

ANÁLISE EXPERIMENTAL DO DESEMPENHO HIDRODINÂMICO DE VÁLVULAS CARDÍACAS ARTIFICIAIS

Gustavo Bifaroni

bifaroni@dem.feis.unesp.br

Sérgio Said Mansur

mansur@dem.feis.unesp.br

Edson Del Rio Vieira

delrio@dem.feis.unesp.br

Universidade Estadual Paulista – UNESP Ilha Solteira
Departamento de Engenharia Mecânica
Laboratório de Visualização de Escoamentos

Resumo. *Válvulas cardíacas artificiais têm sido extensamente utilizadas há vários anos, oferecendo sobrevida a inúmeros pacientes ao redor do mundo. Entretanto, a prótese ideal ainda não foi desenvolvida, posto que nenhuma delas é capaz de substituir perfeitamente as válvulas naturais. Vários estudos têm mostrado que a maior parte das complicações relacionadas ao funcionamento de próteses valvares devem-se a distúrbios no escoamento. Em vista disso, a caracterização hidrodinâmica de válvulas artificiais é de fundamental importância para o aperfeiçoamento de novas próteses. No presente trabalho, duas biopróteses valvares – porcina e bovina – foram ensaiadas em regime não-pulsátil, à vazão constante, empregando-se a anemometria de filme quente na medição do perfil de velocidades e de intensidade turbulenta em diversos pontos a jusante das válvulas.*

Palavras chave: Biopróteses cardíacas, anemometria de filme quente, turbulência, hemólise.

1. Introdução

No Brasil, assim como em outros lugares do mundo, um grande número de pacientes é submetido anualmente a cirurgias cardíacas para a substituição de válvulas aórtica ou mitral lesadas. Basicamente, dois tipos de próteses podem ser utilizados para esta finalidade: as mecânicas e as biológicas. As primeiras próteses mecânicas começaram a ser desenvolvidas e implantadas na década de 60, sofrendo muitas modificações e inovações até a atualidade. Dentre os principais tipos de próteses mecânicas existentes, destacam-se as seguintes: *cages ball*, *tilting disc*, *central disc* e *bileaflet*. Estas próteses podem ser confeccionadas com vários tipos de materiais, entre eles o titânio, o carbono pirolítico e o carbono vítreo, apresentando grande durabilidade e baixa frequência intrínseca, embora exijam tratamento contínuo com anticoagulante, pelo elevado risco de tromboembolismo que lhes são inerentes. As válvulas biológicas, por sua vez, apresentam baixo nível de ruído, menor gradiente de pressão intravalvar, alta resistência, grande disponibilidade de matéria prima, menor custo e, sobretudo, menor risco de tromboembolismo e hemólise. Estas últimas propriedades mantêm estrita relação com o nível de turbulência apresentado pelo escoamento.

As biopróteses, ou próteses biológicas podem ser desenvolvidas com diferentes tipos de materiais. As dificuldades de coleta de material para a realização de hemoenxertos e a necessidade de técnicas cirúrgicas refinadas para o emprego do autoenxerto levaram à necessidade do desenvolvimento de técnicas que permitissem a utilização, em humanos, de válvulas extraídas de animais, sobretudo porcos, bezerros ou carneiros, e à confecção de próteses cardíacas a partir de tecidos animais, como o pericárdio bovino.

As biopróteses porcinas, obtidas de válvulas do porco, foram largamente difundidas e ainda permanecem como um dos principais substitutos valvulares. Contudo, ao longo dos últimos anos, as biopróteses de pericárdio bovino têm tido aceitação crescente junto às equipes médicas e, hoje, já são empregadas na maioria dos implantes realizados no Brasil.

A durabilidade da bioprótese é comprometida por fenômenos de calcificação, desgaste e ruptura do tecido, relacionada à atividade metabólica e à idade do paciente, bem como ao tempo e à posição do implante. Estes fatores podem provocar sérias disfunções hemodinâmicas no paciente, como a estenose (estreitamento do orifício valvular) e regurgitação (volume que retorna pela prótese cardíaca durante a diástole) – Palmen (1994).

