

## Avaliação hemodinâmica da prótese heteróloga Biocor

Mauricio R. Barbosa \*, Antonio L. O. Azevedo Sobrinho \*, Mario O. P. Vrandecic \*,  
Jefferson C. Chaves \*\*, Josalmir J. M. Amaral \*\*, J. Vieira de Mendonça \*\*\*, Renato Miari \*\*\*\*

---

São apresentados os resultados do estudo hemodinâmico em 16 pacientes portadores de 18 próteses Biocor (porcina, com orifício modificado, preservadas em glutaraldeído). Em 4 casos, o débito cardíaco e os gradientes foram medidos antes e após exercício. Em 8 pacientes com próteses mitrais, a pressão venocapilar pulmonar média caiu de  $28,9 \pm 6,1$  mmHg para  $13,3 \pm 4,2$  mmHg no pós-operatório e as próteses apresentaram um gradiente final diastólico médio de 0,8 mmHg. Seis pacientes tinham próteses aórticas, com gradiente médio de 6 mmHg. Dois pacientes com dupla prótese apresentaram bons resultados em relação à válvula mitral e gradientes de 29 e 48 mmHg nas válvulas aórticas (ambas n.º 23).

Conclui-se que as válvulas Biocor apresentaram bom desempenho hemodinâmico, com ausência de gradientes na maioria dos pacientes estudados, boa abertura dos folhetos, sem refluxos significativos.

---

No grupo de substitutos valvares disponíveis atualmente, especial destaque tem sido dado às próteses heterólogas porcinas, preservadas em glutaraldeído, por apresentarem baixo risco de complicações tromboembólicas, sem o inconveniente do uso de anticoagulantes<sup>1,2</sup>, pela ausência de alterações hematológicas<sup>3</sup>, funcionamento silencioso e bom desempenho hemodinâmico<sup>4-7</sup>. Recentemente, foi desenvolvido em nosso meio um substituto valvar com essas características, a prótese Biocor, já implantada em número significativo de pacientes, desde sua introdução no mercado, em julho de 1981. Poucos dados são disponíveis sobre o desempenho “in vivo” destas próteses e o presente estudo visa a apresentar os resultados, em um grupo de pacientes, submetidos a cateterismo cardíaco, no Hospital Prontocor em Belo Horizonte.

A prótese Biocor (fig. 1) é composta de um anel flexível, injetado a partir do acetal-copolímero (Celcom), revestido por tecido tubular de “dacron”, no qual é inserido o material biológico, adequadamente preservado em solução de glutaraldeído. O orifício interno dessa bioprótese é modificado, através da substituição do folheto septal por outro livre de tecido muscular, com o objetivo de aumentar

a área de fluxo efetivo. É apresentada em um modelo universal, com diâmetros variando de 21 a 35, adequado para implante na posição atrioventricular, bem como para substituição das valvas aórtica e pulmonar.



Fig.1 - Válvula Biocor heteróloga porcina preservada em glutaraldeído, com orifício modificado.

---

Trabalho realizado no Hospital Prontocor - Belo Horizonte.

\* Médico do Departamento de Hemodinâmica.

\*\* Médico do Departamento de Cirurgia Cardíaca.

\*\*\* Médico do Departamento de Cardiologia Clínica

## Material e métodos

Foram estudados 16 pacientes, portadores de 18 próteses, com idades de 15 a 62 anos (média 31 anos), 9 do sexo masculino e 7 do feminino. A prótese mitral foi implantada isoladamente em 8 pacientes, a aórtica em 6 e,

em 2 casos, houve implante de próteses em posição mitral e aórtica. o intervalo entre a operação e o estudo hemodinâmico foi, em média, 5 meses, variando de 12 dias a 15 meses. O tamanho das próteses implantadas, bem como os dados de estudo hemodinâmico, em repouso e após exercício, são apresentados nos quadros I e II.

Quadro I - idade (anos), sexo, diagnóstico pré-operatório, tamanho da prótese dados nuanométricos (em mmHg) e achados angiográficos dos pacientes estudados.

