

ANÁLISE DO MOVIMENTO DOS FOLHETOS DAS BIOPRÓTESES DE VÁLVULAS CARDÍACAS: UMA REVISÃO

André Liboreiro dos Santos, Centro Federal de Educação Tecnológica de Minas Gerais,
andreliboreiro@gmail.com

Sidney Nicodemos da Silva, Centro Federal de Educação Tecnológica de Minas Gerais,
sidneynicodemos@yahoo.com.br

Rudolf Huebner, Universidade Federal de Minas Gerais, rudolf@demec.ufmg.br

Alexandre Nonato Joviano Casagrande, LabCor Laboratórios LTDA, lab05@labcor.com.br

Resumo. As biopróteses de válvulas cardíacas embora apresentem boa compatibilidade, ainda hoje apresentam baixa durabilidade quando comparada com as próteses mecânicas. As biopróteses estão sujeitas a ação de esforços mecânicos e triboquímicos extremos. Não existe um método de cálculo inteiramente confiável para fornecimento de dados às empresas e desenvolvedores de próteses, desse modo é necessário o uso de técnicas experimentais para a análise do comportamento das biopróteses. O presente estudo aborda uma revisão sobre a análise e reconstrução do movimento dos folhetos das biopróteses através de projeção de luz estruturada. Os resultados comprovam a eficácia dessa técnica ao reconstruir tridimensionalmente os folhetos ao longo da abertura e fechamento, fornecendo informações como os pontos de maior inflexão.

Palavras chave: Biopróteses. Luz estruturada. DLT.

1. INTRODUÇÃO

O coração é um órgão muscular oco funcionando como uma bomba contrátil-propulsora, responsável por bombear o sangue por todo o corpo transportando, assim, oxigênio e nutrientes necessários às células (Zanette, 2016). O coração bombeia, aproximadamente, cinco litros de sangue por minuto (Chew *et al.*, 2001). Segundo Bazan (2014), o coração possui quatro válvulas que orientam o fluxo sanguíneo através dos átrios e ventrículos e atuam, também, como válvulas de retenção. Estas válvulas abrem e fecham-se em torno de 40 milhões de vezes ao ano (Chew *et al.*, 2001).

As doenças de válvulas cardíacas (valvopatias ou valvulopatias), estão entre as mais previsíveis causas de insuficiência cardíaca e morte súbita cardíaca (Borer e Sharma, 2015). O reparo e a substituição são os métodos clínicos empregados para tratamento de doenças de válvulas cardíacas, todavia a escolha do método depende de fatores como experiência clínica e o quadro do paciente. O reparo é um procedimento cirúrgico pouco invasivo, quando o reparo não pode ser realizado, é indicada a substituição da válvula (Bazan, 2014).

Apesar de existir vantagens e desvantagens na utilização de próteses de válvulas cardíacas mecânicas e biológicas, estas alternativas devem estar disponibilizadas ao paciente. Além da resposta biológica e durabilidade, essas próteses necessitam oferecer um perfil hemodinâmico favorável, uma vez que há um grande interesse clínico na hemólise sanguínea (Bazan, 2014).

As próteses de válvulas cardíacas biológicas (biopróteses) apresentam um risco reduzido de tromboelismo, todavia sua principal desvantagem é a durabilidade reduzida, outros problemas associados a estas válvulas são: calcificação e distúrbios imunogênicos (Zanette, 2016). Conhecer o comportamento mecânico das biopróteses e sua interação com o fluxo sanguíneo torna-se necessário uma vez que as válvulas cardíacas biológicas possuem formas complexas e estão sujeitas a ação de diversas forças e tensões, esforços de fadiga e agressão do ambiente que estão expostos. Como não existe um método matemático inteiramente confiável, a análise experimental do movimento e tensões é uma ferramenta necessária para compreensão dos fenômenos mecânicos envolvidos no movimento das biopróteses. Com o auxílio de técnicas não-destrutivas é possível otimizar o projeto de novas válvulas cardíacas biológicas, além de fornecer informações para os fabricantes a respeito da influência do processo produtivo e da escolha do método de esterilização da matéria-prima na durabilidade da bioprótese.