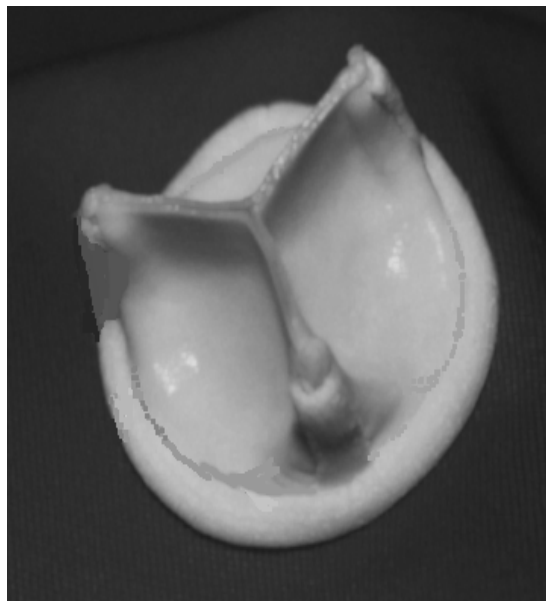
No desenvolvimento de novos tipos de prótese, ou no aperfeiçoamento daqueles já existentes, utilizam-se, freqüentemente, estudos *in vitro*, realizados em equipamentos pulso duplicadores e em aceleradores de pulsos. Através de simulações hidrodinâmicas das próteses cardíacas em equipamentos pulso duplicador, é possível a avaliação funcional da prótese cardíaca a partir do monitoramento do gradiente de pressão transvalvular, do fluxo passante, da área do orifício da prótese, do fator de regurgitação, do índice de performance e do índice de eficiência da prótese cardíaca. O acelerador de pulso permite a realização de testes de fadiga, aplicando um elevado número de pulsos por minuto, possibilitando, assim, o estudo da durabilidade da prótese e a análise de suas características de funcionamento após milhões de ciclos. Entretanto, análises mais detalhadas do escoamento através das válvulas devem, também, ser realizadas, pois, a presença de vórtices e de outras estruturas turbulentas no seio do fluido deve ser, tanto quanto

possível, evitada, por favorecer sobremaneira o processo de destruição das hemáceas do sangue, responsáveis pelo transporte gasoso sistêmico.

Trabalhos recentes revelam a preocupação de se estudar, à luz da dinâmica dos fluidos, alguns dos principais fatores que influenciam o rompimento das células do sangue – Jones (1995), Yeleswarapu *et al.* (1995) e Tamagawa *et al.* (1996). O presente artigo emprega a técnica de anemometria de filme quente para qualificar os dois tipos de biopróteses cardíacas ilustrados na Fig. 1, mediante a análise comparativa dos níveis de turbulência encontrados a jusante dos dispositivos.



(a) Válvula porcina



(b) Válvula de pericárdio bovino

Figura 1 - Biopróteses cardíacas de fabricação nacional (cortesia da empresa Braile Biomédica de São José do Rio Preto - SP).

2. Turbulência, hemólise e tromboembolismo

De maneira geral, escoamentos turbulentos estão associados à presença de fortes tensões de cisalhamento, principais responsáveis pela destruição das hemáceas do sangue, Sutura & Mehjardi (1975) e Leverett (1972). Com efeito, quando uma estrutura turbulenta encontra um corpo sólido, suficientemente leve e de tamanho muito menor que as dimensões que caracterizam a estrutura, este corpo será transportado para outras regiões do escoamento e, durante seu trajeto, estará sujeito a tensões de cisalhamento de magnitude variável. Por outro lado, se as dimensões da estrutura turbilhonar forem comparáveis às dimensões do corpo sólido, as tensões de cisalhamento sobre suas paredes serão bem mais severas, podendo deformá-lo ou destruí-lo com muito mais facilidade. Esta situação tende a tornar-se cada vez mais crítica, na medida em que cresce o nível turbulência do escoamento.

Com efeito, uma das propriedades mais marcantes da turbulência reside na multiplicidade de escalas de tempo e de comprimento que caracterizam o fenômeno. Tal como ocorre em qualquer outro tipo de escoamento, num escoamento sanguíneo, o tamanho das grandes estruturas turbulentas é comparável às dimensões características do sistema físico dentro do qual o fluido se movimenta. Sabe-se, porém, que as menores escalas turbulentas (escalas de Kolmogorov) são tanto menores, quanto maior for o número de Reynolds, já que, em geral, as dimensões do sistema são fixas. A intensidade da turbulência tem relação direta com a energia cinética turbulenta, que representa a integral do espectro de energia. O espectro, por sua vez, torna-se tão mais largo e, portanto, de maior área, quanto maior for o número de Reynolds. Então, quanto maior o número de Reynolds, mais ativo o escoamento, maior a intensidade turbulenta e menor o tamanho das pequenas escalas.

3. Material e Métodos

3.1. Dispositivo Experimental

Existem quatro válvulas no coração, das quais, duas apresentam maior interesse clínico, quais sejam: a aórtica e a mitral. O escoamento à jusante da válvula aórtica constitui um jato confinado. Por outro lado, o escoamento através da válvula mitral, que controla a entrada do sangue no ventrículo esquerdo, se aproxima de um jato descarregando num meio quiescente. Neste segundo caso, o modelo experimental para estudá-lo deve contemplar a saída da válvula descarregando numa câmara.

No presente trabalho, o sistema utilizado para gerar o escoamento através das biopróteses consiste de um pequeno túnel hidrodinâmico de seção aberta, mostrado na Fig. 2, concebido para produzir um jato livre no interior da seção de testes (ST).

