



MEDIÇÃO DO GRADIENTE DE PRESSÃO EM DIFERENTES TIPOS DE VÁLVULAS CARDÍACAS ARTIFICIAIS EM FLUXO CONTÍNUO

Edna Maria de Faria

Departamento de Engenharia Mecânica - EEUFMG

e-mail: edna@demec.ufmg.br

Francisco Ermelindo de Magalhães

Fundação Centro Tecnológico de Minas Gerais - CETEC – MG

e-mail: xkomagal@cetec.br

Otoni Moreira Gomes

Fundação Cardiovascular São Francisco de Assis

e-mail-servicor@servicor.com.br

Marcos Pinotti

Departamento de Engenharia Hidráulica e Recursos Hídricos - EEUFMG

e-mail: pinotti@cce.ufmg.br

Resumo. A realização de estudos experimentais para se verificar a boa eficiência de válvulas cardíacas artificiais é uma constante, pelo fato de se tratar de dispositivos diretamente relacionados com a vida humana. O objetivo deste estudo é a comparação da eficiência de diferentes tipos de válvulas artificiais a partir da avaliação de seu desempenho em diferentes vazões. Foram obtidas curvas de perda de carga; área efetiva do orifício; coeficiente de descarga e índice de desempenho em função da vazão.

Palavras-Chave: Câmara de fluxo contínuo; válvula cardíaca artificial; medição diferencial de pressão.

1. INTRODUÇÃO

As válvulas cardíacas aórtica e mitral, que estão associadas com a regulação do fluxo sanguíneo, são susceptíveis a diferentes patologias, tais como malformação congênita, doenças reumáticas, processos infecciosos e processos de calcificação, com conseqüências graves para o sistema cardiovascular. Estes problemas, via de regra, são solucionados pela substituição das válvulas naturais por próteses mecânicas ou biológicas, conhecidas como válvulas mecânicas e biopróteses, respectivamente.

No Brasil, as válvulas artificiais foram inicialmente utilizadas por Filipozzi (1967), pelo uso de válvulas aórticas homólogas. Desde então foram desenvolvidas uma grande variedade de válvulas mecânicas e biológicas, mostrando claramente a incapacidade de qualquer dos

implantes de preencher as características de uma prótese ideal. Os substitutos valvulares, apesar de propiciarem aumento da sobrevida e da qualidade de vida dos pacientes, não são isentos de complicações pós-implante. A prótese cardíaca valvular ideal deve ter as seguintes características: não ser trombogênica; ter boa hemodinâmica; ser durável; possuir um controle de qualidade confiável durante sua fabricação; ter baixo custo de fabricação; ser resistente à infecção, apresentar funcionamento silencioso; ser de fácil implantação; ser biologicamente inerte e não interferir com outras estruturas do coração.

Os dois maiores problemas relacionados às válvulas mecânicas são o desgaste e a possibilidade de tromboembolismo (formação e introdução de coágulos no sistema circulatório) e não dispensa, portanto, a necessidade de administração crônica de anticoagulantes. Para as biopróteses, quando necessário, é suficiente o uso de antiagregantes plaquetários, na maioria dos casos. Os problemas mais comuns das biopróteses estão associados às falhas estruturais, principalmente provocadas pela calcificação. A indicação clínica de implantes biológicos ou mecânicos baseia-se em critérios que procuram minimizar os níveis de complicações fisiológicas, como a garantia de desempenho adequado para boa qualidade de vida do paciente. Como regra geral, as indicações estão associadas a dois grupos: faixa etária e contra-indicação à administração de anticoagulantes. A escolha de um substituto valvular em preferência a outro tem relação bastante estreita com os fatores mencionados anteriormente, além das características dos pacientes. Portanto, a avaliação dos dois tipos de implantes valvulares é mandatória para uma correta indicação clínica. Na literatura encontram-se estudos comparativos de desempenho para diferentes tipos de válvulas, tanto em fluxo contínuo como pulsátil:

- Testes em fluxo pulsátil que permitem avaliar diferentes características das válvulas, tais como índice de desempenho, fração de volume de regurgitação e volume de fechamento, entre outros;
- Testes em fluxo contínuo que permitem avaliar a perda de pressão imposta ao escoamento no momento de máximo fluxo. Sabe-se que o desempenho de uma válvula artificial estará mais próxima da natural quanto mais baixo for esta perda de pressão. Esta característica está intimamente ligada à qualidade de vida do paciente, pois quanto menos estenótica for a válvula menos energia será gasta para manter as funções normais do organismo.