2. REVISÃO

O presente trabalho trata-se de uma revisão narrativa que aborda o estado da arte no mapeamento dinâmico do movimento dos folhetos das biopróteses cardíacas através de luz estruturada.

2.1. Próteses de válvulas cardíacas

Dentre as doenças cardiovasculares, algumas são originadas pelo mau funcionamento das válvulas cardíacas que compromete o bombeamento sanguíneo (Bazan e Ortiz, 2011). As próteses usadas para a substituição das válvulas cardíacas deficientes são de origem biológica ou mecânica (Alves, 2013).

As válvulas mecânicas são basicamente constituídas de carbono pirolítico, materiais poliméricos e metálicos (Alves, 2013). Na Fig. (1) é apresentado um modelo de prótese de válvula cardíaca mecânica.



Figura 1. Prótese de Válvula Cardíaca Mecânica (Modelo Regent, St. Jude Medical), Bazan (2014)

O desenvolvimento de válvulas cardíacas biológicas fez-se necessário para evitar a terapia com anticoagulantes por parte dos pacientes (Bazan, 2014). São válvulas geralmente de origem animal (suíno e bovino) tratadas para reduzir a antigenicidade e estabilizar o tecido (Alves, 2013). Um exemplo de prótese de válvula cardíaca biológica pode ser observado na Fig. (2).



Figura 2. Prótese de válvula cardíaca biológica de pericárdio bovino com *stent* (Braile Biomédica), Bazan (2014)

A escolha da prótese implantada envolve a análise e avaliação das condições clínicas do paciente, da maior durabilidade da prótese mecânica e a melhor biocompatibilidade da bioprótese (Sedrakyan *et al.*, 2004). As próteses valvulares mecânicas apresentam desvantagens como um maior risco de embolia, trombose e hemorragia devido ao uso dos anticoagulantes (Oterhals *et al.*, 2013). Embora haja vantagens e desvantagens na utilização de próteses de válvulas cardíacas biológicas ou mecânicas, estas duas opções devem estar disponibilizadas ao paciente. Além da resposta biológica ao implante e da durabilidade, as próteses valvulares devem oferecer um perfil hemodinâmico favorável, considerando que existe um grande interesse clínico na hemólise do sangue (Bazan, 2014).

2.2. Mapeamento dinâmico através de projeção de luz estruturada

As válvulas cardíacas são corpos de prova complexos sob a ação de diversas forças e tensões, esforços de fadiga e agressão do ambiente que estão expostos. Devido a esses fatores, não existe um método de cálculo inteiramente confiável, necessitando utilizar de técnicas experimentais para análise do comportamento mecânico das próteses (Pesarini, 2005).

A literatura apresenta diversos desenvolvimentos de duplicadores de pulsos ópticos onde são acoplados pares de boroscópios, as projeções desses pontos na superfície do folheto são realizadas de modo estroboscópico e as imagens capturadas por duas câmeras de vídeo charge-coupled device (CCD) monocromáticas reproduzem a interferência construtiva.

Através da visão computacional estéreo utilizando-se pares de fotografias, obtêm-se informações de profundidade. Essas informações geralmente são registradas na forma de nuvem de pontos, tais nuvens fornecem informações valiosas a respeito da geometria de objetos e do espaço em que foram registradas (Santos, 2016). A reconstrução tridimensional por estereoscopia é baseada na determinação de um ponto no espaço 3D nas projeções de duas ou mais imagens distintas de uma mesma cena (Oveisi *et al.*, 2017) (Santos, 2016).

No estudo analisado, Iyengar *et al.* (2001) utilizou um duplicador de pulsos capaz de reproduzir ondas de pressão simulando a fisiologia aórtica, conforme indica a Fig. (3). O fluido utilizado no ensaio era uma solução salina composta de 33% de glicerina que apresenta viscosidade semelhante a viscosidade do sangue.