Pacientes portadores de prótese mitral												
Caso n.º	Idade sexo	Diag. pré	Prótese	PCP		PFD VE		TP		Gradiente		Lesão associada
				Pré	Pós	Pré	Pós	Pré	Pós	Pré	Pós	
1	15-M	DLM	29	35	12,5	17	145	78/50	36/13	18	0	LAo discreta
2	48-F	EMP	29	28	10	11	10	76/28	40/15	17	0	-
3	28-F	DLM(EM)	29	25	11	15	8,5	44/22	27/11	7	2,5	-
4	42-F	DLM(EM)	31	25	22	13	18	60/29	50/22	12	4	Hipocontratilidade VE ++++
5	43-F	DLM(EM)	31	30	15	12	15	55/27	48/24	18	0	-
6	36-M	EMP	31	36	17	12	17	70/36	46/22	24	0	Hipocontratilidade VE +++
7	20-F	IM	31	17	11	10	11	50/21	27/10	7	0	IT discreta
8	28-F	DLM	31	35	8	15	8	53/27	25/10	20	0	IT moderada

Pacientes portadores de prótese aórtica												
Caso n.º	Idade sexo	Diag. pré	Prótese	VE		Ao		Ao		Gradiente		Lesão associada
				Pré	Pós	Pré	Pós	Pré	Pós	Pré	Pós	
9	21-M	DLAo(IAo)	25	150/21	114/6	135/46	114/80	15	0			
10	34-F	E Ao	25	195/10	150/6	110/80	150/92	85	0			
11	62-M	E Ao	27	167/16	150/5	110/60	150/83	57	0			IM moderada
12	21-M	IAo	29	130/14	115/7	130/54	115/68	0	0			
13	28-M	IAo	29	125/6	135/4	125/55	125/87	0	10			
14	15-M	IAo	27	122/40	143/5	122/57	118/80	0	25			IM discreta

Pacientes portadores de dupla prótese															
Caso n.º	Idade sexo	Diag. pré	Prótese	PCP		PFD VE		VE		Ao		Gradiente		Lesão associada	
				Pré	Pós	Pré	pós	Pré	Pós	Pré	Pós	Pré	Pós	Pré	Pós
15	36-M	EAW+DLAo	Mi-27 Ao-23	19	12,5	8	7,5	177/8	132/11	112/58	103/62	Mi-11	5	-	
16	23-M	DLM(EM)+ DLAo	Mi-29 Ao-23	40	15	12	15	130/8	168/20	86/55	120/78	Mi-28	0		
												Ao-44	48		

DLM = dupla Lesão mitral, EMP = estenose mitral pura, IM = insuficiência mitral, E Ao = estenose aórtica DLAo = dupla lesão aórtica IT = insuficiência tricúspide, IAo = insuficiência aórtica; PCP = pressão capilar pulmonar, PFD VE = pressão final diastólica do VE.

Quadro II - Resultados nos pacientes submetidos a exercício.

Caso n.º	Prótese		Repouso			Exercício		
	Gradiente		Débito	Área	Gradiente	Débito	Área	
	Pré	Pós	L/min	cm <sup>2</sup>	mmHg	L/min	cm <sup>2</sup>	
7	Mi-31	7	0	5,69	-	9	8,3	3,22
8	Mi-31	20	0	5,21	-	9,5	7,1	395
13	Ao-29	0	102	5,54	2,36	12	7,97	2:28
14	Ao-27	0	25	6,0	1,0	40	9,16	1,16*

\* Outro paciente portador de prótese Ao-27 não apresentava gradiente transvalvular e não foi calculada a área da válvula.

