



UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS

PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA
MECÂNICA

GABRIEL FONTES IÁSBECK

MODELAGEM COMPUTACIONAL DE UMA BIOPRÓTESE DE VÁLVULA
CARDÍACA – ANÁLISE DINÂMICA E FENÔMENO DE *FLUTTER*

BELO HORIZONTE

2019

Gabriel Fontes Iásbeck

**MODELAGEM COMPUTACIONAL DE UMA BIOPRÓTESE DE VÁLVULA
CARDÍACA – ANÁLISE DINÂMICA E FENÔMENO DE *FLUTTER***

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica da Escola de Engenharia da Universidade Federal de Minas Gerais, como requisito parcial para obtenção do título de Mestre em Engenharia Mecânica.

Orientador: Prof. Dr. Rudolf Huebner

Belo Horizonte

2019

I11m	<p>lasbeck, Gabriel Fontes. Modelagem computacional de uma bioprótese de válvula cardíaca [recurso eletrônico] : análise dinâmica e fenômeno de <i>flutter</i> / Gabriel Fontes lasbeck. - 2019. 1 recurso online (95 f.: il., color.) : pdf.</p> <p>Orientador: Rudolf Huebner.</p> <p>Dissertação (mestrado) - Universidade Federal de Minas Gerais, Escola de Engenharia.</p> <p>Bibliografia: f. 5-40.</p> <p>Exigências do sistema: Adobe Acrobat Reader.</p> <p>1. Engenharia Mecânica - Teses. 2. Bioengenharia - Teses. 3. Método dos elementos finitos - Teses. 4. Prótese – Teses. 5. Estenose da válvula aórtica – Teses. 6. Aeroelasticidade – Teses. I. Huebner, Rudolf. II. Universidade Federal de Minas Gerais. Escola de Engenharia. III. Título.</p> <p style="text-align: right;">CDU: 621 (043)</p>
------	--

Ficha catalográfica: Biblioteca Prof^o Mário Werneck, Escola de Engenharia da UFMG



UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM
ENGENHARIA MECÂNICA

Av. Antônio Carlos, 6627 - Campus Universitário
31270-901 - Belo Horizonte - MG
Tel.: +55 31 3409.5145
E-mail: cpgmec@demec.ufmg.br

"MODELAGEM COMPUTACIONAL DE UMA BIOPRÓTESE DE
VÁLVULA CARDÍACA ANÁLISE DINÂMICA E FENÔMENO DE
FLUTTER"

GABRIEL FONTES IASBECK

Dissertação submetida à Banca Examinadora designada pelo Colegiado do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Minas Gerais, como parte dos requisitos necessários à obtenção do título de "**Mestre em Engenharia Mecânica**", na área de concentração de "**Bioengenharia**".

Dissertação aprovada no dia 02 de agosto de 2019.

Por:

Prof. Rudolf Huebner

Orientador - Departamento de Engenharia Mecânica/UFMG

Prof. Helio de Assis Pegado

Departamento de Engenharia Mecânica/UFMG

Prof. Frederico de Castro Magalhães

Departamento de Engenharia Mecânica/UFMG

Dedico este trabalho a meus pais, Rosalina e Antônio, que sempre me apoiaram e são a base de tudo que construo em minha vida

AGRADECIMENTOS

Agradeço primeiramente a meus pais Rosalina e Antônio que sempre me apoiaram e me conduziram ao longo de minha formação para que eu pudesse alcançar meus objetivos.

Aos meus avôs, William e Luiz, pelas longas e variadas conversas que tínhamos quando eu era mais jovem. A sabedoria e experiência que eles me transmitiram foram de vital importância para tudo que fiz até aqui.

As minhas avós, Amélia e Mercês, que sempre me incentivaram a batalhar por aquilo que eu almejasse.

Ao meu orientador, Rudolf, pelos valiosos conhecimentos e conselhos transmitidos ao longo de todo o curso e, principalmente, pela confiança depositada em mim.

Ao Artur Avelar, cujo trabalho serviu de inspiração para a elaboração desta dissertação.

Ao Tiago Martins, por sempre ter me motivado a prosseguir com a pesquisa apesar de todas as dificuldades encontradas no caminho.

A todos meus amigos e colegas que de alguma forma me incentivaram ao longo desta jornada.

“A menos que modifiquemos a nossa maneira de pensar, não seremos capazes de resolver os problemas causados pela forma como nos acostumamos a ver o mundo” (Albert Einstein)

RESUMO

Doenças cardiovasculares são as principais causas 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. Um fenômeno que ocorre em próteses biológicas e que é considerado mais destrutivo que qualquer outro mecanismo é o *flutter*. Embora conhecido e muito mencionado em trabalhos científicos, poucos foram os que se preocuparam em quantificar e avaliar a influência de variáveis neste fenômeno, e, dentre os que se aprofundaram, nenhum utilizou de modelagem computacional. O objetivo deste trabalho é modelar computacionalmente uma bioprótese de válvula cardíaca, com foco no cálculo da área máxima de abertura e no fenômeno de *flutter*. Foi realizado inicialmente uma análise transiente de um ciclo cardíaco com condições de contorno fisiológicas e o resultado validado qualitativamente com experimentos da literatura. Depois, foi testada a eficácia de análises quase estáticas com diferentes tipos de elementos no cálculo da área máxima de abertura. Por fim, foi testado a influência do enrijecimento do tecido da válvula cardíaca na dinâmica e no fenômeno de *flutter*. Os resultados mostraram que a análise transiente foi capaz de representar o problema físico através da validação qualitativa experimental. Quanto as análises quase estáticas, as que utilizaram elementos triangulares de 1ª e 2ª ordem, quadrilaterais de 1ª ordem e tetraédricos de 2ª ordem foram eficazes no cálculo da área máxima de abertura tendo tido uma variação máxima de 8,2%, entretanto, a modelagem que utilizou de elementos tetraédricos de 1ª ordem obteve resultados completamente não físicos, sendo seu uso extremamente desaconselhável em problemas desta natureza. Quanto a análise do enrijecimento do tecido verificou-se que o aumento do módulo de

elasticidade reduziu os deslocamentos e a área máxima de abertura da válvula tendo a maior variação alcançado 6,3%. Não houve alteração no tempo de abertura da válvula. No estudo do fenômeno de *flutter*, três faixas de frequências estiveram presentes em todos os casos. O módulo de elasticidade influenciou em quais destas faixas predominaram a resposta e suas respectivas amplitudes. A metodologia desenvolvida neste trabalho fornece ferramentas para uma análise rápida e eficaz do fenômeno de *flutter* e da dinâmica de válvulas cardíacas.

Palavras-chave: Bioprótese de válvula cardíaca. *Flutter*. Estenose. Elementos finitos. Bioengenharia.

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 the valve for a prosthesis. The two most common types of prostheses are the mechanical and biological. Mechanical valves provide good durability, between 20-30 years, but are thrombus-forming forcing the patient to take anti coagulants throughout their entire life. Biological valves have excellent organism acceptance; however, their durability is reduced by effects such as tissue calcification and fatigue which cause them to operate between 10-15 years. A phenomenon that occurs in biological prostheses and is considered more destructive than any other mechanism is *flutter*. Although known and widely mentioned in scientific studies, few were concerned with quantifying and evaluating the influence of variables in this phenomenon. Among those who did, none of them have used computational modeling techniques. The objective of this work is to computationally model a bioprosthetic heart valve, focusing on the calculation of the maximum opening area and the *flutter* phenomenon. A transient analysis of a cardiac cycle with physiological boundary conditions was performed initially and the results were qualitatively validated with experiments from the literature. Then the effectiveness of quasi-static analyzes with different types of elements was tested in the calculation of the maximum opening area. Finally, the influence of the stiffness of the valve tissue on the dynamics and *flutter* phenomenon was tested. The results showed that the transient analysis was able to represent the physical problem through experimental validation. As for the quasi-static analyzes, those using first and second order triangular, 1st order quadrilateral and 2nd order tetrahedral elements were effective in calculating the maximum opening area and had a maximum variation of 8.2%, however, the model that used first order tetrahedral elements obtained completely non-physical results, which make their use extremely inappropriate in problems of this nature. Regarding tissue stiffness analysis, it was observed that the increase in modulus of elasticity reduced the displacements and the maximum opening area of the valve, with the greatest variation reaching 6.3%. There was no change in valve opening *time*. In the study of the *flutter* phenomenon, three frequency bands were present in all cases. The

modulus of elasticity had influence in which of these bands dominated the response and in their displacement amplitude. The methodology developed in this work provides tools for a quick and effective analysis of the *flutter* phenomenon and the dynamics of heart valves.

Key words: Bioprosthetic heart valve. *Flutter*. Stenosis. Finite elements. Bioengineering.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Átrios e ventrículos do coração humano (adaptado de CORAÇÃO,2019)	6
Figura 2 – Anatomia do coração humano (adaptado de Bazan, 2014).....	7
Figura 3 – Tecido dos folhetos de válvulas cardíacas (Adaptado de RIPPEL <i>et al.</i> , 2012).....	8
Figura 4 – Diagrama de Wiggers (adaptado de HALL, 2010).....	10
Figura 5 – Válvula mecânica do tipo bola gaiola (EDWARDS LIFESCIENCES, 2014).....	12
Figura 6 – válvula mecânica do tipo disco basculante (MEDTRONIC, 2014) .	12
Figura 7 – válvula mecânica do tipo duplo folheto (ST. JUDE MEDICAL, 2014)	13
Figura 8 – Próteses biológicas (EDWARD LIFE SCIENCE, 2019)	13
Figura 9 – Abertura de uma bioprótese (WALTON <i>et al.</i> ,2007).....	14
Figura 10 – Modelo simplificado para cálculo analítico do <i>flutter</i> (BISPLINGHOFF <i>et al.</i> ,2013; BENINI 2012).....	15
Figura 11 – Colapso da ponte de Tacoma Narrows. A) A ponte sob vibração. B) Modos de vibração pela velocidade do vento (adaptado de BILLAH e SCANLAN, 1991; AVELAR, 2016).....	17
Figura 12 – Analogia entre perfil de uma asa de aeronave e folheto de uma válvula mecânica de duplo folheto (adaptado de PRABHU e HWANG, 1988; AVELAR, 2016)	19
Figura 13 – Discretização de um domínio contínuo (XIE <i>et al.</i> , 2013).....	21
Figura 14 – Etapas de uma análise de elementos finitos (Adaptado de BATHE; SÁNCHEZ, 2001)	22
Figura 15 – Elemento finito triangular (BATHE, 2006)	23
Figura 16 – Etapas na formulação de um elemento finito (BATHE, 2006)	25
Figura 17 – Elemento de barra com dois nós (AZEVEDO,2011)	26
Figura 18 – Deformação de elemento de viga (STEVENS <i>et al.</i> , 1997)	26
Figura 19 – Modelagem de treliça via elementos unidimensionais (ANSYS,2009)	27
Figura 20 – Elementos triangulares (a) primeira ordem e (b) segunda ordem (STEVENS <i>et al.</i> ,1997).....	28

Figura 21 – Chave discretizada por elementos triangulares (LEGRAIN,2013).	28
Figura 22 – Elementos quadrilaterais de (a) primeira e (b) segunda ordem (STEVENS <i>et al.</i> ,1997).	29
Figura 23 – Artéria aorta discretizada por elementos quadrilaterais (LIANG <i>et al.</i> ,2018).	29
Figura 24 – Elementos tetraédricos de (a) primeira e (b) segunda ordem (STEVENS <i>et al.</i> ,1997).	30
Figura 25 – Coração discretizado por elementos tetraédricos(BAJAJ e GOSWAMI, 2008).	31
Figura 26 – Elementos hexaédricos de (a) primeira e (b) segunda ordem(STEVENS <i>et al.</i> ,1997).	32
Figura 27 – Joelho discretizado por elementos hexaédricos (LAHKAR <i>et al.</i> ,2018)	32
Figura 28 – Comparação de resultados de diferentes tipos de elementos para um fêmur (adaptado de RAMOS e SIMOES,2005)	34
Figura 29 – Exemplos de não linearidade (ANSYS, 2012).....	36
Figura 30 – Deslocamento da ponta da cúspide. (a) 1,0 MPa e (b) 2,0 MPa (Adaptado de Singh,2007).	38
Figura 31 – Principais dimensões da válvula	41
Figura 32 – Sequência das análises realizadas no estudo	43
Figura 33 – Modelo CAD da válvula cardíaca	44
Figura 34 – Malha tetraédrica – 25748 elementos	45
Figura 35 – Restrição do modelo	46
Figura 36 – Superfícies em que a pressão foi aplicada.....	47
Figura 37 – Pressão VE e Aorta.....	47
Figura 38 – Pressão transiente fisiológica.....	48
Figura 39 – Região de contato	49
Figura 40 – Malha 2 (50437 tetraédricos) e malha 3 (81709 tetraédricos) elementos.....	51
Figura 41 – Ponto de medição na cúspide – Teste de malha	51
Figura 42 – Modelo CAD de superfícies.....	53
Figura 43 – Malha com elementos triangulares	54
Figura 44 – Malha com elementos quadrilaterais.....	54

Figura 45 – Malha com elementos tetraédricos	55
Figura 46 – Pressão análise quase estática	56
Figura 47 – Ponto de medição – Análises transiente.....	59
Figura 48 – Ponto crítico de tensão	60
Figura 49 – Tratamento dos dados transiente	61
Figura 50 – Oscilações da ponta da cúspide	61
Figura 51 – Fluxograma de resultados	63
Figura 52 – Resultado da análise transiente – Evolução da abertura e fechamento.....	64
Figura 53 – Teste de malha - deslocamento.....	65
Figura 54 – Teste de malha – Área máxima	66
Figura 55 – Teste <i>time step</i> - deslocamento.....	67
Figura 56 – Teste <i>time step</i> – Área máxima	68
Figura 57 – Validação qualitativa experimental (a)elaborado pelo autor e (b) HAJ-ALI, R. <i>et al.</i> , 2008)	69
Figura 58 – Área máxima de abertura análises quase estáticas	70
Figura 59 – Comparação área máxima de abertura análises quase estáticas	71
Figura 60 – Análise linear estática x não linear quase estática	72
Figura 61 – Deslocamento radial x módulo de elasticidade.....	72
Figura 62 - Deslocamento radial em função do módulo de elasticidade - sístole	73
Figura 63 – Deslocamento radial máximo x módulo de elasticidade	73
Figura 64 – Área máxima de abertura x módulo de elasticidade	74
Figura 65 – Tempo de abertura x módulo de elasticidade.....	74
Figura 66 – Tensão von Mises x Módulo de elasticidade – Ponta da cúspide	75
Figura 67 - Tensão Von Mises x Módulo de elasticidade – Ponto crítico.....	75
Figura 68 – FFT - 3,0 MPa.....	76
Figura 69 - FFT - 3,5 MPa	77
Figura 70 - FFT - 4,0 MPa	77
Figura 71 - FFT - 4,5 MPa	78
Figura 72 - FFT - 5,0 MPa	78
Figura 73 – FFTs x módulos de elasticidade	79

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Fatos sobre o coração humano - Adaptado de (Shah <i>et al.</i> ,2009)	8
Tabela 2 – Válvulas prostéticas mais utilizadas (adaptado de LONGNECKER e LIM , 2009)	11
Tabela 3 – Propriedades do material	45
Tabela 4 – Resumo do <i>setup</i> da análise transiente	50
Tabela 5 – Resumo condições de contorno análise quase estática.....	56
Tabela 6 – Condições de contorno análise linear estática	57
Tabela 7 – Condições de contorno análises do módulo de elasticidade	58
Tabela 8 – Faixas de frequência dominantes.....	79
Tabela 9 – Resumo da análise de <i>flutter</i>	80
Tabela 10 – Média ponderada dos deslocamentos x faixas de frequência	81

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

Letras latinas

AD	Átrio direito
AE	Átrio esquerdo
AHS	<i>American Heart Society</i>
Amp	Amplitude
AV	Átrio ventriculares
B	Deformação-deslocamento
C	Amortecimento $\left[\frac{Ns}{m}\right]$
d	Média ponderada do deslocamento [m]
E	Módulo de elasticidade [MPa]
F^a	Força externa [N]
f	Força nodal [N]
FDA	<i>Food and drug administration</i>
Freq.	Frequência [hz]
I	Inércia [kg.m ²]
IFS	Interação fluido estrutura
K	Rigidez [N/m]
L	Força de sustentação [N]
M	massa [kg]
MEF	Método dos elementos finitos
M_t	Momento aplicado [N.m]
MVM	Método dos volumes finitos
PIV	Velocimetria por imagem de partícula
Q	Entrada
q	Variáveis
r	Variáveis globais
R	Parâmetro de força
S_a	Momento estático [m ³]

t	Tempo [s]
u	Deslocamento [m]
\dot{u}	Velocidade [m/s]
\ddot{u}	Aceleração [m/s ²]
VA	Válvula aórtica
VD	Ventrículo direito
VE	Ventrículo esquerdo
VM	Válvula mitral
VP	Válvula pulmonar
VT	Válvula tricúspide
x	Deslocamento linear [m]
\ddot{x}	Aceleração linear [m/s ²]

Letras Gregas

$\ddot{\alpha}$	Aceleração angular [rad/s ²]
α	Deslocamento angular [rad]
δ	Deslocamento [m]
ε	Deformação do elemento
μ	Coefficiente de atrito
ν	Coefficiente de Poisson
ρ	Densidade [kg/m ³]
\emptyset	Variável calculada

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	1
1.1 Objetivo Geral	4
1.2 Objetivos Específicos	4
2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	5
2.1 Anatomia do coração humano	5
2.2 Ciclo cardíaco	9
2.3 Próteses de válvulas cardíacas	10
2.4 O Fenômeno de <i>flutter</i>	14
2.5 <i>Flutter</i> em válvulas cardíacas	17
2.6 Método dos elementos finitos	20
2.6.1 <i>Etapas da formulação do método dos elementos finitos</i>	20
2.6.2 <i>Formulação de um elemento finito</i>	22
2.6.3 <i>Tipos de elementos finitos</i>	25
2.6.3.1 <i>Elementos de barra e viga</i>	25
2.6.3.2 <i>Elementos tipo casca</i>	27
2.6.3.3 <i>Elementos sólidos</i>	30
2.6.3.4 <i>Eficácia dos elementos na modelagem de elementos finitos</i>	33
2.6.4 <i>Tipos de análise de elementos finitos</i>	35
2.6.5 <i>Hierarquia de modelos</i>	37
2.7 Modelagem computacional de válvulas cardíacas	38
3 METODOLOGIA	41
3.1 Análise transiente	43
3.2 Verificação experimental da simulação	52
3.3 Análises quase estáticas	52
3.4 Não-linearidade x linearidade geométrica	57
3.5 Análise dinâmica - Influência do módulo de elasticidade	57
4 RESULTADOS E DISCUSSÃO	63
4.1 Análise transiente	63
4.2 Verificação experimental da simulação	68

4.3 Análises quase-estáticas	70
4.4 Não-linearidade x linearidade geométrica	71
4.5 Influência do módulo de elasticidade	72
5 CONCLUSÕES	82
6 SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS.....	84

1 INTRODUÇÃO

O coração é o órgão do corpo humano responsável por bombear sangue através do sistema circulatório. Ele é composto por quatro câmaras principais, sendo estas 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 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) (SALADIN, 2003). Ao longo de um ano estas válvulas cardíacas se abrem e fecham cerca de 40 milhões de vezes, resultando em um total de aproximadamente três bilhões de ciclo durante uma vida inteira. (CHEW *et al.*, 2001).

Segundo a *American Heart Society* (AHS), as doenças cardiovasculares são as principais causas de morte em escala global, sendo responsáveis por mais de 17,6 milhões de casos no mundo, um número que é esperado alcançar 23,6 milhões até 2030. Dentre as diversas doenças que podem afetar o coração, uma grande parcela destas é em decorrência do mal funcionamento das válvulas, como a estenose e a regurgitação. Em pacientes com estenose, há um estreitamento da área de abertura das válvulas causado pela calcificação do tecido dos folhetos. No caso da regurgitação, há um escoamento de sangue no sentido contrário devido as válvulas não serem capazes de fechar completamente.

Uma alternativa para doenças que afetam as válvulas cardíacas é a substituição das mesmas por próteses. Estima-se que, anualmente, 290 mil pacientes passam por cirurgia de substituição de válvula cardíaca no mundo e que este número pode alcançar 850 mil em 2050 (Hasan *et al.*, 2014).

Para realizar a substituição de válvulas cardíacas é necessário realizar um procedimento cirúrgico bastante incisivo e de alto risco. No método mais utilizado atualmente, é necessário realizar a abertura da cavidade torácica do paciente para se ter acesso ao coração. Em seguida, o funcionamento do coração do paciente tem que ser cessado tornando necessário a realização da circulação do sangue extracorpórea através de um equipamento capaz de oxigenar e filtrar o sangue. Com o coração parado e a oxigenação do sangue sendo feita através de aparelhos, realiza-se a substituição da válvula por uma prótese. Por fim, aplica-se de um pulso elétrico no

coração afim de retorná-lo à operação. Apesar do continuo avanço da medicina, a mortalidade relacionada a este tipo de procedimento continua alta, chegando a 5,5 % de acordo com o *Mitral Valve Repair Center*.