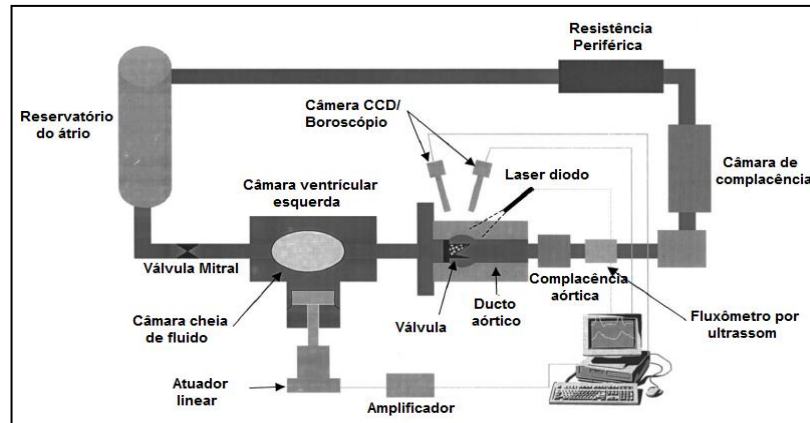


Figura 3. Esquema do sistema duplicador de pulsos, Iyengar *et al.* (2001, Adaptado)

Duas câmeras monocromáticas CCD foram acopladas para capturar as imagens do movimento do folheto das biopróteses. As câmeras foram posicionadas de modo a se obter um ângulo que permitisse o seu uso estereoscópico, simulando a visão humana. Para a projeção da matriz de pontos (19x19) foi usado laser diodo de maneira estroboscópica com o objetivo de minimizar as distorções causadas pelo rápido movimento dos folhetos (Iyengar *et al.*, 2001). Um esboço do aparato descrito pode ser verificado na Fig. (4).

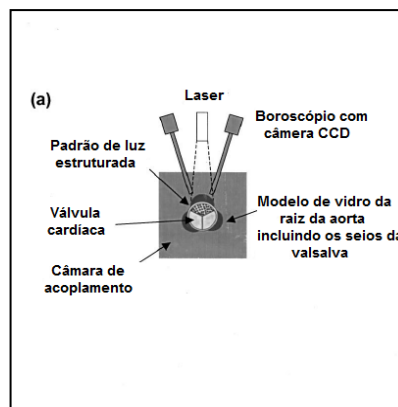


Figura 4. Esboço do aparato acoplado ao duplicador de pulsos, Iyengar *et al.* (2001, Adaptado)

A aquisição e o controle de dados como fluxo, pressão, disparos da câmera e laser foram realizados por um programa específico usando o software LabVIEW *Virtual Instrumentation Language*. Os seguintes parâmetros foram observados no protocolo de ensaio:

- Bioprótese de pericárdio bovino;
- Frequência de 60 bpm e débito cardíaco de 5 lpm;
- Imagens capturadas em 12 instantes ao longo do ciclo;
- Frequência (estroboscópica) do laser de 1kHz (Iyengar *et al.* 2001).

A localização dos pontos laser correspondentes em cada visualização foi identificada e foi aplicada uma transformada linear direta (DLT) previamente calibrada em um bloco de alumínio, para converter os pontos em coordenadas tridimensionais. A DLT é o conjunto de expressões capazes de relacionar as coordenadas reais (x, y, z) do objeto no espaço aos pares de coordenadas da câmera (Iyengar *et al.* 2001). A Fig. (5) indica o escopo da transformada linear direta.

