

**"PERFORMANCE HIDRODINAMICA DE PROTESES VALVARES EM REGIME DE FLUXO CONTINUO"**

por

R.A. PURCHIO<sup>1</sup>; M.L. LOPES<sup>1</sup>; S. HAYASHIDA<sup>1</sup>; P.M. POMERANTZEFF<sup>2</sup>; A.A. LEIRNER<sup>3</sup>; A.D. JATENE<sup>4</sup>

**RESUMO** -- Os autores desenvolvem um dispositivo de fluxo contínuo para teste de próteses valvares atualmente em uso no Instituto do Coração de São Paulo, levando em consideração os erros de medida devido ao efeito Venturi.

**INTRODUÇÃO**

A caracterização de próteses valvares cardíacas "in vitro" é atualmente realizada em dispositivos que visam a medida de parâmetros hidrodinâmicos, como perda de carga, área efetiva e coeficiente de descarga. Contudo, não existe uma norma internacional definida para este teste, tanto que os aparelhos descritos na literatura diferem entre si.

Estudando a viabilidade de um dispositivo de fluxo contínuo, nota-se um fenômeno nem sempre destacado na literatura: o efeito Venturi. Todo o fluido que atravessa uma constricção sofre aceleração, gerando, com isso, alterações na medida de pressão (Dowden, 1972). Certos autores definem o ponto de tomada de pressão após a válvula à distância equivalente a 5 diâmetros desta (Reul, 1986). Entretanto, sabe-se que válvulas de geometrias diferentes geram perturbações de fluxo díspares, o que torna difícil um teste comparativo (Martin, 1981).

**OBJETIVOS**

Este trabalho visa o desenvolvimento de um sistema de fluxo contínuo para medida da perda de carga de próteses valvares para qualificação e comparação entre próteses diferentes.

<sup>1</sup> Divisão de Bioengenharia do Instituto do Coração de São Paulo  
Av. Eneas de Carvalho Aguiar, 44 - São Paulo - S.P.

<sup>2</sup> Divisão de válvulas - Instituto do Coração de São Paulo

<sup>3</sup> Diretor da Divisão de Bioengenharia do Instituto do Coração de São Paulo

<sup>4</sup> Diretor Científico - Instituto do Coração de São Paulo

## MATERIAL E MÉTODOS

O dispositivo (vide fig.1) foi construído utilizando-se tubulação de acrílico e P.V.C., 2 reservatórios de fluido, 2 bombas propulsoras e 1 registro para controle de vazão. O sistema permite a economia de fluido pois é continuamente retro-alimentado. O fluido utilizado foi solução fisiológica à temperatura ambiente. As vazões foram aferidas em rotâmetro (New Pumps-V7034 LPM) previamente calibrado e as pressões à montante em coluna de soro fisiológico graduada em milímetros de mercúrio e colocada a 40 mm da válvula. O princípio do método baseia-se no fenômeno mencionado em INTRODUÇÃO: evitamos a incerteza da colocação do ponto de tomada de pressão a jusante, fornecendo ao sistema um reservatório grande o suficiente para desacelerar rapidamente o fluido, sem prejudicar a mensuração. Com isso, o valor de diferença de pressão é dado pela diferença dos níveis da coluna e do reservatório. Ainda objetivando assegurar a laminaridade do fluxo, interpusemos entre o rotâmetro e a válvula de teste 200 microtúbulos de polietileno (2.5 mm de diâmetro cada). As bio-próteses (população V), confeccionadas na Divisão de Bioengenharia do Instituto do Coração de São Paulo com pericárdio bovino em anel de "Delrim" (poliacetal), têm os seguintes diâmetros externos: 27,29,31,33 milímetros. Os anéis internos da montagem correspondente às válvulas sem pericárdio foram utilizadas como padrão (população A). Para cada população, medimos a perda de carga no intervalo de vazões de 4 a 32 litros por minuto, em intervalos de 4 litros.

O método de análise: Cada diâmetro foi analisado isoladamente através da técnica de Regressão Linear Múltipla (Draper, 1986), sendo considerado para o ajuste o seguinte modelo:

$$DP_{1j} = B_{0i} + B_{1i} * Vz_{1j} + B_{2i} * Vz_{1j}^2 + e_{1j} \quad \begin{array}{l} i=A,V \\ j=1,\dots,40 \end{array}$$

onde:

$DP_{1j}$  - diferença de pressão associada à j-ésima observação na peça i

$B_{0i}$ ,  $B_{1i}$ ,  $B_{2i}$  - parâmetros desconhecidos

$Vz_{1j}$ ,  $Vz_{1j}^2$  - vazão que leva à obtenção de  $DP_{1j}$

j - para cada válvula foram feitas 10 medidas de perda de carga num total de 40 observações para cada população em estudo.

Estimados os parâmetros relativos à anel e válvula, estes foram comparados através de teste da seguinte hipótese:

$$H_0 : \begin{array}{ll} B_{0A} & B_{0V} \\ B_{1A} & = B_{1V} \\ B_{2A} & B_{2V} \end{array}$$

a qual representa a coincidência entre as curvas. Os cálculos foram feitos utilizando-se o procedimento REG do "software" estatístico SAS (Statistical Analysis System).