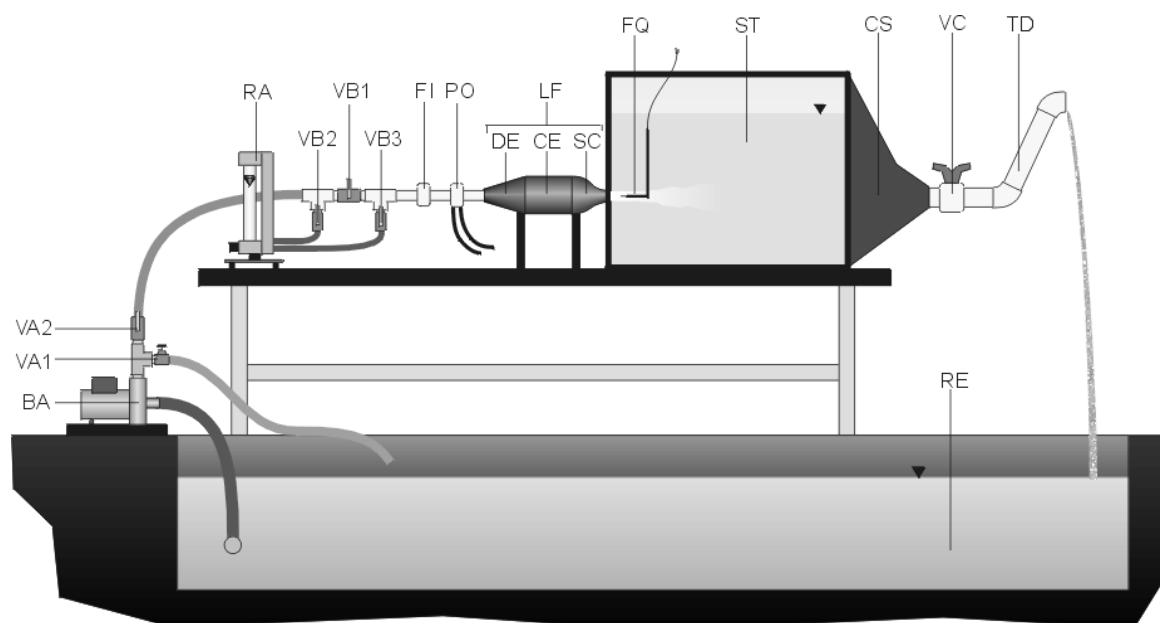


Figura 2 -Dispositivo experimental para o ensaio de válvulas cardíacas artificiais.

O dispositivo é alimentado por um reservatório de nível constante (RE), através de uma bomba centrífuga (BA), e a vazão é controlada através de válvulas do tipo esfera (VA). A água utilizada é filtrada em (FI) e a vazão é medida por meio de um rotâmetro de precisão (RA), para baixas vazões, ou por uma placa de orifícios calibrada (PO), para vazões mais elevadas. As válvulas (VB) permitem o direcionamento do fluxo para o instrumento de medição de vazão mais adequado. Um laminador de fluxo (LF), que consiste de uma expansão (DE), de uma seção de estagnação (CE) composta de telas e colméias e de uma contração (SC) de razão 16:1, produz um jato livre de baixa turbulência, com perfil de velocidades bastante homogêneo na entrada da seção de testes. As válvulas são fixadas na saída do laminador de fluxo, conforme mostrado na Fig. 3. Para permitir a varredura da sonda anemométrica segundo os eixos X, Y e Z, foi projetado e construído um posicionador tridimensional, instalado na parte superior do reservatório de teste.

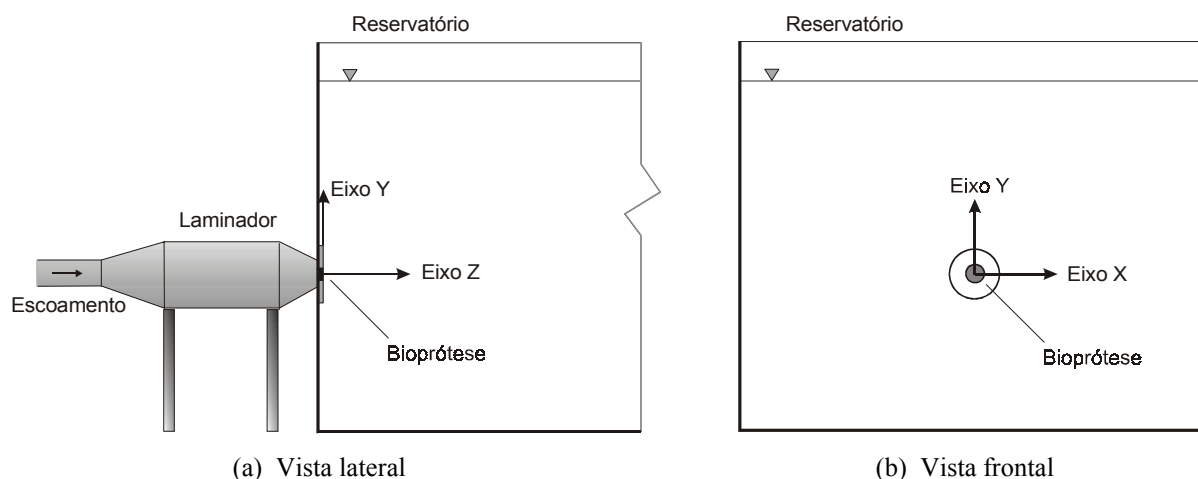


Figura 3 – Seção de testes, indicando a posição da bioprótese e os eixos coordenados X, Y e Z.