Os cateterismos direito e esquerdo foram realizados pelas técnicas usuais, com cateteres Lehman e cateteres angiográficos Eppendorf ou NIH. Nos pacientes portadores de prótese mitral, foi medido o gradiente final diastólico, através do registro alternado ou simultâneo das pressões, venocapilar pulmonar e pressão na cavidade do

ventrículo esquerdo. Para a medida do gradiente aórtico, foram registradas pressões do ventrículo esquerdo e da aorta durante recuo contínuo. O registro dos dados manométricos foi feito em polígrafo DR8 da Electronics for Medicine, com transdutor Statham P23db, posicionado ao nível da linha axilar média. Em quatro pacientes foi medido o débito cardíaco por termodiluição e as pressões intracardíacas, antes e após exercício moderado de movimentação das pernas, elevadas a 45°. A área das próteses foi calculada pela fórmula de Gorlin<sup>8,9</sup>, com a constante de 44,5 para a válvula aórtica. Para a válvula mitral foi utilizada a constante 31<sup>10</sup>, que fornece dados mais precisos do que a constante 38, facilitando a comparação com outras publicações. As angiografias foram realizadas em aparelhagem Philips Super M 80, sendo a ventriculografia esquerda em OAD

a 301 e a aortografia em OAE a 601, com injeção de contraste a uma velocidade de 30 ml/s, com bomba injetora Cordis, filmadas a 30 quadros por segundo em câmara Arriflex.

## Resultados

Em 8 portadores de prótese mitral (fig. 2), a pressão final diastólica do ventrículo esquerdo não variou significativamente, (de  $13,1 \pm 2,2$  mmHg no pré-operatório para  $12,8 \pm 3,5$  mmHg no pós-operatório) ( $p < 0,05$ ). Houve importante redução na média da pressão venocapilar pulmonar, de  $28,9 \pm 6,1$  para  $13,3 \pm 4,2$  mmHg ( $p < 0,01$ ). O gradiente final diastólico em repouso através da prótese mitral era  $15,4 \pm 5,7$  mmHg. No pós-operatório, as próteses apresentaram um gradiente que variou de 0 a 4 mmHg, com média de  $0,8 \pm 1,45$  mmHg ( $p < 0,01$ ). Em 2 pacientes (7 e 8), o débito cardíaco e as pressões foram medidas após o exercício, registrando-se o aparecimento de gradientes de 9 e 9,5 mmHg, sendo as áreas das próteses 3,22 e 3,95 cm<sup>2</sup> respectivamente (quadro II). Ambos tinham prótese 31 que, em repouso, não apresentava gradiente. A angiografia demonstrou dinâmica normal em todas as válvulas. Não foram encontrados obstáculos na via de saída ventricular.

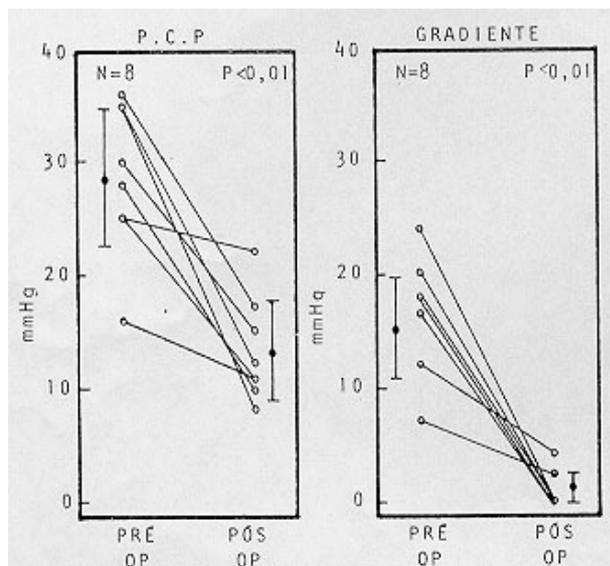


Fig. 2 - Pressão capilar (PCP) média e gradiente transvalvulares, antes e após a troca da valva mitral em 8 pacientes.

Nos portadores de prótese aórtica, a pressão final diastólica do ventrículo esquerdo (fig. 3) caiu em todos os 6 pacientes e o valor médio variou de  $18 \pm 10,9$  mmHg para  $5,5 \pm 1,0$  mmHg ( $p < 0,05$ ). No pós-operatório, apenas 2 pacientes apresentavam gradiente sistólico, que variou de 0 a 25 mmHg em repouso, com média de 6 mmHg. Em 2 pacientes (13 e 14), com próteses 29 e 27, foi medida a pressão no final do exercício e o gradiente que, de 10 e 25 mmHg, se elevou para 12 e 40 mmHg, sendo a área das próteses 2,28 e 1,16 cm<sup>2</sup>, respectivamente (quadro II). A

angiografia demonstrou próteses com abertura normal e apenas um paciente apresentava refluxo discreto.