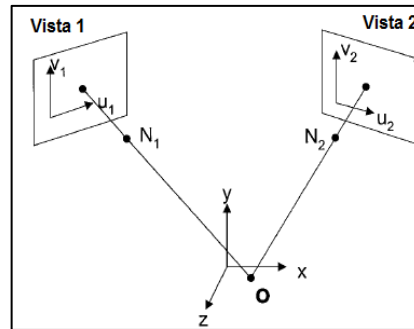


Figura 5. Escopo DLT, Iyengar *et al.* (2001, Adaptado)

As duas vistas dos folhetos das biopróteses foram obtidas e sobrepostas através de pontos discretos de interferência do laser correspondentes em cada visualização, Fig. (6) e reconstruídas tridimensionalmente aplicando-se DLT, Fig. (7)

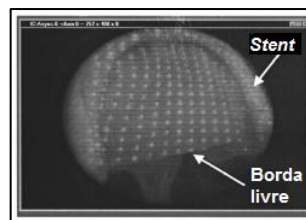


Figura 6. Sobreposição de imagens capturadas, Iyengar *et al.* (2001, Adaptado)

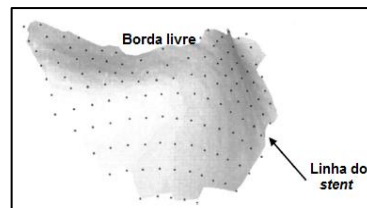


Figura 7. Superfície reconstruída por DLT, Iyengar *et al.* (2001, Adaptado)

Através da reconstrução de sucessivos momentos da abertura e fechamento, uma sequência de folhetos é apresentada na Fig. (8).

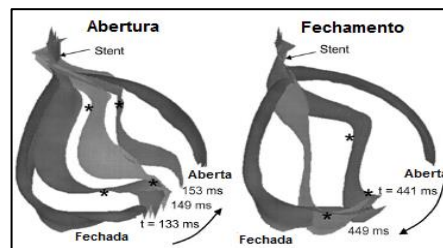


Figura 8. Abertura e fechamento dos folhetos, Iyengar *et al.* (2001, Adaptado)

3. DISCUSSÃO

Na literatura encontram-se técnicas não invasivas para análise da relação do movimento dos folhetos das biopróteses e o fluxo sanguíneo. Segundo Yap *et al.* (2011), para se demonstrar a influência da tensão de cisalhamento no processo de calcificação dos folhetos e consequentemente redução da vida útil da bioprótese, é imprescindível caracterizar os pontos de maior esforço nas superfícies dos folhetos. Para tanto, os autores supracitados utilizaram o vibrômetro laser Doppler (LDV) para realizar medição de esforços de cisalhamento em duas dimensões com alta resolução espacial e temporal, variando, ao longo do experimento o débito e a frequência cardíaca para compreender os efeitos da hemodinâmica nas tensões de cisalhamento. A técnica LDV é baseada na captção da amplitude e frequência de vibração

obtidas através do deslocamento do feixe de laser direcionado para a superfície em análise, os sinais obtidos são processados utilizando-se a transformada rápida de Fourier (FFT).

Segundo Moore e Dasi (2014) o vórtice gerado no seio aórtico possui grande importância no estudo da calcificação dos folhetos de válvulas cardíacas. Em seu estudo, foi utilizado a Velocimentria por Imagem de Partículas (PIV) de alta resolução, para caracterização dos vórtices no seio aórtico provenientes do escoamento do fluido. De acordo com Avelar (2016), PIV é uma técnica que estuda o escoamento através da inserção de partículas, que fornecem o perfil de velocidade no local definido, por meio do uso de laser e câmeras de alta velocidade.

Os resultados apresentados até o momento indicam a capacidade de reconstrução em 3D dos folhetos das biopróteses de válvulas cardíacas, em movimento, destacando os pontos de maior inflexão ao longo do folheto. Sendo a principal vantagem da técnica de projeção de luz estruturada, a inutilização de marcadores manuais. Entretanto faz-se necessário técnicas mais avançadas para detecção de aspectos mais sutis do movimento.

