosthesis for replacement of the aortic and mitral valves. *Ann Thoracic Surg*, 1966; 2: 499-505.
  51. Kay EB, Suzuki A, Demaney M, Zimmerman HA — Comparison of ball and disc valves for mitral valve replacement. *Am J Cardiol*, 1966; 18: 504-14.
  52. Bjork VO, Olen C, Astrom H — Results of aortic valve replacement with the Kay-Shiley disc valve. *Scand J Thorac Cardiovasc Surg*, 1969; 3: 93-106.
  53. Lam CR, Aram HH, Munnell ER — An experimental study of aortic valve homografts. *Surg Gynecol Obstet*, 1952; 94: 129.
  54. Murray G — Homologous aortic-valve-segment transplants as surgical treatment for aortic and mitral insufficiency. *Angiology*, 1956; 7: 466-71.
  55. Heimecker RO, Baird RJ, Lajos TZ, Varga AT, Greenwood WF — Homograft replacement of the human mitral valve: A preliminary report. *Canadian M A J*, 1962; 86: 805-9.
  56. Berghius J, Rastelli GC, Van Vliet PD, Titus JL, Swan HJC, Ellis FH Jr — Homotransplantation of the canine mitral valve. *Circulation*, 1964; 29 (suppl 1): 47-53.
  57. Bigelow WG, Yao JK, Aldridge HE, Heimbecker RO, Murray GDW — Clinical homograft valve transplantation. *J Thorac Cardiovasc Surg*, 1964; 48: 333-43.
  58. Ross DN — Homograft replacement of the aortic valve technique. *Br J Surg*, 1967; 54: 165-7.
  59. O'Brian MF, Gerbode F — Homotransplantation of the mitral valve: Preliminary experimental report and review of literature. *Australian, New Zealand J Surg*, 1964; 34: 81-8.
  60. Cachera JP, Salvatore L, Hermant J, Herbins B — Reconstructions plastiques de l'appareil mitral chez le chien au moyen de valves mitrales homologues conservées. *Ann Chir Thorac Cardiovasc*, 1964; 3: 494-501.
  61. Bernhardt A, Ringdal R, Babotai I, Linder E, Krayen Buhl HP, Senning A — Zur Homotransplantation der Mitralklappe Technik und postoperative funktionelle Resultate. *Thoraxchirurgie*, 1965, 13: 89-95.
  62. McKenzie MB, Titus JL, Ellis FH Jr, Pappas G — Experimental semilunar valve homografts: morphologic features. *J Thorac Cardiovasc Surg*, 1920; 50: 410-20.
  63. Barratt-Boyes BG, Roche AHG — A review of aortic valve homografts over a six and one-half year period. *Ann Surg*, 1969; 170: 493.
  64. Braunwald NS, Detmer DE — A critical analysis of the status of prosthetic valves and homografts. *Prog Cardiovasc Dis*, 1968; 11: 113-32.
  65. Ionescu MJ, Wooler GH, Whittaker W, Smith DR, Taylor SH, Hargreaves MD — Heart valve replacement with reinforced aortic heterograft. Thechniue and results. *J Thorac Cardiovasc Surg*, 1968; 56: 333-50.
  66. Barratt-Boyes BG, Roche A, Agnew TM — Homograft valves. *Med J Austr*, 1972; 2(Supp): 30-8.
  67. Angell WW, Lanerolle P, Shumway NW — Valve replacement: present status of homograft valves. *Prog Cardiovasc Dis*, 1973; 15: 589-622.
  68. Mermet ~, Buch WS, Angell WW — Viable heart valve graft preservation in the frozen state. *Surg Forum*, 1979; 21: 156-60.
  69. Carpentier A, Deloche A, Relland J et al — Six-year follow-up to glutaraldehyde preserved heterografts. *J Thorac Cardiovasc Surg*, 1974; 68: 771-82.
  70. Oyer PE, Miller DC, Stinson EB — Clinical durability of the Hancock porcine bioprosthetic valve. *J Thorac Cardiovasc Surg*, 1980; 80: 824-33.
  71. Carpentier A — Valvular xenografts and valvular xenobioprostheses: past, present and future. *Adv Cardiol*, 1980; 27: 281-93.
  72. MacDonald A, Mac Donald L, Ross DN — Significance of aortic regurgitation after homograft replacement of aortic valve. *Br Heart J*, 1968; 30: 873.
  73. Barratt-Boyes BG — Homograft replacement for aortic valve disease. *Mod Concepts Cardiovasc Dis*, 1967; 36: 1-6.
  74. Harris PD, Kovalik AJW, Marks JA — Factores modifying aortic homograft structure and function. *Surgery*, 1968; 63: 45.
  75. Buch WS, Kosek JC, Angell WW — Deterioration of formalintreated aortic valve heterografts. *J Thorac Cardiovasc Surg*, 1970; 60: 673-82.
  76. Angell WW, Shumway NE, Kosek JC — A five-year study of viable aortic valve homografts. *J Thorac Cardiovasc Surg*, 1972; 64: 329-39.
  77. Angell WW, Winerflein RD, Shumway NE — Long-term results following mitral valve replacement with fresh aortic homografts. *Adv Cardiol*, 1972; 7: 99.
  78. Senning A — Fáschia-lata replacement of aortic valve. *J Thorac Cardiovasc Surg*, 1967; 54: 465-70.
  79. Edwards WS, Karp RB, Robillard D, Kerr AR — Mitral and aortic valve replacement with fascia-lata on a frame. *J Thorac Cardiovasc Surg*, 1969; 58: 854-8.
  80. Tribble AS — First international roundtable on fascia-lata heart valves. *Surgery*, 1972; 71: 10-4.
  81. Ionescu MI, Pakrashi BC, Holden MP, Mary DA, Woller GH — Results from aortic valve replacement with frame supported fascia-lata and pericardial grafts. *J Thorac Cardiovasc Surg*, 1972; 64: 340-53.
  82. McEnamy MT, Ross DN, Yates AK — Cusp degeneration in flame mounted autologous fascia-lata mitral valves. *Thorax*, 1972; 27: 23.
  83. Zerbini EJ, Oliveira SA — Early results of aortic homograft replacement. *Dis Chest*, 1969; 55: 32.
  84. Puig LB e Verginelli G — Válvulas cardíacas de dura-máter homologa. *Rev Paul Med*, 1971; 78: 33+
  85. Puig LB, Bittencourt D, Mello R, Pigossi N, Bellotti, G, Sosa E, Pileggi F, Zerbini EJ — Resultados tardios com valva cardíaca de dura-máter. *Rev Bras Med*, 1975; 32: 211.
  86. Ionescu MI, Tandon AP, Mary DAS, Adib A — Heart valve replacement with the Ionescu-Shiley pericardial xenograft. *J Thorac Cardiovasc Surg*, 1977; 73: 31-42.
  87. Ionescu MI, Smith DR, Hasan SS, Chidambaram M, Tandon AP — Clinical durability of the pericardial xenograft valve: ten years' experience with mitral replacement. *Ann Thorac Surg*, 1982; 34: 266-77.
  88. Bjork VO, Henze A — Ten years' experience with the Bjork-Shiley tilting disc valve. *J Thorac Cardiovasc Surg*, 1979; 78: 331-42.
  89. Byrd LC, Yojo WZ, Greenberg, JJ — Long-term results of "simple" thrombectomy for thrombosed Bjork-Shiley aortic valve prosthesis. *Ann Thorac Surg*, 1976; 20: 265-73.
  90. Björk VO — The improved Björk-Shiley tilting disc valve prosthesis. *Scand J Thorac Cardiovasc Surg*, 1978; 12: 81-4.
  91. Björk VO — The optimal opening angle of the Björk-Shiley prosthesis a significant advance in aortic valve replacement. *Ann Thorac Surg*, 1981; 15: 223-7.
  92. Lillehei WC, Kaster RL, Caleman M — Heart valve replacement with Lillehei-Kateter pivoting disc prosthes. *N Y State J Med*, 1974; 74: 1426-38.
  93. Lillehei CW — Heart valve replacement with the pivoting disc prosthesis: appraisal of results and description of a new all-carbon model. *Medical Instrumentation*, 1977; 11: 85-94.
  94. Starek RJK, McLaurin LP, Wilcox BR — Clinical evaluation of the Lillehei-Kaster pivoting disc-valve. *Ann Thorac Surg*, 1976; 22: 362-8.
  95. Scotten LN, Racca RG, Nugent AH, Walker DK, Brownlee RT — New tilting disc cardiac valve prosthesis. *J Thorac Cardiovasc Surg*, 1981; 82: 136-46.
  96. Semb BKH, Hall KV, Nitter-Hauge S — A 5 year follow-up of the Medtronic Hall valve: survival and thromboembolism. *Thorac Cardiovasc Surg*, 1983; 31 (Suppl II): 61-5.
  97. Yoganathan aP, Stevenson MD, Williams FP — In vitro fluid dynamic characteristics of the Medtronic-Hall pivoting disc heart valve prosthesis. *Scand J Thorac Cardiovasc Surg*, 1982; 16: 235-43.
  98. Emery RW, Nicoloff DM — St. Jude medical cardiac valve prosthesis in vitro studies. *J Thorac Cardiovasc Surg*,
  99. Lillehei CW — Worldwide experience with the St. Jude medical valve prosthesis clinical and hemodynamic result. *Contemp Surg*, 1982; 20: 17-30.