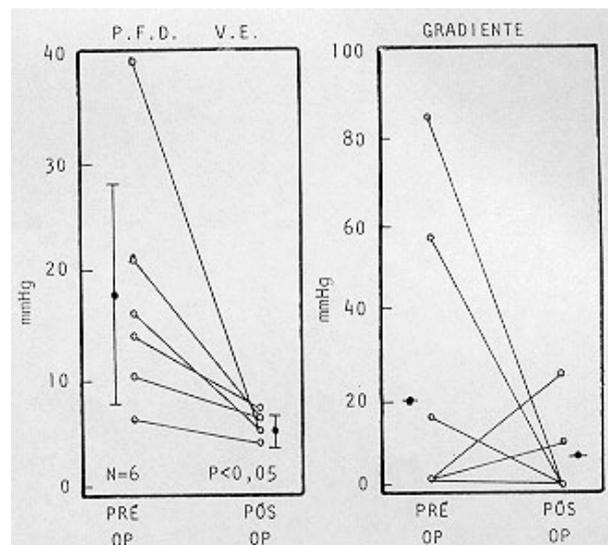


Fig.3 - Pressão final diastólica (PFD) do ventrículo esquerdo (VE) e gradientes valvulares, antes e após a troca de valva aórtica em 6 pacientes.

Dois pacientes eram portadores de prótese mitral e aórtica. Houve importante redução na pressão venocapilar pulmonar, sem variação significativa da pressão final diastólica do ventrículo esquerdo. O gradiente mitral foi reduzido de 11 para 5 mmHg (caso 15) e de 28 para 0 (caso 16). As próteses aórticas apresentaram gradientes de 29 e 48 mmHg.

A angiografia demonstrou dinâmica normal de todas as válvulas e observou-se que as próteses aórticas (ambas n.º 23) eram pequenas, apresentando desproporção em relação ao diâmetro do anel da valva aórtica e raiz da aorta.

Quando incluímos os pacientes acima nos grupos com prótese única, o gradiente médio das válvulas mitrales elevou-se de 0,8 para 1,2 mmHg (de 0 a 5 mmHg) e o gradiente médio das próteses aórticas subiu de 6 para 14 mmHg (de 0 a 48 mmHg).

## Discussão

Em 1968, Alain Carpentier desenvolveu uma prótese heteróloga porcina, tratada com glutaraldeído: e, a partir de 1970, a prótese de Hancock, com características semelhantes, foi liberada para uso nos Estados Unidos. Acumularam-se então considerável experiência e conhecimentos sobre esse tipo de enxerto que vem sendo utilizado largamente, em vista de suas principais vantagens: baixa incidência de fenômenos tromboembólicos, sem o uso de anticoagulantes<sup>12</sup>, ausência de alterações hematológicas significativas e bom desempenho hemodinâmico<sup>4-7,11-13</sup>.

Com a finalidade de melhorar o orifício efetivo, principalmente nos menores diâmetros, foi desenvolvida a válvula com orifício modificado, substituindo-se o folheto muscular, por um não coronário, livre de elementos musculares, obtido de uma valva maior de um segundo animal doador. A determinação planimétrica e os testes hidráulicos “in vitro” demonstraram um aumento de 25 a 35% na área efetiva das válvulas e, conseqüentemente, importante redução dos gradientes <sup>14</sup>.

