



MODELAGEM DINÂMICA DE UMA BIOPRÓTESE DE VÁLVULA CARDÍACA ATRAVÉS DO MÉTODO DOS ELEMENTOS FINITOS

GABRIEL FONTES IASBECK¹, RUDOLF HUEBNER²

¹ Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica (PPGMEC)

Universidade Federal de Minas Gerais (UFMG)

Av. Pres. Antônio Carlos, 6627 - Pampulha, Belo Horizonte - MG, 31270-901 - Brasil

² Departamento de Engenharia Mecânica

Universidade Federal de Minas Gerais (UFMG)

Av. Pres. Antônio Carlos, 6627 - Pampulha, Belo Horizonte - MG, 31270-901 - Brasil

(Recibido 11 de julio de 2019, revisado 30 de julio de 2019, para publicación 12 de noviembre de 2019)

Resumo – Doenças cardiovasculares são a principal causa de morte, sendo responsáveis por mais de 17,6 milhões de casos no mundo. Dentre as principais doenças, destacam-se os problemas relacionados ao mal funcionamento de válvulas cardíacas como a estenose, onde ocorre uma redução da área de abertura da válvula em decorrência do enrijecimento do tecido. Uma solução eficaz para esta doença é a substituição de válvulas defeituosas por próteses de válvulas cardíacas. Os dois tipos de próteses mais utilizados são as próteses mecânicas e biológicas. As válvulas mecânicas oferecem boa durabilidade, entre 20-30 anos, mas são formadoras de trombo forçando o paciente a administrar ante coagulantes ao longo de toda sua vida. As válvulas biológicas possuem excelente aceitação pelo corpo, porém, tem sua durabilidade reduzida por efeitos como calcificação do tecido e fadiga, operando entre 10-15 anos. Em vista da necessidade de aprimorar os projetos destes dispositivos feitos de material biológico, o presente trabalho tem por objetivo avaliar a eficácia do método dos elementos finitos na modelagem do comportamento dinâmico de válvulas cardíacas. Foi realizado uma análise transiente com condições de contorno fisiológica e os resultados comparados com experimentos da literatura para verificação qualitativa da análise. Os resultados mostraram que o método dos elementos finitos modelou de maneira satisfatória o comportamento da válvula e que esta ferramenta pode ser utilizada na análise destes dispositivos tornando o processo mais ágil.

Palavras-chave – Bioprótese, válvula cardíaca, método dos elementos finitos, análise transiente.

1. INTRODUÇÃO

O coração é o órgão do corpo humano responsável por bombear sangue através do sistema circulatório. Este é composto por quatro câmaras principais, o átrio esquerdo (AE), átrio direito (AD), ventrículo esquerdo (VE) e ventrículo direito (VD). O sangue no sistema circulatório tem que ser necessariamente unidirecional. Para que isto ocorra, existem quatro válvulas no coração. Duas destas válvulas estão localizadas entre os átrios e os ventrículos e recebem o nome de válvulas átrio ventriculares (AV). As outras duas separam os ventrículos do sistema circulatório e recebem o nome de válvula aórtica (VA) e valvular pulmonar (VP) [1]. Ao longo de um ano estas válvulas cardíacas se abrem e fecham cerca de 40 milhões de vezes, resultando num total de aproximadamente três bilhões de ciclo durante uma vida inteira [2].

Segundo a *American Heart Society* (AHS), as doenças cardiovasculares são a principal causa de morte à escala global, sendo estas responsáveis por mais de 17,6 milhões de mortes no mundo, um número que é esperado alcançar 23,6 milhões até 2030. Entre as diversas doenças que podem afetar o coração, uma grande parcela está relacionada com o mal funcionamento das válvulas, como a estenose e a regurgitação. Um dos tratamentos existentes para as doenças que afetam as válvulas cardíacas é a efetuar a substituição das válvulas por próteses. Estima-se que, anualmente, 290 mil pacientes são submetidos a cirurgia de substituição de válvula cardíaca no mundo e que este número pode alcançar 850 mil em 2050 [3].

Existem atualmente diversos tipos de próteses que podem ser utilizadas, sendo as mais comuns as válvulas mecânicas e as válvulas feitas a partir de tecidos biológicos [4]. As válvulas mecânicas são as que

apresentam a melhor durabilidade, cerca de 20-30 anos, porém induzem uma resposta trombogênica no corpo requerendo uma terapêutica crônica com anticoagulantes, à qual estão riscos associados. As válvulas cardíacas bioprostéticas, feitas a partir de tecidos biológicos, são compostas por tecidos bovinos ou porcinos descelularizados. Estas oferecem uma alta funcionalidade como melhoria da hemodinâmica e alta resistência a trombose, no entanto, estas válvulas estão sujeitas à calcificação do tecido e a uma deterioração estrutural, fazendo com que sua durabilidade não ultrapasse quinze anos [5]. Assim, existe a necessidade de compreender os mecanismos de deterioração das biopróteses de válvulas cardíacas afim de aperfeiçoar a sua construção.

