



Revista Brasileira de Cirurgia
Cardiovascular/Brazilian Journal of
Cardiovascular Surgery

ISSN: 0102-7638

revista@sbccv.org.br

Sociedade Brasileira de Cirurgia
Cardiovascular

Bazan, Ovandir; Pinto Ortiz, Jayme
Concepção de bancada e montagem de experimento para a análise in vitro de próteses
cardíacas mitrais
Revista Brasileira de Cirurgia Cardiovascular/Brazilian Journal of Cardiovascular Surgery,
vol. 26, núm. 2, abril-junio, 2011, pp. 197-204
Sociedade Brasileira de Cirurgia Cardiovascular
São José do Rio Preto, Brasil

Disponível em: <http://www.redalyc.org/articulo.oa?id=398941881009>

- Como citar este artigo
- Número completo
- Mais artigos
- Home da revista no Redalyc

redalyc.org

Sistema de Informação Científica
Rede de Revistas Científicas da América Latina, Caribe, Espanha e Portugal
Projeto acadêmico sem fins lucrativos desenvolvido no âmbito da iniciativa Acesso Aberto

Concepção de bancada e montagem de experimento para a análise *in vitro* de próteses cardíacas mitrais

Design conception and experimental setup for in vitro evaluation of mitral prosthetic valves

Ovandir BAZAN¹, Jayme Pinto ORTIZ²

RBCCV 44205-1267

Resumo

Introdução: Uma vez que a maioria das complicações relacionadas ao funcionamento das próteses de válvulas cardíacas é decorrente de distúrbios de escoamento, a sua caracterização hidrodinâmica é um auxílio útil no projeto de novas próteses. Simulações do escoamento pulsátil em próteses cardíacas começaram há cerca de 40 anos, por meio do desenvolvimento de diferentes bancadas do sistema circulatório humano, melhorando a interpretação dos resultados clínicos. Um novo projeto de um sistema duplicador de pulsos foi desenvolvido na Escola Politécnica da USP para estudar próteses de válvulas cardíacas.

Objetivo: Apresentar a concepção da nova bancada experimental de fluxo pulsátil para ensaios hidrodinâmicos de próteses de válvulas cardíacas e o plano de montagem de um experimento cujo foco é o ensaio de próteses mitrais.

Métodos: Sua concepção é baseada na revisão do estado da arte desses estudos e na experiência obtida nas bancadas do sistema circulatório, particularmente aquela usada no

Instituto Dante Pazzanese de Cardiologia, em São Paulo, Brasil.

Resultados: Neste projeto, um servomotor elétrico controlado por computador emite, por meio de um pistão hidráulico, um pulso para o modelo da câmara do ventrículo esquerdo, onde as válvulas cardíacas são acomodadas. Para caracterizar, no futuro, a operação dinâmica das próteses de válvulas mitrais, foi montado um experimento para proporcionar medições de vazão volumétrica, pressão instantânea e campos de velocidade nessas válvulas. Acessos ópticos estão convenientemente previstos no projeto, tornando possível o uso, no futuro, de um sistema LDA.

Conclusões: A fim de melhorar a análise das tensões hidrodinâmicas e a previsão de hemólise, os resultados experimentais podem ser utilizados para ajustar um modelo numérico usando 'Computational Fluid Dynamics' (CFD).

Descritores: Mecânica de fluidos. Próteses valvulares cardíacas. Valva Mitral. Hemodinâmica.

1. Mestre; Engenharia Mecânica na Universidade Federal do Paraná; Doutorado da Escola Politécnica da Universidade de São Paulo /Mecânica/Energia e Fluidos, São Paulo, SP, Brasil.
2. Doutorado em Engenharia Civil/Universidade de São Paulo, USP, com período sanduíche na University of Minnesota; Universidade de São Paulo, USP; Professor Assistente Doutor do Centro Universitário Mauá, São Paulo, SP, Brasil.

Endereço para correspondência

Ovandir Bazan

Av. Prof. Mello de Moraes, 2231 – Cidade Universitária – São Paulo, SP, Brasil – CEP: 05508-030.

E-mail: ovandir.bazan@usp.br

Trabalho realizado na Universidade de São Paulo (USP), Escola Politécnica, Departamento de Engenharia Mecânica, São Paulo, SP, Brasil.

Artigo recebido em 9 de dezembro de 2010
Artigo aprovado em 11 de fevereiro de 2011

Abstract

Background: Since most complications related to the operation of prosthetic heart valves is due to disturbances of flow, its hydrodynamic characterization is a useful aid in the design of new prostheses. Simulations of pulsatile flow in cardiac prostheses began nearly 40 years ago, through the development of different mock human circulatory systems, improving the clinical results interpretation. A new design of a pulse duplicator system was developed at Polytechnic School of USP to study prosthetic heart valves.