Existem atualmente diversos tipos de próteses que podem ser utilizadas no coração sendo as mais comuns as válvulas mecânicas e as válvulas feitas de tecidos biológicos (CHAMBERS,2014). As válvulas mecânicas são as que apresentam a melhor durabilidade, cerca de 20-30 anos, porém elas estimulam uma resposta trombogênica do corpo requerendo a utilização de anticoagulantes ao longo de toda vida do paciente trazendo consigo seus riscos inerentes. Por outro lado, as válvulas cardíacas bioprostéticas são compostas de tecidos bovinos ou porcinos descelularizados e oferecem uma alta funcionalidade com melhoria da hemodinâmica e alta resistência a trombose, entretanto, estas válvulas estão sujeitas a calcificação do tecido e deterioração estrutural, fazendo com que sua durabilidade não ultrapasse quinze anos (SOARES, 2016). Assim sendo, fica claro a necessidade de entender os mecanismos de deterioração das biopróteses de válvulas cardíacas afim de aperfeiçoar sua construção.

Um fenômeno muito comum de ocorrer em válvulas cardíacas é a oscilação dos folhetos durante sua abertura. Este fenômeno é conhecido como *flutter* e é consequência da interação do escoamento de sangue com a estrutura da válvula. Trabalhos como o de (Pinto *et al*, 1978; DOUGLAS *et al*. 1974, MINTZ *et al.*, 1982) mencionaram a ocorrência de *flutter* em válvulas cardíacas, mas não se aprofundaram na quantificação do fenômeno e nem analisaram a influência destas oscilações na vida útil da válvula. Tendo em vista que o *flutter* é considerado mais destrutivo que qualquer outro mecanismo para estruturas (IONESCU,2014), fica evidente a importância de se compreender este fenômeno de maneira ampla. Um dos trabalhos até o momento que mais se aprofundou no assunto foi o de (AVELAR,2016) onde o autor desenvolveu um método analítico capaz de estimar a velocidade crítica para o início de *flutter* em válvulas cardíacas. Ainda neste estudo, foram realizados diversos testes em bancada experimental, onde através de técnicas de processamento de imagem, foi quantificado a velocidade crítica, frequência de oscilação e amplitudes do *flutter* em válvulas cardíacas bioprostéticas.

A modelagem computacional utiliza de métodos numéricos para resolver equações diferenciais parciais. Dentre estes métodos, pode-se destacar o método dos elementos finitos (MEF) e método dos volumes finitos (MVM). Diversos estudos sobre

válvulas cardíacas utilizaram da modelagem computacional como ferramenta de análise. Trabalhos como o de (LI *et al.*, 2001, MOHAMMADI *et al.*, 2009; SUN e SACKS,2005) dentre outros realizaram análises estruturais em válvulas cardíacas através do MEF focadas na dinâmica da válvula e no estado de tensão das cúspides ao longo do ciclo cardíaco. Outros autores como (WU, M., *et al.*, 2018, HSU, M. *Et al.*, 2015; LURAGHI, G. *Et al.*, 2017; MAO, W. *et al.*, 2016; GRIFFITH,B., 2012) realizaram modelagem computacional utilizando de interação fluido estrutura, que é uma combinação do MEF com o MVF, para calcular as deformações e tensões nas válvulas cardíacas, assim como o campo de velocidade do escoamento de sangue sobre as mesmas. Nas simulações computacionais realizadas nestes trabalhos, alguns autores chegaram a mencionar a ocorrência do fenômeno de *flutter* como no trabalho de (SINGH *et al.*, 2007), mas, até a data de elaboração deste estudo, não foi encontrado nenhum trabalho na literatura que se prontificou a quantificar o *flutter* através de modelagem computacional.

Devido à falta de estudos na literatura que analisaram o fenômeno de *flutter* em próteses de válvulas cardíacas através de simulações, este trabalho tem como objetivo propor uma metodologia utilizando o método dos elementos finitos para análise dinâmica e quantificação de *flutter* neste tipo de problema. Além disto, foram testados tipos de modelagem mais simples, como análises quase estáticas utilizando de malhas compostas por diferentes tipos de elementos, afim de verificar a influência destes parâmetros no cálculo da área máxima de abertura da bioprótese.

Inicialmente foi realizada uma análise transiente utilizando de dados fisiológicos para calcular os valores de deslocamento e tensão na válvula ao longo de um ciclo cardíaco. De posse dos resultados, foi realizado teste de malha e de *time step* para verificar a sensibilidade do modelo quanto a estes parâmetros. Após realizados estes testes, foi feito uma verificação experimental qualitativa da simulação utilizando de dados obtidos da literatura. Este resultado testado e validado serviu de parâmetro de comparação para as demais análises.

Em seguida foram realizadas análises utilizando modelos matemáticos mais simples e com diferentes tipos de elementos para verificar a eficácia dos mesmos em calcular a área máxima de abertura de válvulas cardíacas. A área máxima de abertura é de grande interesse no funcionamento destes dispositivos, pois tem influência direta na hemodinâmica do coração (SOARES,2016). Foram realizadas análises quase estáticas utilizando elementos tetraédricos de primeira e segunda ordem, triangulares

de primeira e segunda ordem e quadrilaterais de primeira ordem, além de uma análise linear estática. Os resultados para a área máxima de abertura foram então comparados com os resultados obtidos na análise transiente e verificado quais modelos obtiveram resultados satisfatórios.

Por fim, foi testada a influência da rigidez do tecido em parâmetros como deslocamento, tensão, tempo de abertura e, principalmente, no fenômeno de *flutter*.

Os resultados obtidos pelo trabalho elucidaram o impacto do enrijecimento do tecido na dinâmica e no fenômeno de *flutter* em válvulas cardíacas, assim como forneceram diversas alternativas para a modelagem computacional das mesmas. A partir destas informações, análises de protótipos de próteses de válvulas cardíacas poderão ser realizadas de maneira mais rápida e eficaz, com o objetivo final de prolongar sua durabilidade.

1.1 Objetivo Geral

Modelar computacionalmente a dinâmica e o fenômeno de *flutter* em uma bioprótese de válvula cardíaca

1.2 Objetivos Específicos

- Realizar uma análise estrutural transiente de uma bioprótese de válvula cardíaca utilizando de carregamentos fisiológicos;
- Realizar teste de malha e teste de *time step* na análise transiente para verificar a sensibilidade do modelo;
- Validar qualitativamente a simulação através de dados da literatura;
- Testar a eficácia de análises quase estáticas no cálculo da área máxima de abertura de válvulas cardíacas;
- Verificar a influência de diferentes tipos de elementos e funções de interpolação no cálculo da área máxima de abertura em análises quase estáticas;
- Verificar a influência da não linearidade geométrica no cálculo da área máxima de abertura em análises quase estáticas;
- Verificar a influência do módulo de elasticidade nos deslocamentos, tensões, tempo de abertura e fenômeno de *flutter* de uma bioprótese de válvula cardíaca.

2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

Esta seção apresenta uma revisão sobre os conceitos envolvidos no funcionamento de válvulas cardíacas com foco na bioengenharia do processo. Inicialmente são tratados os temas de anatomia do coração e do ciclo cardíaco para entendimento do papel das válvulas no coração humano e como as variações de pressão coordenam o ciclo cardíaco.

A seção de próteses de válvula cardíaca contém um breve histórico do desenvolvimento das próteses ao longo dos anos e as principais vantagens e desvantagens dos dispositivos utilizados atualmente.

A seguir, é discutido a natureza do fenômeno de *flutter* e como este afeta as próteses de válvulas cardíacas.

Há um capítulo que descreve extensivamente o método dos elementos finitos com o objetivo de situar o leitor nas análises realizadas neste trabalho.

Por fim, na seção de simulações computacionais, são apresentados estudos de diversos autores que avaliaram desde a dinâmica das válvulas à problemas relacionados a estenoses.

2.1 Anatomia do coração humano

O coração é o órgão do corpo humano responsável por bombear o sangue através do sistema circulatório. Ele possui quatro câmaras em seu interior, sendo estas, átrio esquerdo (AE), átrio direito (AD), ventrículo esquerdo (VE) e ventrículo direito (VD). A separação entre os átrios e os ventrículos é feita pelo septo intraventricular. A Figura 1 mostra as quatro câmaras do coração.

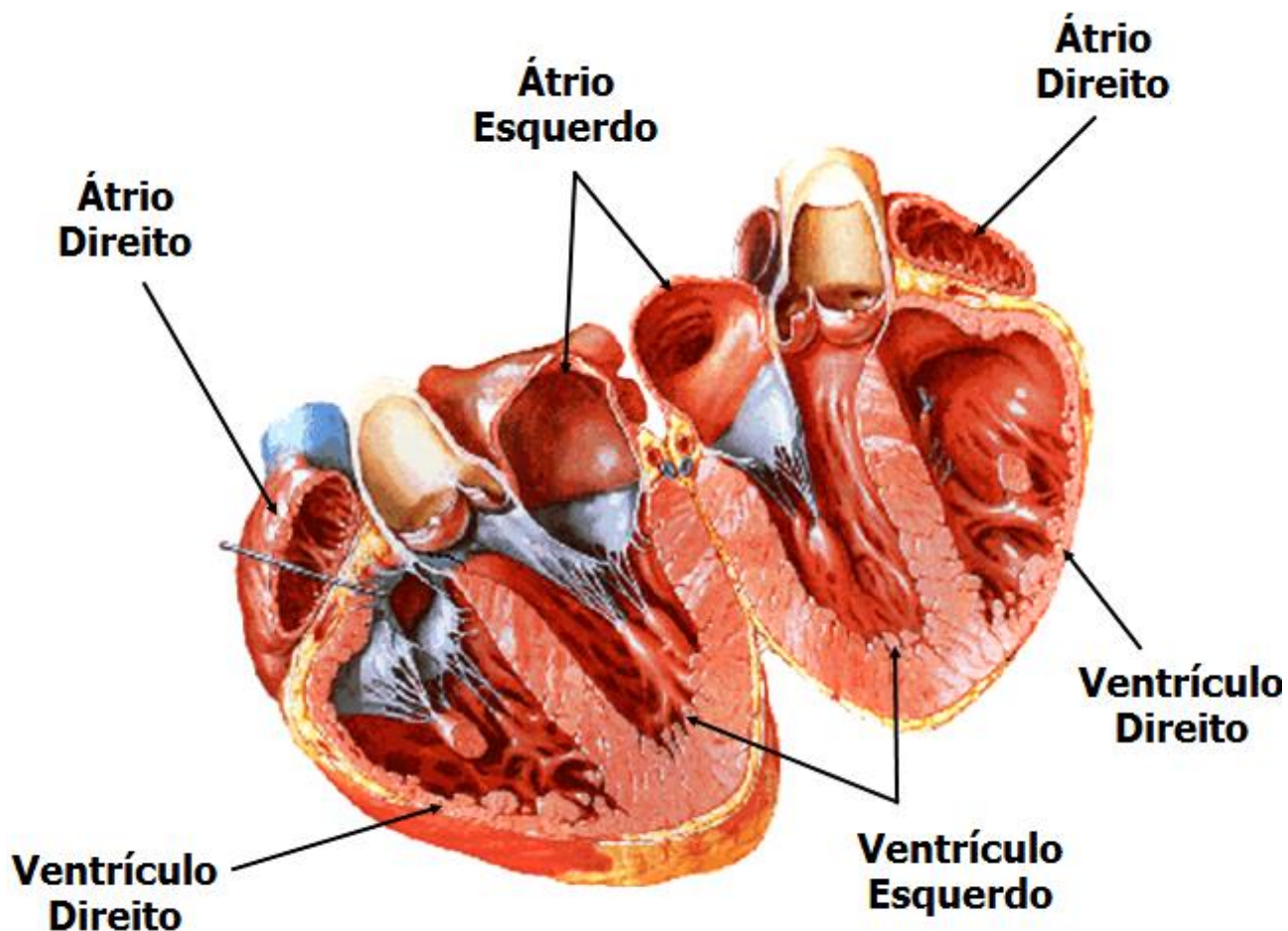


Figura 1 – Átrios e ventrículos do coração humano (adaptado de CORAÇÃO,2019)

O fluxo de sangue no sistema circulatório ocorre de maneira unidirecional e para que isso ocorra, o coração conta com quatro válvulas cardíacas (MAHADEVAN, 2012). Duas válvulas estão localizadas entre os átrios e os ventrículos, chamadas válvulas atrioventriculares. A válvula tricúspide (VT), que leva este nome por possuir três folhetos, está entre o átrio e o ventrículo direito. A válvula mitral (VM), que diferente da VT possui dois folhetos, está entre o átrio e o ventrículo esquerdo. As outras duas válvulas são a válvula aórtica (VA), que está entre o ventrículo esquerdo e artéria aorta e a válvula pulmonar (VP), que está entre o ventrículo direito e a artéria pulmonar (SALADIN, 2003). A Figura 2 mostra as válvulas cardíacas no coração humano.

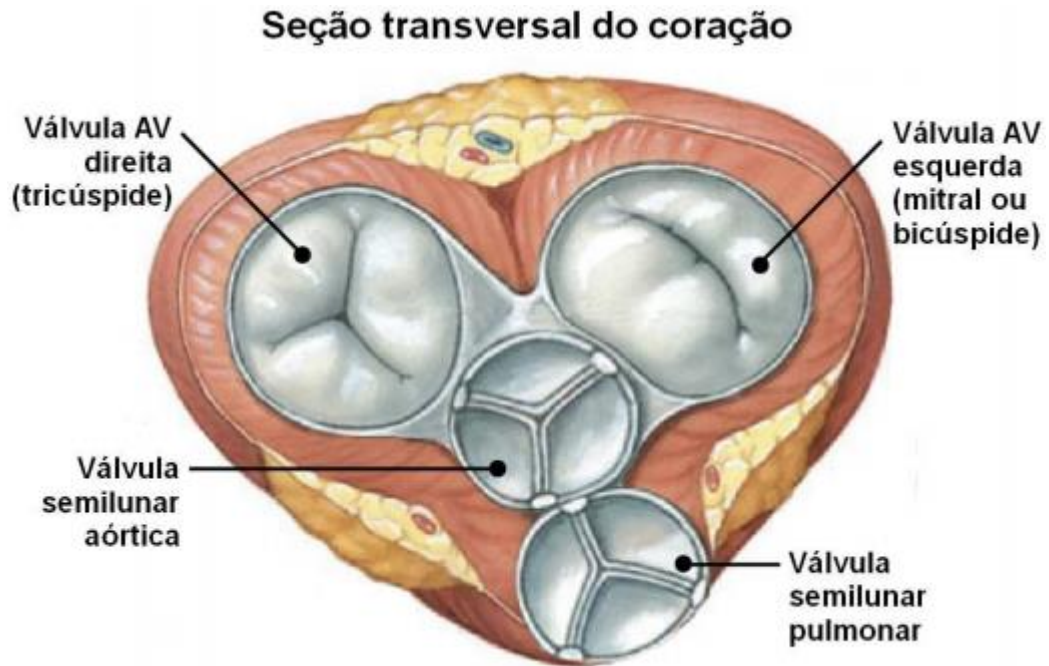


Figura 2 – Anatomia do coração humano (adaptado de Bazan, 2014)

Um dos principais componentes das válvulas cardíacas são seus folhetos. Estes folhetos são formados por três camadas estruturais, sendo estas: ventriculares, spongiosa e fibrosa (THUBRIKAR, 1990). Na VA, a camada ventricular é a face em contato com o sangue do ventrículo e é composta por uma rede densa de colágeno e fibras de elastina. A camada de spongiosa contém uma alta concentração de proteoglicanos e a camada de fibrosa é composta por uma densa rede de fibras de colágeno e acredita-se que seja a camada que mais resiste aos esforços (SACKS e YOGANATHAN, 2007). Os folhetos ainda são cobertos por uma camada de células endoteliais. Esta composição de várias camadas de tecidos diferentes acarreta em um comportamento mecânico estrutural complexo dos folhetos das válvulas cardíacas. A Figura 3 mostra as três camadas presentes e seu revestimento de células endoteliais.

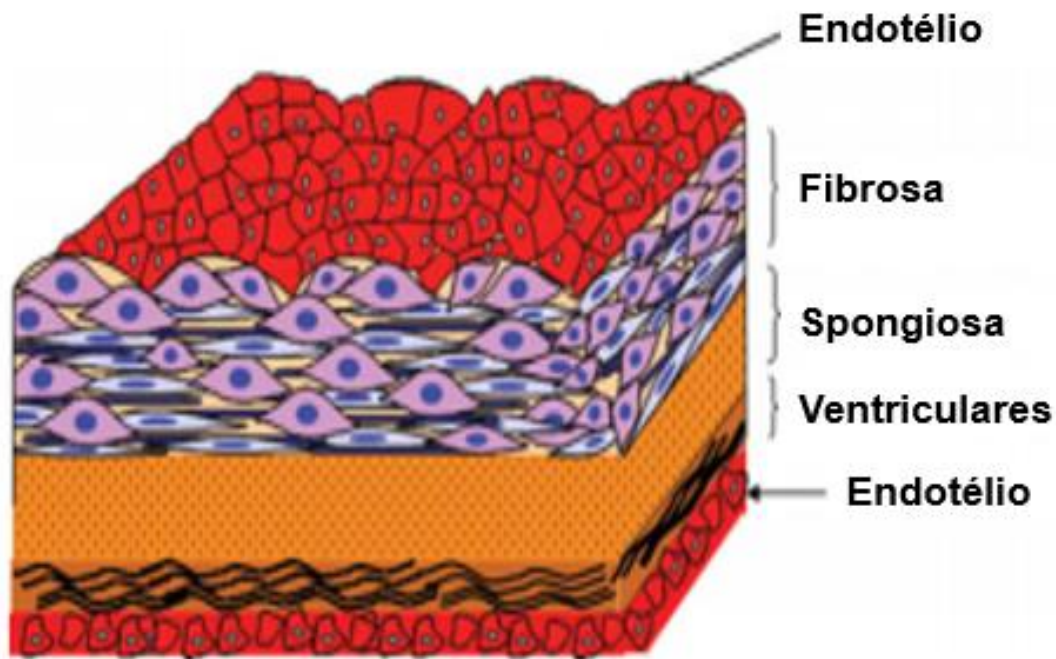


Figura 3 – Tecido dos folhetos de válvulas cardíacas (Adaptado de RIPPEL *et al.*, 2012).

Quanto ao tamanho do coração e conseqüentemente o de suas válvulas, estes variam de acordo com diversos fatores, sendo os principais, a altura e o peso. A Tabela 1 mostra alguns fatos do coração humano e suas variações dimensionais.

Tabela 1 – Fatos sobre o coração humano - Adaptado de (Shah *et al.*, 2009)

O coração humano varia com peso e altura
 Pesa aproximadamente 300-350 gramas em homens
 Pesa aproximadamente 250-300 gramas em mulheres
 Espessura do ventriculo direito é 0,3 - 0,5 cm
 Espessura do ventriculo esquerdo é 1,3 - 1,5 cm
 Divido em quatro câmaras distintas
 Composto de três camadas (Epicardio, miocárdio e endocárdio)
 Contêm dois atrios (esquerdo e direito)
 Contêm dois ventriculos (esquerdo e direito)
 Contêm quatra válvulas (aortica, mitral tricuspide e pulmonária)

Uma doença muito comum de acontecer no coração é a falha de uma ou mais válvulas cardíacas em decorrência da degeneração natural dos tecidos formadores dos folhetos que acarretam em regurgitação e/ou estenose (COLLI *et al.*, 2007). A regurgitação ocorre quando as cúspides das válvulas não são capazes de selar

completamente sua abertura, permitindo que sangue escoe no sentido contrário. No caso da estenose, há um estreitamento da abertura da válvula em decorrência do enrijecimento do tecido causado pela calcificação o que aumenta o gradiente de pressão transvalvular e velocidade do escoamento de sangue. Estas duas condições acarretam em um baixo desempenho hemodinâmico que interfere na capacidade de bombeamento do sangue (DASI *et al.*, 2007). Uma das possibilidades de tratamento para válvulas falhas é a substituição das mesmas por próteses (JUNSHENG *et al.*, 2014).

2.2 Ciclo cardíaco

O ciclo cardíaco pode ser dividido em duas fases: Diástole e sístole. Durante a diástole, o sangue retorna para o coração através da veia cava superior e inferior para o átrio direito. A pressão no átrio direito aumenta à medida que o sangue escoar para seu interior. Quando a pressão do átrio direito excede a pressão do ventrículo direito, a válvula tricúspide abre passivamente, permitindo a passagem de sangue para o ventrículo direito. Simultaneamente, o sangue oxigenado retornado dos pulmões escoar para o átrio esquerdo. À medida que a pressão do átrio esquerdo aumenta, a válvula mitral abre e o sangue escoar para o ventrículo esquerdo.

Durante a sístole, o sangue é forçado a escoar dos dois átrios para seus respectivos ventrículos devido à contração dos músculos atriais em decorrência da despolarização da atria. Existe um período chamado de contração isovolumétrica, onde os ventrículos se contraem, porém, todas as válvulas permanecem fechadas. Quando a pressão nos ventrículos se torna maior do que a pressão nas artérias, as válvulas VP e VA se abrem, liberando sangue para o corpo. Quando o músculo do coração relaxa, inicia-se a fase da diástole novamente (ATHANASIOU *et al.*, 2017).