A modelagem computacional utiliza de métodos numéricos para resolver equações diferenciais parciais. Nestes métodos, destacam-se o método dos elementos finitos (MEF) e método dos volumes finitos (MVF). Diversos estudos sobre válvulas cardíacas utilizaram a modelagem computacional como ferramenta de análise. Existem trabalhos que realizaram análises estruturais de válvulas cardíacas através do MEF, focando-se na dinâmica da válvula e no estado de tensão das cúspides ao longo do ciclo cardíaco [6-8]. Outros autores realizaram modelagem computacional utilizando interação fluidoestrutura, usando uma combinação do MEF com o MVF, de forma a calcular as deformações e tensões nas válvulas cardíacas, assim como o campo de velocidade do escoamento de sangue sobre as mesmas [9-13].

O presente trabalho tem como objetivo realizar a modelagem computacional de uma bioprótese de válvula cardíaca feita de material porcino fornecida pela empresa Braile biomédica. As principais dimensões da válvula estudada estão exibidas na Fig.1.

Através do método dos elementos finitos, foi realizado uma análise transiente com condições de contorno e carregamento que representassem as condições fisiológicas de operação da válvula. Os dados utilizados para estes parâmetros foram obtidos a partir de trabalhos científicos [16,18,19,20]. De posse dos resultados, foi realizada uma verificação qualitativa dos resultados comparando-os com imagens de experimentos obtidos da literatura [21].

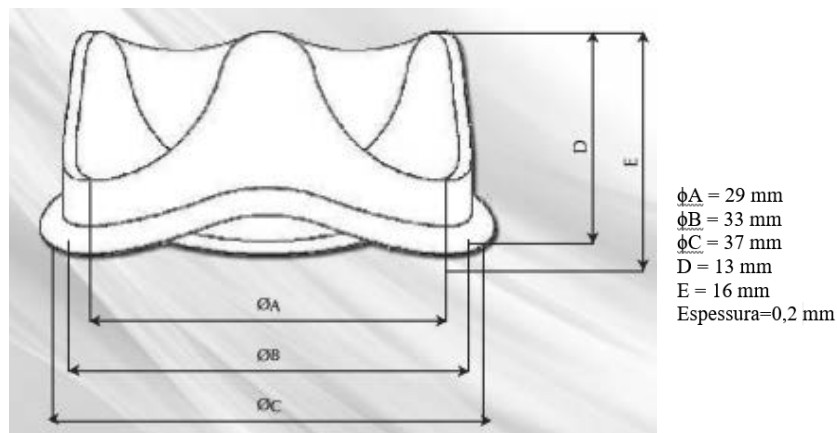


Fig. 1. Principais dimensões da válvula.

2. METODOLOGIA

2.1. Modelo CAD

Para realizar a análise de elementos finitos na válvula estudada, foi necessário desenvolver um modelo geométrico tridimensional (CAD) do dispositivo. Uma das grandes dificuldades em realizar o CAD de uma bioprótese é que, conforme mencionado por Hamid *et al.*, as dimensões e propriedades dos folhetos das válvulas variam muito por serem feitas de material biológico [14]. Neste sentido, foi utilizada uma técnica sugerida por Thubrikar que relaciona à altura e raio da base com os principais ângulos da válvula para a elaboração de um modelo CAD genérico [15]. A geometria foi desenvolvida no software SolidWorks® e está exibida na Fig. 2.

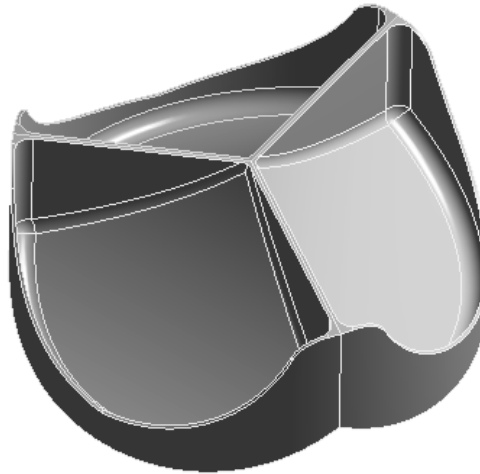


Fig. 2. Modelo CAD da válvula cardíaca.