Os autores do trabalho que se segue focalizam um tema de alto interesse. Quando há cerca de 30 anos, após investigações em animais, os cirurgiões iniciaram substituições de valvas cardíacas em determinados enfermos, abriram-se amplas perspectivas terapêuticas. Elas eram promissoras, mas iriam enfrentar um caminho cheio de obstáculos. A natureza não cede, com facilidade, seus segredos e só a elogiável persistência de muitos viria a ultrapassar, pouco a pouco, problemas previstos ou inesperados. Em síntese, uma longa e tortuosa busca por segurança e por eficiência e pela permanência destes atributos.

Há três décadas o pioneiro Harken, ao analisar a evolução algo preocupadora de seus primeiros valvopatas aórticos operados (dois sobreviventes dentre sete doentes em uma série inicial e dois deles dentre seis outros manuseados mais tarde), já admitia a existência de dados conhecidos para que fossem atendidas as dez exigências básicas de prótese valvar aórtica satisfatória.

Assim, ela deveria a) não ser propagadora de êmbolos, b) ser quimicamente inerte, não alterando componentes sanguíneos, c) não oferecer resistência aos fluxos fisiológicos, d) fechar-se rapidamente (em menos 0,05 seg.), e) permanecer cerrada durante a fase apropriada do ciclo cardíaco, f) apresentar características físicas e geométricas duradouras, g) estar capacitada a ser inserida em local fisiológico, ou seja, na zona anatômica normal, h) manter-se em posição permanente, i) não perturbar o enfermo e j) comportar-se como tecnicamente fácil de ser inserida.

Os autores deste artigo, experientes cirurgiões, evocam com competência e clareza, as lutas constantes de pesquisadores pela obtenção de prótese valvar ideal. E fazem então, também nossa, a esperança de que esta seja logo uma realidade.

Luiz V. Décourt