Este trabalho apresenta a avaliação em fluxo contínuo de três tipos de próteses de válvulas cardíacas sendo duas mecânicas e uma bioprótese.

O tamanho comercial das válvulas varia de 19 à 35 milímetros (diâmetro do anel de sutura) de acordo com a necessidade do paciente. As válvulas de tamanho 19 são usadas principalmente em crianças e adultos pequenos. O motivo pelo qual se realizaram testes com válvulas deste tamanho está ligado ao fato de, freqüentemente, tornar-se estenótica devido ao seu pequeno tamanho. Por meio deste estudo avaliaram-se os parâmetros hidrodinâmicos das válvulas: perda de carga, área efetiva do escoamento, coeficiente do orifício e índice de desempenho.

2. MATERIAIS E MÉTODOS

O circuito de teste mostrado na Fig. 1 possui características especiais que permitem a medição da vazão e do gradiente de pressão nas válvulas submetidas a escoamento contínuo (não-pulsátil). O circuito permite a realização de testes com vazão variando de 3 a 20 l/min para reproduzir os níveis de vazão que ocorrem durante a sístole. O encaixe da válvula foi projetado para que não houvesse perda de líquido entre o tubo e a válvula em teste.

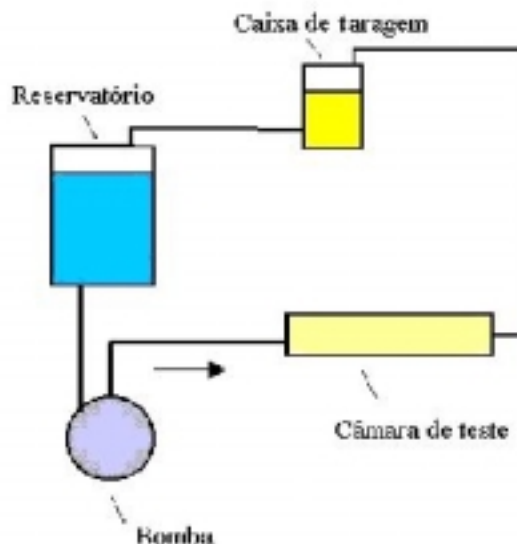


Figura1 – Esboço do circuito de teste. A bomba possui capacidade de vazão na faixa de 3 a 20 l/min.

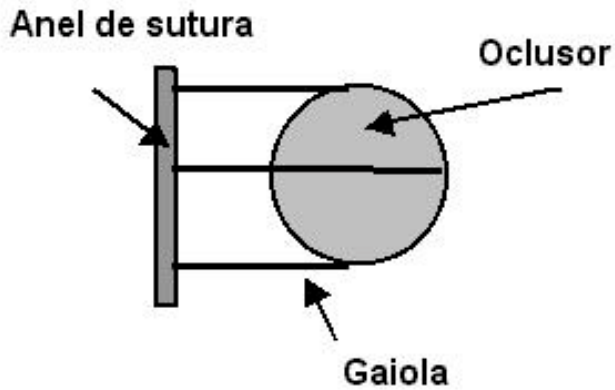
A câmara de teste, permite medir a diferença de pressão que ocorre entre a entrada e a saída da válvula. Para isto foram instaladas tomadas de pressão ligadas a um medidor eletrônico de pressão diferencial. O medidor de pressão possui incerteza mínima de 1mmH₂O.

A vazão foi calculada pelo método volumétrico, medindo-se o volume escoado, a partir da variação da altura da água em um reservatório calibrado (caixa de taragem), e as medidas do tempo correspondente realizadas com um cronômetro digital ($\pm 0,3$ segundos).

Foram estudadas válvulas tamanho 19, de três tipos distintos: de bola, de disco basculante e de pericárdio bovino.

Válvula de bola

A válvula de bola Starr-Edwards (Fig. 2a e 2b) é constituída por uma gaiola rígida presa a um anel metálico onde é incorporado o anel de sutura. Dentro desta gaiola se encontra uma esfera de silicone que se movimenta de acordo com a direção do escoamento do sangue, o que proporciona sua abertura e fechamento. Seu grande tamanho, devido à gaiola, representa uma limitação fisiológica ao seu implante, principalmente para substituições da válvula mitral em ventrículos pequenos. Além disso, a presença do oclusor (esfera) no centro do jato de sangue, durante o fluxo anterógrado, provoca uma grande turbulência no escoamento, com conseqüente separação da camada limite na superfície da esfera e, também, provocando fluxo reverso. Estes fenômenos são danosos às células do sangue, provocando liberação de hemoglobina no plasma.