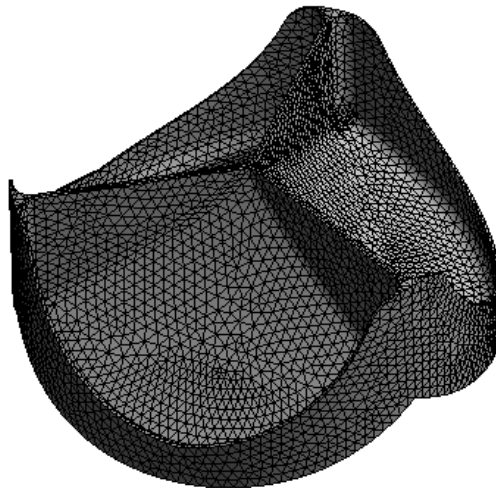


Fig. 3. Malha de elementos finitos.

2.2. Malha de elementos finitos

De posse do modelo CAD, para realizar a análise de elementos finitos, é necessário discretizar o domínio através de uma malha. Foi elaborada uma malha composta de 25748 elementos tetraédricos de segunda ordem através do software Ansys®. Os elementos tetraédricos foram escolhidos pela sua versatilidade em representar a geometria estudada. A Fig. 3 mostra a malha gerada para o estudo.

2.3. Propriedade do material

O modelo do material adotado foi linear elástico e isotrópico. Apesar do tecido porcino ter um comportamento anisotrópico e hiperelástico, para análises qualitativas a consideração do material seguir a lei de Hook é válida e utilizada em vários trabalhos [16,17]. Os folhetos da bioprótese estudada são feitos de materiais biológicos.

Tabela 1. Propriedades do material.

Propriedades do material		
Módulo de elasticidade (E)	Densidade (ρ)	Poisson (ν)
5,0 MPa	1100 kg/m ³	0,4

Em decorrência disto, as propriedades mecânicas dos tecidos variam significativamente. Adotou-se valores para densidade (ρ), módulo de elasticidade (E) e coeficiente Poisson (ν) similares aos utilizados nos trabalhos de Singh *et al.* e Avelar [16,18]. As propriedades adotadas estão exibidas na Tabela 1.

2.4. Condições de contorno

A válvula aórtica está localizada entre o ventrículo esquerdo e a artéria aorta, em uma região denominada raiz da aorta. Apesar desta região sofrer deformações ao longo do ciclo cardíaco, estas deformações são pequenas e foram desprezadas nas análises desenvolvidas neste trabalho. Assim sendo, foi considerada uma restrição rígida nas superfícies externa da válvula conforme sugerido por Saleeb *et al.* [19]. A região de restrição está destacada em azul na Fig. 4.

A abertura e fecho da válvula aórtica ocorre de maneira passiva devido a diferença de pressão entre o ventrículo esquerdo e a artéria aorta. Para modelar estes esforços, foi aplicado a diferença de pressão entre estas duas regiões perpendicular às superfícies da válvula em contato com o sangue dos ventrículos conforme sugerido por Kim *et al.* [20]. Estas superfícies estão indicadas na Fig. 5 destacadas em vermelho.

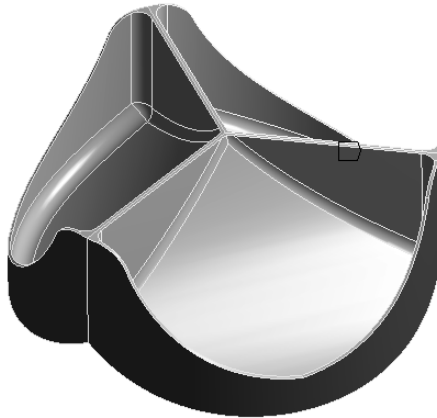


Fig. 4. Malha de elementos finitos.

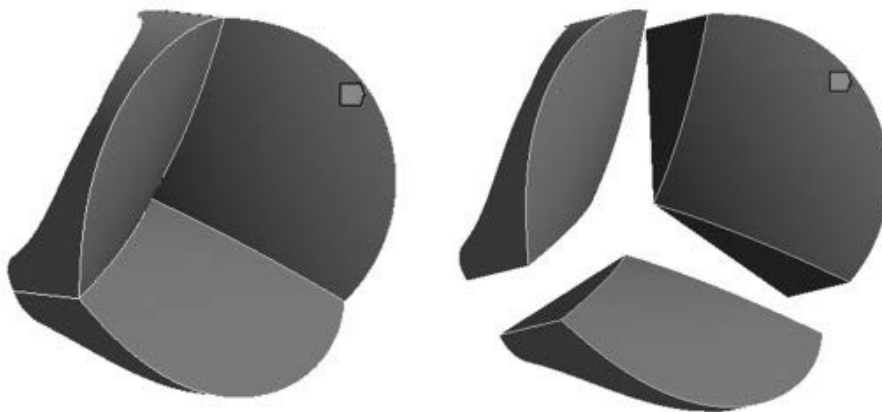


Fig. 5. Superfícies em que a pressão foi aplicada destacadas em vermelho.