Os movimentos mecânicos do coração são consequências de pulsos elétricos recebidos pelo mesmo. O diagrama de Wiggers exibido na Figura 4 mostra a sequência de eventos descritos acima que ocorrem no ciclo cardíaco para o átrio e ventrículo esquerdo. Nota-se através das três curvas superiores que a abertura e fechamento das válvulas ocorrem de maneira passiva em decorrência da diferença de pressão entre átrio, ventrículo e artéria. O diagrama ainda mostra a variação do volume no ventrículo esquerdo (curva em azul) e os pulsos elétricos medidos por eletrocardiograma e que desencadeiam estes eventos (curva em bege).

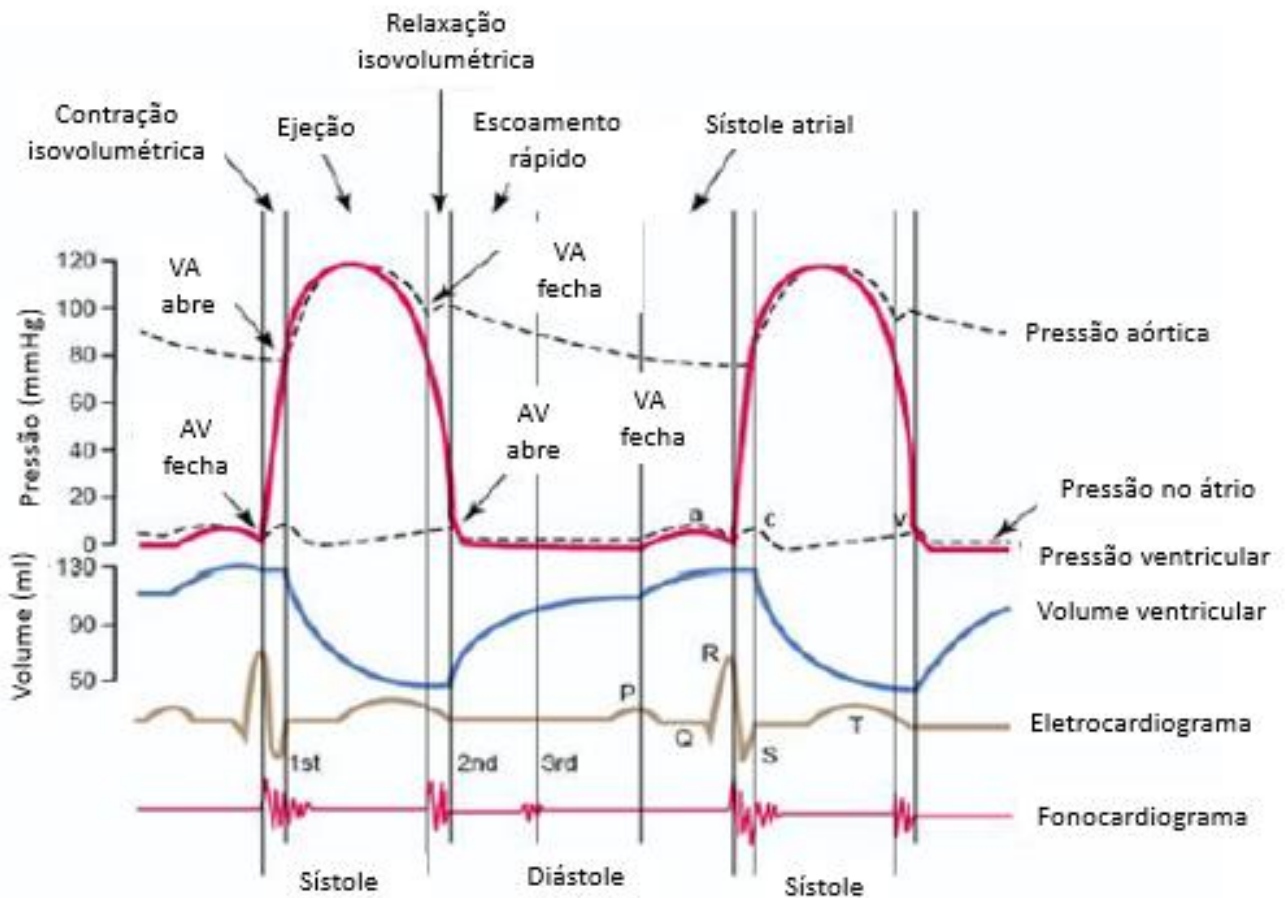


Figura 4 – Diagrama de Wiggers (adaptado de HALL, 2010)

2.3 Próteses de válvulas cardíacas

A cirurgia de troca de válvula cardíaca foi implementada por (HUFNAGEL,1953) onde o médico tratou com sucesso pacientes que sofriam de regurgitação aplicando uma válvula do tipo bola gaiola na aorta. Esse tipo de procedimento melhorou os sintomas relacionados às válvulas defeituosas e aumentou significativamente a expectativa de vida dos pacientes, porém, até o momento, não foi desenvolvido uma prótese ideal, sendo que todos os tipos apresentam problemas, como formação de trombos e/ou pouca durabilidade (PIBAROT e DUMESNIL,2009).

Existem diversos tipos de próteses de válvulas cardíacas dos mais variados formatos e tamanhos sendo as principais compostas de material mecânico ou biológico (CHAMBERS,2014). As válvulas mecânicas têm excelente durabilidade, entre 20-30 anos, mas requer o uso contínuo de anticoagulantes pelos pacientes devido à formação de trombos. Já as válvulas biológicas, são bem aceitas pelo organismo, porém a sua durabilidade é de 10-15 anos, o que faz necessário que o paciente passe por outras cirurgias para substituição da prótese. Estima-se que são

feitas entre 300-400.000 cirurgias de troca de válvulas cardíacas por ano no mundo e que 7-10% seja de substituição de próteses implantadas previamente (ZILLA *et al.*, 2008).

A cirurgia de troca de válvula cardíaca é muito agressiva ao corpo humano pois é necessário abrir o tórax do paciente e parar o coração humano para realização do procedimento. Isto justifica o interesse em desenvolver válvulas prostéticas cada vez mais duradouras e com mais aceitação do corpo humano, pois estes parâmetros influenciam diretamente na longevidade das pessoas com este tipo de dispositivo.

A Tabela 2 mostra alguns tipos de próteses de válvulas cardíacas aprovadas pela *Food and Drug Administration* (FDA), setor responsável pela aprovação de produtos que envolvem a saúde nos Estados Unidos.

Tabela 2 – Válvulas prostéticas mais utilizadas (adaptado de LONGNECKER e LIM , 2009)

Válvulas prostéticas mais utilizadas		
Tipo	Exemplos	Ano de lançamento
Bola e gaiola	Star-Edwards	1965
Disco basculante	Medtronic Hall, Omniscience, Bjokr-Shiley	1977
Duplo folheto	St Jude, CarboMedics	1977
Porcina aórtica	Hancock, Carpentier-Edwards	1970
Pericardio bovino	Carpentier-Edwards	1982
Porcina sem estente	Toronto Stentless, Freestyle	1991
Homoenxerto	Human Cadaveric Aortic	1962
Autólogo	Pulmonary autograft (Ross procedure)	1967

As válvulas mecânicas são compostas por metal ou ligas de carbono e são classificadas de acordo com sua estrutura como: bola-gaiola, disco basculante ou duplo folheto.

A válvula mecânica do tipo bola gaiola é formada por uma bola com um anel de selagem e uma gaiola formada por três arcos metálicos. O fluido tem liberdade para escoar na direção do anel para os arcos metálicos, porém, no sentido contrário, a bola é pressionada contra o anel de selagem e veda a passagem do fluido. Este tipo de válvula não é mais implantado em pacientes, entretanto, diversas pessoas ainda têm este tipo de prótese no coração (LONGNECKER e LIM, 2009). A Figura 5 mostra uma foto deste tipo de válvula.



Figura 5 – Válvula mecânica do tipo bola gaiola (EDWARDS LIFESCIENCES, 2014)

A válvula mecânica do tipo disco basculante é composta por um disco único fixado por suportes laterais ou centrais de metal. O disco abre e fecha seguindo o mesmo princípio da válvula bola gaiola, permitindo escoamento apenas em uma direção. O objetivo da criação deste tipo de válvula foi de centralizar o escoamento de sangue, que era um dos problemas apresentados pelas válvulas do tipo bola gaiola (BHUVANESHWAR *et al*, 1983). A Figura 6 mostra um exemplo deste tipo de válvula.



Figura 6 – válvula mecânica do tipo disco basculante (MEDTRONIC, 2014)

A válvula mecânica do tipo duplo folheto é feita por dois discos semilunares presos a um anel rígido. A abertura desta válvula consiste em três orifícios: um pequeno orifício em forma retangular centralizado entre os dois folhetos e dois orifícios maiores em formato semicircular lateralmente. Este tipo de válvula centraliza ainda mais o escoamento quando comparada à de disco basculante e oferece baixa resistência ao escoamento de sangue (PIBAROT e DUMENSIL,2009). É a válvula mecânica mais utilizada na atualidade. A Figura 7 mostra um exemplo deste tipo de válvula.



Figura 7 – válvula mecânica do tipo duplo folheto (ST. JUDE MEDICAL, 2014)

As próteses biológicas podem ser compostas por material porcino ou de pericárdio bovino montado sobre um suporte de metal ou válvulas humanas naturais preservadas (VONGPATANASIN *et al.* , 1996). A Figura 8 mostra exemplos de válvula porcina, bovina e humana.



Figura 8 – Próteses biológicas (EDWARD LIFE SCIENCE, 2019)

O funcionamento das biopróteses é similar ao das válvulas naturais onde os folhetos abrem de maneira passiva em decorrência da diferença de pressão transvalvular. Seu fechamento ocorre quando os folhetos são pressionados entre si ocorrendo a vedação total do sangue fazendo com que o escoamento ocorra em uma única direção. A Figura 9 mostra o processo de abertura de uma prótese feita de pericárdio bovino partindo da posição completamente fechada.

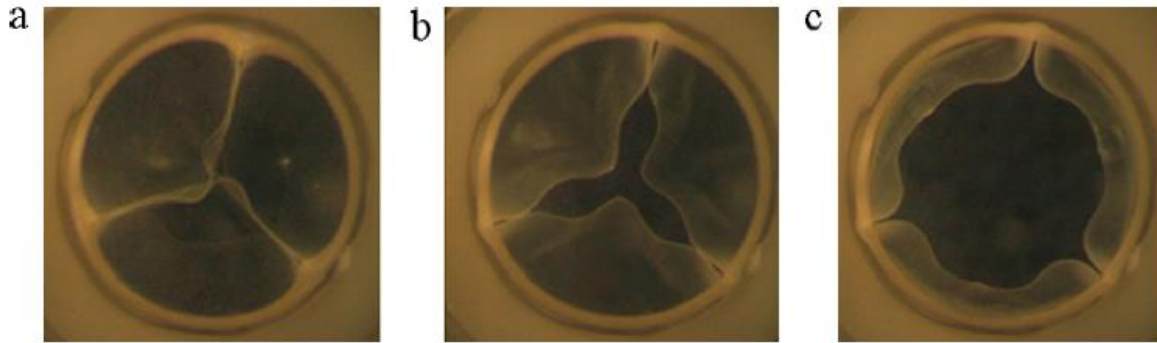


Figura 9 – Abertura de uma bioprótese (WALTON *et al.*, 2007).

2.4 O Fenômeno de *flutter*

O fenômeno de *flutter* pode ser definido como sendo um fenômeno aero elástico de característica oscilatória que ocorre quando há o acoplamento de dois ou mais modos de vibração o que torna a estrutura instável (BISPLINGHOFF *et al.*, 2013). É causado pela interação de forças aerodinâmicas, elasticidade estrutural e efeitos inerciais. Quando o escoamento de um fluido entra em contato com a superfície de um corpo, forças aerodinâmicas são aplicadas sobre o sólido que se deforma devido a sua elasticidade. A superfície do sólido deformada, altera a distribuição das forças aerodinâmicas sobre a superfície o que implicará em novos estados de tensão e deformação. O ciclo se repete até que o equilíbrio estático seja atingido, ou, em caso de divergência nas oscilações, a estrutura colapse (BENINI, 2002). Esta interação entre fluido e estrutura tende a divergir quando o amortecimento estrutural é insuficiente para dissipar a energia sendo inserida pelo escoamento do fluido.

O primeiro estudo que menciona o termo *flutter* pode ser encontrado no trabalho de Lord Rayleigh em 1878 (AVELAR, 2016), onde o autor cita o efeito do escoamento de ar sobre o movimento oscilatório das bandeiras. Apesar de ter sido mencionado há mais de 140 anos e de ser muito estudado, o fenômeno de *flutter* continua sendo pouco compreendido pela a ciência, sendo difícil uma análise analítica do problema (PAIDOUSSIS, 2016). Não é incomum encontrar estudos em que os métodos analíticos para o cálculo do início do *flutter* tenham erros superiores a 50% como comentado no trabalho de (HUANG e ZHANG, 2013). Apesar disto, os métodos analíticos subestimam a velocidade de início do *flutter* tendo um caráter conservador em projetos que este fenômeno pode causar colapsos estruturais (WRIGHT e COOPER, 2007; PAIDOUSSIS, 2016).

A Figura 10 mostra um modelo clássico para o equacionamento deste tipo de problema.

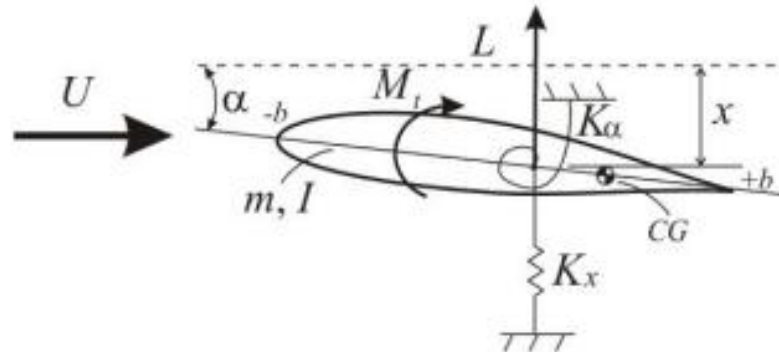


Figura 10 – Modelo simplificado para cálculo analítico do *flutter* (BISPLINGHOFF *et al.*, 2013; BENINI 2012).

Considerando o problema como tendo dois graus de liberdade, têm-se as equações (1) e (2) do movimento a partir das equações de Lagrange:

$$m\ddot{x} + S_a\ddot{\alpha} + K_x x = L \quad (1)$$

$$-S_a\ddot{\alpha} + I\ddot{x} + K_\alpha \alpha = M_t \quad (2)$$

onde m é a massa do corpo, S_a o momento estático da estrutura, K_x a rigidez vertical, L a força de sustentação, I a inércia do corpo, K_α a rigidez torsional, M_t o momento aplicado, x o deslocamento vertical com suas respectivas derivadas, e α o deslocamento angular.

Dividindo as equações (1) e (2) pelo fator $1/mb^2$ para torná-las adimensional, têm-se as equações (3) e (4):

$$\left(\frac{\ddot{x}}{b}\right) - x_a \ddot{\alpha} + \left(\frac{x}{b}\right) = \frac{Lb}{mb^2} \quad (3)$$

$$-x_a \left(\frac{\ddot{x}}{b}\right) + r_a^2 \ddot{\alpha} + r_a^2 \omega_\alpha^2 \alpha = \frac{M}{mb^2} \quad (4)$$

onde : $x_a = \frac{S_a}{mb}$; $\omega_x^2 = \frac{k_x}{m}$; $\omega_\alpha^2 = \frac{k_\alpha}{I}$; $r_\alpha^2 = \frac{I}{mb^2}$; $m = \mu \Gamma \rho b^2$; ρ a densidade do fluido e μ a razão de massa.

Adotando

$$L = 0.5C_L \rho U^2 (2b) \quad (5)$$

$$M = 0.5C_M \rho U^2 (2b)^2 \quad (6)$$

Pode-se encontrar a equação de movimento para o caso bidimensional dada por (6) e (7):

$$\begin{bmatrix} 1 & -x_\alpha \\ -x_\alpha & r_\alpha^2 \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} \ddot{x}/b \\ \ddot{a} \end{Bmatrix} + \begin{bmatrix} \omega_x^2 & 0 \\ 0 & r_\alpha^2 \omega_\alpha^2 \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} x/b \\ \alpha \end{Bmatrix} = \beta \begin{bmatrix} 1 & 0 \\ 0 & 2 \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} C_L \\ C_M \end{Bmatrix} \quad (6)$$

$$\begin{bmatrix} 1 & -x_\alpha \\ -x_\alpha & r_\alpha^2 \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} \ddot{x}/b \\ \ddot{a} \end{Bmatrix} + \begin{bmatrix} \omega_x^2 & 0 \\ 0 & r_\alpha^2 \omega_\alpha^2 \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} x/b \\ \alpha \end{Bmatrix} = \beta \begin{bmatrix} 1 & 0 \\ 0 & 2 \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} C_L \\ C_M \end{Bmatrix} \quad (7)$$

onde $\beta = \frac{U^2}{\mu \Pi b^2}$

Reescrevendo a equação de modo geral, tem-se a equação (8):

$$[M]\{\ddot{q}\} + [K]\{q\} = \{Q\}\{u\} \quad (8)$$

onde [M] é a matriz de massa, [K] é a matriz de rigidez, {Q} é a matriz de entrada, {q} vetor das variáveis e {u} o vetor das cargas aplicadas.

A modelagem analítica descrita acima é uma das diversas desenvolvidas na literatura e pode ser expandida para problemas com maior número de graus de liberdade.

Um caso muito conhecido do fenômeno de *flutter* é o colapso da ponte de Tacoma Narrows em 1940 nos Estados Unidos. A ponte foi projetada para resistir a velocidades de vento de pelo menos 100mph, mas veio a colapsar quando submetida a um escoamento de 42mph. Isto ocorreu porque os modos e a frequência de oscilação da estrutura permitiram a estrutura a absorver parte da energia cinética presente no escoamento. Como a energia sendo absorvida era maior do que a dissipada pelo amortecimento estrutural, as oscilações continuaram a aumentar até que o colapso ocorreu (FUNG,2008). No estudo de (BILLAH e SCANLAN, 1991) os autores utilizaram um modelo em escala reduzida e comprovaram que o modo de vibração torsional da estrutura aumentava significativamente sua amplitude a partir de uma certa velocidade do vento. A Figura 11 mostra a foto da ponte de Tacoma e os deslocamentos de seu modo de vibrar em função da velocidade.

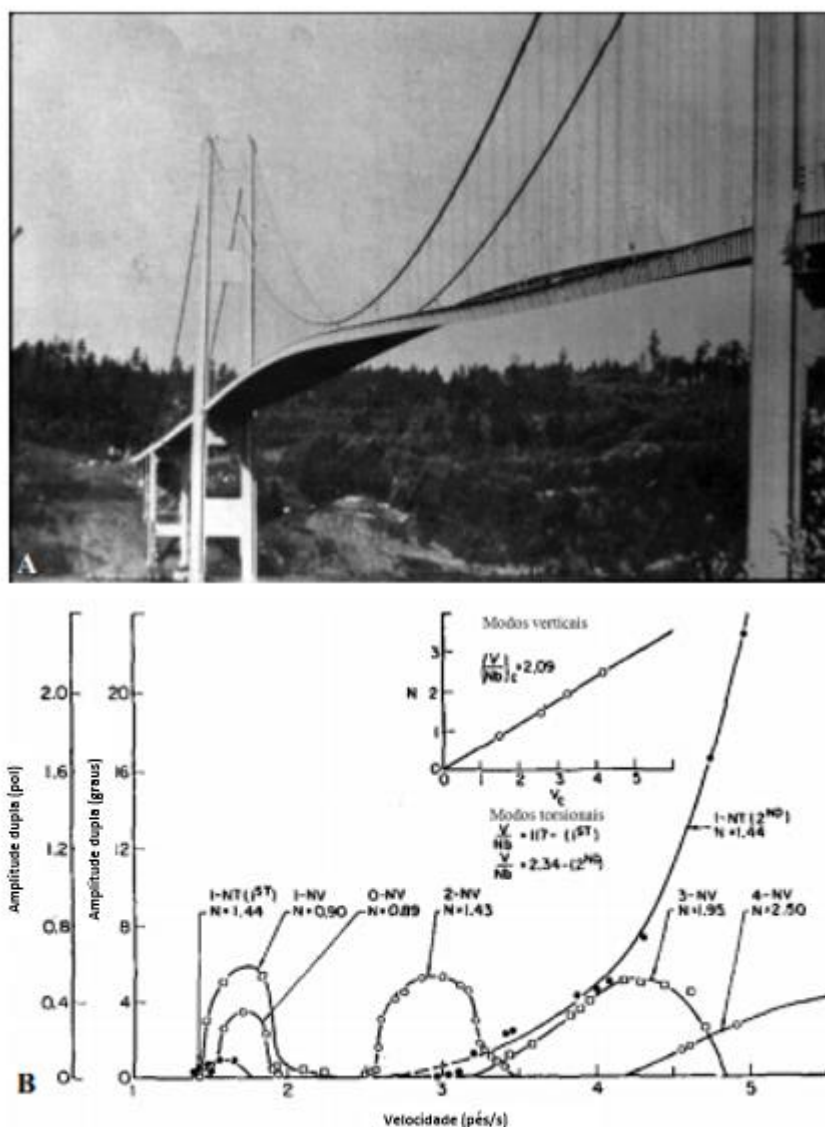


Figura 11 – Colapso da ponte de Tacoma Narrows. A) A ponte sob vibração. B) Modos de vibração pela velocidade do vento (adaptado de BILLAH e SCANLAN, 1991; AVELAR, 2016).