Objective: To present the conception of a new mock circulatory system for hydrodynamic simulations of cardiac prosthetic valves and the assembly plan of an experiment whose focus is the test of mitral prosthesis.

Methods: Its conception is based on the state-of-art's review of these studies and the experience got with the previous mock circulatory systems, particularly the one used

in the Instituto Dante Pazzanese de Cardiologia, São Paulo, SP, Brazil.

Results: In this design, an electric servomotor controlled by computer emits, through a hydraulic piston, a pulse to the left ventricular chamber model, where the heart valves are accommodated. To characterize, in the future, the dynamic operation of mitral prosthetic valves, an experimental setup was mounted to provide measurements of volumetric flow, instantaneous pressure and velocity fields on these valves. Optical access is conveniently provided on the design, making possible the use, in the future, of a LDA system.

Conclusions: In order to improve the analysis of hydrodynamic shear stress and prediction of haemolysis, the experimental results may be used to regulate a numerical model using 'Computational Fluid Dynamics' (CFD).

Descriptors: Flow mechanics. Heart valve prosthesis. Mitral Valve. Hemodynamics.

INTRODUÇÃO

Algumas das doenças do sistema cardiovascular são originadas pelo funcionamento deficiente das válvulas do coração, que interferem gravemente na capacidade de bombeamento de sangue.

Desde o primeiro sucesso no implante de uma prótese de válvula cardíaca, foram projetados cerca de 50 modelos mecânicos e biológicos diferentes [1].

Todas as próteses de válvulas cardíacas acarretam estenose do orifício valvar, que decorre da espessura de seu anel; além disso, um certo gradiente pressórico transvalvular ocorre em todas as válvulas e tem relação inversa com o fluxo sanguíneo que atravessa o óstio valvular, além de depender do tamanho, do tipo e do modelo da válvula. As próteses mecânicas têm sobre as válvulas biológicas a vantagem de sua longa durabilidade; porém os pacientes que as utilizam estão ainda sujeitos à trombose e ao tromboembolismo, mesmo que sejam convenientemente tratados com anticoagulantes e agentes antiagregantes plaquetários [2-5].

As válvulas biológicas dispensam o uso de anticoagulantes, mas sua durabilidade é limitada, em consequência da degeneração. Pode-se esperar que as biopróteses porcinas durem 15 anos na posição aórtica e até 10 anos na posição mitral; também por isto é recomendada para pacientes idosos e para os que não podem receber

anticoagulantes [5]. Há vantagens e desvantagens na utilização de próteses biológicas ou mecânicas e ambas devem estar disponibilizadas ao paciente.

Uma vez que a maior parte das complicações relacionadas ao funcionamento das próteses de válvulas cardíacas é devida aos distúrbios de escoamento [6,7], a sua caracterização hidrodinâmica é um auxílio muito importante no projeto de novas próteses [8,9]. Perfis de velocidades e de tensões são diferentes para cada tipo de válvula, na qual podem ocorrer regiões de estagnação e de separação do fluido, permitindo a formação de trombose, supercrescimento tecidual e/ou calcificações, além da hemólise sanguínea devido às tensões de cisalhamento [8,10].

Estudos com simulações de fluxo pulsátil em próteses cardíacas são muito importantes, pois fornecem resultados de muito interesse clínico e científico. Esses estudos partem do desenvolvimento de diversos projetos de bancadas duplicadoras de pulso [11-13], associadas às técnicas de medição 2D/3D para caracterizar o funcionamento hidrodinâmico das válvulas [8,10,14-18]. Por exemplo, é possível acoplar a essas bancadas duplicadoras de pulso um sistema de *Particle Image Velocimetry* (ou *PIV*), frequentemente utilizado para mapear os campos de velocidades de modo não invasivo [16]. Outra técnica é a velocimetria *laser* (*Laser Doppler Anemometer*, ou *LDA*), capaz de mapear rigorosa e pontualmente o escoamento de modo não invasivo e de possibilitar o enquadramento das

escalas de turbulência do escoamento [1,19], ajudando na caracterização da possível hemólise.

Nas concepções de bancada mais atuais, além de replicar o pulso fisiológico humano, busca-se de algum modo dispor a geometria e o confinamento das válvulas, assim como ocorre no ser humano. Deste modo, é possível ainda estudar o direcionamento do fluxo no que diz respeito aos vórtices (ou turbilhões) gerados pelo escoamento e analisar a influência das instabilidades hidrodinâmicas que são transferidas de uma válvula à outra [11-13].

Para auxílio da análise das tensões hidrodinâmicas e previsão de possíveis índices de hemólise, os resultados experimentais são frequentemente usados para ajustar um modelo numérico de *Computational Fluid Dynamics* (CFD), capaz de realizar, por exemplo, simulações envolvendo as características do fluido nas trajetórias do escoamento, os campos de velocidades, os gradientes de pressão, as tensões e a formação de vórtices [9,12].

