

## SIMULADOR CARDÍACO PARA TESTE DE PRÓTESES VALVARES

A.J.P. Andrade<sup>1</sup>, A. Disner Fo.<sup>1</sup>, J.F. Biscegli<sup>1</sup>,  
H.C. Gómez<sup>1</sup>, A.C.F. Arruda<sup>2</sup>.

**RESUMO** -- A insuficiência ou a estenose das válvulas cardíacas naturais provocam sérias conseqüências ao coração, para que isto seja evitado, surge muitas vezes a necessidade de se substituir a válvula natural por uma prótese, embora elas se diferenciem das naturais, provocando alterações na vazão do sangue. Um Simulador Cardíaco foi desenvolvido para se estudar as características fluidodinâmicas das próteses já existentes, e ainda, auxiliar no projeto de novos modelos. O Simulador proporciona às próteses condições similares às fisiológicas, permitindo uma análise qualitativa e quantitativa das características fluidodinâmicas, tais como: tempo de abertura e fechamento da válvula, volume de refluxo necessário para o total fechamento da válvula, volume de retorno do líquido no intervalo de tempo em que a prótese permanece fechada, determinação de turbulências e zonas de estagnação do fluxo e os gradientes de pressão existentes entre pontos antes e após as válvulas.

### INTRODUÇÃO

Diferenciando-se das válvulas naturais que se abrem pelo centro, permitindo um fluxo desobstruído, a maioria das próteses possuem um ocluser central que induz um fluxo lateral, provocando alterações na vazão do sangue, regiões de refluxo e, provocando ainda, a formação de trombos nas paredes da válvula que dificultam seu funcionamento e impedem seu curso total. Isto não ocorre nas válvulas naturais, pois possibilitam um fluxo sanguíneo laminar, que evita a formação de trombos.

Um estudo minucioso das características fluidodinâmicas das próteses faz-se necessário, para a obtenção de resultados numéricos que auxiliem no desenvolvimento de novos modelos, assim como, o aperfeiçoamento e compreensão dos já existentes, para isto, são utilizados sistemas simuladores cardíacos, também conhecidos como analisadores de válvulas cardíacas, que as submetem a fluxos pulsáteis, simulando as pressões fisiológicas das válvulas mitral e aórtica, levando-se em consideração a posição das mesmas em relação ao ventrículo esquerdo, átrio esquerdo e aorta.

<sup>1</sup> Instituto Dante Pazzanese de Cardiologia/Fundação Adib Jatene, São Paulo - SP, Brasil.

<sup>2</sup> Faculdade de Engenharia Mecânica, UNICAMP, Campinas - SP, Brasil.

## ESQUEMA DO SIMULADOR CARDÍACO

O esquema da figura 1 mostra detalhadamente os mecanismos que compõem o simulador cardíaco, tais como: sistema mecânico, câmaras de acrílico e sistema hidráulico.

### DESCRIÇÃO DO SIMULADOR

O Simulador Cardíaco é um aparelho que deve proporcionar às válvulas artificiais um fluxo pulsátil com propriedades semelhantes às fisiológicas, para que se possa testar as características fluidodinâmicas das próteses valvares em funcionamento. Foi utilizado uma mistura de 60% de água e 40% de glicerina, com viscosidade dinâmica (3 a 4 centipoise) e densidade ( $1,07 \text{ g/cm}^3$ ), semelhantes às do sangue.

As pressões das câmaras e as diferenças de pressão antes e após cada válvula, foram medidas através de transdutores fisiológicos de pressão e armazenadas como dados na memória de um computador PDP-11/40 da Digital Equipment Corporation.

As vazões foram medidas por cabeçotes medidores de fluxo por processo eletromagnético (adicionado 3% de solução fisiológico para aumentar a condutividade elétrica da mistura), instalados após a válvula aórtica na câmara que simula a aorta, em seguida, foram manipulados e devidamente registrados pelo computador em forma de sinais gráficos.

### ESTUDOS REALIZADOS

Para exemplificar alguns estudos possíveis de se realizar com o auxílio do computador, foram utilizadas duas válvulas de bola com os diâmetros das esferas de 22 mm, em frequência de batimento de 75 bpm.