Estudos a longo prazo têm demonstrado boa durabilidade das próteses porcinas. Relataram-se falhas estruturais ocasionais, numa incidência de 1 a 1,5% ao ano <sup>13-15</sup>. Cohn e col. <sup>16</sup>, em um estudo evolutivo de 6 anos e meio, relataram uma incidência total de disfunção de 1,34% (7 casos em 528 válvulas), sendo apenas dois casos por falha primária da prótese (ruptura dos folhetos). Isso representa um resultado consideravelmente melhor do que o de qualquer outra válvula de tecido biológico estudada no mesmo período de tempo <sup>16</sup>. É importante assinalar que, quando ocorre disfunção, quase sempre ela é gradual, permitindo uma nova troca eletiva. Ao contrário, as próteses mecânicas, quando falham, geralmente fazem-no súbita e irreversivelmente.

A prótese Biocor com orifício modificado pode ser considerada uma bioprótese de segunda geração, montada em anel inteiramente flexível, com o intuito de reduzir o estresse hidráulico, tanto na base como nos postes. O baixo perfil permite que a válvula seja implantada em pacientes com ventrículos pequenos, sem causar obstáculos na via de saída ventricular. O preparo do material é iniciado logo após a colheita, com a finalidade de prevenir alterações estruturais precoces. A preservação é feita em solução de glutaraldeído, processo que permite maior estabilidade das ligações do colágeno, proporcionando maior durabilidade ao enxerto e redução ao máximo da antigenicidade <sup>12</sup>.

Stein e col. \* realizaram estudos hidráulicos “in vitro” com a prótese biocor, com fluxo contínuo e pulsátil, em duplicador de pulso, avaliando válvulas em posições equivalentes à da mitral e da aórtica, variando-se progressivamente o débito, para cada um dos tamanhos disponíveis. Constatou-se a presença de gradientes pequenos e aceitáveis, mesmo nos menores diâmetros. No quadro III, observamos os resultados para fluxos em torno de 5 l/min. Observamos ainda que as válvulas apresentam amplos orifícios efetivos: para as de menor diâmetro disponível, a área encontrada foi de 1,6 cm<sup>2</sup>. Podemos comparar esses resultados com os de Craver e col. <sup>14</sup> que determinaram, “in vitro”, as áreas efetivas das válvulas de Hancock OM-250, com orifício modificado, (quadro IV).

No presente estudo, todos os portadores de próteses mitrais apresentaram bom resultado no pós-operatório, com acentuada redução dos gradientes e significativa

**Quadro III - Resultados de estudos “In vitro” com a prótese Biocor\*.**

N.º da prótese	21	23	25	27	29	31	33
<b>POSIÇÃO AÓRTICA</b>							
Débito ..... (l/min)	4,96	4,74	4,79	5,36	5,18	-	-
Gradiente sistólico médio .....(mmHg)	10,36	5,14	2,96	3,41	1,47	-	-
<b>POSIÇÃO MITRAL</b>							
Débito.....(l/min)	-	-	-	5,03	5,05	5,09	5,18
Gradiente diastólico médio (mmHg)	-	-	-	4,35	3,19	2,79	2,37
Área da prótese cm <sup>2</sup>	1,6	2,1	2,6	3,0	4,0		

Dados fornecidos por Stein e col.

**Quadro IV - Comparação entre as áreas das válvulas Hancock OM-250\* e das válvulas Biocor.**

N.º	Área efetiva “in vitro” em cm <sup>2</sup>	
	Biocor* **	Hancock OM-250* ** *
21	1,6	1,4
23	2,1	1,73
25	2,6	2,35
27	3,0	-
29	4,0	-

\* OM = orifício modificado

\*\* Dados fornecidos por Stein e col.

\*\*\* Craver e col.

diminuição da pressão no circuito pulmonar. As próteses mitrais estudadas (incluindo os portadores de dupla prótese) apresentaram um gradiente médio de 1,2 mmHg, inferior ao de outras válvulas, como observamos no quadro V. Nos dois pacientes com prótese mitral submetidos ao exercício, houve aparecimento de gradientes de 9 e 9,5 mmHg. Esses resultados podem ser comparados com os de Chaitman e Col. <sup>7</sup> que revelaram, para as próteses de Carpentier, um aumento do gradiente médio após o exercício de 162% (de 6 para 15 mmHg), para um aumento médio do débito cardíaco de 84% em relação ao repouso.