Avaliação de custos no território nacional

No Brasil, os aspectos econômicos marcam profundamente a escolha do tipo de válvula: 80% das próteses implantadas são biológicas. Isto, porque o SUS (Sistema Único de Saúde) paga por cada válvula biológica aproximadamente R\$ 950,00, enquanto que as mecânicas de duplo folheto custam ao Estado em torno de R\$ 3.690,00 (valores vigentes em 4 de fevereiro de 2010) [1]. Além disso, os portadores de válvulas mecânicas necessitam continuamente medicação anticoagulante, que custa ao paciente cerca de R\$ 250,00 a R\$ 450,00 ao ano, sem contar as despesas médicas de seguimento.

O Brasil é um dos grandes produtores de válvulas cardíacas do mundo e até 2002 movimentava nesse mercado mais de US\$ 10 milhões ao ano, tendo como principais fabricantes a Braile Biomédica S/A, a St. Jude Medical Brasil e o LabCor. Cerca de 8 mil a 10 mil doentes cardíacos recebem anualmente tanto próteses de válvulas biológicas, quanto mecânicas no País [20].

Qualificação do principal problema a ser abordado

Estudos com simulações de fluxo pulsátil em próteses cardíacas têm sido empregados há cerca de 40 anos, por meio do desenvolvimento de diversos projetos de bancadas duplicadoras de pulso, tais como “*Yoganathan-FDA system*”, “*Aachen pulse duplicator*”, “*Sheffield pulse duplicator*” e “*Vivitro pulse duplicator*” [14].

Durante o ano de 2009, o acompanhamento semanal na utilização da bancada de simulação de fluxo pulsátil do setor de Bioengenharia do Instituto Dante Pazzanese de Cardiologia (IDPC), em São Paulo, SP, Brasil, ajudou a conhecer esse tipo de equipamento e a manipulá-lo [21,22]. Tal bancada é capaz de criar um ambiente *in vitro* para avaliar o desempenho de dispositivo para assistência circulatória (mimetizando o

sistema fisiológico), por meio da simulação da complacência, das artérias e da resistência periférica (elastância do coração).

Entretanto, para que as investigações do grupo de Engenharia Biomédica (PME/EPUSP) [23,24] se direcionassem ao interesse clínico e científico específico do fluxo em válvulas cardíacas, seria preciso atender a todas as prescrições da norma ISO 5840:2005 (Cardiovascular Implants – Cardiac Valve Prostheses) para regime de fluxo pulsátil [25]. Basicamente, implicaria dotar a bancada do IDPC de acessos ópticos para a anemometria *laser*, adaptá-la para uma intercambialidade de válvulas e torná-la capaz de atender a uma maior vazão pulsátil. Sobretudo por este último aspecto, julgou-se oportuno um projeto de uma bancada definitiva na EPUSP. Para tanto, buscaram-se novas alternativas de bancadas que vem sendo utilizadas em território nacional e estrangeiro [11-14] e projetou-se tal sistema destinado ao estudo de modelagem de escoamento em próteses de válvulas cardíacas, capaz de estudar o desempenho de próteses nas posições aórtica e mitral. Atualmente, concluído o projeto, esta bancada está em fase de construção.

Objetivo

O objetivo deste trabalho é apresentar a concepção da bancada experimental de fluxo pulsátil para ensaios hidrodinâmicos de próteses de válvulas aórticas e mitrais, cuja etapa de projeto já foi concluída. Também se apresenta o plano de montagem de um experimento cujo foco é o ensaio de próteses mitrais e que poderá dar-se de fato quando a bancada estiver em funcionamento.

A alta frequência de substituição valvar na posição mitral, bem como a vasta bibliografia que relata estudos hidrodinâmicos nessa posição, amparou a nossa escolha por restringir o foco do trabalho e simular inicialmente próteses de válvulas cardíacas mitrais [26].

A fase de construção da bancada e a real experimentação *in vitro* das próteses será abordada em trabalhos sucessivos. Ainda posteriormente, os resultados obtidos nas simulações experimentais serão utilizados no ajuste de um modelo computacional [8] e comparados com a bibliografia hemodinâmica fisiológica e patofisiológica humana, de modo que sejam constatados, para cada tipo de válvula mitral, os problemas que nelas ocorrem, particularmente no que se refere à possível hemólise do sangue [1,9,17,19,27]. Nada impede que outros estudos na mesma bancada possam ater-se à posição aórtica futuramente.