3.2. Anemometria de fio e de filme quente

Dentre os principais instrumentos usados para a medição de velocidade no escoamento de um fluido encontram-se os anemômetros de fio e de filme quente. Particularmente adequado para aplicação em laboratório, este tipo de instrumento realiza medidas com alta resolução espacial e temporal, podendo ser utilizado no escoamento de líquidos e gases, Menut (1998). Seu princípio de funcionamento é razoavelmente simples e baseia-se na transferência de calor por convecção entre um pequeno elemento metálico aquecido eletricamente e o fluido circundante.

De maneira geral, todos os anemômetros de fio quente são compostos por duas partes fundamentais: uma sonda, com seu respectivo suporte e cabo de ligação, e um circuito eletrônico que incorpora uma ponte de Wheatstone. Em sua versão mais usual, conhecida como Anemômetro de Temperatura Constante (CTA), o elemento sensor da sonda constitui um dos resistores da ponte de Wheatstone. Quando exposto ao movimento do fluido, este elemento tende a se resfriar, provocando alterações em sua resistência elétrica. Nestas condições, o sistema de controle do aparelho atua imediatamente, reajustando o valor da corrente elétrica para restabelecer a temperatura do sensor e, conseqüentemente, o equilíbrio da ponte. Assim, a velocidade local instantânea do escoamento pode ser encontrada, medindo-se a diferença de tensão na saída do circuito que alimenta a sonda.

A correta utilização de um anemômetro de fio ou de filme quente pressupõe a calibração freqüente e individual das sondas. O elemento sensor é extremamente sensível e delicado, sofrendo modificações contínuas em suas propriedades físicas durante o funcionamento do aparelho, o que interfere diretamente no valor da leitura. Além disso, a operação em meio líquido favorece a ocorrência de incrustação, alterando as taxas de transferência de calor por convecção para uma mesma condição de operação, Perry (1982).

Diferentes dispositivos para calibração de sondas anemométricas para aplicação em meio líquido ou gasoso encontram-se descritos na literatura, Bruun (1995). Classicamente, a curva de calibração de um anemômetro de fio quente é obtida através da medição de uma velocidade de referência e da tensão fornecida pelo anemômetro. Para uma boa calibração, recomenda-se, dentre outros cuidados: (a) considerar uma amostra com vários pontos para reduzir as incertezas associadas à calibração; (b) calibrar a sonda apenas na faixa de velocidades a ser explorada, pois as leis de calibração são apenas aproximações do verdadeiro comportamento térmico do fio; (c) realizar uma calibração a cada vez que o anemômetro for utilizado.

O sistema de anemômetro de fio quente utilizado neste trabalho é fabricado pela *Dantec*, modelo *StreamLine 90N10*, com três canais de medição, acoplado a um sistema de aquisição de sinais, composto de um micro-computador PC de 400 MHz e uma placa *National Instruments ATMIO16E1*. Em todas as medidas, utilizou-se uma sonda de filme quente *Dantec 55R11*.

3.3. Procedimento Experimental

Antes do início de cada experimento, uma série de precauções sempre foram adotadas, começando pela cuidadosa limpeza do aparato experimental, a fim de minimizar contaminação do fluido de trabalho. Quaisquer impurezas, mesmo em pequenas quantidades, têm sempre a tendência de aderir ao elemento sensor da sonda, podendo levá-la à perda de calibração ou até mesmo à sua completa inutilização.

Para a calibração da sonda, utilizou-se o mesmo aparato empregado no ensaio das biopróteses, porém sem nenhuma válvula no orifício de saída do laminador. Assim, um jato livre em meio quiescente é formado, fornecendo o padrão necessário ao processo de calibração, que permite relacionar a tensão indicada pelo anemômetro, em volts, e a velocidade do escoamento, em m/s. Várias calibrações foram efetuadas durante a campanha experimental, cobrindo a faixa de vazão de 1,67 a 15 l/min.

O sangue não é uma substância de teste adequada, devido a alguns fatores totalmente inconvenientes, como, por exemplo: dificuldade de suprimento, conservação e armazenagem, susceptibilidade à coagulação e dificuldade de limpeza do circuito. Um fluido artificial com propriedades reológicas próximas às do sangue poderia ter sido usado, mas precisaria de controles regulares de densidade e viscosidade, uma vez que estes fluidos também podem sofrer deterioração. Por outro lado, é absolutamente possíveis o ensaio de biopróteses e outros órgãos artificiais com fluidos bem conhecidos, apresentando propriedades físicas mais estáveis. Este procedimento é corriqueiramente empregado por vários autores, que têm utilizado água como fluido de trabalho, tal como ocorre no presente estudo.

Todos os testes foram executados com vazão constante, em regime não pulsátil. Esta condição é conveniente para simular uma válvula operando na posição mitral, porque, neste caso, o dispositivo permanece completamente aberto para uma fração significativa do ciclo cardíaco total. Além disso, a elasticidade das paredes do vaso pode ser desprezada, podendo ser obtida semelhança dinâmica através do número de Reynolds, dado por:

$$Re = \frac{Q}{15\pi D_v \nu_B} \quad (1)$$

onde Q é a vazão, em l/min, D_v é o diâmetro interno da válvula, em mm, e ν_B é a viscosidade cinemática do sangue, em m^2/s .