Para a determinação do Coeficiente de Gradiente de Pressão os sinais de pressão ventricular (P2) e pressão aórtica (P3) da válvula de bola em teste foram sobrepostos na tela do monitor, em seguida os cursores fixos foram colocados (aqueles que correm sobre os sinais) e posicionados de forma a ficar no ponto onde a pressão ventricular ultrapassa à aórtica (ponto de início de abertura da válvula aórtica) e o cursor ficasse no ponto em que a pressão ventricular novamente passa a ser inferior à aórtica (ponto de início de fechamento da válvula aórtica), dessa maneira, os cursores esquerdo e direito ficaram respectivamente com as coordenadas:  $X_1=269$ ,  $Y_1=42$  e  $X_r=448$ ,  $Y_r=25$ , como é mostrado na figura 2.

Separadamente, foram calculadas as integrais das curvas de pressão ventricular e aórtica nos pontos entre os cursores, ou seja, no intervalo de tempo em que a válvula aórtica se encontra aberta, obtendo-se respectivamente:

$$A2 = \int_{\text{abertura da válvula}}^{\text{fechamento da válvula}} P2(t).dt \qquad A3 = \int_{\text{abertura da válvula}}^{\text{fechamento da válvula}} P3(t).dt$$

O valor do Coeficiente de Gradiente de Pressão foi obtido da seguinte equação:

$$CGP = \frac{A2-A3}{A2} = \frac{887,7}{14942,7} = 0,0594097$$

O sinal de refluxo (F) foi colocado na tela com os cursores fixos e posicionados nos dois pontos que limitam o fluxo positivo, ou seja, no início da abertura da válvula aórtica em teste e no início do seu fechamento, ficando os cursores esquerdo e direito respectivamente com as coordenadas:  $X_L=650$ ,  $Y_L=0$  e  $X_R=826$ ,  $Y_R=0$ , como é mostrado na figura 3.

Calculando a integral do fluxo positivo, tem-se o Volume Sistólico (Vs):

$$Vs = \int_{\text{início de abertura da válvula}}^{\text{início de fechamento da válvula}} F(t).dt = 28504,7$$

Para o cálculo da integral do refluxo, os cursores fixos foram colocados nos pontos que limitam o fluxo negativo, para realizar o cálculo no intervalo de tempo entre o ponto de início do fechamento da válvula e o ponto de término do fechamento da válvula, apresentando para o cursor esquerdo as coordenadas:  $X_L=826$ ,  $Y_L=0$  e para o direito as coordenadas:  $X_R=845$ ,  $Y_R=0$ .

Calculando a integral do fluxo negativo tem-se o Volume de Refluxo (Vr):

$$Vr = \int_{\text{início do fechamento da válvula}}^{\text{término do fechamento da válvula}} F(t).dt = - 259,667$$

O Coeficiente de Refluxo é calculado por:

$$CR = \frac{|Vr|}{|Vs|} = \frac{259,667}{28504,7} = 0,0091096$$

## DISCUSSÃO DOS RESULTADOS

A análise visual dos sinais de pressão e fluxo das válvulas comparadas no Simulador Cardíaco, mostrou-se suficiente para a realização de um estudo qualitativo de algumas características fluidodinâmicas, tais como: gradientes máximos de pressão, refluxo e oscilações de pressões.

O computador permitiu precisão e velocidade nos cálculos durante a análise das características fluidodinâmicas das válvulas testadas, e ainda, foi possível a determinação com exatidão das escalas de cada sinal estudado, facilitando muito a comparação entre dois deles. Nos estudos realizados pelo computador, conseguiu-se, não só análises qualitativas, como também quantitativas das características das próteses testadas, como é mostrado a seguir:

- Com a superposição dos sinais obtidos no estudo de uma ou mais válvulas, conseguiu-se realizar uma comparação semelhante à realizada visualmente, porém com valores mais precisos, pois com a utilização dos cursores na tela do computador, obtém-se coordenadas de todos os pontos da tela, com a possibilidade de se efetuar diversas operações entre os valores dos pontos ou entre intervalos das curvas mostradas.

- No estudo do Coeficiente de Gradiente de Pressão, com o auxílio dos cursores e da capacidade de expandir os pontos entre eles, foi possível determinar com grande exatidão os instantes de início de fechamento das válvulas e utilizando estes pontos foi possível ainda, realizar as operações necessárias com as curvas entre os pontos para se chegar ao Coeficiente de Gradiente de Pressão. A análise visual compara as alturas dos gradientes máximos de pressão, ou seja, compara as alturas entre os picos extremos das pressões, o que não ocorre na análise no computador, pois comparando os valores obtidos do Coeficiente de Gradiente de Pressão está na verdade, comparando as áreas das diferenças de pressão durante todo o intervalo de tempo em que a válvula testada permanece aberta, calculada em relação à pressão ventricular, diminuindo ainda mais as possíveis imprecisões existentes nos cálculos ou no processo.