MÉTODOS

A fim de se atingir o objetivo concreto deste trabalho de projeto da bancada experimental e da concepção de um experimento inicial para ensaio de próteses mitrais, a

metodologia empregada envolve o projeto total de uma bancada duplicadora de pulsos fisiológicos humanos (simulando o lado esquerdo do coração) e a determinação de equipamentos e instrumentação que deverão ser incorporados à bancada na fase final de sua construção, tendo em vista a simulação hidrodinâmica experimental.

Bancada experimental para simulação hidrodinâmica

O projeto da bancada experimental definitiva (PME/EPUSP) baseia-se na experiência adquirida no acompanhamento das atividades do Instituto Dante Pazzanese de Cardiologia com coração artificial, nos trabalhos de mestrado e de doutorado anteriormente desenvolvidos por Silva et al. [23], Leal [24], Bessa & Ortiz [28] e Legendre [29], adaptando-os para fluxo pulsátil através de próteses de válvulas cardíacas e na revisão bibliográfica realizada sobre o tema. Particularmente, atende aos requisitos da norma internacional ISO 5840:2005 para regime de fluxo pulsátil [25] e contempla as concepções de bancadas que utilizam o modelo do ventrículo esquerdo deformável (silicone) e a disposição das próteses valvulares em geometrias semelhantes a como ocorrem *in vivo* [11-13]. O local de alojamento das válvulas na bancada está dimensionado para atender a todos os tamanhos padronizados de próteses aórticas e mitrais.

Montagem de um experimento para ensaio de próteses mitrais

Em vista da experimentação hidrodinâmica em próteses de válvulas cardíacas mitrais, assim que a bancada estiver completamente construída, deverão incorporar-se equipamentos de medição de pressão, de fluxo e de temperatura, bem como um sistema de aquisição de dados, a fim de que possa ser calibrada com um pulso fisiológico cardíaco. Na etapa subsequente, espera-se realizar medições hidrodinâmicas para caracterização dos perfis de velocidade e de tensões nas próteses mitrais, por meio de um sistema de anemometria *laser* (LDA). Deste modo, a instrumentação engloba quatro transdutores de pressão, um controlador de temperatura, um medidor de fluxo por ultrassom (não invasivo, de modo a não interferir no escoamento), um sistema de aquisição de dados e um sistema de anemometria *laser*. Também se requer um computador, de modo a realizar o controle do servoacionamento da bancada experimental e da aquisição dos dados.

O fluido de teste a ser utilizado na bancada deverá ser capaz de simular tanto a viscosidade como a densidade característica do sangue. A importância da verificação do índice de refração do fluido de teste está em que este coeficiente é fundamental no direcionamento dos feixes do *laser*.

Os requisitos amostrais e a simulação das válvulas na

bancada deverão corresponder às prescrições da norma ISO 5840:2005 para regime de fluxo pulsátil.

Em vista de dar subsídios à interpretação dos resultados e ajudar na possível otimização dessas próteses, as informações obtidas nas simulações experimentais serão utilizadas para ajustar um modelo computacional [28].

RESULTADOS

A nova bancada duplicadora de pulsos (PME/EPUSP) foi projetada para atender a um interesse clínico e científico voltado à caracterização do fluxo em próteses de válvulas cardíacas. De acordo com a norma ISO 5840:2005, possui ajustes para o volume de ejeção ventricular, batimento e débito cardíacos.

Está concebida de modo que a disposição dos componentes facilite possíveis manutenções. Atualmente, contempla o foco de estudo na posição mitral. A Figura 1 apresenta, de modo esquemático, os componentes principais desta bancada. A Figura 2 exhibe, em ambiente Unigraphics/NX5 (PACE/PME/EPUSP), a modelagem tridimensional dos principais componentes montados, fruto do dimensionamento funcional e estrutural dinâmico para atender à emissão de pulsos fisiológicos.

O princípio de funcionamento desta bancada está baseado na função ventricular do lado esquerdo do coração. Entretanto, foi concebida para utilizar dois fluidos: o *fluido de trabalho* (responsável pela transmissão do pulso ao modelo do ventrículo) e o *fluido de teste* (que simula as propriedades do sangue e percorre um circuito hidráulico na bancada, passando através das próteses). O *fluido de trabalho* e o *fluido de teste* estão separados por uma membrana flexível de silicone, que delimita a parte inferior do modelo do ventrículo esquerdo. A outra parte do ventrículo é rígida; delimita a sua zona superior, onde se alojarão as próteses aórtica e mitral. Esta parte superior rígida, designada “plataforma de fixação das próteses” (“PF” na Figura 1) possui acessos ópticos para permitir a penetração dos feixes de *laser* do sistema LDA. Assim, o modelo completo do ventrículo, composto pela membrana flexível e pela plataforma de fixação das próteses, pode ser dito “ventrículo esquerdo deformável” (“VED” na Figura 1). Deste modo, a câmara ventricular está compreendida pelas paredes internas da membrana flexível e da plataforma de fixação das próteses.