(a)



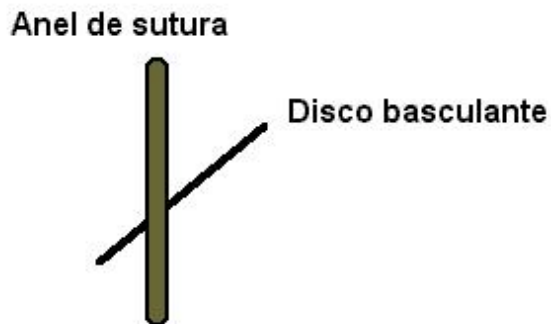
(b)

Figura 2 - Válvula de bola de Starr-Edwards. (a) Desenho esquemático. (b) Fotografia da válvula utilizada nos testes

Válvula de disco basculante

Consta de um disco basculante excêntrico situado dentro de uma carcaça circular. Este disco possui um movimento de rotação, girando da posição fechada à posição aberta. A Fig. 3 (a) e (b), mostra a válvula em posição totalmente aberta. Esta concepção de válvula possibilitou a redução do espaço necessário para sua implantação e, ao permitir que o fluxo passe pelo centro do orifício, diminuiu a perda de carga em relação a válvula de bola.

Durante o escoamento pulsátil a ausência de cavidades na carcaça para prender o disco, e a existência de uma pequena área circular entre o oclisor e a carcaça facilitam o fenômeno de lavagem (*wash-out*) quando a válvula está fechada e, também, evita a formação de trombos. Porém, o escoamento em pequenas áreas provoca altos níveis de tensão de cisalhamento e, conseqüentemente, hemólise. Por causa da geometria assimétrica da válvula, que quando aberta apresenta dois orifícios (um grande e um pequeno), necessita de orientação específica para as posições mitral e aórtica.



(a)



(b)

Figura 3.(a) Esquema de uma válvula de disco basculante. (b) Fotografia da válvula utilizada nos testes.

Válvula de Pericárdio Bovino

A válvula de pericárdio bovino é constituída por três lascíneas fixadas em uma parede de material sintético e um anel de sutura utilizado para sua fixação. Possui paredes flexíveis e o escoamento se dá pelo centro do orifício (fluxo central), o que promove menor perturbação no escoamento do sangue. Este tipo de válvula foi construído na expectativa de se conseguir minimizar as perdas de carga devidas ao escoamento de sangue. A Fig. 4 mostra a válvula de pericárdio bovino.



Figura 4 – Válvula de Pericárdio Bovino

3. RESULTADOS E DISCUSSÃO

3.1. Perda de Carga

Foram realizadas medições de perda de carga para vazões em uma faixa de 3 à 20 l/min. As curvas da perda de carga em função da vazão encontram-se na Fig. 5.

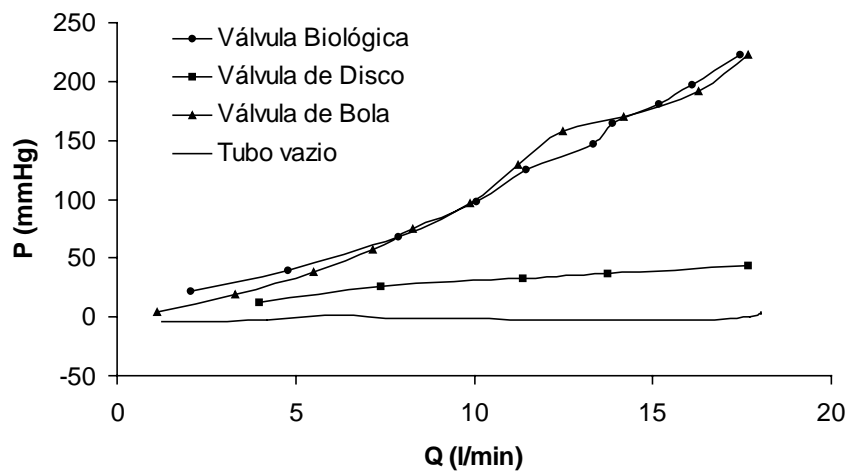


Figura 5 - Perda de carga em função da vazão para todas as válvulas testadas comparadas com a câmara de teste sem válvula

Nota-se na Fig. 5 que a válvula de bola apresenta perdas de carga próximas às da válvula biológica e que a válvula de disco possui perda de carga inferior às outras, aproximando-se da perda observada no tubo sem válvula. Neste teste, a válvula de disco demonstra um melhor desempenho em relação às outras com as quais foi comparada.