- No estudo do Coeficiente de Refluxo ocorre o mesmo que no anterior, ou seja, tem-se uma maior precisão que na análise visual do refluxo.

## CONCLUSÕES

O protótipo desenvolvido (Simulador Cardíaco para Teste de Próteses Valvares) buscou atender as condições fisiológicas do coração através de uma concepção mecânica não muito complexa.

Para uma maior facilidade de interpretação dos resultados obtidos, este aparelho está conectado a um computador PDP-11/40, Digital, que proporciona maior precisão e facilidade no manuseio

dos dados em forma de sinais gráficos. Podemos também, gravar os dados referentes a cada válvula e compará-los diretamente com o computador, com a possibilidade de confecção de relatórios técnicos de avaliação de desempenho das válvulas analisadas no Simulador Cardíaco.

Este protótipo é de grande utilidade no desenvolvimento de novos modelos de próteses valvares cardíacas, como também, pode auxiliar no aperfeiçoamento e compreensão dos modelos já existentes e em uso no país.

#### REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS

- AYMERICH, F.D. and OLIVARES, J.L.C. "A Manual Pulse Duplicator to Test Heart Valves Before Implantation", J. Thor and Cardiovasc. Surg., 66 (1): 25-28, jul 1973.
- CARVALHO, G. "Influência de Ligações Cruzadas nas Propriedades Mecânicas de Biopolímeros Utilizados em Próteses Cardíacas, Tese de Mestrado, Universidade de São Paulo, Escola de Engenharia de São Carlos, Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto, 1980.
- KLAIN, M. "Comparative Testing of Artificial Heart and Heart Valves in a Mech Circulation, Nose, Y.: Ed. Cardiac Engineering John Wiley & Sons, 1969.
- MAURICIO ROCHA e SILVA JR. "Fisiologia da Circulação" 1a. edição, 1973.
- REUL, H.; TILMAN, W. and HAUSSINGER, G. (1980), "New Trends in Artificial Heart Valve Development and Testing", Proc. 2nd Int. Conf. Mechanics in Medicine and Biology, Osaka, Japan, 5-7, Jun, pages 20-26.
- STARKEY, W.L. et al. "The Design and Development of a Cardiac Simulator for The Evaluation of Heart Valve Prosthesis", J. Thor and Cardiovasc Surg., 46 (2): 207-212, Ago 1963.
- TEMPLE, L.J. et al "Principles of Fluid Mechanics Applied to Some Situations in The Human Circulation an Particularly to the Testing of Valves in a Pulse Duplicator". 19 (2): 261-267, 1964.
- WERNECK, M.M. "Um modelo Mecânico do Coração", IX Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica, Universidade Estadual de Campinas, Unicamp, 3-6, set 1985, pg 10
- WILLSHAWW, P.; BIAGETTI, M.; PICHEL, R.H. "In Vitro Study of the Closing Characteristics of Prosthetic Mitral Valves", IX Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica, Universidade Estadual de Campinas, Unicamp, 3-6, set 1985, pg 29.