No quadro VI, o gradiente médio pós-operatório de 14 mmHg, encontrado nas válvulas Biocor na posição aórtica (incluindo os portadores de dupla prótese), é comparado com os resultados de outros estudos com diversos tipos de prótese. Situa-se entre os valores mais baixos. Em apenas um paciente (n.º 14) dos dois submetidos ao exercício, foi observado aumento significativo do gradiente, de 25 para 40 mmHg (prótese <sup>27</sup>). Outro paciente, também portador de válvula <sup>27</sup>, estudado apenas em repouso, não apresentava gradiente.

Os maiores gradientes encontrados foram nas válvulas aórticas dos pacientes com dupla prótese (ambos com válvula <sup>23</sup>). Como a análise do filme demonstrou que as referidas próteses tinham dinâmica normal, com boa abertura, acreditamos que esse resultado seja devido, principalmente, a uma desproporção entre o tamanho da prótese e o diâmetro do anel aórtico e raiz da aorta. Nesses casos, provavelmente, seria possível o implante de uma válvula maior. Rahintool e col., <sup>18</sup> demonstraram

**Quadro V - Gradientes em próteses mitrais em repouso 4(em mmHg).**

Válvula	Tipo	Autor	Gradiente médio
Starr-Edwards 6310	Bola	Hodam e col.	4,9
Smeloff-Cutter	Bola	McHenry e col.	6
Beall	Disco	Linhart e col.	7
Beall	Disco	Reid e col.	12
Björk	Disco	Björk e col.	4,3
Hancock	Porcina	Heis e col.	4,5
Hancock	Porcina	Hannah e col.	5
Hancock	Porcina	mcintosh e col.	5
Hancock	Porcina	Lurie e col.	7,8
Carpentier-Edwards	Porcina	Chaitman e col.	6
Biocor	Porcina	Barbosa, e col.	1,2*

\* Média de todas as próteses mitrais estudadas.

**Quadro VI - Gradientes em próteses aórticas em repouso 4 (em mmHg).**

Válvula	Tipo	Autor	Gradiente máximo	
			Variã o	Média
Starr-Edwards 2310	Bola	Winter e col.	(0-55)	16
Starr-Edwards 2310	Bola	Knoster e col.	(7-28)	15
Smenoff-Cutter	Bola	McHenry e col.	(5-27)	19
Björk-Shiley	Disco	Ejbrk e col.	(9-22)	14
Björk-Shiney	Disco	Bherndt e col.		14
Lilehei-Caster	Disco	Mitha e col.	(4-40)	19
Hancock	Porcina	Reis e col.	(15-35)	22
Hancock	Porcina	Hannan e col.	(0-38)	16
Hancock	Porcina	Morris e col.	(17-28)	23
Hancock	Porcina	Cohn e col.	(5-35)	16
Hancock	Porcina	Blank e col.	(3-24)	11
Hancock	Porcina	Lurie e col.	(3-52)	18,7
Ionescu-Shiley	Pericárdio	Strom e col. <sup>17</sup>	(3-37)	
Carpentir-Edwards	Porcina	Chaitman e col. <sup>7</sup>	(5-36)	
Biocor	Porcina	Darbosa e col.	(0-48)	14*

\* Média de todas as próteses aórticas estudadas.

a importância do implante de prótese com tamanho adequado às necessidades do paciente, baseando-se em um índice que corrige a área conhecida das próteses (cm<sup>2</sup>) conforme a superfície corporal do paciente (cm<sup>2</sup>/m<sup>2</sup>). Todos os tipos de válvulas artificiais têm orifícios “in vitro” menores do que as valvas humanas normais. “In vivo”, esses orifícios podem reduzir-se ainda mais, em virtude do processo normal de endotelização. Pacientes portadores de lesões aórticas do tipo estenose podem exibir anel valvular menor do que os portadores de insuficiência aórtica e como resultado, a área das próteses utilizadas tende a ser menor nos primeiros. Ainda em alguns casos, o anel aórtico é constitucionalmente pequeno em relação ao tamanho do paciente. Para superar esses problemas, técnicas cirúrgicas de alargamento do anel têm sido desenvolvidas e podem ser aplicadas quando se fizer necessário.