Conforme mencionado acima, as forças responsáveis pela abertura e fecho da válvula são consequências da diferença de pressão entre o ventrículo esquerdo e a aorta. A Fig. 6 mostra os valores fisiológicos de pressão nestas duas regiões durante um ciclo cardíaco de 0,76 segundos (80 bpm) [20].

O carregamento do modelo foi adotado como sendo a diferença de pressão entre estas duas regiões (ventrículo esquerdo – aorta) e aplicado de maneira perpendicular nas superfícies indicadas na Fig. 5. A curva resultante da diferença de pressão entre estas duas regiões está exibida na Fig. 7. Entre $t = 0$ s e $t=0,18$ s, a diferença de pressão é positiva e atinge o valor máximo de 397 Pa. Esta fase é a sístole e é responsável por manter a válvula aórtica aberta. Quando a diástole se inicia, a pressão na aorta supera a pressão nos ventrículos atingido valores de pressão de até 12,3 kPa. É notável que a pressão sobre os folhetos durante a diástole, momento em que a válvula está fechada, é muito maior do que a pressão nos folhetos durante a sístole [20].

Um aspecto importante a ser considerado é a relação de contato entre os folhetos, visto que o atrito entre as faces influencia diretamente na dinâmica da válvula. Além disto, é através do contato que ocorre o

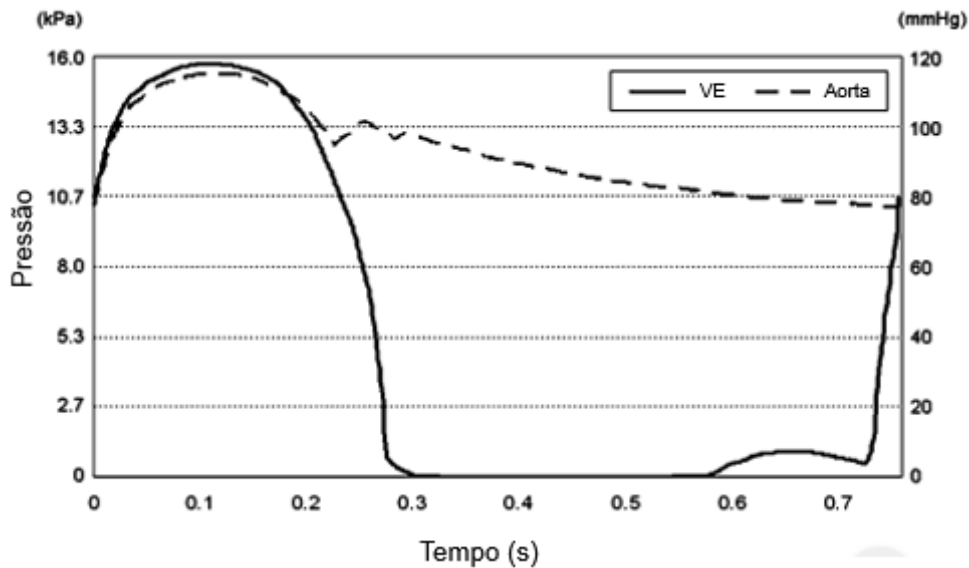


Fig. 6. Pressão ventrículo esquerdo e Aorta.

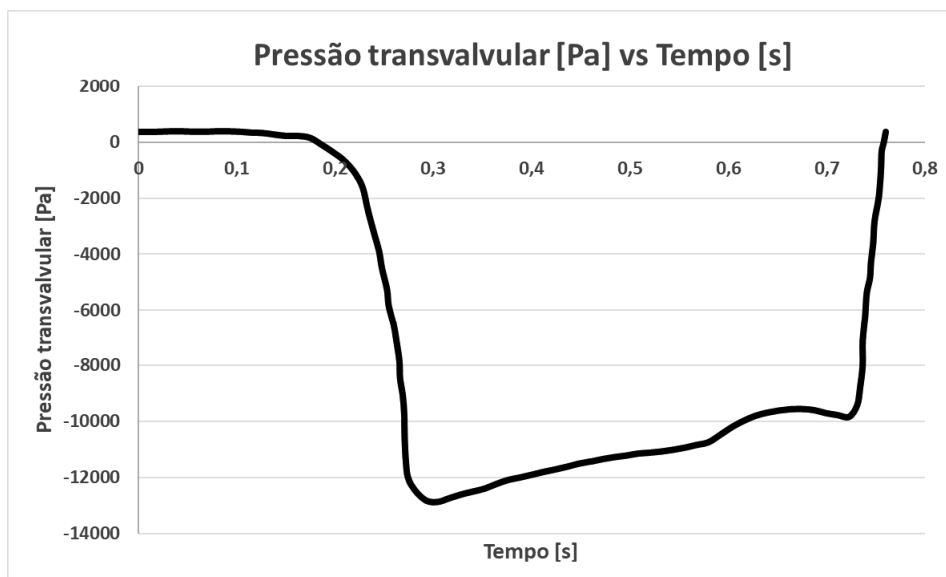


Fig. 7. Pressão transiente fisiológica.

selamento completo da válvula que impede que o sangue da aorta retorne ao ventrículo esquerdo. Foi considerado contato friccional entre os folhetos com coeficiente de atrito de 0,05 conforme sugerido por Saleeb *et al.* [19]. Uma região de contato entre os folhetos está em destaque na Fig. 8 em azul. Para os outros pares de contato foram adotadas as mesmas condições.