2.5 Flutter em válvulas cardíacas

O fenômeno de *flutter* em válvulas cardíacas foi apresentado inicialmente em trabalhos científicos na década de 1970. No trabalho de (Pinto *et al*, 1978) o autor avaliou 203 ecos cardiogramas de pacientes com idade variando de 18 a 76 de idade e com estados de saúde variados. Verificou-se que em 35 casos houve ocorrência de *flutter* em válvulas cardíacas no momento da sístole. Dentre os 35 casos, onze ocorreram em mulheres grávidas saudáveis. Quatro em pacientes isentos de qualquer condição médica especial ou doença. Foi verificado ainda que em 16 ecocardiogramas de pacientes com estenose, em nenhum ocorreu *flutter* nas válvulas. Os autores ainda citam que a ocorrência de *flutter* pode ser ainda mais comum do que

o analisado e que eram necessários equipamentos mais sensíveis para uma abordagem mais ampla.

Embora a maioria dos trabalhos relacionados ao fenômeno de *flutter* em próteses de válvulas cardíacas sejam voltados para válvulas mecânicas, existem trabalhos que abordaram este tema em biopróteses como o de (RAINER, 1979). Em sua pesquisa o autor analisou três válvulas biológicas sendo duas porcinas e uma de pericárdio bovino através de uma câmera de alta velocidade. Foram aplicadas velocidade entre 72 a 100 batimentos por minuto (bpm) em solução salina e depois de solução aquosa com 36,5% de glicerol. Os autores notaram que ocorreu *flutter* nas válvulas porcinas para todas as velocidades testadas, sendo que a intensidade do *flutter* aumenta de acordo com a velocidade. Porém, a ocorrência das vibrações foi drasticamente reduzida quando a solução de glicerol foi utilizada. Já na válvula de pericárdio bovino, não foi observado *flutter*. Os autores concluíram que a solução salina não é adequada para a experimentação das válvulas devido a sua divergência quanto a real dinâmica fisiológica do corpo. Os autores ainda ressaltaram que mesmo na solução aquosa, é notável como a válvula cardíaca de pericárdio bovino não apresentou *flutter* sugerindo a possibilidade de isto ocorrer por terem cúspides com maior espessura e maior uniformidade entre si quando comparada as porcinas.

Embora os trabalhos citados acima tenham diagnosticado o *flutter* tanto em válvulas naturais do corpo humano como em próteses, nenhum deles quantificou o fenômeno de *flutter*. Um dos poucos trabalhos que se propôs a tal foi o de (PRABHU e HWANG, 1988). O estudo foi feito sobre próteses mecânicas de válvula cardíaca e utilizou de teorias aeronáuticas fazendo analogias entre o perfil aerodinâmico de uma asa e o formato do folheto de uma válvula prostética de disco basculante e de duplo folheto conforme exibido na Figura 12. Eles utilizaram a teoria de tiras para calcular forças de sustentação e a partir do cálculo dos modos de vibração de flexão e torção, avaliaram a instabilidade do folheto. Os autores concluíram que para os dois tipos de próteses, a velocidade crítica seria muito acima da velocidade do sangue, sendo 71,0 m/s para o disco basculante e 24,9 m/s para o duplo folheto, enquanto a velocidade fisiológica do sangue é cerca de 1,5 m/s durante o pico sistólico. Embora o cálculo realizado pelos autores tenha sido de grande contribuição, há registro de casos na literatura em que ocorre o *flutter* neste tipo de prótese (MINTZ *et al.*, 1982 e LI *et al.*, 2001), o que demonstra a dificuldade em modelar este tipo de fenômeno

analiticamente, tornando necessário a utilização de outros métodos, como métodos numéricos.

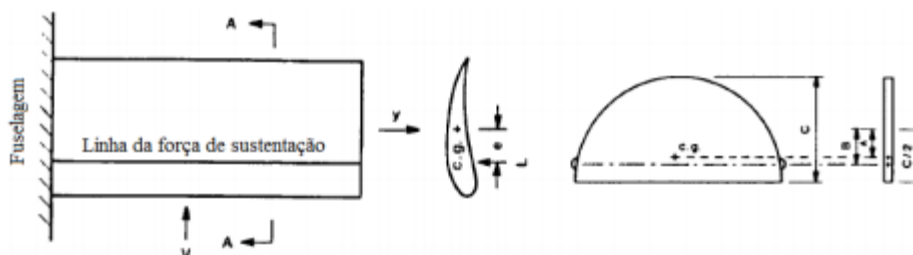


Figura 12 – Analogia entre perfil de uma asa de aeronave e folheto de uma válvula mecânica de duplo folheto (adaptado de PRABHU e HWANG, 1988; AVELAR, 2016)

Quanto aos trabalhos que se preocuparam em quantificar o *flutter* em válvulas cardíacas, pode-se mencionar o estudo de (STEIN *et al.*, 1982) que analisou duas válvulas bioprostéticas que geravam ruído para os pacientes durante operação. Os pacientes tiveram suas válvulas substituídas através de cirurgia. As válvulas defeituosas foram testadas em uma bancada de simulação de pulso cardíaco e apresentaram as mesmas vibrações e ruídos de quando estavam no paciente. Com uma câmera de alta velocidade, foi possível identificar vibrações nos folhetos da primeira válvula na faixa de 145hz durante a sístole, vibrações estas responsáveis pelo ruído. Na segunda válvula, utilizando do mesmo procedimento, identificou-se que os ruídos ocorriam em frequências que variável entre 20 a 500Hz, e foi diagnosticado que a causa era devido a uma rápida variação de pressão durante a sístole que causava turbulências de diferentes intensidades. Nesta válvula não houve ocorrência de *flutter*. O autor concluiu que o *flutter* pode causar ruídos em próteses de válvulas cardíacas, mas que não é a única possibilidade para tal.

Até o presente momento, um dos estudos mais completos em relação ao *flutter* em válvulas cardíacas foi o de (AVELAR,2016) onde o autor estudou através de uma bancada experimental o início de *flutter* em válvulas cardíacas constituídas de material porcino e bovino. Foi utilizado a técnica de velocimetria por imagem de partícula (PIV) para calcular o campo de velocidade do escoamento na região próxima a válvula. Para quantificar o *flutter* foi utilizado uma câmera de alta frequência e processada suas imagens. Apesar da imensa relevância para o meio científico, o estudo utilizou uma bancada de fluxo contínuo para a determinação da velocidade crítica, sendo está vazão diferente da vazão fisiológica exercida pelo coração.

Há uma escassez de trabalhos na literatura de estudos que utilizaram de modelagem computacional para a quantificação do fenômeno de *flutter*, sendo esta uma área importante para o meio científico e que foi abordada nesta dissertação.

2.6 Método dos elementos finitos

O método dos elementos finitos (MEF) é utilizado para resolver problemas físicos em análises e projetos de engenharia, devido à sua capacidade de encontrar soluções para equações diferenciais parciais, como as equações de Poisson e Laplace (BASTOS e SADOWSKI,2003). Seu surgimento se deu no início do século XX e foi resultado de esforços de matemáticos, físicos e engenheiros que trabalharam de forma paralela e independente, não sendo atribuída a nenhuma pessoa ou data específica. Foi inicialmente utilizado de maneira prática na engenharia na área de aeroespacial por (CLOUGH,1960) para análise de problemas de elasticidade plana. (HUEBNER, 2008).

2.6.1 Etapas da formulação do método dos elementos finitos

O primeiro passo na formulação de uma análise de elementos finitos é a idealização do problema físico em um modelo matemático. Utilizando de considerações convenientes, o resultado do modelo matemático será um conjunto de equações diferenciais (BATHE, 2006).

Após a definição do modelo matemático, deve-se realizar a discretização do domínio contínuo em um conjunto finito de elementos que representem a geometria original. Os elementos possuem nós que são os pontos de ligação entre eles e é onde as incógnitas do problema são calculadas. Diversos são os tipos de elementos que podem ser utilizados, como por exemplo, elementos de viga e treliça que possuem apenas a dimensão de comprimento, triangulares e quadriláteros que são elementos que possuem uma área e elementos hexaédrico e tetraédricos que são elementos sólidos (REDDY,1993). A Figura 13 mostra o exemplo de uma discretização da estrutura de um avião através de elementos sólidos do tipo tetraédricos.



Figura 13 – Discretização de um domínio contínuo (XIE *et al.* , 2013).

Após a discretização do domínio e obtenção do modelo matemático adequado, é necessária a utilização de funções de interpolações que dependem da geometria do elemento e do grau do polinômio desejado.

Em seguida, desenvolvem-se as equações para cada elemento finito individual e as combinam com o objetivo de obter as equações globais do problema. Para tal, considere que a equação geral para um único elemento do domínio discretizado é dada pela equação (9):

$$[k]\{q\} = \{Q\} \quad (9)$$

onde $[k]$ é a matriz que representa a característica do meio contínuo, $\{q\}$ é a matriz de coluna única que representa os valores nodais (variáveis a serem calculadas) e $\{Q\}$ as grandezas de entrada no meio contínuo. Por exemplo, para o caso de análises de tensão/deformação, $[k]$ é a matriz de rigidez, $\{q\}$ o vetor de deslocamentos nodais e $\{Q\}$ representa o vetor de forças nodais.

Uma vez que todos os elementos finitos individuais forem formulados, eles então são combinados para formar equação global do modelo que é dada pela equação (10):

$$[K]\{r\} = \{R\} \quad (10)$$

Onde $[K]$ representa a matriz de propriedade global, $\{r\}$ o vetor global de variáveis a serem calculadas e $\{R\}$ representa o vetor global dos parâmetros de força (LOGAN, 2011). Após montagem da matriz global, resolve-se o problema para o cálculo das variáveis de interesse. Com o resultado calculado, o analista deve interpretá-lo e caso necessário, refinar sua modelagem matemática e/ou de elementos finitos refazendo o processo.

A Figura 14 mostra os passos envolvidos em uma análise de elementos finitos.

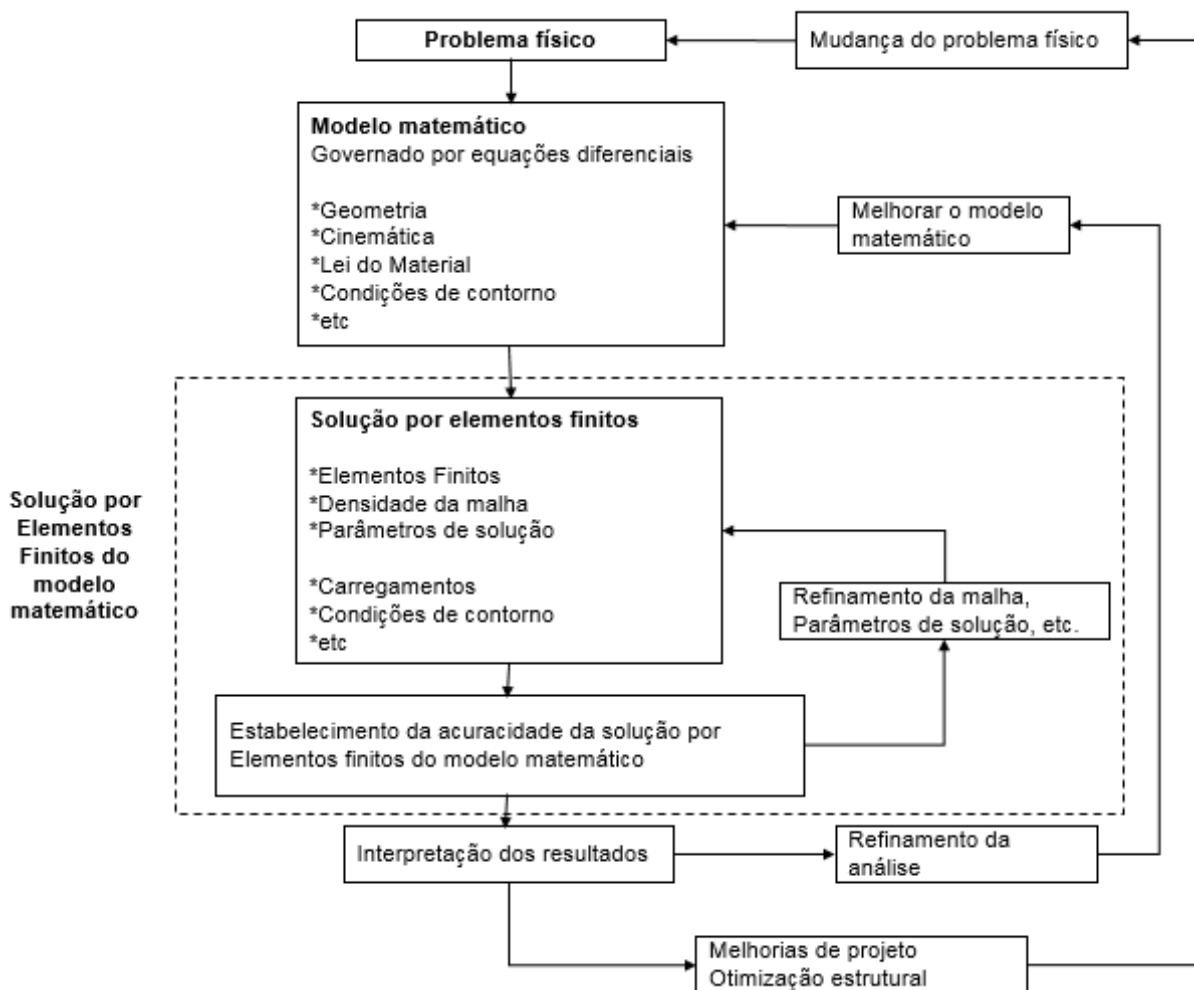


Figura 14 – Etapas de uma análise de elementos finitos (Adaptado de BATHE; SÁNCHEZ, 2001)

2.6.2 Formulação de um elemento finito

No trabalho de (PERUMAL e MON, 2011) o mesmo descreve o procedimento para a formulação de um elemento finito. As equações de elemento são derivadas através da função de interpolação e da equação da geometria.

O número de equações para um elemento representa o número total de nós que formam o elemento e o número de graus de liberdade que cada nó possui. A Figura 15 mostra um exemplo de um elemento triangular, formado por três nós, com 2 graus de liberdade para cada nó e com função de interpolação linear.

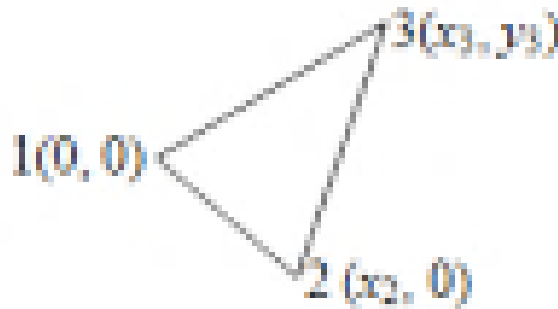


Figura 15 – Elemento finito triangular (BATHE, 2006)

A função de interpolação linear para elementos triangulares é dada pela equação (11)

$$\varnothing(x, y) = a_0 + a_1x + a_2y \quad (11)$$

onde \varnothing é a variável calculada e a_0 , a_1 e a_2 são coeficientes desconhecidos.

A equação do elemento é obtida através da incorporação das condições nodais nas funções de interpolação, obtendo-se as equações (12), (13) e (14).

$$N_1(x, y) = \frac{1}{x_2y_3} [x_2y_3 - y_3x + (x_3 - x_2)y] \quad (12)$$

$$N_2(x, y) = \frac{1}{x_2y_3} [y_3x - x_3y] \quad (13)$$

$$N_3(x, y) = \frac{y}{y_3} [y_3x - x_3y] \quad (14)$$

Onde x e y representam o sistema de coordenadas normalizado.

As equações diferenciais do modelo matemático são então incorporadas para formar o elemento finito específico.

Por exemplo, as equações de governo para estado plano de tensão são dadas pelas equações (15) e (16)

$$\frac{\partial \sigma_x}{\partial x} + \frac{\partial \tau_{xy}}{\partial y} = 0 \quad (15)$$

$$\frac{\partial \sigma_y}{\partial y} + \frac{\partial \tau_{xy}}{\partial x} = 0 \quad (16)$$

Substituindo as equações de governo acima na equação para um elemento triângulo, tem-se:

$$\{\varepsilon\} = \begin{bmatrix} \frac{\partial N_1}{\partial x} & \frac{\partial N_2}{\partial x} & \frac{\partial N_3}{\partial x} & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & \frac{\partial N_1}{\partial y} & \frac{\partial N_2}{\partial y} & \frac{\partial N_3}{\partial y} \\ \frac{\partial N_1}{\partial y} & \frac{\partial N_2}{\partial y} & \frac{\partial N_3}{\partial y} & \frac{\partial N_1}{\partial x} & \frac{\partial N_2}{\partial x} & \frac{\partial N_3}{\partial x} \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} u_1 \\ u_2 \\ u_3 \\ v_1 \\ v_2 \\ v_3 \end{Bmatrix} \quad (17)$$

Ou

$$\{\varepsilon\} = [B]\{\delta\} \quad (18)$$

onde $\{\varepsilon\}$ é a matriz de deformação do elemento, $[B]$ representa a matriz de deformação-deslocamento e $\{\delta\}$ representa a matriz de deslocamento do elemento.

A aplicação do princípio da energia mínima resulta na equação (19)

$$[k]\{\delta\} = \{f\} \quad (19)$$

onde $\{f\}$ representa as forças nodais aplicadas ao elemento.

A Figura 16 mostra os passos para o desenvolvimento da equação de um elemento finito.

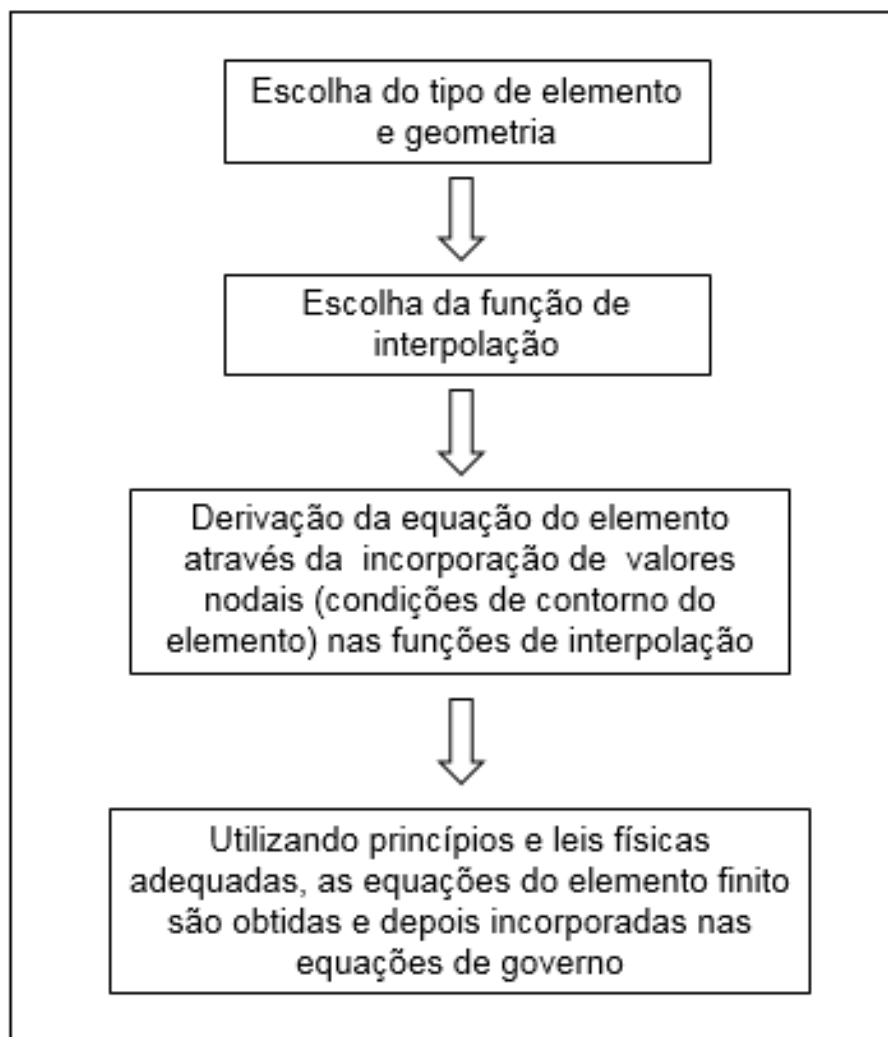


Figura 16 – Etapas na formulação de um elemento finito (BATHE, 2006)

2.6.3 Tipos de elementos finitos

Conforme explicado no tópico 2.6.2, os primeiros passos na formulação de elementos finitos é definir o tipo de elemento que será usado e suas respectivas funções de interpolação. Os elementos podem ser de barra ou viga, casca e sólidos com funções de interpolação polinomiais de diferentes graus dependendo da modelagem matemática desejada.