O cume fisiológico, ou vazão sistólica, é de $10 \leq Q \leq 40$ l/min. Assim, para diâmetro interno da válvula de 24mm e uma viscosidade cinemática do sangue de $\nu_B = 3,5 \cdot 10^{-6} m^2/s$, o número de Reynolds para a fase de vazão de cume fica na faixa $2500 < Re < 10^4$, Knoch (1988).

Neste estudo, água foi empregada como fluido de teste ($\nu_w = 10^{-6} m^2/s$) e ambas as biopróteses apresentavam os mesmo diâmetro interno de 24 mm. Então, para obter uma condição de escoamento representativa da situação normalmente encontrada no interior do coração humano, a vazão de teste deveria ser mantida no intervalo $2,8 \leq Q \leq 11,3$ l/min, alcançadas através do controle das válvulas VB2 e VB3.

4. Resultados e Discussão

Inicialmente, são apresentados os resultados referentes aos ensaios de um jato livre – sem nenhuma válvula no orifício – realizados para a qualificação do aparato experimental, que serviu, também, para a calibração de sondas anemométricas. Em seguida, são apresentados os dados oriundos da campanha experimental das biopróteses.

A Fig. 5 mostra o perfil de velocidade do jato livre, obtido na posição axial $Z=1D$. A integração numérica deste perfil resulta numa vazão 3,5% maior do que aquela obtida através do rotâmetro instalado na tubulação que alimenta a seção de testes. A forma bastante achatada deste perfil na região central do jato indica que, sendo a dimensão da sonda de apenas alguns poucos milímetros, pequenos erros de posicionamento em relação à linha de centro do jato não deverão comprometer o processo de calibração, desde que a sonda esteja inteiramente posicionada dentro da região do patamar.

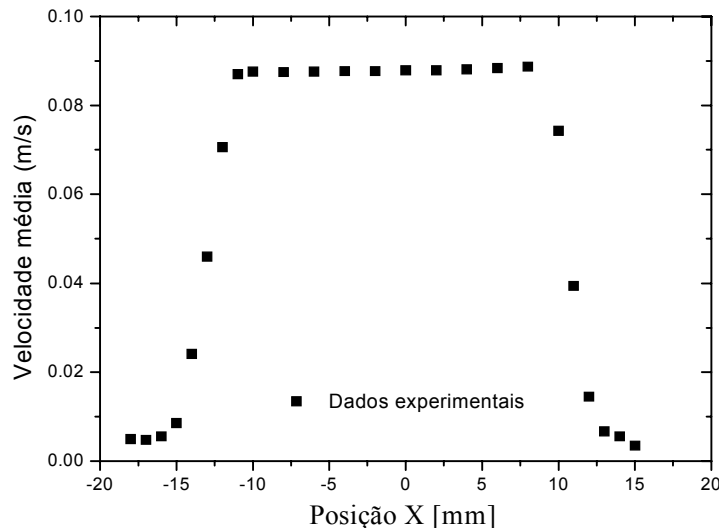


Figura 5 -Perfil de velocidade média na direção X, para $Y=0$ e $Z=1 D$, com $Re = 1920$.

A intensidade turbulenta percentual, I , pode ser definida através equação:

$$I = \frac{\sqrt{(u - u_{\text{médio}})^2}}{u_{\text{médio}}} \cdot 100 \quad (2)$$

onde u é a velocidade local instantânea do escoamento e $u_{\text{médio}}$ a velocidade média temporal no mesmo ponto.

Para o caso do jato livre, os resultados da Fig. 6 mostram que o nível de turbulência na região central do jato é da ordem de apenas 0,5 %, para quase todos os pontos obtidos.

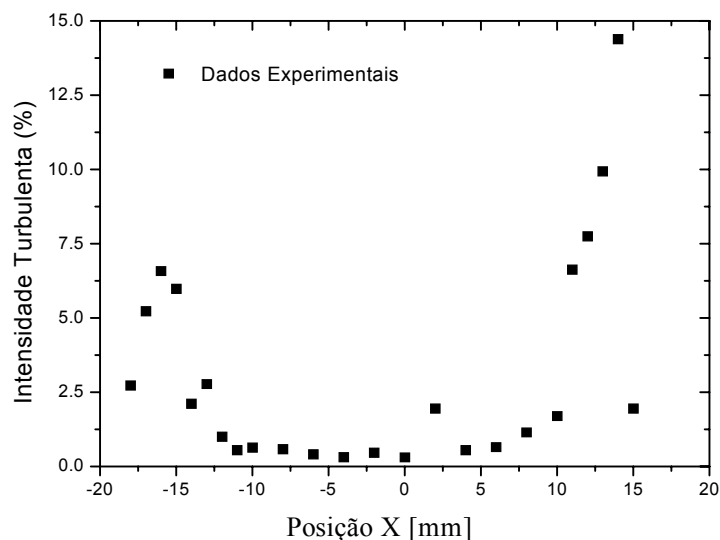


Figura 6 - Perfil de intensidade turbulenta na direção X, para $Y=0$ e $Z=1 D$, com $Re = 1920$.