O parâmetro *time step* é utilizado em análises transientes onde os valores das propriedades do domínio variam em função do tempo. Este parâmetro define o intervalo de tempo em que estas propriedades serão recalculadas ao longo da duração total do problema. Valores de *time step* muito altos, podem não ser capazes de captar fenômenos com período menores do que o adotado. Valores de *time step* muito pequenos, trazem consigo um aumento expressivo do custo computacional. Para análise em questão, foi adotado o *time step* de 10^{-4} segundos.

Em análises transientes pode-se considerar o problema linear ou não linear em relação a sua geometria. Nas análises em que a linearidade geométrica é assumida, os valores de rigidez do modelo e direção da carga são considerados constantes. Isto faz com que a análise tenha menor custo computacional. Caso a não linearidade geométrica seja adotada, a rigidez e a direção da carga são recalculadas a cada *time step*, aumentando o custo computacional significativamente. Como as deformações ao longo do ciclo cardíaco da válvula são relativamente grandes, foi considerado a não linearidade geométrica no modelo matemático. Dessa forma, a opção de grandes deslocamentos no software Ansys® foi ativada.

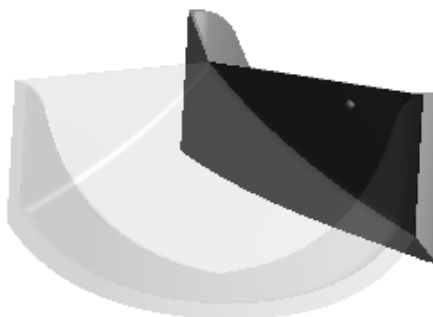


Fig. 8. Região de contato destacada em azul.

Tabela 2. Resumo do *setup* da análise transiente.

Resumo condições de contorno da análise transiente	
Análise	Transiente
Material	Linear elástico isotrópico ($E = 5 \text{ MPa}$; $\rho = 1.1 \times 10^{-6} \text{ kg/mm}^3$; $\nu = 0,4$)
Contato	Friccional ($\mu = 0,05$)
Restrição	Total restrição na face em contato com a raiz da aorta
Carregamento	Pressão transiente transvalvular aplicada de forma perpendicular nas faces do folheto em contato com sangue do lado ventricular
Contato	Contato com atrito aplicado na área de contato entre os folhetos quando a válvula está fechada
Time step	10^{-4} segundos
Grandes deslocamentos?	Sim
Malha	Tetraédrica de segunda ordem 25748 elementos

2.5. Verificação experimental

De posse dos resultados obtidos na simulação transiente, foi realizada uma comparação com imagens experimentais obtidas no trabalho de Haj-Ali *et al.* para verificar qualitativamente a qualidade da modelagem desenvolvida [21].

3. RESULTADOS E DISCUSSÕES

A Fig. 8 mostra o resultado obtido para a análise transiente utilizando as condições de contorno descritas na Tabela 2. A abertura total da válvula ocorreu em 0,026 segundos com deslocamento total de 13,567 mm, conforme Fig. 9 (e). A válvula permaneceu aberta até o tempo de 0,23 segundos, Fig. 9(g), o que permite a ejeção de sangue do ventrículo esquerdo para a artéria aorta, sendo esta a fase de sístole do