Inicialmente, as válvulas Biocor não apresentavam elementos radiopacos e, recentemente, tem sido incorporado às mesmas, durante a montagem, um anel de fio metálico (fig. 4) que permite fácil identificação da mesma, possibilitando melhor análise do tamanho das próteses em relação à posição implantada, bem como da presença

ou não de regurgitação em torno da válvula.

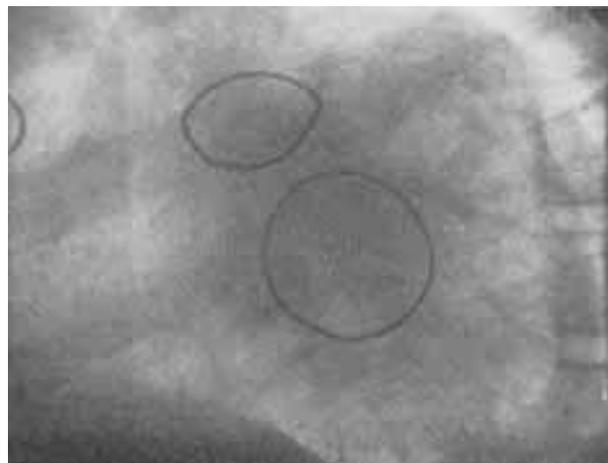


Fig.4 - Aspecto radiológico da válvula Biocor em um paciente portador de dupla prótese.

A angiografia demonstrou abertura normal em todas as válvulas estudadas com discreto refluxo em apenas um paciente portador de prótese aórtica.

O estudo detalhado “in vitro” demonstrou que a válvula se compara favoravelmente com outras próteses porcinas, apresentando pequenas gradientes e boas áreas de fluxo efetivo. Como ocorre com as próteses em geral, mecânicas ou biológicas, os diâmetros menores tendem a apresentar menores áreas e maiores gradientes. Especial atenção deve ser dada à necessidade de implantar válvulas de tamanho adequado na posição aórtica, levando-se em conta as necessidades individuais e a superfície corporal do paciente, podendo ser usadas, quando necessárias, técnicas de ampliação do anel aórtico.

Estudos a longo prazo determinarão a durabilidade da prótese Biocor.

## Summary

The hemodynamic data of sixteen patients who received eighteen Biocor glutaraldehyde-treated modified orifice porcine xenografts are presented. Eight patients who had mitral replacement showed significant reduction of pressures in the pulmonary circulation and a mean final diastolic gradient of 0.8 mmHg. Six patients had aortic replacement and pressure gradients were found in only two cases (10 and 25 mmHg), with a mean value of 6 mmHg. Two patients had mitral and aortic valve replacement, with good results as to the mitral prosthesis, while gradients of 29 and 48 mmHg were found across the aortic prosthesis of the patients.

We conclude that the Biocor aortic prosthesis showed good hemodynamic results, without gradients in the majority of cases, nor significant reflux, but with good mobility of the leaflets.