A Fig. 7 apresenta os perfis de velocidade média e de intensidade turbulenta, em três diferentes posições axiais, $Z=0$, $Z=1D$ e $Z=2D$, para a válvula porcina. Tal como ocorre no jato livre, a velocidade do escoamento na linha de centro do jato diminui na medida em que a distância axial aumenta.

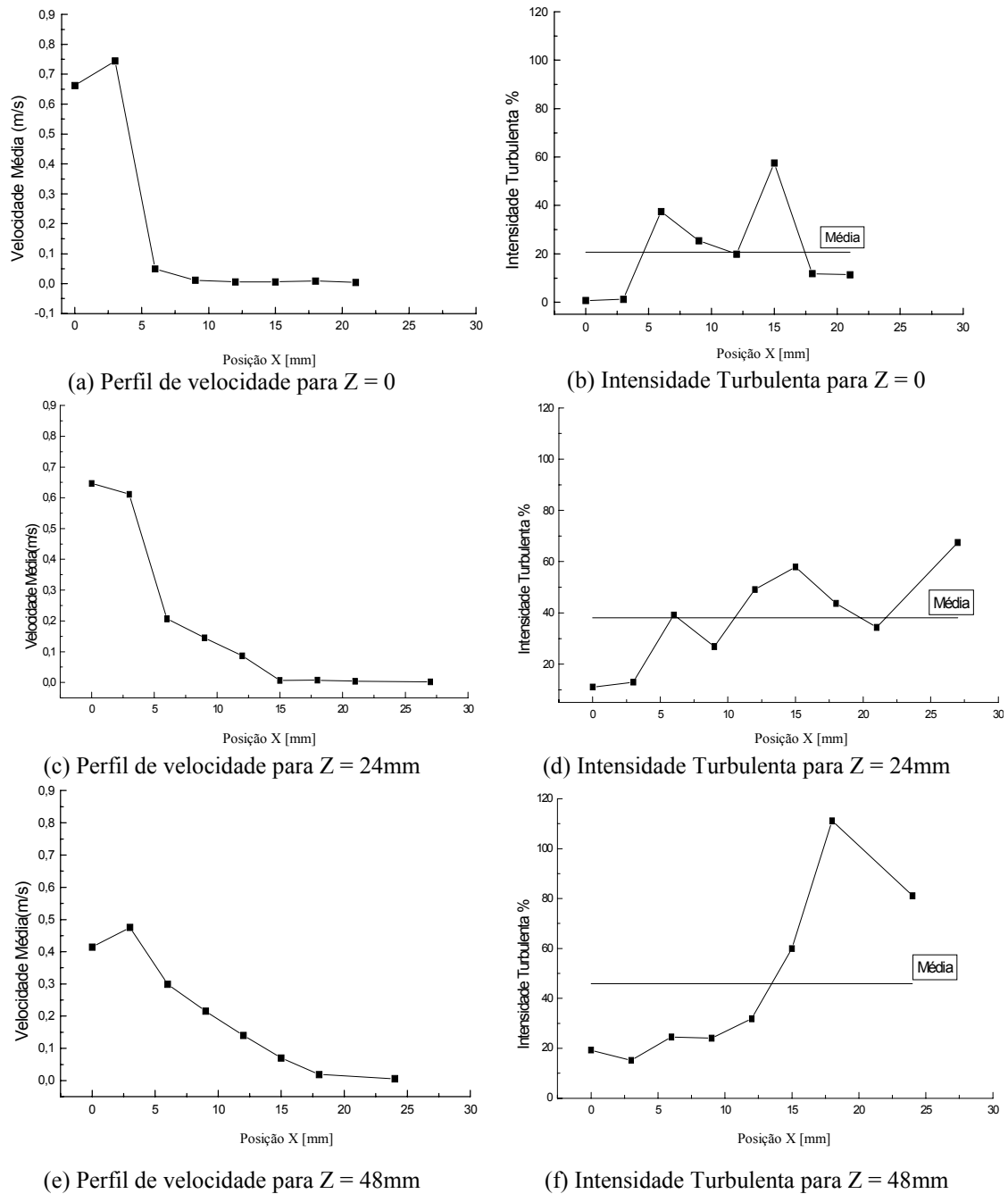
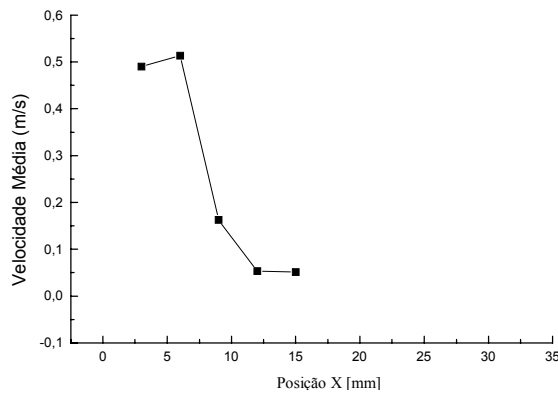