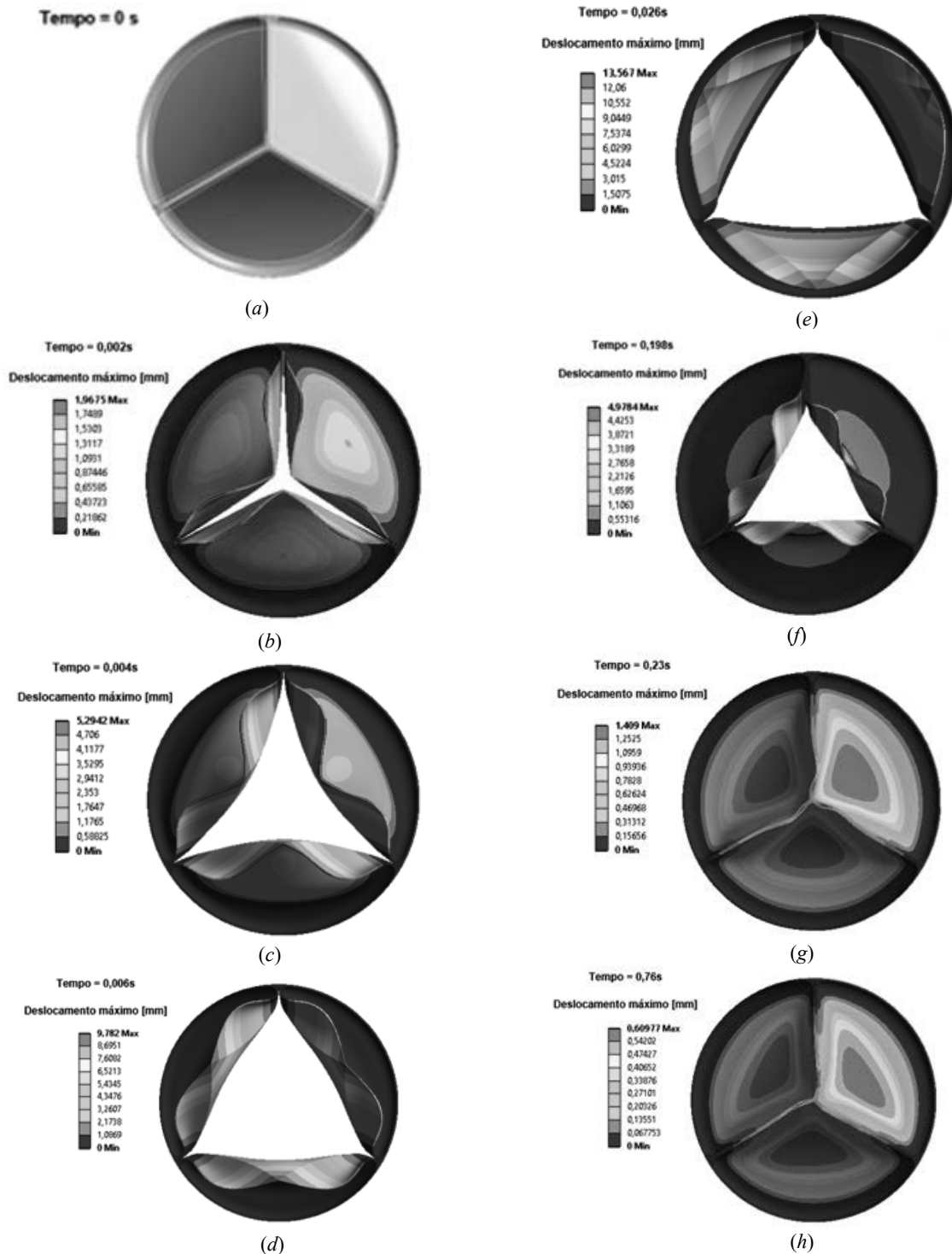


Fig. 9. Resultado da análise transiente. (a) $t=0$ segundos. (b) $t=0.002$ segundos. (c) $t=0.004$ segundos. (d) $t=0.006$ segundos. (e) $t=0.026$ segundos. (f) $t=0.198$ segundos (g) $t=0.23$ segundos. (h) $t=0.76$ segundos.

ciclo cardíaco. Após fechamento completo da válvula, a mesma permanece nesta posição até o início do próximo ciclo, sendo esta a fase de diástole. A área máxima de abertura foi de 542,2 mm².

Para verificar a eficácia da metodologia utilizada em representar o fenômeno físico estudado, foi feito