Para o funcionamento desta bancada, um servoacionamento controlado por computador está acoplado a uma mesa linear que, por sua vez, transmite o movimento alternativo à um êmbolo dentro de um cilindro. Quando o movimento do êmbolo aumenta a pressão no interior do reservatório global, um pulso é transmitido por meio do *fluido de trabalho* à membrana flexível do ventrículo esquerdo deformável. Isto faz com que a

membrana seja retraída, simulando a sístole ventricular. Ao mesmo tempo, no interior da câmara ventricular, a retração da membrana transmite um acréscimo de pressão à porção do *fluido de teste* que está aí confinado, já que as válvulas estão fechadas.

Com o acréscimo de pressão na câmara ventricular, a válvula mitral permanece fechada; porém, quando superada a pressão do sistema, a válvula aórtica se abre e permite

que o *fluido de teste* armazenado na câmara ventricular escoe para outros componentes da bancada. Isto dura até o final da ejeção ventricular. Conforme o êmbolo do cilindro retorna e dá início à diástole ventricular, a pressão no modelo da câmara ventricular vai decrescendo até o instante em que torna-se menor que a pressão do sistema; então, a válvula aórtica se fecha e a válvula mitral se abre, fazendo com que o *fluido de teste* armazenado no modelo do átrio escoe para o interior da câmara ventricular.

No projeto da bancada experimental, as geometrias, as dimensões e a disposição das próteses na sua plataforma de fixação foram baseadas na anatomia do lado esquerdo do coração. O alojamento das válvulas está também dimensionado para atender à montagem de todos os diâmetros nominais padronizados para as próteses aórticas e mitrais segundo a norma ISO 5840:2005. O pulso emitido pelo êmbolo pode ser ajustado de modo a simular certa elastância do coração. A bancada é dotada ainda de dois módulos de complacência, de complacência ventricular e de resistência periférica ajustáveis. Por exemplo, ajustes na complacência ventricular permitirão adequar a interferência da flexibilidade da membrana (do ventrículo esquerdo deformável) no sistema, de modo a contribuir no ajuste do pulso fisiológico.

A plataforma de fixação das próteses foi projetada de tal modo que acessos ópticos estivessem dispostos para viabilizar futuramente a utilização do sistema LDA tanto na posição mitral como na aórtica.

Atualmente, concluída a fase de projeto, a bancada experimental está sendo construída. A Figura 3 exibe uma foto da montagem parcial da bancada em que constam vários componentes já manufaturados.

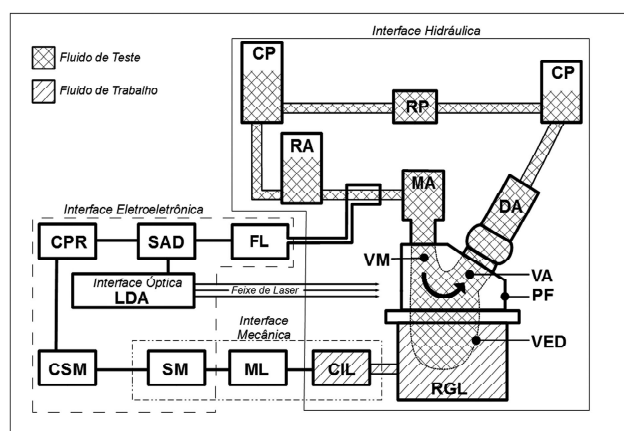


Fig. 1 - Esquema dos componentes principais da bancada. CSM (controlador do servomotor); SM (servomotor); ML (mesa linear); CIL (cilindro); RGL (reservatório global); VED (ventrículo esquerdo deformável); PF (plataforma de fixação das próteses de válvulas cardíacas); VA (válvula aórtica); DA (ducto aórtico); CP (complacência); RP (resistência periférica); RA (reservatório do átrio), onde está o sistema de controle de temperatura; FL (fluxômetro por ultrassom); MA (modelo do átrio); VM (válvula mitral); CPR (computador); SAD (sistema de aquisição de dados); LDA (laser Doppler anemometer)

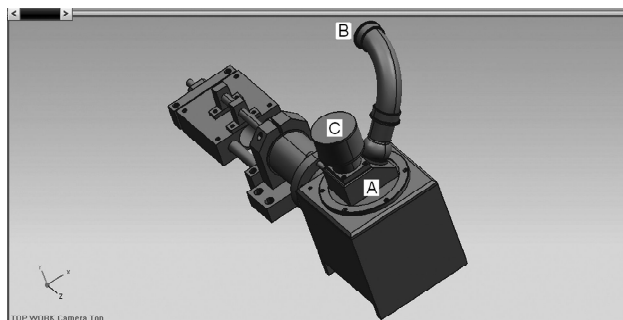


Fig. 2 - Modelo tridimensional parcial da bancada duplicadora de pulsos (PME/EPUSP). Em destaque: Plataforma de fixação das próteses valvulares (A), saída do ducto aórtico (B) e modelo do átrio (C). Modelagem em Unigraphics/NX5 (PACE/PME/EPUSP)