2.6.3.1 Elementos de barra e viga

Os elementos de barra ou de viga são utilizados em componentes prismáticos cuja área da seção transversal é relativamente pequena quando comparada ao comprimento. É o caso por exemplo de treliças, eixos e vigas. Estes elementos são definidos por pelo menos dois nós que representam o comprimento do elemento e por

uma área de seção transversal associada a este comprimento possibilitando a composição tridimensional da estrutura. A Figura 17 mostra este tipo de elemento contendo dois nós, onde a representa o deslocamento nodal, $u(x)$ o campo de deslocamentos considerando $u(-1) = a_1$ e $u(+1) = a_2$, x a coordenada cartesiana e L o comprimento do elemento.

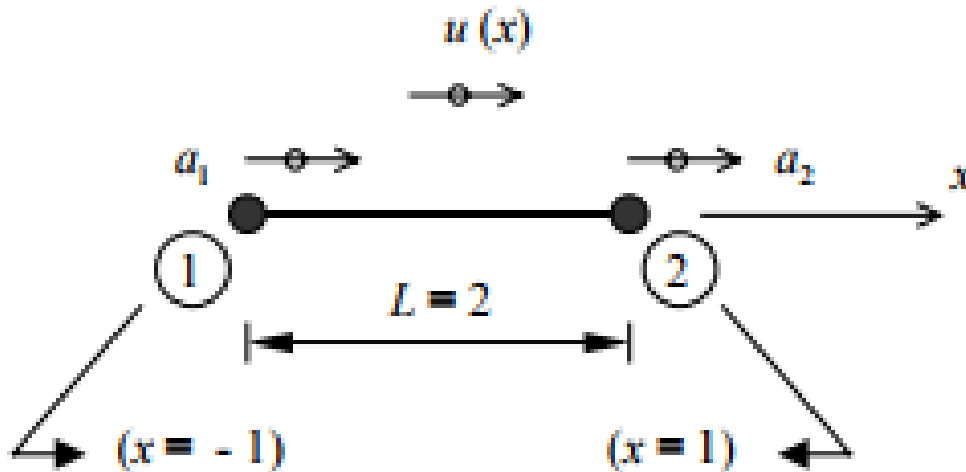


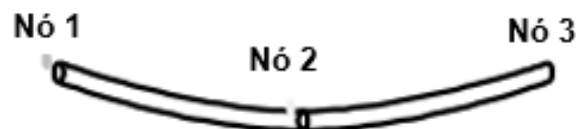
Figura 17 – Elemento de barra com dois nós (AZEVEDO,2011)

Dependendo da função de interpolação adotada o elemento pode se deformar em diferentes formas conforme ilustrado na Figura 18 sendo que quanto maior o grau de interpolação do polinômio, maior a quantidade de nós necessária, o que eleva o custo computacional

Elemento de primeira ordem



Elemento de segunda ordem



Elemento de terceira ordem



Figura 18 – Deformação de elemento de viga (STEVENS *et al.*, 1997)

A figura (19) mostra um exemplo de uma treliça modelada por elementos de viga e o resultado de deslocamento obtido.

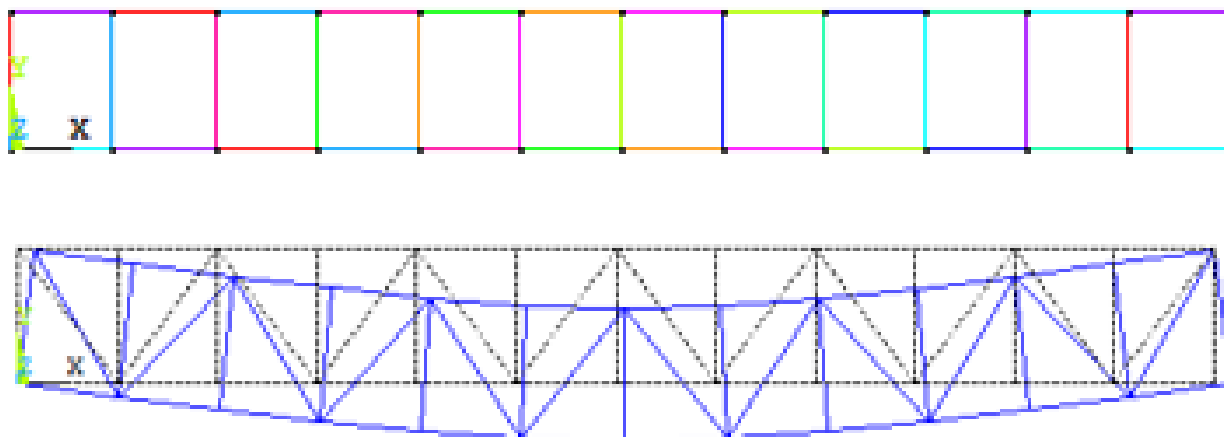


Figura 19 – Modelagem de treliça via elementos unidimensionais (ANSYS,2009)

2.6.3.2 Elementos tipo casca

Os elementos do tipo casca são utilizados na discretização de superfícies e podem ser de formato triangular ou quadriláteros. Em geral, são utilizados em situações onde a espessura do componente é pequena quando comparada ao comprimento e a largura. É o caso por exemplo de componentes automotivos, estruturas metálicas, ferramentas, válvulas e chapas metálicas.

Estes elementos são definidos por pelo menos três nós que formam uma área e a esta área são associadas espessuras que compõem o aspecto tridimensional do corpo estudado.

No caso dos elementos triangulares, os mesmos são compostos por 3 nós e dependendo da função de interpolação escolhida, nós intermediários podem ser criados. A Figura 20 mostra um exemplo de elemento triangular com função de interpolação linear (a) e quadrática (b).

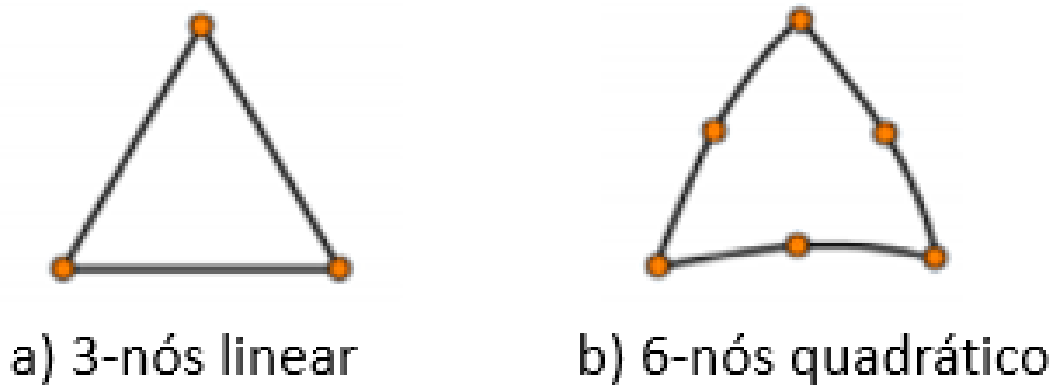


Figura 20 – Elementos triangulares (a) primeira ordem e (b) segunda ordem (STEVENS *et al.*, 1997).

A Figura 21 mostra o exemplo de uma chave de boca discretizada através de elementos triangulares.

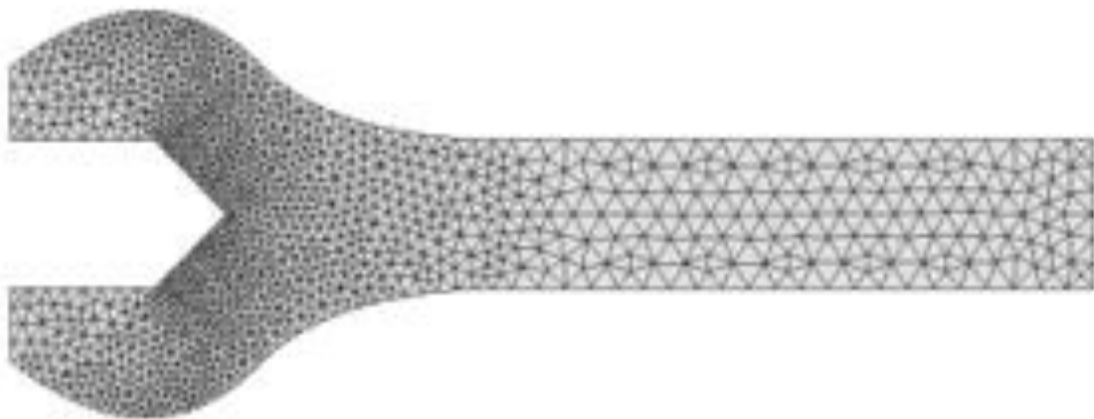


Figura 21 – Chave discretizada por elementos triangulares (LEGRAIN, 2013).

Os elementos quadrilaterais são formados por quatro nós podendo ter nós intermediários em suas arestas caso funções de interpolação de segundo grau ou superiores sejam escolhidas. A Figura 22 mostra um elemento quad com funções de interpolação linear (a) e quadrática (b),

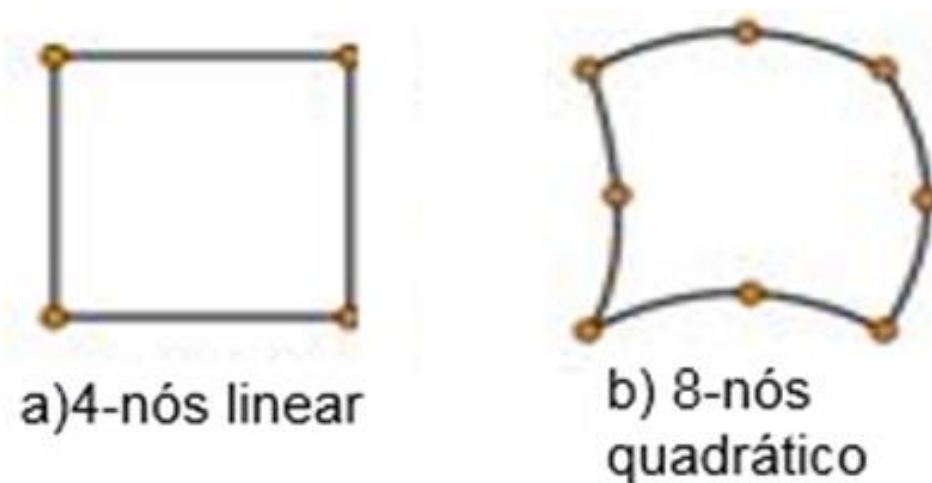


Figura 22 – Elementos quadriláteros de (a) primeira e (b) segunda ordem (STEVENS *et al.*, 1997).

A Figura 23 mostra um exemplo de uma artéria aorta discretizado através de elementos quadriláteros.

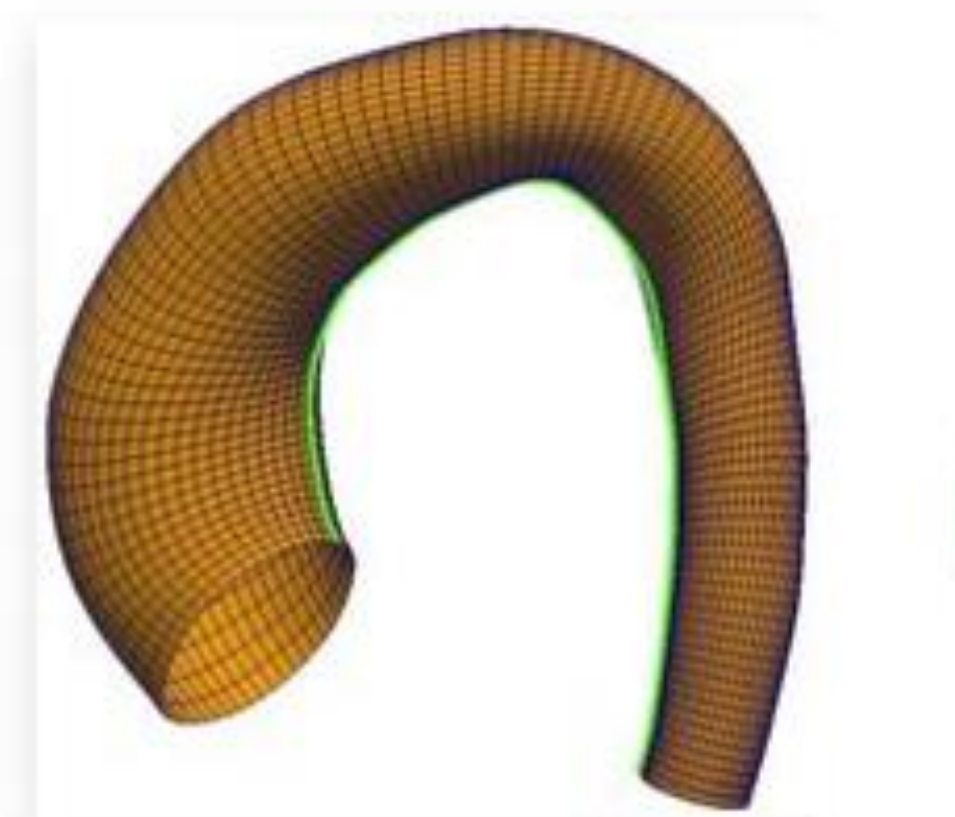


Figura 23 – Artéria aorta discretizada por elementos quadriláteros (LIANG *et al.*, 2018).

2.6.3.3 Elementos sólidos

Os elementos sólidos podem ser divididos em elementos tetraédricos (tetra) e hexaédricos (hexa). Os elementos sólidos são os que representam melhor a geometria de um corpo pois não necessitam de nenhuma informação adicional e não tem restrições de aplicação como é o caso dos elementos de viga e casca, porém, o custo computacional deste tipo de elemento é maior quando comparado aos outros tipos.

Os elementos tetraédricos possuem 4 nós em sua composição podendo ter nós intermediários em suas arestas dependendo da função de interpolação adotada. A Figura 24 mostra o exemplo de um elemento tetraédrico com funções de interpolação linear (a) e quadrática (b).



a) 4 nós - linear



b) 10 nós - quadrático

Figura 24 – Elementos tetraédricos de (a) primeira e (b) segunda ordem (STEVENS *et al.*,1997).

A Figura 25 mostra uma malha de um coração discretizado através de elementos tetraédricos.

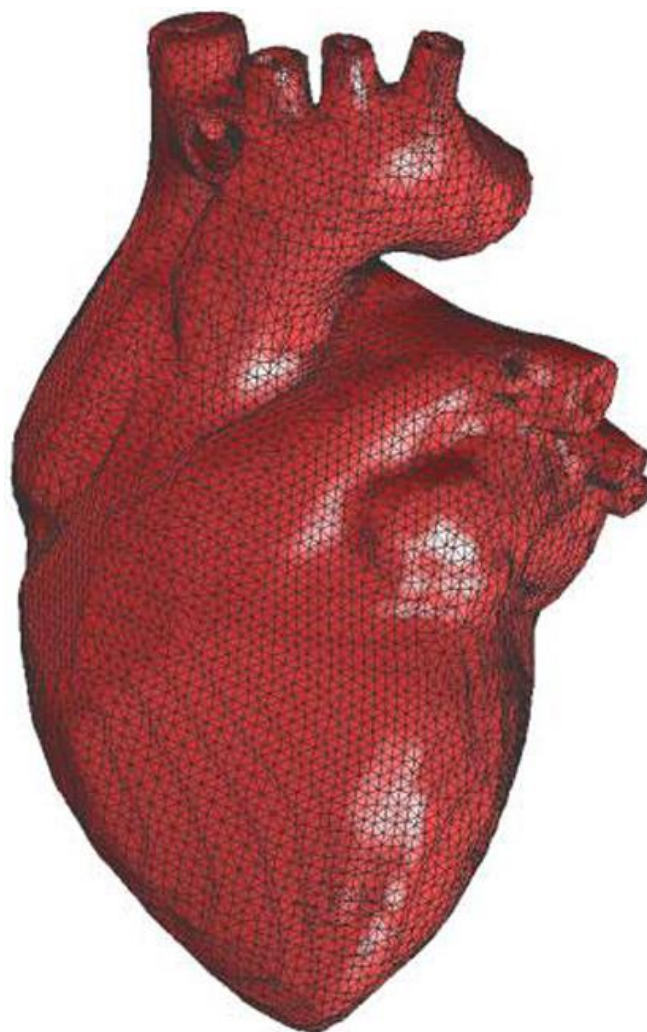


Figura 25 – Coração discretizado por elementos tetraédricos (BAJAJ e GOSWAMI, 2008).

Os elementos hexaédricos possuem 8 nós em sua formulação possuindo formato cúbico. Dependendo da função de interpolação adotada, nós intermediários são inseridos em suas arestas. A Figura 26 mostra um exemplo de um elemento hexaédricos com função de interpolação linear (a) e quadrática (b).

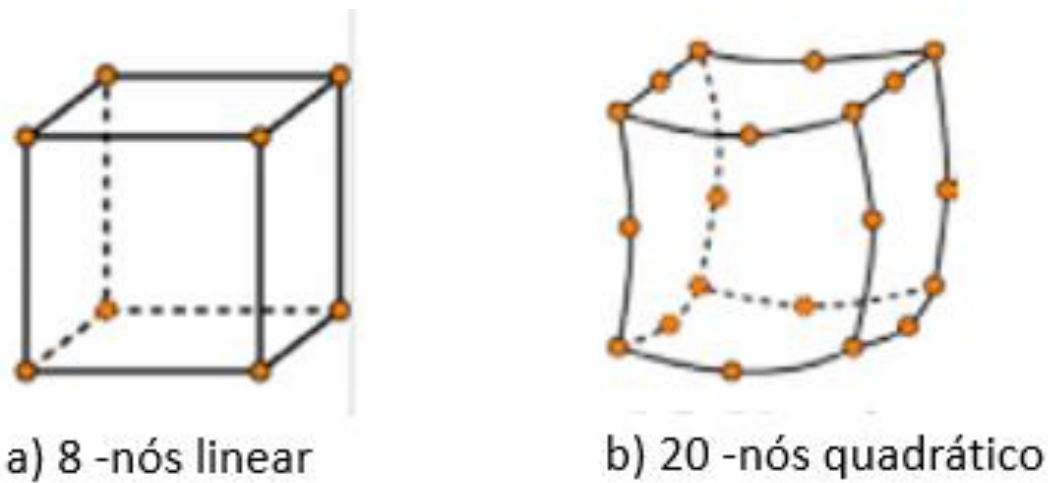


Figura 26 – Elementos hexaédricos de (a) primeira e (b) segunda ordem (STEVENS *et al.*, 1997).

A Figura 27 mostra uma junta de um joelho discretizada através de elementos hexaédricos.

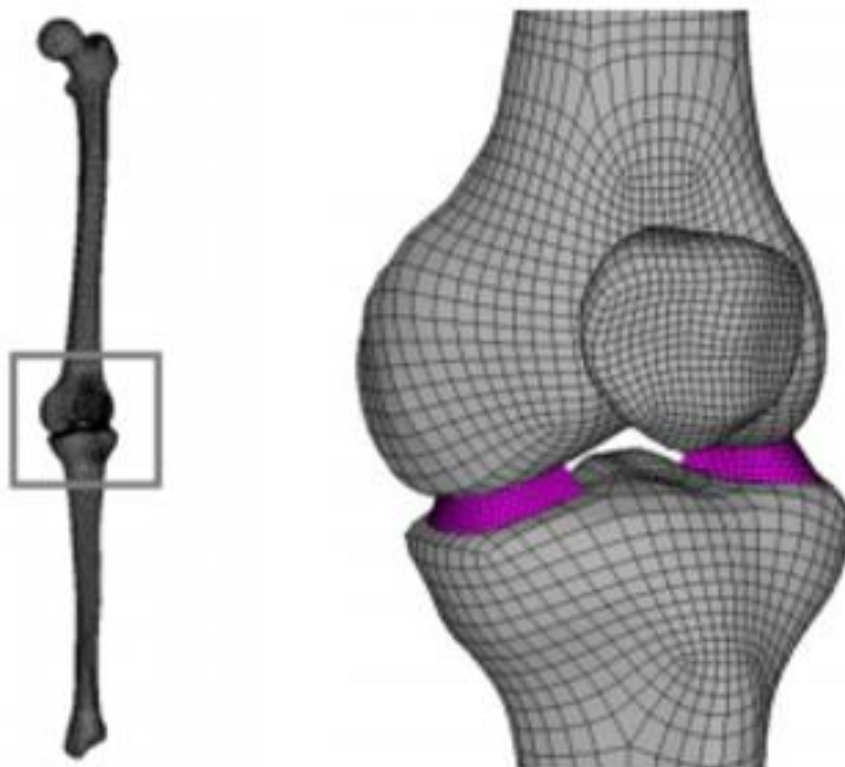


Figura 27 – Joelho discretizado por elementos hexaédricos (LAHKAR *et al.*, 2018)

2.6.3.4 Eficácia dos elementos na modelagem de elementos finitos

Ao realizar uma análise por elementos finitos um dos primeiros parâmetros a ser definido é qual tipo de elemento e função de interpolação utilizar. A escolha destes dois itens tem impacto direto nos resultados obtidos e deve ser avaliado qual a opção oferece a melhor relação entre custo computacional e precisão de resultados. É aceito que elementos triangulares são inferiores quando comparados a quadriláterais. Entretanto, também é aceitável que elementos triangulares com funções de interpolação de grau superior fornecem precisão e convergência suficientes. Embora estas informações sejam difundidas na comunidade científica, ainda não é completamente definido qual a real diferença de precisão entre os elementos, e se, no pior dos casos, o uso de algum tipo de elemento seja proibido. Um dos principais motivos de não haver esta definição é que a eficácia dos elementos e de suas respectivas funções de interpolação depende do tipo do problema físico abordado, sendo necessário uma análise específica para cada estudo (BENZLEY *et al.*, 1995).