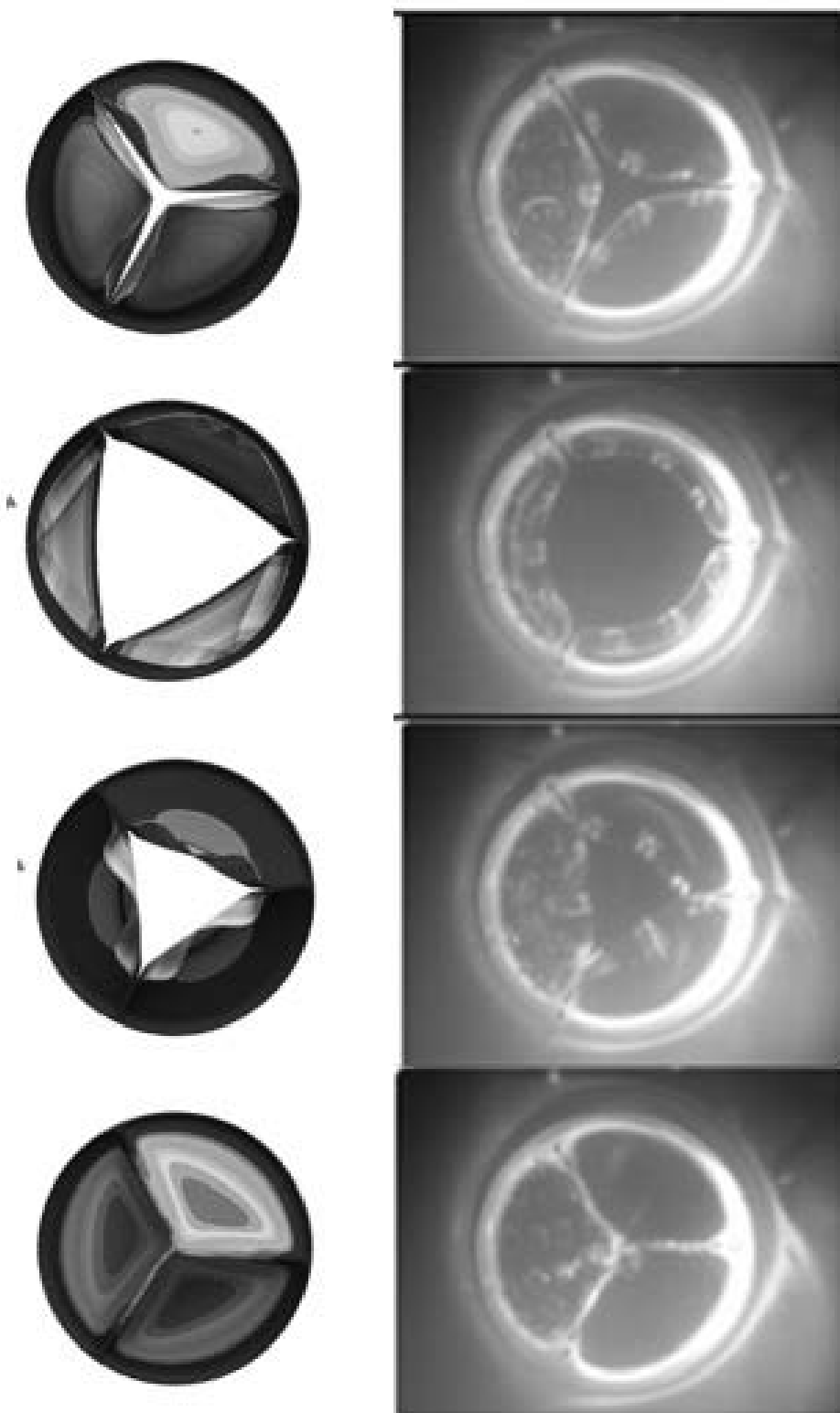


Fig. 10. Validação qualitativa experimental.

uma comparação com os dados experimentais do estudo [21]. A Fig. 10 mostra esta comparação. Percebe-se de forma qualitativa que a simulação foi capaz de representar a dinâmica de abertura e fechamento da bioprótese analisada. As pequenas discrepâncias encontradas entre os resultados e o experimento ocorrem principalmente pela diferença na geometria das duas válvulas, visto que a válvula do experimento não é idêntica a válvula simulada.

4. CONCLUSÃO

Através da comparação qualitativa entre os resultados obtidos na simulação computacional e imagens experimentais, verificou-se que a metodologia abordada representou o fenômeno físico de maneira eficaz, alcançando assim os objetivos do presente trabalho.

Em um trabalho futuro, espera-se obter dados experimentais quantitativos através de uma bancada para a validação e ajuste do modelo de elementos finitos.