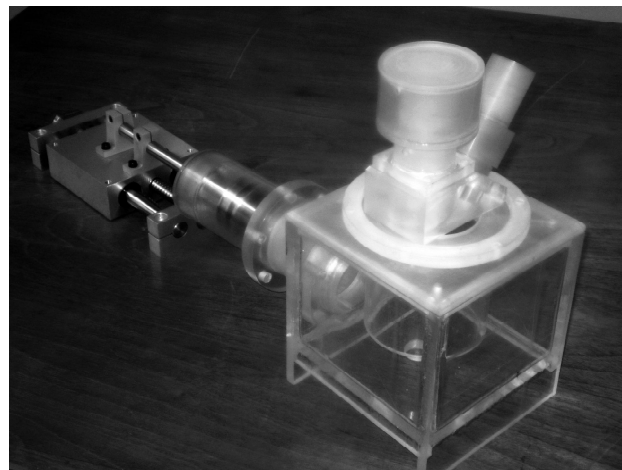


Fig. 3 - Foto da montagem parcial da bancada. Componentes manufaturados em correspondência com o projeto realizado

DISCUSSÃO

Esta discussão aborda alguns detalhes de concepção na montagem de um experimento que envolve a simulação experimental e computacional de fluxo pulsátil através de próteses cardíacas mitrais. A real implementação deste experimento poderá ser iniciada assim que a bancada duplicadora de pulsos projetada estiver completamente construída e instrumentada. Então, ajustado um pulso fisiológico na bancada, se replicarão por meio das simulações nas próteses de válvulas mitrais os campos de pressão, velocidade e de tensões de cisalhamento, que será registrado na aquisição de dados e na velocimetria *laser*. Na etapa subsequente, estes dados experimentais serão usados para ajustar um modelo computacional que permita interpretar todos os resultados. Esta concepção de experimento está delineada nas etapas seguintes.

Preparações preliminares

Assim que a bancada estiver completamente construída, estará alocada no Laboratório de Engenharia Ambiental e Biomédica (LAB) do Departamento de Engenharia Mecânica – EPUSP. Nela serão dispostos equipamentos de medição de pressão, de fluxo, de velocidade e de temperatura, bem como um sistema de aquisição de dados e de controle do servoacionamento via computador.

Conforme está ilustrado na Figura 1, o fluido de trabalho deverá ocupar todo o volume que compreende o interior do cilindro e as paredes internas do reservatório global. O fluido de teste deverá ocupar todo o volume compreendido pelas paredes internas da câmara ventricular e do sistema. Estão dispostos na bancada mecanismos para a fuga e dosagem de ar onde os fluidos de trabalho e de teste forem confinados.

Baseado na experiência dos trabalhos anteriores e na literatura a respeito, para esse estudo deverá se partir de uma solução de 1/3 de glicerina, 1/3 de água e 1/3 de álcool isopropílico (fração em massa) [7,29,30].

Como o foco inicial do estudo incidirá na posição mitral, o sensor do medidor de fluxo por ultrassom será colocado no modelo do átrio, medindo a vazão antes de passar pela prótese a ser estudada. Os transdutores de pressão estarão dispostos antes e depois das próteses e o controlador de temperatura será instalado no reservatório justo antes do modelo do átrio.

Calibração da bancada

O primeiro ajuste na bancada deverá ser a do volume ejetado do ventrículo, partindo de dados fisiológicos. Para tanto, deve-se estabelecer, via computador e servocontrolador, a pista de percurso do servomotor. Inicialmente se buscará atender a um volume de ejeção ventricular de 80 mL, o batimento cardíaco de 70 bpm e um

débito cardíaco de 5,6 L/min. Outros ajustes se darão para atender às prescrições da norma ISO 5840:2005 para ensaios hidrodinâmicos de próteses em regime de fluxo pulsátil.

A dosagem de ar e volume de fluido de teste nas complacências, assim como uma pré-ajustagem de resistência periférica via torniquete, estabelecerão condições iniciais para colocar a bancada em funcionamento e, via aquisição dos dados de pressão e vazão, ajustá-la pouco a pouco às curvas características de um pulso fisiológico cardíaco: pré-requisito para as medições de fluxo nas próteses mitrais via sistema *LDA*.

Medições na bancada

Nesta etapa, espera-se realizar medições hidrodinâmicas para caracterização dos campos de velocidade, de pressão e de tensão de cisalhamento nas próteses de válvulas mitrais.