No trabalho de (RAMOS e SIMOES, 2005) os autores avaliaram e compararam a eficácia de diferentes tipos de elementos finitos no cálculo estrutural de um fêmur do corpo humano. Foram utilizados elementos tetraédricos de primeira ordem (4-nós), tetraédricos de segunda ordem (10-nós), hexaédricos de primeira ordem (8 nós) e hexaédricos de segunda ordem (20 nós). Para a validação da simulação, foi feito um modelo simplificado da estrutura onde uma solução analítica fosse possível e foi medido a deformação elástica de um fêmur feito de compósito através de 20 extensômetros uniaxiais. O material foi modelado como sendo linear elástico, sendo o módulo de elasticidade 19GPa e o coeficiente de Poisson 0,3. Os autores concluíram que a função de interpolação não teve efeito sobre os resultados obtidos na análise, sendo que a modelagem utilizando elementos tetra de primeira ordem teve o mesmo resultado da que utilizou elementos tetra de segunda ordem e a modelagem utilizando elementos hexa de primeira ordem teve o mesmo resultado da modelagem que utilizou elementos hexa de segunda ordem. Todos os quatro tipos de modelagem obtiveram resultados satisfatórios segundo os autores conforme ilustrados pela Figura 28.

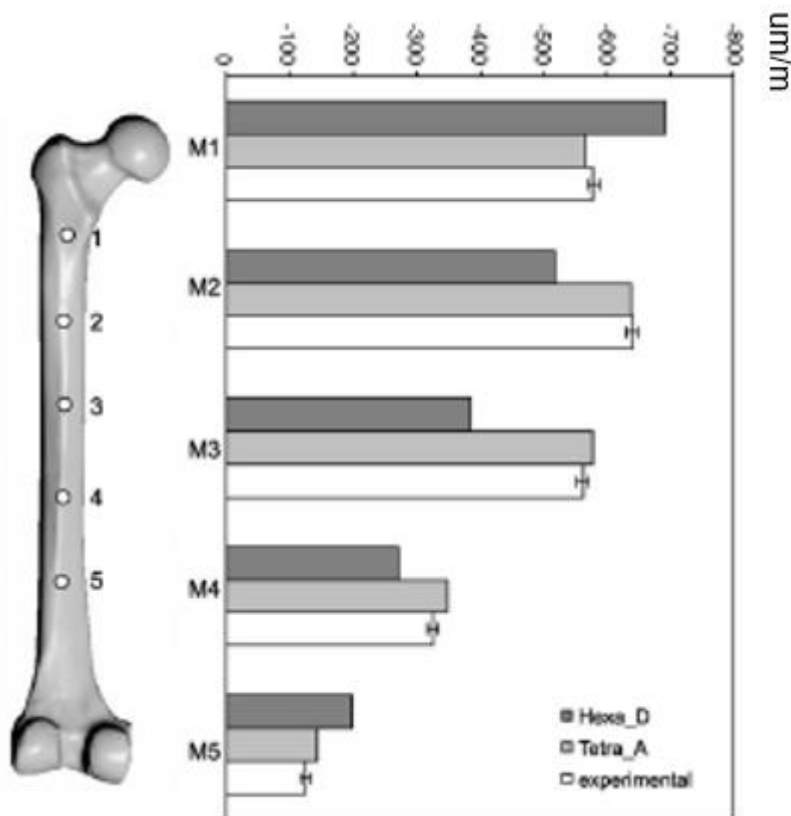


Figura 28 – Comparação de resultados de diferentes tipos de elementos para um fêmur (adaptado de RAMOS e SIMOES,2005)

No estudo feito por (BENZLEY *et al.*, 1995), o autor comparou a precisão da modelagem do método dos elementos finitos utilizando duas malhas distintas, uma formada por elementos hexaédricos e outra por elementos tetraédricos. Foram testados em cada uma das malhas, funções de interpolação de primeiro e segundo grau. Os autores utilizaram de uma barra em balanço com seção retangular como problema investigativo e compararam os resultados obtidos na análise com a solução analítica. Foram calculados os modos de vibração da matriz de rigidez dos elementos, deslocamentos e tensões lineares, frequência modal dinâmica e escoamento plástico do objeto estudado. Quando comparado os dois tipos de malha em que ambas utilizam funções de interpolação lineares, os resultados mostraram que os elementos hexaédricos de primeira ordem apresentaram resultados superiores aos elementos tetraédricos de primeira ordem. A utilização de uma função de interpolação quadrática melhorou significativamente a performance de ambos os elementos. O trabalho ainda ressalta que em todos os casos abordados, os elementos tetraédricos de primeira ordem tiveram o maior erro.

Outros trabalhos como o de (CIFUENTES e KALBAG,1992; WEINGARTEN,1994) concluíram que resultados obtidos com elementos hexaédricos e tetraédricos foram equivalentes em termos de acurácia e custo computacional. (BUSSLER e RAMESH, 1993) reportaram maior precisão de elementos hexaédricos sobre tetraédricos quando utilizando funções de interpolação de mesmo grau

Apesar do debate ser antigo quanto a acurácia dos diferentes tipos de elementos, existem poucos trabalhos que abordam especificamente este tema, e, dentre os que existem, há estudos em que a utilização de elementos triangulares e quadrilaterais não teve efeito significativo na acurácia e em outros, que o erro aumentou substancialmente.

2.6.4 Tipos de análise de elementos finitos

Além da escolha da geometria do elemento e das funções de interpolação, deve-se avaliar se o problema é de natureza estática ou dinâmica.

Os problemas considerados estáticos são aqueles em que a carga é aplicada lentamente. Onde, considera-se lentamente aplicada uma carga em que o tempo de aplicação seja maior do que o maior período de oscilação natural do corpo (BATHE, 2006). Nestes casos, a equação (20) é utilizada como formulação global.

$$[K]\{u\} = \{F^a\} \quad (20)$$

onde $[K]$ é a matriz global de rigidez, $\{u\}$ o vetor de deslocamento e $\{F^a\}$ o vetor de várias forças externas aplicada.

Os problemas considerados dinâmicos são aqueles em que a inércia e o amortecimento do sistema têm influência significativa em sua resposta. Para este tipo de problema, utiliza-se a equação (21) para formulação do elemento e matrizes globais (BATHE,2006).

$$[M]\{\ddot{u}\}(t) + [C]\{\dot{u}\}(t) + [K]\{u\}(t) = \{F^a\} \quad (21)$$

onde $[M]$ é a matriz de massa, $[C]$ a matriz de amortecimento, \ddot{u} o vetor de aceleração, \dot{u} vetor velocidade e t o intervalo de tempo em que o problema está sendo resolvido.

As análises por elementos finitos ainda podem ser de natureza linear ou não linear. As principais fontes de não linearidade são (DE BORST *et al.* ,2012):

- Não linearidade geométrica: Onde as deformações sofridas pelo corpo alteram a direção da carga e a rigidez da estrutura.

- Não linearidade do material: A curva de tensão-deformação do material não é linear.
- Contato: O contato entre diferentes partes de um corpo segue uma formulação não linear.

A Figura 29 mostra alguns exemplos onde os deslocamentos não são proporcionais as forças aplicadas nos sistemas.

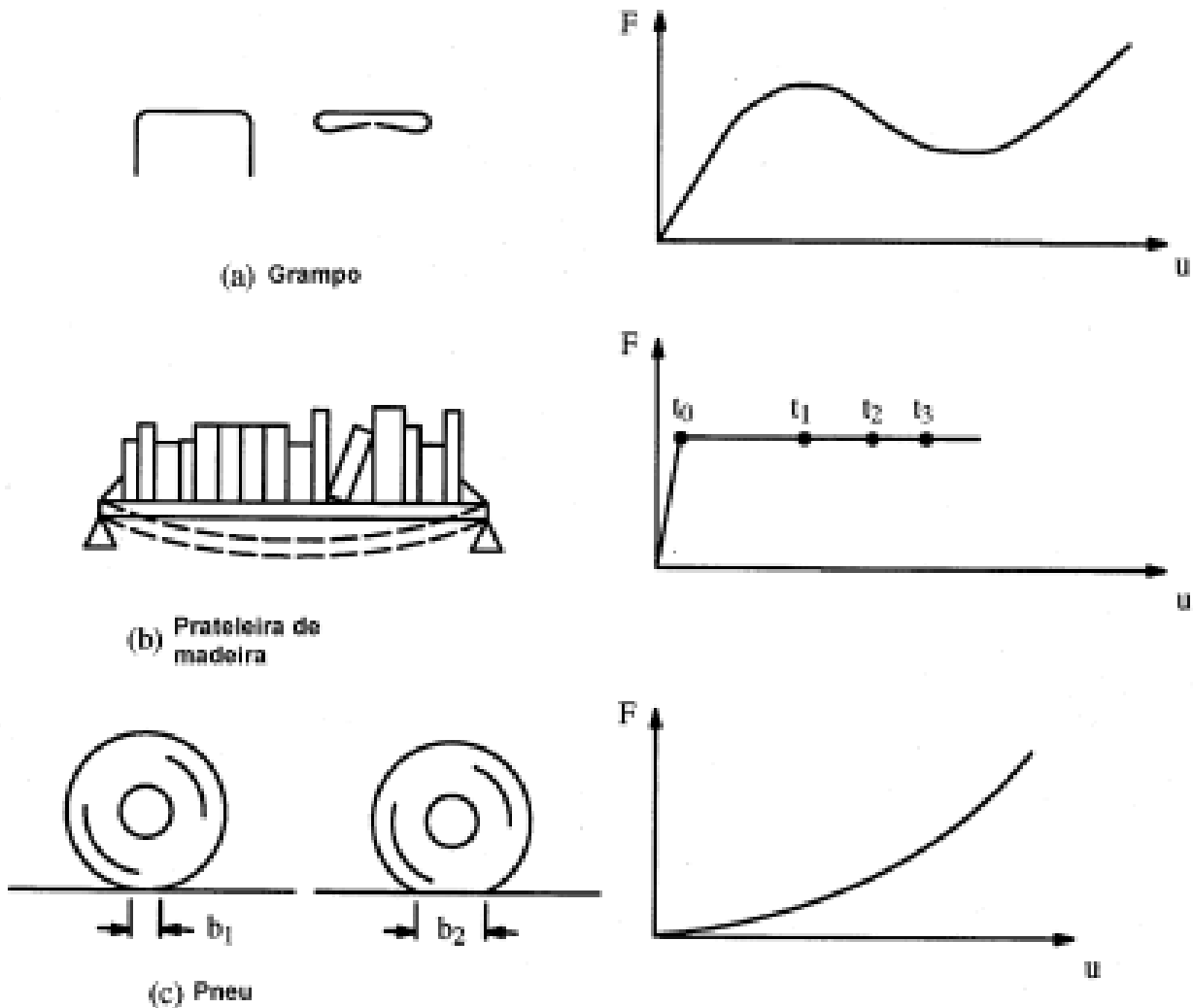


Figura 29 – Exemplos de não linearidade (ANSYS, 2012)

No caso da não linearidade geométrica, a matriz de rigidez é função do deslocamento ou de suas derivadas e as equações (20) e (21) ficam da forma das equações (22) e (23) (BATHE, 2006).

$$[K(u(t))]\{u(t)\} = \{F^a(t)\} \quad (22)$$

$$[M]\{\ddot{u}(t)\} + [C]\{\dot{u}(t)\} + [K(u(t))]\{u(t)\} = \{F^a(t)\} \quad (23)$$

As análises estáticas que consideram a não linearidade geométrica recebem o nome de análise quase estática. Neste tipo de análise, o carregamento do problema

é aplicado em pequenos incrementos, chamados *step*, e a equação (22) é resolvida para cada incremento. O termo “t” na equação (22) não significa tempo, e sim, qual incremento de carga do carregamento a solução está calculando.

2.6.5 Hierarquia de modelos

Como visto até aqui, o nível de complexidade do modelo matemático utilizado para descrever o problema físico dependerá das variáveis de interesse do problema e da acurácia da resposta desejada. Quanto mais abrangente e genérico for o modelo, mais caro computacionalmente, podendo muitas vezes até ser inviável.

Em (BATHE, 2006) o autor sugere que se faça a utilização de uma hierarquia de modelos para analisar qual tipo de modelo fornecerá a melhor relação entre precisão de resultados e custo computacional para o problema analisado. Esta metodologia consiste na utilização de um modelo matemático mais abrangente, como por exemplo, totalmente tridimensional, com não linearidades e efeitos dinâmicos e comparar os resultados obtidos por este modelo, que é muito mais caro computacionalmente, com os modelos mais simplificados que se deseja utilizar.

Uma aplicação prática deste método pode ser exemplificada para uma análise de viga. Em uma análise estrutural de viga, pode-se inicialmente analisar o problema através da teoria de Bernouli-Euller, que modela a viga de maneira unidimensional e que considera que os movimentos devem ser tais que as seções transversais permaneçam planas, ou seja, cada seção ocorre um deslocamento vertical rígido (BAUCHAU e CRAIG, 2009). Depois, pode-se analisar o mesmo problema pela teoria de Timoshenko, que também modela a viga como um corpo unidimensional, mas que leva em consideração os efeitos de cisalhamento nas seções da viga (NELSON, 1980). Posteriormente, analisa-se o problema através de um modelo de tensão no plano e, finalmente, por um modelo tridimensional completo. Com os resultados de cada tipo de análise calculados, é possível avaliar quais modelagens obtiveram resultados satisfatórios, e utilizar a que ofereça suficiente acurácia nos resultados com menor custo computacional.

2.7 Modelagem computacional de válvulas cardíacas

Neste tópico são comentados alguns artigos científicos que realizaram a modelagem computacional de válvulas cardíacas, com temas similares aos abordados neste trabalho.

No trabalho de (SINGH *et al.*, 2007) os autores realizaram um estudo qualitativo para avaliar o efeito do envelhecimento de válvulas cardíacas aórticas na distribuição de tensão nos folhetos. Foi desenvolvido um modelo em elementos finitos utilizando elementos do tipo casca (bidimensional). O material foi considerado linear e isotrópico. O módulo de elasticidade do material variou entre 1,0 e 2,0 MPa e a espessura entre 0,38mm e 0,5mm, para representar a calcificação do material devido ao envelhecimento. O tipo de carregamento foi transiente variando de maneira senoidal e apenas a parte da sístole foi avaliada (abertura da válvula). Os autores concluíram que as alterações nos folhetos e na raiz da aorta modificaram a dinâmica da válvula e aumentaram as tensões. Os autores ainda mencionaram a ocorrência de *flutter*, mas não o quantificaram. A Figura 30 mostra o gráfico do deslocamento da ponta da cúspide durante a sístole onde fica evidenciado a ocorrência de *flutter*.

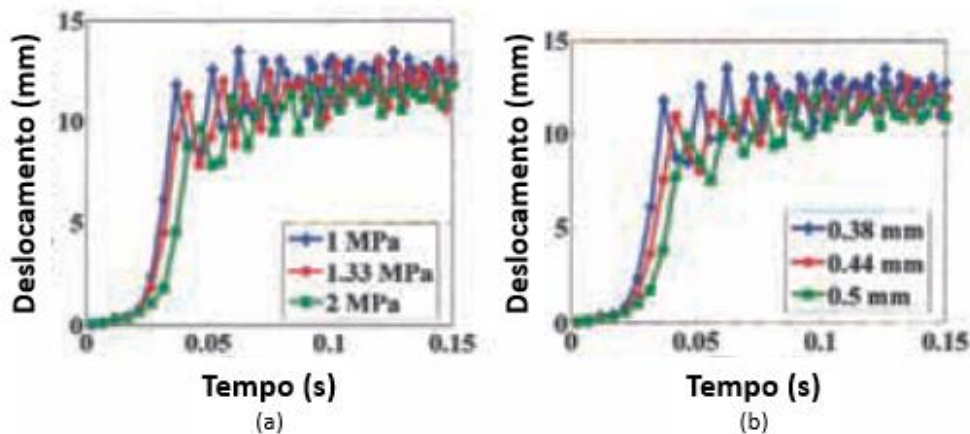


Figura 30 – Deslocamento da ponta da cúspide. (a) 1,0 MPa e (b) 2,0 MPa (Adaptado de Singh, 2007).

No estudo de (GNYANESHWAR, 2002) os autores realizaram uma análise dinâmica de uma válvula aórtica através do método dos elementos finitos. O estudo focou na interação entre os folhetos e a raiz aórtica durante o ciclo cardíaco incluindo as tensões durante a interação. Os elementos utilizados na construção da malha foram do tipo casca. O modelo do material foi linear elástico e isotrópico. Como carregamento foi utilizada a pressão transvalvular fisiológica ao longo de um ciclo cardíaco. Os autores concluíram que a dilatação da raiz aorta se inicia antes da

abertura dos folhetos e é significativa. Este estudo assim como o de (SINGH, *et al.*, 2007) utilizou o modelo linear isotrópico para o material apesar de suas conhecidas não linearidades e anisotropia, mas obtiveram resultados qualitativos satisfatórios para seus respectivos problemas.

No trabalho de (SUN *et al.*, 2005) os autores realizaram uma análise quase estática por elementos finitos de uma bioprótese de válvula cardíaca utilizando pressão transvalvular de 40,80 e 120 mmHg. Foi utilizado o modelo Fung para o material, cujos parâmetros foram retirados de testes biaxiais nos folhetos. A malha foi constituída de 1378 elementos quadriláteros de primeira ordem. Foi realizado um procedimento experimental, onde os autores mediram as deformações nos folhetos através de processamento de imagem. Ao coarar os resultados do experimento com os obtidos na análise por elementos finitos, obteve-se o erro máximo entre os dois casos de 2,36%. Segundo o autor, a análise quase estática foi eficaz na modelagem do problema físico.

Trabalhos como o de (SALEEB *et al.*, 2012 e KIM *et al.*, 2007) avaliaram a tensão nas cúspides de válvulas cardíacas através de análises puramente estruturais utilizando um modelo de material que representasse a não linearidade e anisotropia do tecido. Foi utilizado o modelo de material de Fung. Os resultados mostraram que para análises quantitativas, este tipo de modelagem obteve resultados mais próximos dos experimentais.

Há também modelagens computacionais que analisaram apenas o aspecto fluido dinâmico de válvulas cardíacas. É o caso dos trabalhos de (SMADI *et al.*, 2010; KHADIM *et al.*, 2018; MORSI *et al.*, 2015; SOTIROPOULOS *et al.*, 2016; JAMES *et al.*, 2016; YUN *et al.*, 2014). O foco deste tipo de modelagem foi no campo de velocidade e vórtices presentes no escoamento, tensões de cisalhamento nos folhetos, hemólise e regurgitação. Os autores então tentaram relacionar estes padrões a doenças cardíacas.

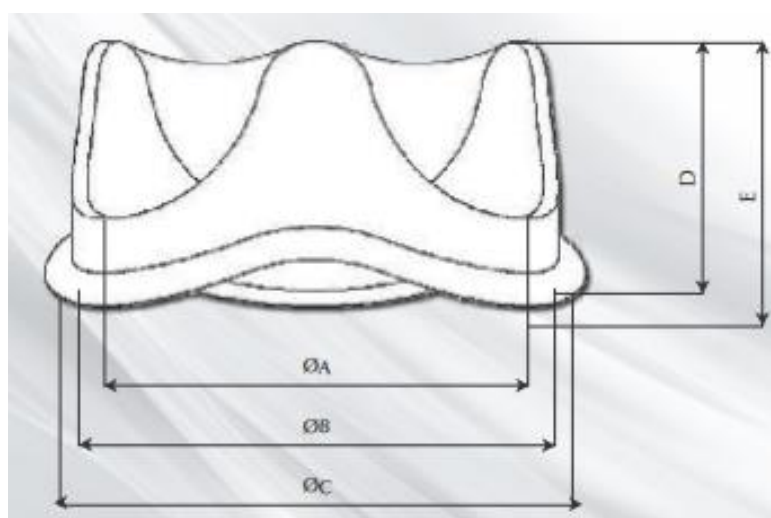
O tipo de modelagem computacional que mais se aproxima do problema físico das válvulas cardíacas são as que utilizaram a interação fluido estrutura, pois levaram em conta o efeito do escoamento sobre a dinâmica da válvula e o efeito das perturbações causadas pelas deformações da válvula no escoamento de sangue. Trabalhos como (WU *et al.*, 2018; KAMENSKY *et al.*, 2015; HSU *et al.*, 2015; BAVO *et al.*, 2016) utilizaram desta abordagem nos estudos de válvulas cardíacas. Os resultados foram mais próximos dos experimentais e conclusões sobre a dinâmica da

válvula e sobre o escoamento puderam ser extraídas do mesmo estudo. Entretanto, foi ressaltado nestes trabalhos o alto custo computacional intrínseco desta metodologia e a dificuldade de convergência de forças das análises.