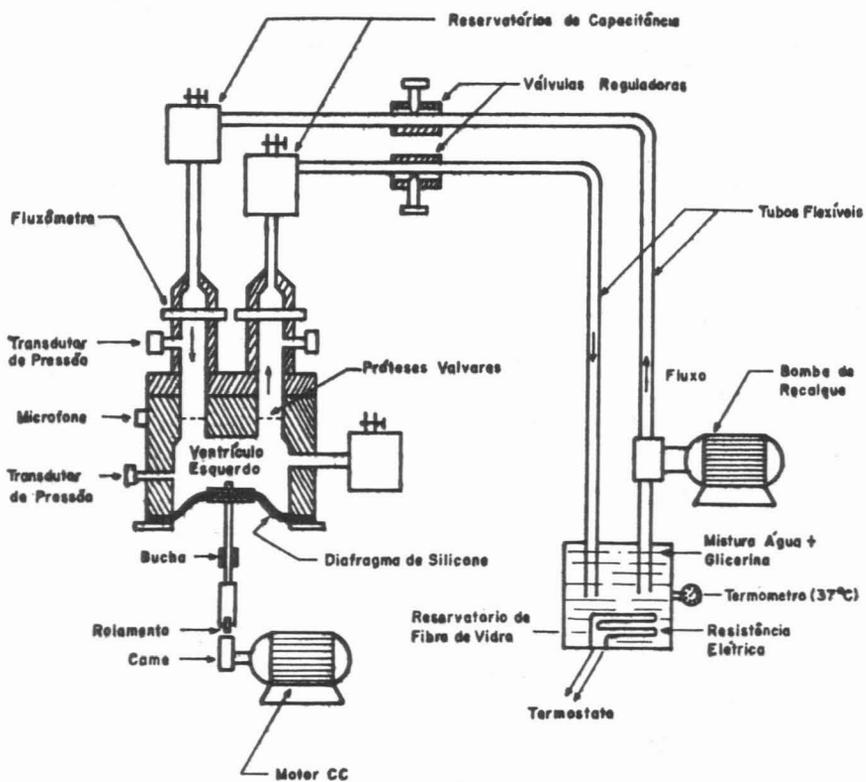


Figura 1 - Esquema do Simulador Cardíaco.

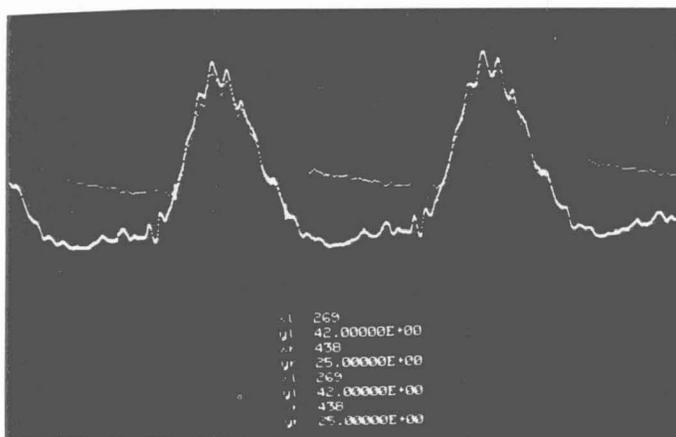


Figura 2 - Pressão Ventricular e Pressão Aórtica com os cursores nos instantes de abertura e fechamento da válvula.

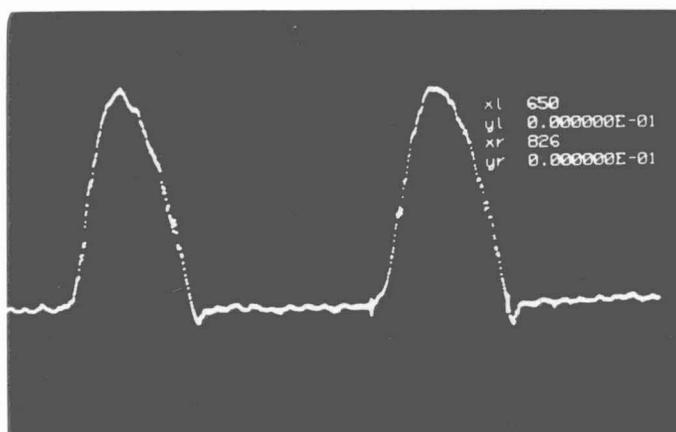


Figura 3 - Fluxo na Aórtica com os cursores nos limites positivos.

## CARDIAC SIMULATOR FOR VALVE PROSTHESES TESTING

**ABSTRACT** -- The insufficiency or the stenose of natural cardiac valves cause serious cardiac damages. To avoid this, usually it is necessary to substitute the natural valve by a prostheses, in spite of they are different from the natural ones, this cause alterations in the blood flow. A Cardiac Simulator was developed to study the fluid dynamics characteristics of the existents prostheses, and also to aid in the project of new models.

This Simulator affords conditions to the prostheses alike the physiological conditions, permitting a qualitative and quantitative analyse of the fluid dynamics characteristics, just as: the valve opening and closing time, the reflux volume that is necessary to a total valve closing, the liquid return volume during the time in that the prostheses stay closed, the flow turbulences, the flow stagnation zones and the pressure gradients existents between the points before and after the valves.