REFERÊNCIAS

- [1] Saladin, K.S., *Anatomy and physiology: the unity of form and function*. 3rd ed. Columbus, USA: McGraw-Hill Higher Education (2003)
- [2] Chew, Y.T. *et al.*, “Techniques in the determination of the flow effectiveness of prosthetic heart valves”, *Cardiovascular techniques: biomechanical systems: techniques and applications*, 2, 70-117 (2001)
- [3] Hasan, A., Ragaert, K., Swieszkowki, W., Selimović, Š., Paul, A., Camci-Unal, G., Mofrad, M.R., Khademhosseini, A., “Biomechanical properties of native and tissue engineered heart valve constructs”. *Journal of Biomechanics*, New York, 47, 1949-1963 (2014)
- [4] Chambers, J., “Prosthetic heart valves”, *International journal of clinical practice*, **68**(10), 1227-1230 (2014)
- [5] Soares, J.S. *et al.*, “Biomechanical behavior of bioprosthetic heart valve heterograft tissues: Characterization, simulation, and performance”, *Cardiovascular engineering and technology*, 7(4), 309-351 (2016)
- [6] Li, J., Luo, X.Y., Kuang, Z.B., “A nonlinear anisotropic model for porcine aortic heart valves”, *Journal of Biomechanics*, New York, 34, 1279-1289 (2001)
- [7] Mohammadi, H., Bahramian, F., Wan, W., “Advanced modeling strategy for the analysis of heart valve leaflet tissue mechanics using high-order finite element method”. *Medical engineering & physics*, **31**(9), 1110-1117 (2009)
- [8] Sun, W., Abad, A., Sacks, M.S., “Simulated bioprosthetic heart valve deformation under quasi-static loading”, *Journal of biomechanical engineering*, **127**(6), 905-914 (2005)
- [9] Wu, M.C.H. *et al.*, “An anisotropic constitutive model for immersogeometric fluid–structure interaction analysis of bioprosthetic heart valves”. *Journal of biomechanics*, 74, 23-31 (2018)
- [10] Hsu, M. *et al.*, “Dynamic and fluid–structure interaction simulations of bioprosthetic heart valves using parametric design with T-splines and Fung-type material models”, *Computational mechanics*, **55**(6), 1211-1225 (2015)
- [11] Luraghi, G. *et al.*, “Evaluation of an aortic valve prosthesis: Fluid-structure interaction or structural simulation?”, *Journal of biomechanics*, 58, 45-51 (2017)
- [12] Mao, W., Li, K., Sun, W., “Fluid–structure interaction study of transcatheter aortic valve dynamics using smoothed particle hydrodynamics”, *Cardiovascular engineering and technology*, 7(4), 374-388 (2016)
- [13] Griffith, B.E., “Immersed boundary model of aortic heart valve dynamics with physiological driving and loading conditions”, *International Journal for Numerical Methods in Biomedical Engineering*, **28**(3), 317-345 (2012)
- [14] Hamid, M.S., Sabbah, H., Stein, P.D., “Influence of stent height upon stresses on the cusps of closed bioprosthetic valves”, *Journal of biomechanics*, **19**(9), 759-769 (1986)
- [15] Thubrikar, M.J., *The aortic valve*. 1ª edição. Boca Raton: CRC Press (1990)
- [16] Singh, R. *et al.*, “Age-related changes in the aortic valve affect leaflet stress distributions: implications for aortic valve degeneration”, *Journal of Heart Valve Disease*, **17**(3), 290 (2008)

- [17] Gnyaneshwar, R., Kumar, R., Balakrishnan, K.R., “Dynamic analysis of the aortic valve using a finite element model”, *The Annals of thoracic surgery*, **73**(4), 1122-1129 (2002)
- [18] Avelar, A., “Estudo analítico e experimental do fenômeno de *flutter* em válvulas cardíacas”. Tese de Doutorado. Universidade Federal de Minas Gerais (2016)
- [19] Saleeb, A. F., Kumar, A., Thomas, V.S., “The important roles of tissue anisotropy and tissue-to-tissue contact on the dynamical behavior of a symmetric tri-leaflet valve during multiple cardiac pressure cycles”, *Medical engineering & physics*, **35**(1), 23-35 (2013)
- [20] Kim, H. *et al.*, “Dynamic simulation of bioprosthetic heart valves using a stress resultant shell model”, *Annals of biomedical engineering*, **36**(2), 262-275 (2008)
- [21] Haj-Ali, R. *et al.*, “Structural simulations of prosthetic tri-leaflet aortic heart valves”, *Journal of biomechanics*, **41**(7), 1510-1519 (2008)

DYNAMIC MODEL OF A HEART VALVE BIOPROTHESIS THROUGH THE FINITE ELEMENT METHOD

Abstract - Cardiovascular diseases are the leading causes of death, accounting for more than 17.6 million cases worldwide. Among the main diseases, it can be highlighted the problems related to malfunctioning of heart valves such as stenosis, where there is a reduction of the opening area of the valve due to the stiffening of the tissue. An effective solution to this disease is the replacement of defective valves for heart valve prostheses. The two most used types of prostheses are mechanical and biological. Mechanical valves provide good durability, between 20-30 years, but are thrombus-forming which makes the patient to take anti coagulants throughout their life. Biological valves have excellent body acceptance. However, their durability is reduced by negative effects such as tissue calcification and fatigue which cause them to operate between 10-15 years. Since it is very important to improve the designs of these devices made of biological tissue, the present work aims to evaluate the effectiveness of the finite element method in modeling the dynamic behavior of heart valves. A transient analysis was performed with physiological boundary conditions and the results were compared with experiments available in the literature for a qualitative verification of the analysis. The results showed that the finite element method satisfactorily modeled the valve behavior and that this tool can be used in the analysis of these devices making the process more agile.

Keywords – Bioprosthesis, Heart valve, Finite Element Method, Transient analysis.