Apesar das diversas opções de modelagem de válvulas cardíacas mencionadas acima, em nenhum dos trabalhos citados houve quantificação e investigação detalhada do fenômeno de *flutter* nas válvulas, sendo este um assunto oportuno para estudo.

3 METODOLOGIA

Uma empresa de destaque no mercado nacional de próteses de válvulas cardíacas é a Braile biomédica. Em parceria com o laboratório de bioengenharia da UFMG (LabBio), a Braile doou diversos tipos de próteses de válvula cardíaca para realização de estudos relacionados à área. O objeto de estudo deste trabalho foi uma destas válvulas fabricadas através de tecido porcino para substituição de válvulas aórticas defeituosas, cujas dimensões principais estão exibidas na Figura 31.



$\phi A = 29\text{mm}$
 $\phi B = 33\text{mm}$
 $\phi C = 37\text{mm}$
 $D = 13\text{mm}$
 $E = 16\text{ mm}$
 Espessura=0,2mm

Figura 31 – Principais dimensões da válvula

O trabalho pode ser dividido em dois objetivos principais, sendo o primeiro interessado em variáveis do modelo matemático resolvido através do método dos elementos finitos e o outro que abordou a resposta dinâmica da válvula durante o ciclo cardíaco, em especial, o fenômeno de *flutter*.

Na análise dos parâmetros por elementos finitos, foi testado a eficácia de uma modelagem quase estática, que requer menor esforço computacional, mas desconsidera os efeitos dinâmicos do problema, em modelar a área de abertura da válvula cardíaca. Como parâmetro de comparação, foi utilizado a área máxima de abertura calculada através de uma análise transiente, análise esta que se aproxima mais do fenômeno físico abordado. Além disto, a mesma análise quase estática foi realizada para malhas utilizando outros tipos de elementos, como tetraédricos, quadrilaterais e triangulares, com diferentes funções de interpolação, afim de averiguar sua influência.

Na análise dos aspectos dinâmicos da válvula, foi verificado a influência do módulo de elasticidade do material nos deslocamentos, tensões, área de abertura e *flutter*. O entendimento deste fenômeno é importante, pois ao longo do tempo de operação das válvulas biológicas, o envelhecimento do paciente e a calcificação enrijecem o tecido, o que altera o comportamento mecânico do dispositivo.

O desenvolvimento do trabalho foi dividido em cinco partes principais. Inicialmente foi realizado uma análise transiente com condições de contorno fisiológicas que serviu de parâmetro de comparação para as demais análises. Nesta primeira parte, ainda foi realizado o teste de malha e teste de *time step* para verificar a sensibilidade da análise quanto a estes parâmetros.

Os resultados obtidos na análise de referência foram comparados com imagens da abertura e fechamento de uma válvula cardíaca obtidas através de experimentos disponíveis na literatura. O objetivo desta comparação foi verificar de maneira qualitativa se o modelo matemático representou de maneira fidedigna o problema físico estudado.

Em seguida foram realizadas análises quase estáticas com o objetivo de calcular a área máxima de abertura da bioprótese estudada. Nestas análises foram utilizados diferentes tipos de malha, em que cada malha foi composta exclusivamente por elementos triangulares de 1ª e 2ª ordem, elementos quadrilaterais de 1ª ordem e tetraédricos de 1ª e 2ª ordem. Os resultados foram comparados com a análise de referência para verificação da eficácia de cada um dos modelos desenvolvidos.

Um aspecto importante no modelo matemático é a consideração de não linearidade geométrica no problema. Problemas em que a não linearidade geométrica é considerada, a carga é aplicada em pequenos incrementos, e em cada incremento, a direção da carga e a rigidez do domínio são recalculadas. Para verificar a importância deste fator no modelo matemático, foi realizado na quarta parte deste trabalho uma análise linear estática convencional, que assumiu linearidade geométrica, e seus resultados foram comparados com os obtidos em análises quase estáticas com não linearidade geométrica.

Por fim, foram realizadas cinco análises transientes com diferentes módulos de elasticidade, para verificar sua influência nos aspectos dinâmicos da válvula. Foram comparados os deslocamentos, área máxima de abertura, tensões, tempo de abertura e o fenômeno de *flutter*.

O fluxograma exibido na Figura 32 mostra a sequência das análises que foram realizadas neste trabalho.

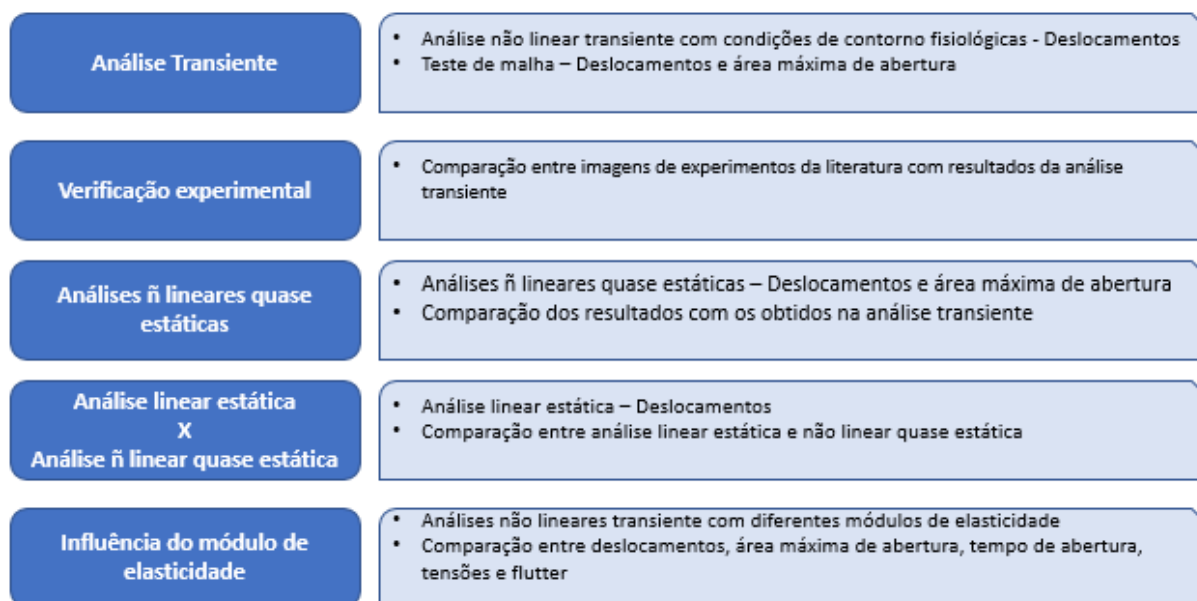


Figura 32 – Sequência das análises realizadas no estudo

Todas as simulações deste trabalho foram executadas em um computador com processador Intel core i5-4590 3.3ghz, memória RAM 16 GB DDR4 2300 Mhz e placa de vídeo ATI Radeon R9280x 2GB GDDR5.

3.1 Análise transiente

Para realizar a análise transiente da válvula estudada, foi necessário o desenvolvimento do modelo geométrico (CAD) 3D da válvula. Uma das grandes dificuldades em realizar este modelo é que, conforme mencionado por (HAMID *et al.*, 1986), por serem componentes biológicos, as dimensões e propriedades das cúspides variam muito. Neste sentido, foi utilizado a técnica sugerida por (THUBRIKAR, 2018) para a elaboração de um modelo CAD genérico. A geometria foi desenvolvida no software SolidWorks® e está exibida na Figura 33.

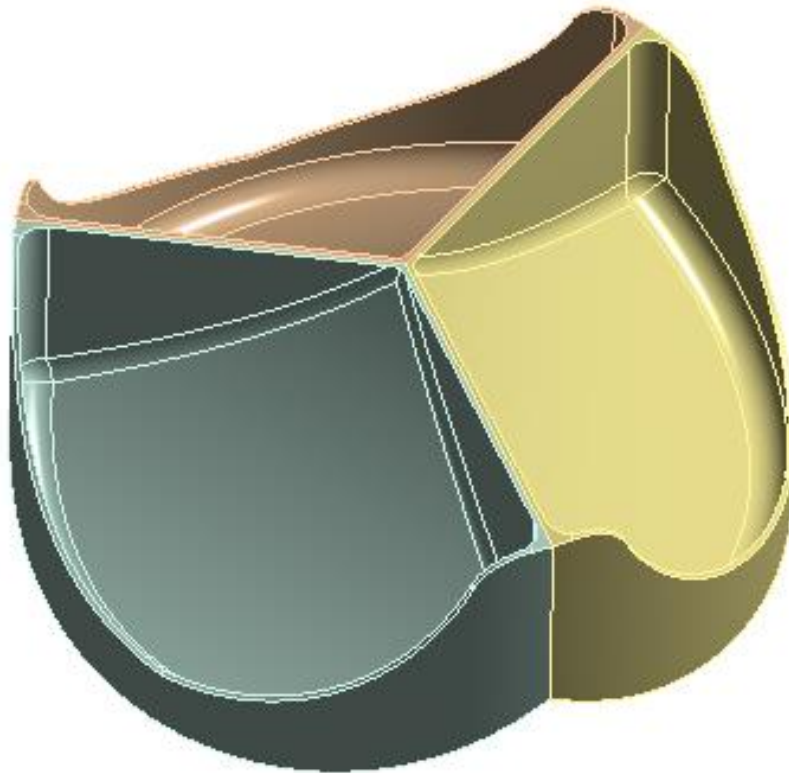


Figura 33 – Modelo CAD da válvula cardíaca

Após a elaboração do modelo CAD da válvula, foi necessário discretizar o domínio através da malha de elementos finitos. Foi elaborado uma malha composta de 25748 elementos tetraédricos de segunda ordem através do solver *mechanical APDL* no software Ansys® conforme exibido na Figura 34. Os elementos tetraédricos foram escolhidos pela sua alta versatilidade em representar a geometria estudada.

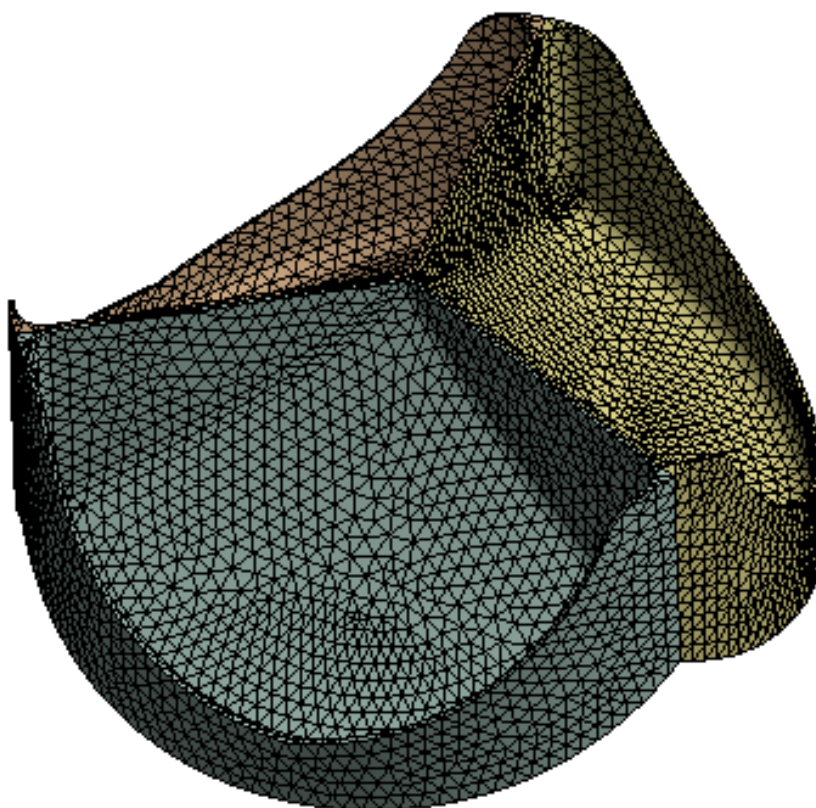


Figura 34 – Malha tetraédrica – 25748 elementos

O modelo do material adotado foi o linear elástico e isotrópico. Apesar do tecido porcino ter um comportamento anisotrópico e ser hiperelástico, para análises qualitativas, a consideração do material de seguir a lei de Hook é válida e utilizada em vários trabalhos como (SINGH *et al.*, 2007; GNYANESWAR *et al.*, 2002). As cúspides são feitas de material biológico e 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 (Avelar, 2016 e SINGH *et al.*, 2007). As propriedades mecânicas utilizadas estão exibidas na Tabela 3.

Tabela 3 – Propriedades do material

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

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 são pequenas e foram desprezadas nas análises desenvolvidas neste trabalho. Assim sendo, foi considerada uma restrição dos seis graus de liberdade (translação e rotação) nas superfícies externas da válvula conforme sugerido por (SALEEB, *et al.*, 2013). A região de restrição está indicada em azul na Figura 35.

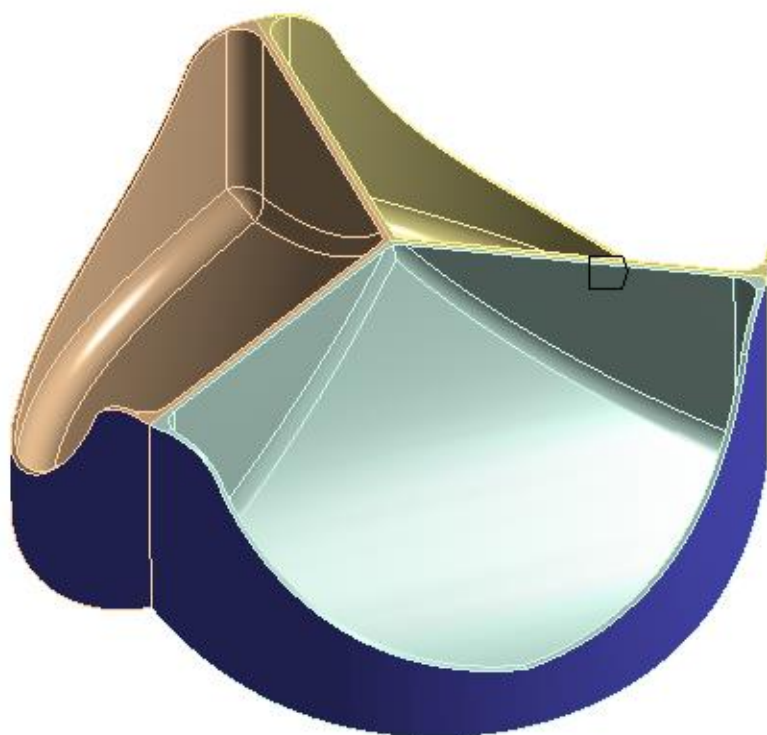


Figura 35 – Restrição do modelo

A abertura e fechamento 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 aplicada uma diferença de pressão entre estas duas regiões nas superfícies da válvula em contato com o sangue dos ventrículos conforme sugerido por (KIM, H. *Et al.*, 2008). Estas superfícies estão indicadas em vermelho na Figura 36.

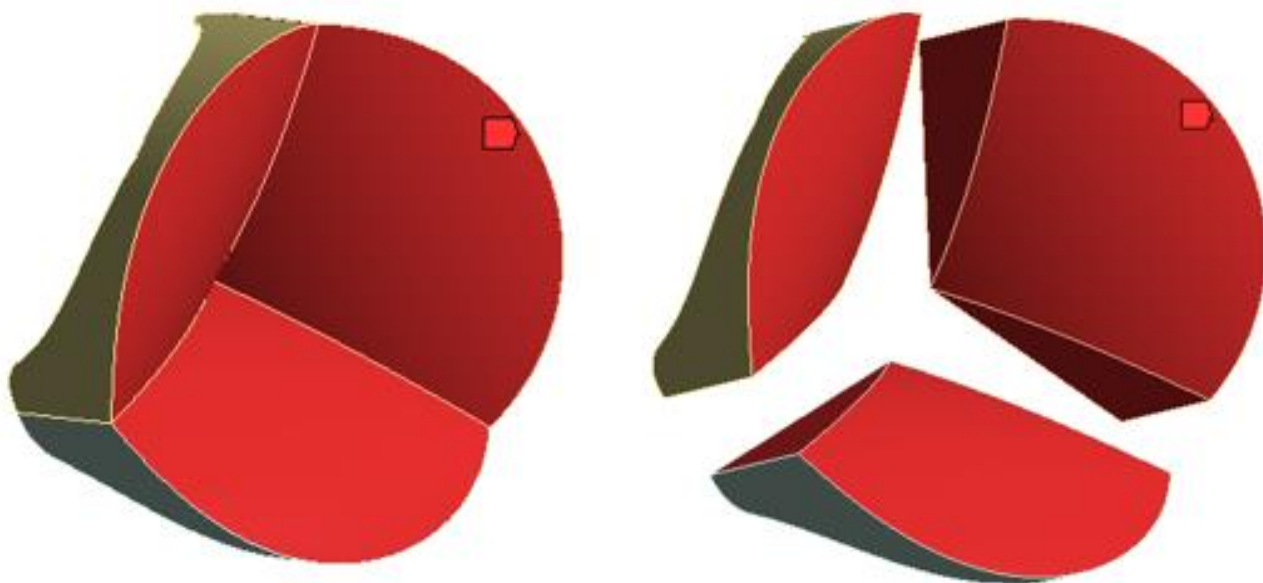


Figura 36 – Superfícies em que a pressão foi aplicada

Conforme mencionado acima, as forças responsáveis pela abertura e fechamento da válvula são consequências da diferença de pressão entre o VE e a aorta. A Figura 37 mostra os valores fisiológicos de pressão nestas duas regiões durante um ciclo cardíaco de 0,76 segundos (80bpm).

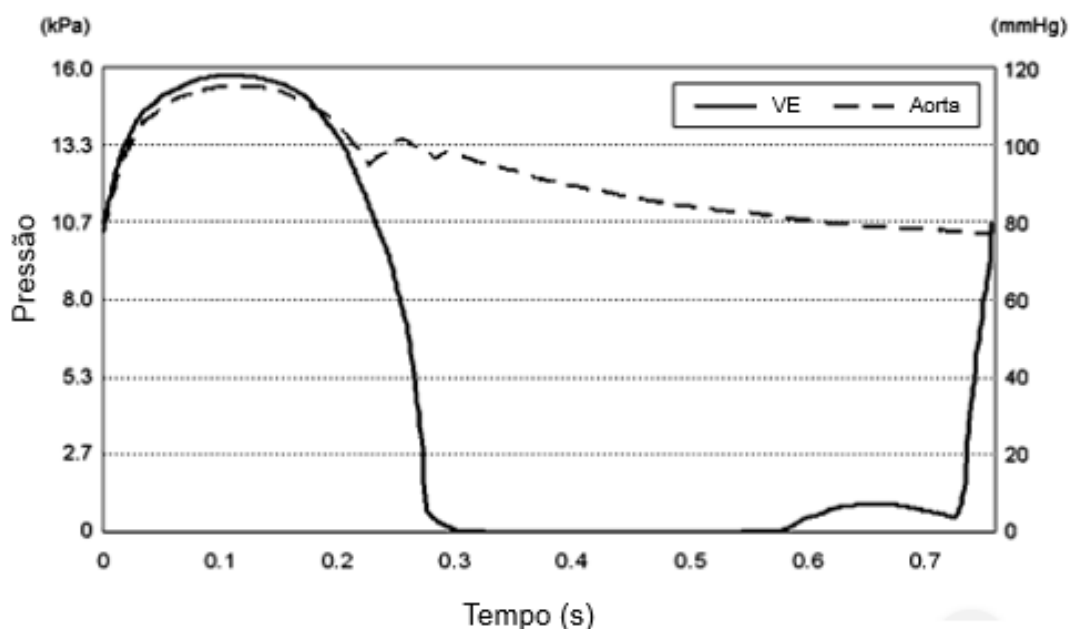


Figura 37 – Pressão VE e Aorta

O carregamento do modelo foi adotado como sendo a diferença de pressão entre estas duas regiões (VE – aorta) e aplicado nas superfícies indicadas na Figura 36. A curva resultante da diferença de pressão entre estas duas regiões está exibida na Figura 38. Entre $t=0$ s a $t=0,18$ segundos, a diferença de pressão é positiva e atinge

o valor máximo de 397Pa. 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 (KIM, H. *Et al.*, 2008).