Mediante o convênio acadêmico estabelecido formalmente entre o Laboratório de Engenharia Ambiental e Biomédica (LAB) do Departamento de Engenharia Mecânica - EPUSP e o Laboratório de Técnica Cirúrgica e Cirurgia Experimental do Departamento de Cirurgia da UNICAMP, viabiliza-se a utilização do sistema *LDA*, cujo fabricante é a empresa Dantec Dynamics. Tal equipamento será alocado no LAB (PME/EPUSP) e acoplado à bancada, de tal modo a permitir a incidência dos feixes *laser* na plataforma de fixação das próteses (aqui podendo ser chamada também de “plataforma óptica”), permitindo assim a medição instantânea do campo de velocidades.

Alguns ensaios preliminares deverão ser feitos de modo a alocar e estabelecer a movimentação dos feixes de *laser* nas regiões de interesse: à jusante da prótese mitral. Ensaios preliminares também serão realizados de modo a coletar dados dos perfis de velocidade e correlacioná-los.

Atualmente, por meio de colaboração estabelecida com a empresa Braile Biomédica S/A, viabilizam-se as próteses de válvulas cardíacas biológicas e transdutores de pressão produzidos nesta empresa. Nada impede, no entanto, que a pesquisa conduza a novas concepções de projeto e construção de válvulas, baseadas nos ensaios hidrodinâmicos.

Modelagem computacional

Os resultados experimentais obtidos serão utilizados para ajustar um modelo numérico de CFD (*Computational Fluid Dynamics*), por meio do *ANSYS (CFX/Fluent)*, disponível no LAB (PME/EPUSP). Este modelo computacional será de grande utilidade para interpretar os dados das tensões hidrodinâmicas. Conta-se, também, com a experiência que se tem adquirido com a formação de um grupo de estudo para o aprendizado e treinamento com o *ANSYS*.

Otimização das próteses

Como foi visto na breve revisão bibliográfica, as tensões hidrodinâmicas são um parâmetro importante para a caracterização da hemólise devido ao fluxo nas próteses de válvulas cardíacas.

O modelo computacional que será obtido em trabalhos futuros permitirá estudar, mediante o convênio acadêmico estabelecido formalmente entre POLI/USP e o Departamento de Cirurgia da UNICAMP, os índices de hemólise obtidos e supostas otimizações de projeto para novas próteses mitrais concebidas.

AGRADECIMENTOS

À Escola Politécnica da Universidade de São Paulo (EPUSP) e ao Departamento de Engenharia Mecânica, pelo apoio de infraestrutura.

À Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES), pela bolsa de doutorado.