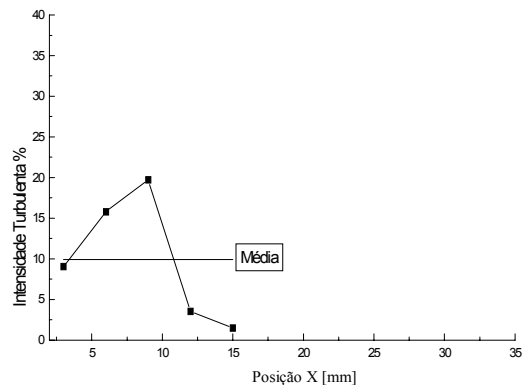
Figura 7 – Perfis de velocidade e de intensidade turbulenta da válvula porcina, obtidos através de medições realizadas em $Y=0$, para três diferentes posições axiais, com $Re=3700$.

Resultados análogos são apresentados na Fig. 8, desta vez para a válvula bovina. Uma comparação com a Fig. 7 coloca em evidência os menores níveis médios de turbulência encontrados a jusante da válvula bovina. Além disso, de uma forma geral, os gradientes de velocidade média são, também, mais amenos no caso da válvula bovina, implicando em menor cisalhamento, o que contribui para preservar às células sanguíneas.

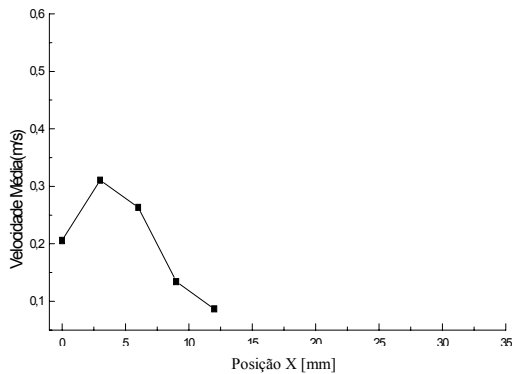
Estes resultados apontam para um melhor desempenho hidrodinâmico da válvula bovina, em relação à porcina, uma vez que a primeira apresenta menores níveis de turbulência e, ao mesmo tempo, gradientes mais amenos de velocidade média. Outros testes, empregando esta mesma metodologia de abordagem deveriam ser realizados para confirmar esta tendência, uma vez que apenas um exemplar de cada válvula foi ensaiado neste trabalho. Por outro lado, os dados quantitativos aqui apresentados corroboram os resultados oriundos da visualização do escoamento através das mesmas próteses, obtidos por Vieira *et al.* (1999).



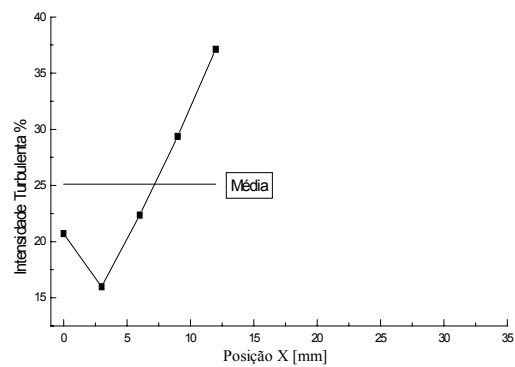
(a) Perfil de velocidade para $Z = 0$



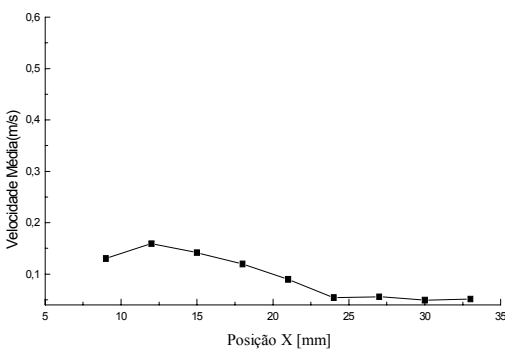
(b) Intensidade Turbulenta para $Z = 0$



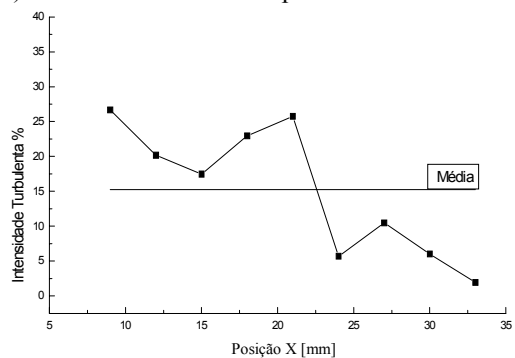
(c) Perfil de velocidade para $Z = 24\text{mm}$



(d) Intensidade Turbulenta para $Z = 24\text{mm}$



(e) Perfil de velocidade para $Z = 48\text{mm}$



(f) Intensidade Turbulenta para $Z = 48\text{mm}$

Figura 8 – Perfis de velocidade e intensidade turbulenta da válvula bovina, obtida através de medições realizadas em $Y=0$, para três posições axiais diferentes e $Re=3700$.