## Referências

1. Stinson, E. B.; Griep, R. B.; Oyer, P. E.; Shumway, N. E. - Long-term experience with porcine aortic valve xenografts. *J. Thorac. Cardiovasc. Surg.* 73: 54, 1977.
2. Oyer, P. E.; Stinson, E. B.; Reitz, B. A.; Miller, D. C.; Rossiter, S. J.; Shumway, N. E. - Long-term evaluation of the porcine xenograft bioprosthesis. *J. Thorac. Cardiovasc. Surg.* 78: 343, 1979.
3. Rhodes, G. R.; McIntosh, C. L. - Evaluation of hemolysis following replacement of atrioventricular valves with porcine xenograft (Hancock) valves. *J. Thorac. Cardiovasc. Surg.* 75: 599, 1978.
4. Lurie, A. J.; Miller, R. R.; Maxwell, K. S.; Grehl, T. M.; Vismara, L. A.; Hurley, E. J.; Mason, D. T. - Hemodynamic assessment of the glutaraldehyde-preserved porcine heterograft in the aortic and mitral positions. *Circulation*, 56 (suppl. 11): 11: 104, 1977.
5. Horowitz, M. S.; Goodman, D. J.; Fogarty, T. J.; Harrison, D. C. - Mitral valve replacement with the glutaraldehyde-preserved porcine heterograft. Clinical, hemodynamic, and pathological correlations. *J. Thorac. Cardiovasc. Surg.* 67: 885, 1974.
6. Johnson, A.; Thompson, S.; Vieweg, W. V. R.; Daily, P.; Oury, J.; Peterson, K. - Evaluation of the in vivo function of the Hancock porcine xenograft in the aortic position. *J. Thorac. Cardiovasc. Surg.* 75: 599, 1978.
7. Chaitman, B. R.; Bonan, R.; Lepage, G.; Tubau, J. F.; David, P. R.; Dyrda, I.; Grondin, C. M. - Hemodynamic evaluation of the Carpentier-Edwards porcine xenograft. *Circulation*, 60: 1170, 1979.
8. Cohen, M. V.; Gorlin, R. - Modified orifice equation for the calculation of mitral valve area. *Am. Heart. J.* 83: 840, 1972.
9. Gorlin, R.; Gorlin, S. G. - Hydraulic formula for calculation of the area of the stenotic mitral valve, other cardiac valves, and central circulatory shunts. *Am. Heart. J.* 41: 1, 1951.
10. Hammermeister, K. E.; Murray, J. A.; Blackmon, J. R. - Revision of Gorlin constant for calculation of mitral valve area from left heart pressures. *Br. Heart J.* 35: 392, 1973.
11. Carpentier, A.; Deloche, A.; Relland, J.; Fabiani, J. N.; Forman, J.; Camilleri, J. P.; Soyer, R.; Dubost, C. - Six-year follow-up of glutaraldehyde-preserved heterografts. With particular reference to the treatment of congenital valve malformations. *J. Thorac. Cardiovasc. Surg.* 68: 771, 1974.
12. Lefrak, E. A.; Starr, A. - Porcine aortic valve xenograft. In Lefrak, E. A.; Starr, A. - *Cardiac Valve Prostheses*. Appleton-Century-Crofts, New York, 1979, p. 301.
13. Rossiter, S. J.; Miller, D. C.; Stinson, E. B.; Oyer, P. E.; Reitz, B. A.; Moerno-Cabral, R. J.; Mace, J. G.; Robert, E. W.; Tsagaris, T. J.; Sutton, R. B.; Alderman, E. L.; Shumway, N. B. - Hemodynamic clinical comparison of the Hancock modified orifice and standard orifice bioprostheses in aortic position. *J. Thorac. Cardiovasc. Surg.* 80: 54, 1980.
14. Craver, J. M.; King, III, S. B.; Douglas, J. S.; Franch, R. H.; Jones, E. L.; Morris, D. C.; Kopchak, J.; Hatcher, Jr., C. R. - Late hemodynamic, evaluation of Hancock modified-orifice aortic bioprosthesis. *Circulation*, 60 (part 11) 1: 93, 1978.
15. Zusman, D. R.; Levine, F. G.; Carter, J. E.; Buckley, M. J. - Hemodynamic and clinical evaluation of the Hancock modified-orifice aortic bioprostheses. *Circulation*, 64 (part 11). 11: 189, 1980.
16. Cohn, L. H.; Koster, J. K.; Mee, R. B.; Collins, J. J. - Long-term follow up of the Hancock bioprothetic heart valve. *Circulation*, 60 (suppl 1) 1: 87, 1979.
17. Stron, J.; Becker, R. M.; Freschman, W.; Salazar, C.; Oka, Y.; Bassel, G.; Lin, Y. T.; Frater, R. W. M. - Hemodynamic evaluation of the Ionescu-Shiley bovine heterograft valve. *Am. J. Cardiol.* 41: 421, 1978 (resumo).
18. Rahintoola, S. H. - The problem of valve prosthesis patient mismatch. *Circulation*, 58: 20, 1978.