REFERÊNCIAS

1. Yoganathan AP, Chandran KB, Sotiropoulos F. Flow in prosthetic heart valves: state-of-the-art and future directions, *Ann Biomed Eng*. 2005;33(12):1689-94.
2. Campos NLKL, Andrade RR, Silva MAM. Anticoagulação oral em portadores de próteses valvares cardíacas mecânicas. Experiência de dez anos. *Rev Bras Cir Cardiovasc*. 2010;25(4):457-65.
3. De Bacco MW, Sartori AP, Sant'Anna JRM, Santos MF, Prates PR, Kalil RAK, et al. Fatores de risco para mortalidade hospitalar no implante de prótese valvar mecânica. *Rev Bras Cir Cardiovasc*. 2009;24(3):334-40.
4. Feguri GR, Macruz H, Bulhões D, Neves A, Castro RM, Fonseca L, et al. Troca valvar aórtica com diferentes próteses. Existem diferenças nos resultados da fase hospitalar? *Rev Bras Cir Cardiovasc*. 2008;23(4):534-41.
5. Lemos PCP, Stolf NAG. A prótese valvar cardíaca definitiva: meio século de procura, *Arq Bras Cardiol*. 1992;58(1):15-24.
6. Fung YC. *Biomechanics: circulation*. 2nd ed. New York: Springer;1997. p.577.
7. Berger SA, Goldsmith W, Lewis ER. *An introduction to bioengineering*. New York:Oxford University Press;1996. p.133-70.
8. Yoganathan AP, He Z, Casey Jones S. Fluid mechanics of heart valves. *Ann Rev Biomed Eng*. 2004;6:331-62.
9. Dasi LP, Simon HA, Sucosky P, Yoganathan AP. Fluid mechanics of artificial heart valves, *Clin Exp Pharmacol Physiol*. 2009;36(2):225-37.
10. Meyer RS, Deutsch S, Bachmann CB, Tarbell JM. Laser Doppler velocimetry and flow visualization studies in the regurgitant leakage flow region of three mechanical mitral valves. *Artif Organs*. 2001;25(4):292-9.
11. De Paulis R, Schmitz C, Scaffa R, Nardi P, Chiariello L, Reul H. *In vitro* evaluation of aortic valve prosthesis in a novel valved conduit with pseudosinuses of Valsalva. *J Thorac Cardiovasc Surg*. 2005;130(4):1016-21.
12. Grigioni M, Daniele C, D'Avenio G, Morbiducci U, Del Gaudio C, Abbate M, Di Meo D. Innovative technologies for the assessment of cardiovascular medical devices: state-of-the-art techniques for artificial heart valve testing. *Expert Rev Med Devices*. 2004;1(1):81-93.
13. Milo S, Rambod E, Gutfinger C, Gharib M. Mitral mechanical heart valves: in vitro studies of their closure, vortex and microbubble formation with possible medical implications. *Eur J Cardiothorac Surg*. 2003;24(3):364-70.
14. Chew YT, Chew TC, Low HT, Lim WL. Techniques in the determination of the flow effectiveness of prosthetic heart valves. In: *Cardiovascular techniques: biomechanical systems: techniques and applications*. vol. II. London:Corneilus Leondes, CRC Press LLC;2001. p.70-117.
15. FDA U.S. Food and Drug Administration. Draft guidance for industry and FDA Staff. Heart valves - investigational device exemption (IDE) and premarket approval (PMA) applications. January, 2010. Available from: URL: <http://www.fda.gov/MedicalDevices/DeviceRegulationandGuidance/GuidanceDocuments/ucm193096.htm>.
16. Dasi LP, Ge L, Simon HA, Sotiropoulos F, Yoganathan AP. Vorticity dynamics of a bileaflet mechanical heart valve in an axisymmetric aorta. *Phys Fluids*. 2007;19(6):067105-17.
17. Meyer RS, Deutsch S, Maymir JC, Geselowitz DB, Tarbell JM. Three-component laser Doppler velocimetry measurements in the regurgitant flow region of a Björk-Shiley monostrut mitral valve. *Ann Biomed Eng*. 1997;25(6):1081-91.
18. Woo YR, Yoganathan AP. Pulsatile flow velocity and shear stress measurements on the St. Jude bileaflet valve prosthesis. *Scand J Thorac Cardiovasc Surg*. 1986;20(1):15-28.
19. Pinotti M. Is there correlation between the turbulent eddies size and mechanical hemolysis? *J Braz Soc Mech Sci*. 2000;22(4). Available from: URL: http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0100-7386200000400006.

-
20. Pio F. em DCI (Indústria), 19 de abril de 2002. Available from URL: <http://www.bv.fapesp.br/namidia/noticia/14726/valvula-cardiaca-mercado-us-10/>.
 21. Ortiz JP, Bessa KL, Legendre DF, Fonseca J, Cherniauskas R, Andrade A. Physical modeling of the cardiac pump: preliminaries results. In: PCH Notícias & SHP News. 2009;11(42):14-8.
 22. Fonseca J, Andrade A, Nicolosi DE, Biscegli JF, Legendre D, Bock E, et al. A new technique to control brushless motor for blood pump application. Artif Organs. 2008;32(4):355-9.
 23. Leal EB, Ortiz JP, Guerino SD. Hydrodynamic simulator for studies in vitro of the cardiovascular system. In: 17th COBEM; São Paulo. Proceedings of COBEM 2003. São Paulo:ABCM;2003.
 24. Leal EB. Simulador hidrodinâmico para estudos “*in vitro*” do sistema cardiovascular [Dissertação de mestrado]. São Paulo:Universidade de São Paulo, Escola Politécnica;2001. 84p.
 25. American National Standard. Cardiovascular implants – cardiac valve prostheses, ISO 5840:2005.
 26. Arita M, Tono S, Kasegawa H, Umezu M. Multiple purpose simulator using a natural porcine mitral valve. Asian Cardiovasc Thorac Ann. 2004;12(4):350-6.
 27. Lu PC, Lai HC, Liu JS. A reevaluation and discussion on the threshold limit for hemolysis in a turbulent shear flow. J Biomech. 2001;34(10):1361-4.
 28. Bessa KL, Ortiz JP. Flow visualization in arteriovenous fistula and aneurysm using computational fluid dynamics. J Visualization. 2009;12:95-107.
 29. Legendre DF. Estudo de comportamento de fluxo através de modelo computacional de aneurisma de aorta infra-renal obtido por tomografia [Tese de doutorado]. São Paulo:Universidade de São Paulo, Escola Politécnica;2009. 183p.
 30. Cherniauskas R, Ortiz JP. Fluido de trabalho para a simulação experimental de fluxo sanguíneo em aneurisma de aorta abdominal [Relatório de Iniciação Científica]. São Paulo:Universidade de São Paulo, Escola Politécnica;2009. 8p.