## RESULTADOS

A tabela 1 mostra as perdas de cargas em milímetros de mercúrio nas vazões corrigidas pela calibração do rotâmetro em litros por minuto para as populações A e V (média de 5 amostras para cada medida).

**Tabela 1. "Média e desvio padrão da perda de carga contra diferentes vazões para as populações A e V"**

diâmetro	vazão (l/min)	perda de carga(média+/-desv.padrão)	
		População A (mmHg)	População V
27	0	0 +/- 0.08	0 +/- 0.09
	3.65	0.02+/- 0.04	0.18+/- 0.04
	7.31	0.42+/- 0.04	0.96+/- 0.05
	10.96	1.16+/- 0.08	2.06+/- 0.08
	14.62	2.20+/- 0.06	3.44+/- 0.05
	18.27	3.24+/- 0.05	4.78+/- 0.05
	21.93	4.32+/- 0.10	6.10+/- 0.06
	25.58	5.90+/- 0.60	8.06+/- 0.05
	29.24	7.40+/- 0.60	10.00+/- 0.06
29	0	0 +/- 0.05	0 +/- 0.10
	3.65	0 +/- 0.50	0.12+/- 0.04
	7.31	0.12+/- 0.07	0.58+/- 0.18
	10.96	0.44+/- 0.14	1.18+/- 0.04
	14.62	1.26+/- 0.05	2.04+/- 0.05
	18.27	1.90+/- 0.06	2.92+/- 0.07
	21.93	2.74+/- 0.05	3.64+/- 0.10
	25.58	3.72+/- 0.15	4.84+/- 0.05
	29.24	4.82+/- 0.07	6.10+/- 0.06
31	0	0 +/- 0.04	0 +/- 0.20
	3.65	0.14+/- 0.05	0.02+/- 0.04
	7.31	0.24+/- 0.05	0.36+/- 0.05
	10.96	0.44+/- 0.05	0.90+/- 0.06
	14.62	0.96+/- 0.04	1.48+/- 0.04
	18.27	1.40+/- 0.06	1.98+/- 0.04
	21.93	1.80+/- 0.06	2.52+/- 0.04
	25.58	2.60+/- 0.06	3.24+/- 0.05
	29,24	3.34+/- 0.05	3.92+/- 0.10
33	0	0 +/- 0.20	0 +/- 0.07
	3.65	0 +/- 0.07	0 +/- 0.09
	7.31	0 +/- 0.08	0.14+/- 0.05
	10.96	0.26+/- 0.05	0.44+/- 0.05
	14.62	0.44+/- 0.05	0.88+/- 0.07
	18.27	0.74+/- 0.05	1.20+/- 0.10
	21.93	0.96+/- 0.05	1.52+/- 0.07
	25.58	1.36+/- 0.05	2.04+/- 0.05
	29.24	1.62+/- 0.07	2.38+/- 0.10

Os dados plotados após ajuste linear (figuras 2 e 3), foram submetidos aos cálculos estatísticos descritos em MATERIAL E METODOS.

### ANALISE E CONCLUSOES

A tabela 2 mostra a estimativa (EST.) e o erro padrão (E.PAD) dos três coeficientes de DP para cada diâmetro das duas populações em estudo.

**Tabela 2. "Resultados do Ajuste do Modelo Linear"**

DIAMETRO	POP.		B <sub>0</sub>	B <sub>1</sub>	B <sub>2</sub>	F	p<
27	A	EST.	-0.4111	0.0708	0.0054	1489.8	0.0001
		E.PAD	0.0652	0.0083	0.0002		
	V	EST.	-0.5379	0.1520	0.0066		
		E.PAD	0.0652	0.0083	0.0002		
29	A	EST.	-0.2078	0.0125	0.0046	394.4	0.0001
		E.PAD	0.0706	0.0090	0.0002		
	V	EST.	-0.2825	0.0825	0.0036		
		E.PAD	0.0706	0.0090	0.0002		
31	A	EST.	-0.0950	0.0095	0.0031	333.7	0.0001
		E.PAD	0.0470	0.0050	0.0002		
	V	EST.	-0.3953	0.0946	0.0014		
		E.PAD	0.0470	0.0050	0.0002		
33	A	EST.	-0.1475	0.0191	0.0012	212.6	0.0001
		E.PAD	0.0524	0.0067	0.0002		
	V	EST.	-0.2886	0.0542	0.0010		
		E.PAD	0.0524	0.0067	0.0002		

F: valor da estatística de Fisher-Snedecor relativa à hipótese testada.

p: nível descritivo de probabilidade associada à F.

Como demonstrado, os níveis descritivos entre as duas populações em todos os diâmetros são baixos, o que permite com segurança rejeitar a hipótese estabelecida em MATERIAL E METODOS e afirmar em termos práticos que o dispositivo permite a realização de testes comparativos contra um orifício tido como padrão para cada diâmetro valvar, entre populações da mesma prótese ou entre próteses de diferentes materiais.