3.2. Área Efetiva do Orifício

A área efetiva do orifício (AEO) é definida, segundo Gorlin e Gorlin (1951), com base na fórmula para o escoamento hidráulico no orifício mostrada abaixo:

$$AEO = \frac{Q}{(51,6)\sqrt{\Delta P}}$$

Onde, Q é a vazão [ml/s], o termo 51,6 é um fator de correção, que inclui a aceleração da gravidade e a conversão de milímetros de coluna de mercúrio em centímetros de coluna de água e ΔP é o diferencial de pressão (perda de carga) [mm Hg]. A variação deste parâmetro em função da vazão é representada na Fig. 6, na qual se verifica que a válvula de disco possui uma área efetiva mais favorável e as válvulas de bola e biológicas possuem área efetiva próxima uma da outra.

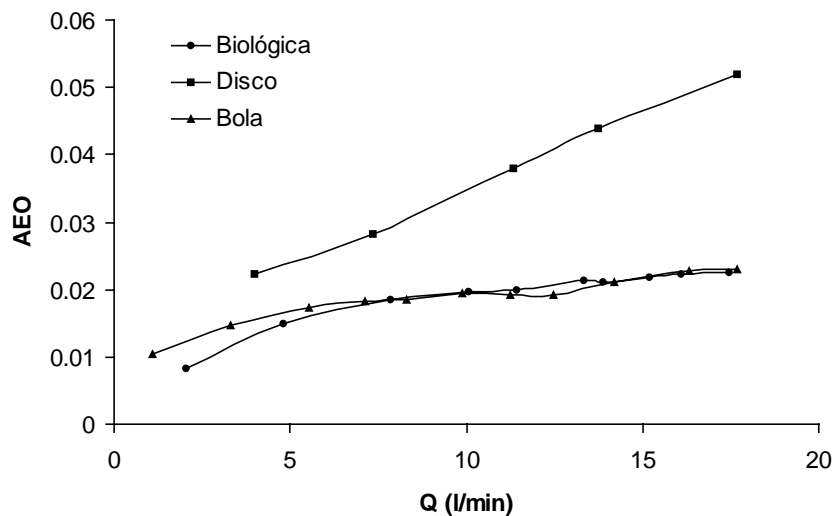


Figura 6- Comparação das áreas efetivas do orifício (AEO) das três válvulas

3.3. Coeficiente de Descarga

O coeficiente de descarga quantifica a razão entre a área efetiva do orifício por onde o escoamento ocorre pela área interna, e com ele pode-se avaliar o quanto da área é obstruída pelo oclusor.

O Coeficiente de Descarga (C_d) é calculado pela seguinte equação:

$$C_d = \frac{\text{Medida da Área efetiva do orifício}}{\text{Medida da área interna do orifício}}$$

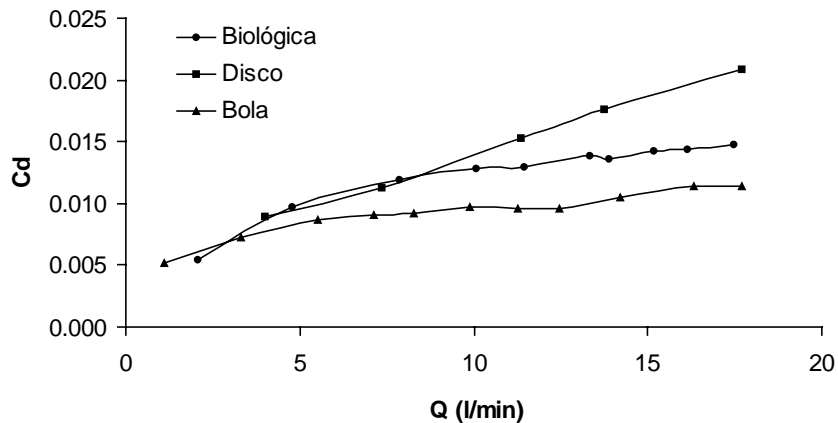


Figura 7- Comparação dos coeficientes de descarga (C_d) das três válvulas

A válvula de disco e a válvula biológica possuem um comportamento próximo até a vazão de 8 l/min. A partir daí nota-se que a válvula de disco apresenta um valor de C_d maior. A válvula de bola possui um coeficiente de descarga mais baixo que as outras e pode-se notar que somente com uma vazão muito baixa esta se aproxima da válvula biológica.

3.4. Índice de Desempenho

O índice de desempenho avalia a relação entre a área efetiva do orifício e a área externa da válvula.