4. REFERÊNCIAS

- ALVES, A. R. C. **Engenharia de tecidos: válvulas cardíacas**. 2013. 45 f. Dissertação (Mestrado) – Farmácia, Universidade de Coimbra, Coimbra. 2013.
- AVELAR, A. H. F. **Estudo analítico e experimental do fenômeno de flutter em válvulas cardíacas prostéticas biológicas**. 2016. 117 f. Tese (Doutorado em Engenharia Mecânica) – Engenharia Mecânica, Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte. 2016.
- BAZAN, O. **Estudo experimental de escoamento pulsátil através de biopróteses valvulares cardíacas mitrais a partir do desenvolvimento de um simulador do lado esquerdo do coração**. 2014. 260 f. Tese (Doutorado em Engenharia Mecânica) – Engenharia Mecânica, Escola Politécnica, Universidade de São Paulo, São Paulo. 2014.
- BAZAN, O.; ORTIZ, J. P. Concepção de bancada e montagem de experimento para análise in vitro de próteses cardíacas mitrais. **Rev. Bras. Cir. Cardiovasc.**, São Paulo, v. 26, n. 2, p. 197-204, fev. 2011.
- BORER, J. S.; SHARMA, A. Drug therapy for heart valve diseases: table. **Circulation**, [s.l.], v. 132, n. 11, p.1038-1045, Sep. 2015.
- CHEW, Y. T. et al. Techniques in the determination of the flow effectiveness of prosthetic heart valves. In: LEONDES, C. **Cardiovascular Techniques: Biomechanical Systems** – Techniques and Applications. Washington, D.C.: CRC Press LLC, 2001. P. 74-121.
- IYENGAR, A. K. S. et al. Dynamic In Vitro Quantification of Bioprothetic Heart Valve Leaflet Motion Using Structured Light Projection. **Annals Of Biomedical Engineering**, [s.l.], v. 29, n. 11, p.963-973, Nov. 2001.
- MOORE, B.; DAS, L. P. Spatiotemporal complexity of the aortic sinus vortex. **Experiments In Fluids**, [s.l.], v. 55, n. 7, 2014.
- OTERHALS, K. et al. Adapting to living with a mechanical aortic heart valve: a phenomenographic study. **Journal Of Advanced Nursing**, [s.l.], v. 69, n. 9, p.2088-2098, 7 jan. 2013.
- OVEISI, Emad et al. Stereo-vision three-dimensional reconstruction of curvilinear structures imaged with a TEM. **Ultramicroscopy**, [s.l.], v. 184, p.116-124, jan. 2018.
- PESARINI, A. **Simulador de fadiga para teste de próteses valvulares cardíacas**. 2005. 113 f. Tese (Doutorado) – Clínica Cirúrgica, Ciências da Saúde, Universidade Federal do Paraná, Curitiba. 2005.
- SANTOS, G. A. M. **Novas abordagens para segmentação de nuvens de pontos aplicadas à robótica autônoma e reconstrução 3D**. 2016. 113 f. Dissertação (Mestrado) – Engenharia Elétrica e de Computação, Escola de Engenharia Elétrica, Mecânica e de Computação, Universidade Federal de Goiás, Goiânia. 2016.
- SEDRACKYAN, A. et al. Quality of life after aortic valve replacement with tissue and mechanical implants. **The Journal Of Thoracic And Cardiovascular Surgery**, [s.l.], v. 128, n. 2, p.266-272, ago. 2004.
- YAP, C. H. et al. Experimental measurement of dynamic fluid shear stress on the aortic surface of the aortic valve leaflet. **Biomechanics And Modeling In Mechanobiology**, [s.l.], v. 11, n. 1-2, p.171-182, 2011.
- ZANETTE, R. S. S. **Produção de matrizes biológicas a partir de valvas cardíacas de suínos e recelularização com células tronco da polpa dentária humana**. 2016. 69 f. Dissertação (Mestrado) – Ciências Biológicas, Universidade Federal de Juiz de Fora, Juiz de Fora. 2016.

4. AGRADECIMENTOS

Agradeço ao CEFET-MG por possibilitar que a pesquisa seja realizada em duas dependências, à CAPES pelo financiamento da pesquisa, à LabCor pelo apoio à realização da pesquisa, ao LABBIO pela parceria na realização das diversas fases da pesquisa.

6. RESPONSABILIDADE PELAS INFORMAÇÕES

Os autores são os únicos responsáveis pelas informações incluídas neste trabalho.