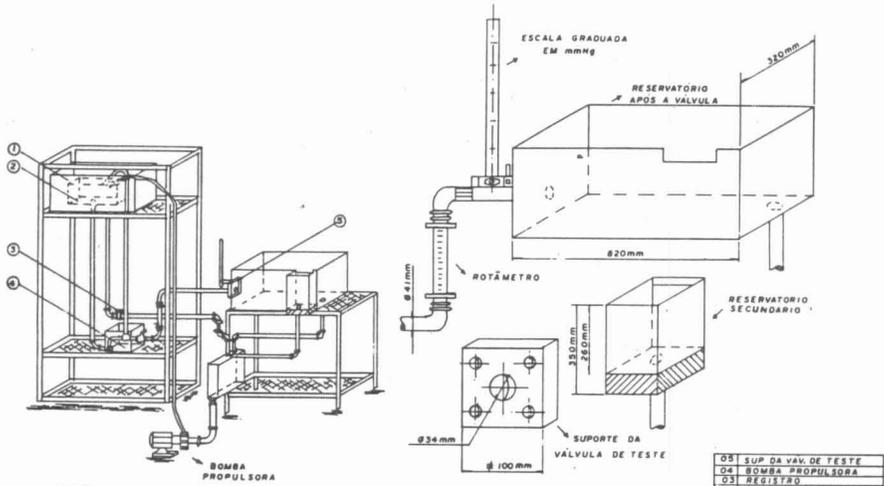
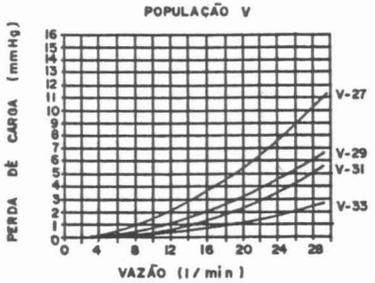
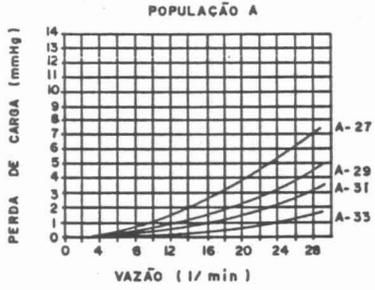


FIG. 1 DISPOSITIVO DE TESTE DE PRÓTESES VALVARES EM REGIME DE FLUXO CONTÍNUO.

05	SUP DA VAV. DE TESTE
06	BOMBA PROPULSORA
07	REGISTRO
08	RESERVATÓRIO INT
09	RESERVATÓRIO EXT
10	ROTELA DA PEÇA
11	VALVULA DE TESTE
12	ESCALA
13	SUPORTE DA VÁLVULA
14	SUPORTE DA VÁLVULA



FIGURAS 2 e 3 = AVALIAÇÃO HIDRODINÂMICA EM REGIME DE FLUXO CONTÍNUO.

## AGRADECIMENTOS

Os autores agradecem o valioso trabalho das estatísticas Rita Helena A. Cardoso e Silvana D. Gallucci da Coordenadoria de Informática Médica do Instituto do Coração de São Paulo.

## REFERENCIAS

- COSTA, F.D.A. (1987), "Desempenho hidrodinâmico de próteses de pericárdio bovino. Análise em sistema de fluxo contínuo", Dissertação de Tese de Mestrado, Universidade Federal do Paraná, Curitiba, Brasil.
- DOWDEN, R.R.(1972), "Fluid flow measurement: A bibliography", BHRA Fluid Engineering, Cranfield, Bedford, England.
- DRAPER, N.R.; SMITH, H. (1986), "Applied Regression Analysis" 2<sup>nd</sup> edition. John wiley and Sons.Inc. New York.
- GABBAY, S.; McQUEEN, D.; YELLIN, E.; FRATER, R. (1979), "In vitro hydrodynamic comparison of mitral valve bioprostheses", Circulation, Volume 60, Number 2, page I-62.
- MARTIN, T.R.P.; TINDALE, W.B.; VAN NOORT, R.; BLACK, M.M. (1981), "In vitro heart valve evaluation: fact or fantasy", Trans Am Soc Artif Intern Organs, Volume XXVII, page 475.
- REUL, H.; GIERSIEPEN, M.; SCHINDEHUTE, H.; EFFERT, S.; RAU, G.(1986), "Comparative "in vitro" evaluation of porcine and pericardial bioprostheses", Zeitschr. Kardiologie 75, Suppl.2, page 223.
- REUL, H.; GIERSIEPEN, M.; KNOTT, E. (1986), "Laboratory testing of prosthetic heart valves", Mech.Engg.Publ.Ltd.,Burg St. Edmunds, Suffolk, England- Proceedings "Heart Valve Engineering", London, page 3.

## **CONTINUOUS FLOW HYDRODYNAMIC PERFORMANCE OF CARDIAC VALVE PROSTHESIS**

**ABSTRACT** -- This paper deals with the study and development of a continuous flow equipment and the test of the pericardium valve prosthesis in current use at the Heart Institute of São Paulo - Brazil. The authors propose a new apparatus taking in account the measurement errors due to the Venturi effect.