O Índice de Desempenho (ID) é definido como:

$$ID = \frac{\text{Medida da Área efetiva do orifício}}{\text{Medida da área externa da válvula}}$$

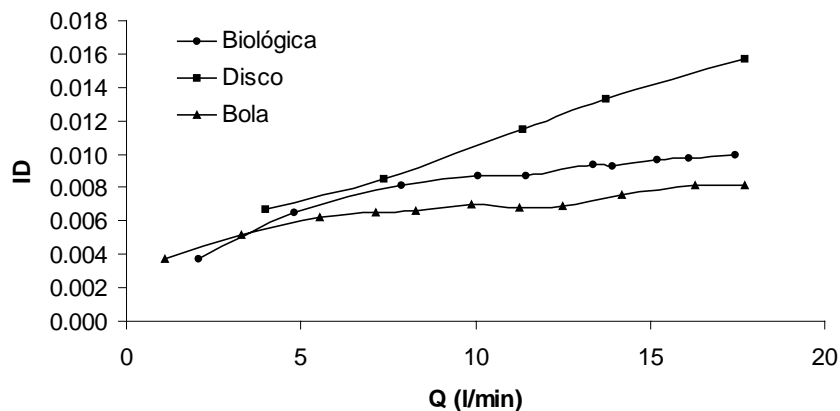


Figura 8- Comparação dos índices de desempenho das três válvulas

Como pode-se observar, a válvula de disco possui um melhor índice de desempenho, tendo a válvula biológica e a válvula de bola um índice de desempenho pior e bem próximo

um do outro. No caso da válvula de bola esta observação já era esperada pelo fato de que a bola de silicone provoca uma grande obstrução à passagem do fluido.

Abaixo, encontra-se uma tabela com informações importantes sobre as válvulas .

Tabela 1 – Dados das válvulas cardíacas

Tipo de Válvula	D interno (mm)	D externo (mm)	Espessura (mm)	Área interna (mm ²)
Bola	16,1	21,4	5,3	203,6
Biológica	14,7	20,1	5,4	169,7
Disco	17,8	21,7	3,9	248,8

A válvula de disco possui uma área interna maior do que as outras válvulas com as quais foi comparada. Isto se explica pelo fato de possuir um diâmetro interno maior do que as outras. Os diâmetros foram medidos com incerteza mínima de 0,05mm (menor divisão de escala do paquímetro), refletindo uma incerteza em torno de 6,5% do valor da área das válvulas em estudo.

4. CONCLUSÃO

Os testes *in vitro* de escoamento contínuo em válvulas cardíacas número 19, demonstrados neste texto, mostram um desempenho hidrodinâmica melhor para válvula de disco. O fato da válvula de disco possuir uma maior área interna do que as outras válvulas com as quais foi comparada, pode explicar sua maior área efetiva do orifício, fazendo com que ela promova uma menor perda de carga, que é um parâmetro muito importante para o minimizar as perturbações no fluxo sanguíneo. Os resultados encontrados (Fig. 5, 6, 7 e 8) mostram que os melhores valores de ΔP , AEO , C_d e IP correspondem à válvula de disco. Isto pode ser explicado pelo fato de que todos estes parâmetros estão inteiramente ligados.

REFERÊNCIAS

- BRAILE, DM. , 1990, *Prótese valvular de pericárdio bovino: desenvolvimento e aplicação clínica na posição mitral*. São Paulo. [Tese de doutorado - Escola Paulista de Medicina]
- FELIPOZZI, H.J, 1967, Transplante de válvulas homólogas no tratamento cirúrgico das lesões da válvula aórtica. In: *CONGRESSO BRASILEIRO DE CARDIOLOGIA*, 23, São Paulo. pp.37.
- GORLIN, R. e GORLIN, S. G., 1951, Hydraulic formula for calculation of the area of the stenotic mitral valve, other cardiac valves, and central circulatory shunts. I., *American Heart Journal*, vol. 41, pp. 1-29.
- HUFNAGEL, C.A.; HARVEY, W.P. , 1952, The surgical correction of aortic insufficiency. *Bull. Georgetown U. Med. Cent.*, vol.6, pp.60-5.
- MURRAY, G. , 1955 Homologous aortic valve segment transplants as surgical treatment for aortic and mitral insufficiency. *Angiology*, v. 7, p.466-71.
- STARR, A., EDWARDS, M.L. , 1960, Mitral replacement: clinical experience with a ball valve prosthesis. *Ann. Surg.*, vol.15, pp.726-40.