5. Conclusão

No presente estudo, duas biopróteses valvares – porcina e bovina – foram ensaiadas em regime não-pulsátil e vazão constante, para avaliação de suas características hidrodinâmicas. A técnica de anemometria de filme quente foi empregada na medição da velocidade e da intensidade turbulenta do escoamento a jusante das válvulas, em diversas posições transversais e longitudinais.

Durante a realização dos ensaios, a principal dificuldade observada refere-se à utilização de sondas anemométricas de filme quente em meio líquido. Embora estas sondas sejam bastante duráveis, o elemento sensor está sujeito a forte incrustação, acarretando rápida perda de calibração. Não raro, isto ocorre durante a própria realização dos ensaios, comprometendo a confiabilidade das medidas de velocidade local. Para minimizar tal inconveniente, procurou-se acelerar a execução dos ensaios, diminuindo a número de estações de medição.

Por questões de facilidade operacional, optou-se pelo emprego de um reservatório aberto e de nível constante, cujas dimensões são muito maiores do que aquelas apresentadas pelos compartimentos cardíacos reais. Isto, entretanto, não invalida os resultados do presente estudo, já que ambas as válvulas foram ensaiadas exatamente nas mesmas condições de funcionamento.

Os resultados aqui obtidos indicam que, do ponto de vista hidrodinâmico, a válvula bovina possui características de funcionamento melhores que as porcinas, oferecendo menor risco à destruição das células sanguíneas. Não é insensato pensar que este mesmo padrão de comportamento possa ser esperado em condições reais de operação, ou seja, no interior do compartimento cardíaco. A confirmação desta suposição, entretanto, só poderá vir após a realização de uma campanha de ensaios bem mais exaustiva, com válvulas de vários diâmetros e fabricações diversas, num dispositivo experimental que melhor reproduza esta condição de operação encontradas no coração humano.

6. Agradecimentos

Os autores agradecem o apoio que a FAPESP (Proc. Proc.99/09526-6), a Fundunesp, a PROPP/UNESP e a empresa Braile Biomédica ofereceram à realização deste trabalho.

7. Referências

- Bruun, H.H., 1995, *Hot-Wire Anemometry – Principles and Signal Analysis*, Oxford Science Publications, Oxford.
- Jones, S.A., 1995, A relationship between Reynolds stresses and viscous dissipation: implications to red cell damage, *Ann. Biomed. Eng.*, v.23, pp.21-28.
- Leverett, L.B., Hellums, J.D., Alfrey, C.P. & Lynch, E.C, 1972, Red blood cell damage by shear stress, *Biophys. J.*, pp.625-628.
- Menut, P.P.M., 1998, Anemometria de Fio-Quente, I Escola de Primavera de Transição e Turbulência, ABCM, vol.1, pp.235-272.
- Palmen, D.E.M., Van de Vosse, F.N., Janssen, J.D. & Van Dongen, M.E.H, 1994. Analysis of the Flow in Stenosed Carotid Artery Bifurcation Models - Hydrogen-Bubble Visualization, *Journal of Biomechanics*, vol. 27, n.5, pp. 581-590.
- Perry, A.E, 1982, *Hot-Wire Anemometry*, Clarendon Press, Oxford.
- Sutera, o.S.P., Mehrjardi, o.M.H., 1975, Deformation and fragmentation of human red blood cells in trubulent shear folw, *Biophys. J.*, v.15, p.1-10.
- Tamagawa, o.M., Akamatsu, o.T., Saitoh, o.K., 1996, Prediction of hemolysis in turbulent shear orifice flow, *Artif. Org.*, v.20, n.6, p.553-559.
- Yeleswarapu, K.K., Antaki, J.A., Kameneva, M.V. & Rajagopal, K.R., 1995, A mathematical model for shear-induced hemolysis, *Artif. Org.*, v.19, n.7, pp.576-582.
- Vieira, E.D.R., Dall’Agnol, E., Mansur, S.S., Mazza, R.A., Pinotti, M. & Braile, D.M, 1999, Flow visualization of heart valves prostheses in steady flow model, *Revista Brasileira de Engenharia Biomédica*, v.15, n.1-2, pp.63-68.
- Knoch, M., Reul, H., Kroger, R. & Rau, G., 1988, Model Studies at Mechanical Aortic Heart Valve Prostheses - Part I: Steady-State Flow Fileds and Pressure Loss Coefficients, *Trans. ASME - Journal of Biomechanical Engineering*, vol. 110, pp. 334-343.

HYDRODYNAMICS PERFORMANCE OF HEART VALVES BIOPROTHESIS

Gustavo Bifaroni, Sérgio Said Mansur & Edson Del Rio Vieira

São Paulo State University – UNESP Ilha Solteira
Mechanical Engineering Department
Flow Visualization Laboratory

Abstract: Although prosthetic heart valves have been used successfully for many years, an ideal prosthesis has not been developed yet. Since the major part of heart valve prostheses related complications are due to flow disturbances, valves hydrodynamic characterization is an useful aid in designing new prostheses. In the present report velocity measurement in steady state flow model has been employed to study flow disturbances occurring downstream two types of bioprosthesis (porcine and bovine pericardium) tested in the mitral position.

Keywords. Heart valves bioprotheses, hot wire anemometry, turbulence, hemolysis.