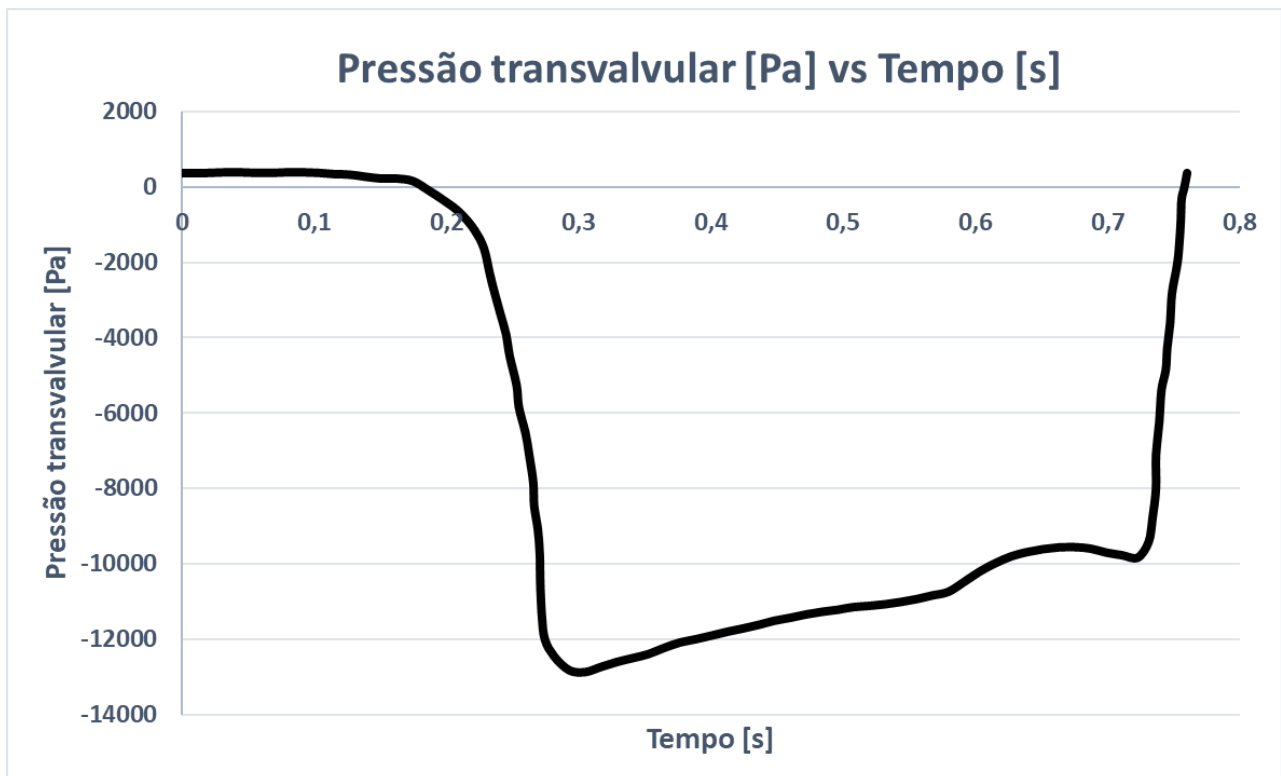


Figura 38 – Pressão transiente fisiológica

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 selamento completo da válvula que impede que o sangue da aorta retorne ao VE. Foi considerado contato com atrito entre os folhetos com coeficiente de atrito de 0,05 conforme sugerido por (SALEEB, *et al.*, 2013). Uma região de contato entre os folhetos está indicada em azul na Figura 39. Para os outros pares de contato foram adotadas as mesmas condições.

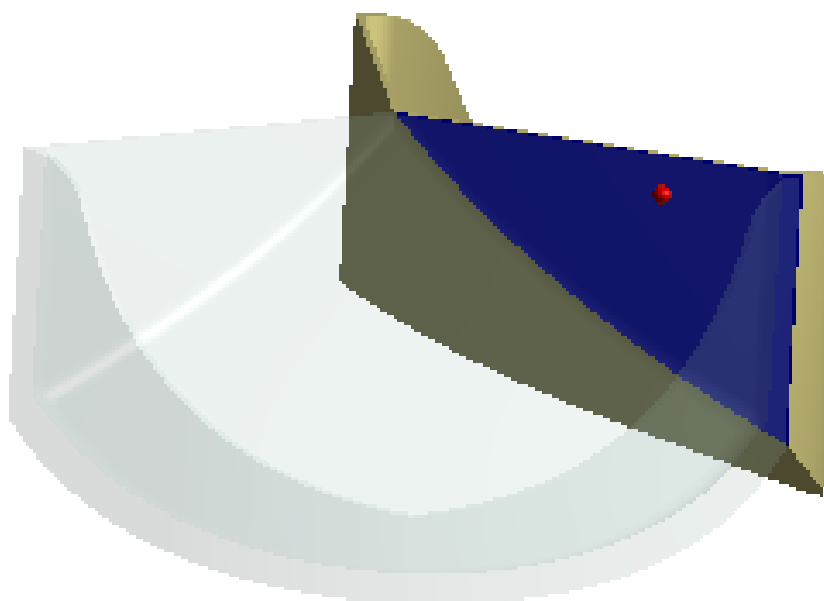


Figura 39 – Região de contato

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 pequeno, trazem consigo um aumento expressivo do custo computacional. Para análise em questão, foi adotado o *time step* de $2 \cdot 10^{-3}$ segundos como uma estimativa inicial. A eficácia deste valor adotado foi testada posteriormente no teste de *time step*.

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 altas, foi considerado a não linearidade geométrica no modelo matemático. Dessa forma, a opção de grandes deslocamentos no software Ansys ® foi ativada.

A Tabela 4 apresenta um resumo das condições de contorno do problema transiente.

Tabela 4 – Resumo do *setup* da análise transiente

Resumo condições de contorno da análise transiente	
Análise	Transiente
Material	Linear elástico isotrópico ($E=5\text{MPa}$; $\rho=1100\text{kg/m}^3$; $\nu=0,4$)
Contato	Com atrito ($\mu = 0,05$)
Restrição	Total restrição na face em contato com a raiz da aorta
Carregamento	Pressão transiente transvalvular aplicada 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	$2 \cdot 10^{-3}$ segundos
Grandes deslocamentos?	Sim
Malha	Tetraédrica de segunda ordem 25748 elementos

O tamanho dos elementos, e por consequência, a quantidade de nós que constituem a malha tem influência direta na precisão dos resultados obtidos. No geral, quanto maior a quantidade de nós em uma malha, mais preciso serão os resultados obtidos e maior será o custo computacional da análise (BATHE, 2006). Neste sentido, é necessário realizar um teste de malha realizando análises com condições de contorno idênticas, porém com uma maior quantidade de elementos/nós na malha para verificar a sensibilidade do modelo quanto a este parâmetro. Foram realizadas duas outras análises similares utilizando as condições de contorno da Tabela 4, porém com malhas mais refinadas. A Figura 40 mostra as malhas geradas para o teste. A primeira com 50437 elementos e a segunda 81709 elementos tetraédricos.

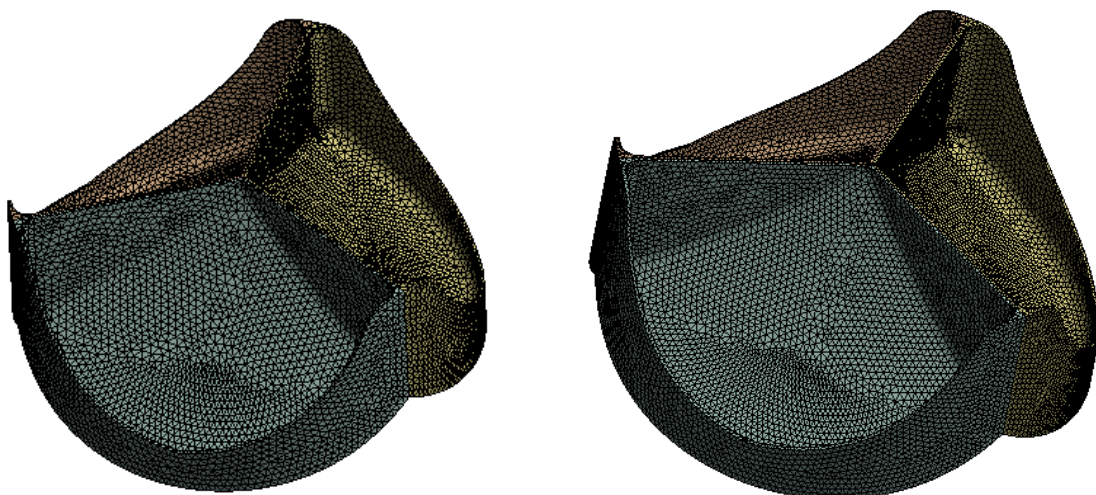


Figura 40 – Malha 2 (50437 tetrahédricos) e malha 3 (81709 tetrahédricos) elementos

No teste de malha é necessário definir qual grandeza será comparada entre as análises e em qual ponto serão feitas as medições. As variáveis escolhidas para o teste de malha foram o deslocamento da ponta da cúspide e a área máxima de abertura da válvula. A Figura 41 mostra o ponto em que os deslocamentos foram comparados.

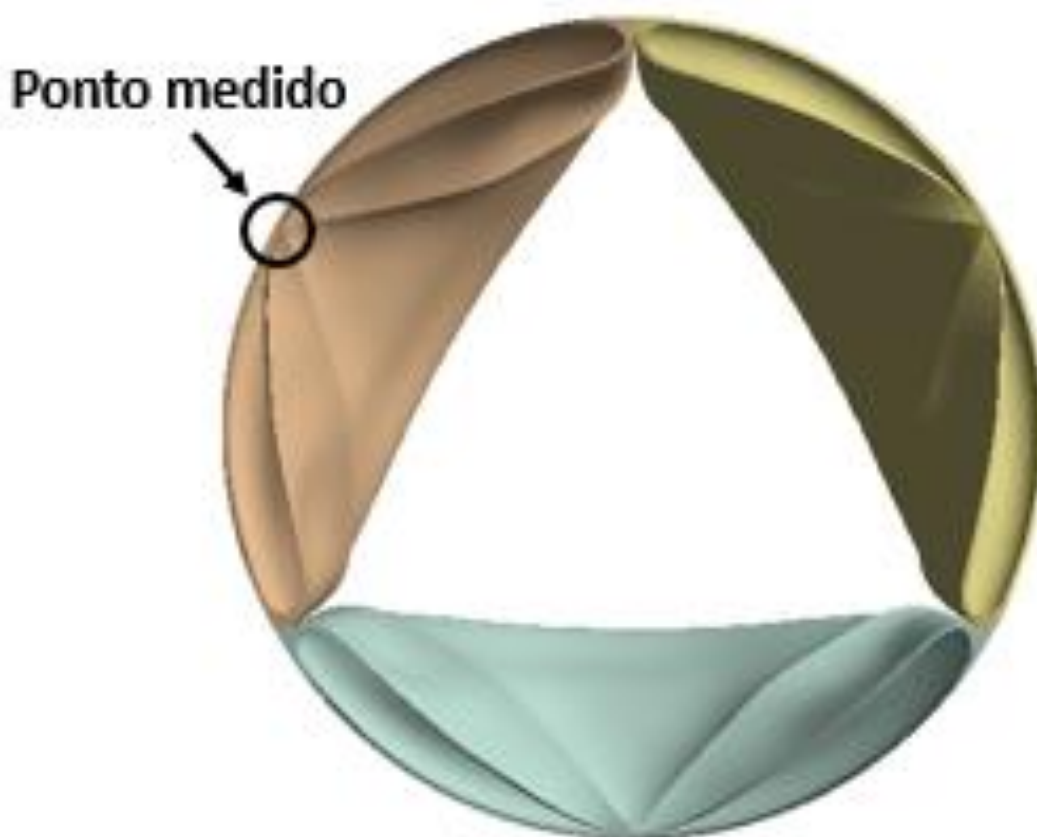


Figura 41 – Ponto de medição na cúspide – Teste de malha

Como mencionado anteriormente, o *time step* em análises dinâmicas tem influência direta nos fenômenos físicos que serão captados pelo modelo matemático. Na literatura, é sugerido a utilização de um *time step* que faça com que o modelo computacional tenha uma frequência dez vezes maior do que a maior frequência de interesse (BATHE, 2006). Porém, no caso do presente estudo, as frequências são as variáveis de interesse a serem calculadas (*flutter*), o que torna difícil estimar o *time step* inicial. Assim sendo, foi necessário realizar um teste de *time step* para verificar se o valor inicial adotado foi eficaz na modelagem das oscilações do folheto. Foram testados dois *times steps* adicionais de $1 \cdot 10^{-4}$ segundos e $0,5 \cdot 10^{-4}$ segundos, utilizando exatamente as mesmas condições de contorno descritas na Tabela 4. A malha utilizada foi a original de 25748 elementos tetraédricos de segunda ordem. As variáveis de comparação escolhidas para o teste de *time step* foram o deslocamento na ponta da cúspide e a área de abertura da válvula.

3.2 Verificação experimental da simulação

Devido as dificuldades de se obter dados experimentais quantitativos com condições fisiológicas para válvulas cardíacas através das ferramentas disponíveis no LabBio, foi feita uma verificação experimental qualitativa, onde os resultados obtidos na simulação foram comparados com imagens de experimentos disponíveis na literatura. Foram utilizados os resultados de (HAJ-ALI *et al.*, 2008). O objetivo desta comparação foi avaliar se os resultados obtidos pelo modelo matemático utilizado foram visivelmente irreais sobre o fenômeno físico em questão.

3.3 Análises quase estáticas

Análises quase estáticas são análises em que a carga é aplicada em pequenos incrementos, e que, em cada incremento, é realizado uma análise estática do problema. Pode-se ainda recalcular a rigidez do domínio e a direção da carga toda vez que um novo incremento é aplicado, sendo esta uma consideração de não linearidade geométrica. Recebe o nome de quase estática porque a deformação é muito lenta e os efeitos inerciais e de amortecimento são desprezados (BATHE, 2006). Foram realizadas cinco análises quase estáticas com objetivo de verificar a eficácia destas modelagens mais simples em calcular a área máxima de abertura. Esta

investigação é importante visto que o custo computacional destas análises é muito menor do que nas análises transientes, podendo ser uma ferramenta rápida em problemas que o interesse seja apenas o cálculo da área de abertura. Também foi testada a influência de diferentes tipos de elementos e de suas funções de interpolação nos resultados obtidos.

Foram realizadas cinco análises quase estáticas diferentes que utilizaram os seguintes elementos e funções de interpolação: Elementos triangulares de primeira ordem, elementos triangulares de segunda ordem, elementos quadrilaterais de primeira ordem, elementos tetraédricos de primeira ordem e elementos tetraédricos de segunda ordem.

Elementos triangulares e quadrilaterais são elementos do tipo casca utilizados para discretizar superfícies. Assim sendo, foi necessário a elaboração de um CAD feito por superfícies da prótese estudada. A Figura 42 mostra o CAD gerado através do software Ansys®.

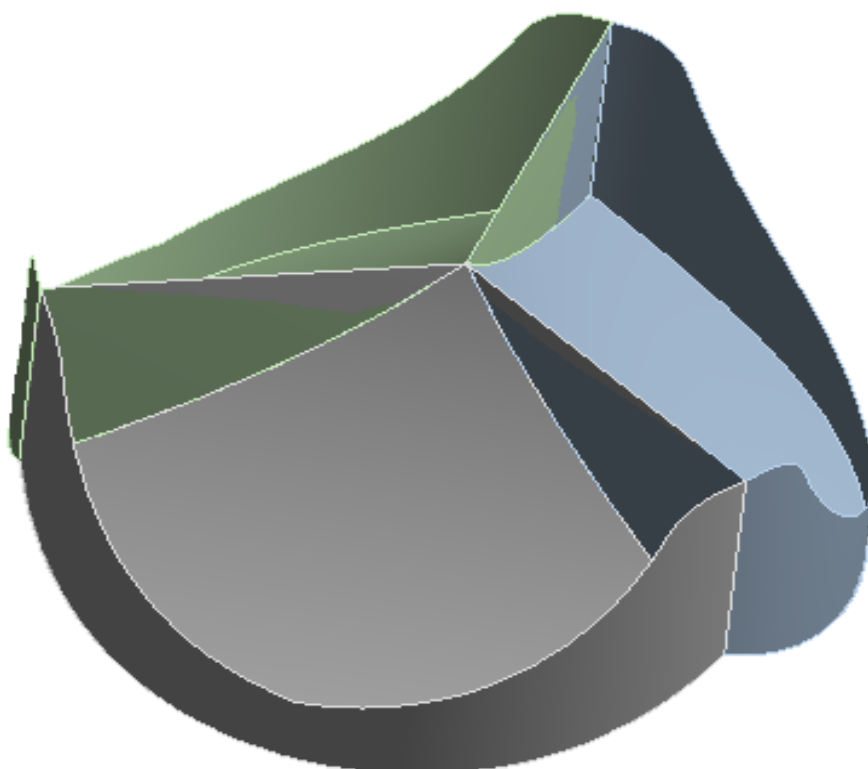


Figura 42 – Modelo CAD de superfícies

Após desenvolvido o modelo da válvula em superfície, foram geradas as malhas com elementos triangulares (42117 elementos) e quadrilaterais (21020 elementos) conforme exibidos na Figura 43 e Figura 44, respectivamente.

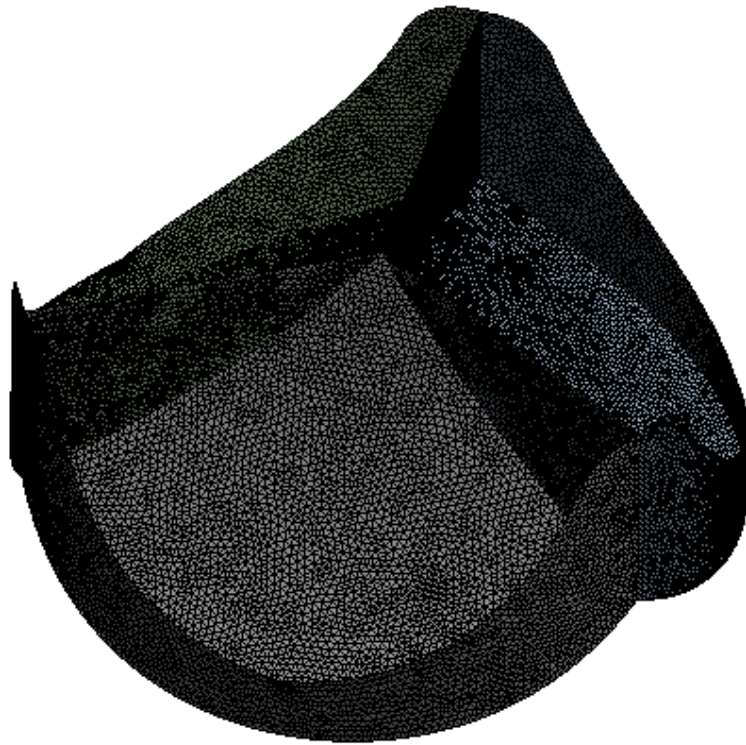


Figura 43 – Malha com elementos triangulares

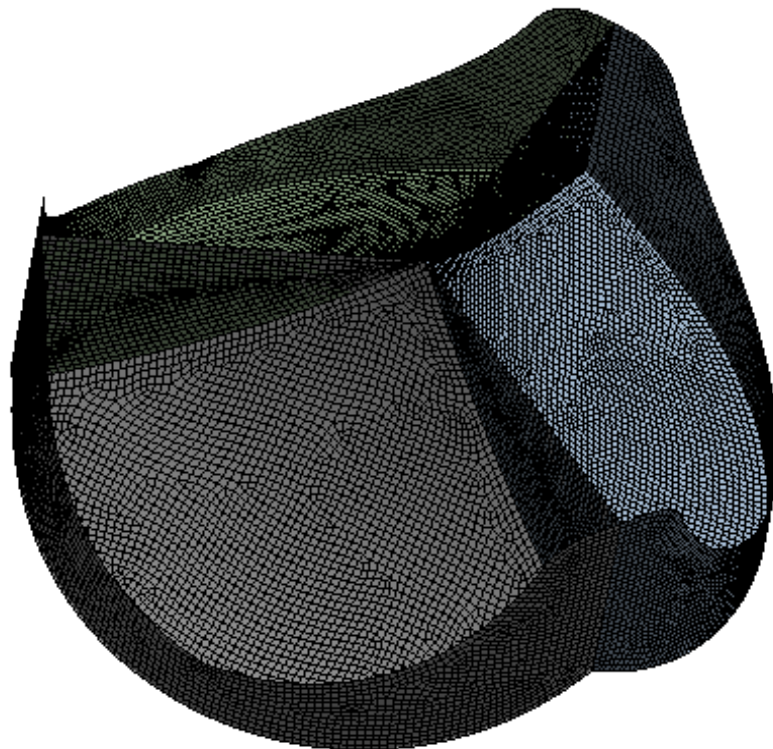


Figura 44 – Malha com elementos quadrilaterais

Para o modelo com elementos tetraédricos, foi utilizado a mesma malha gerada no tópico 3.1 com 25748 elementos e está exibida na Figura 45.

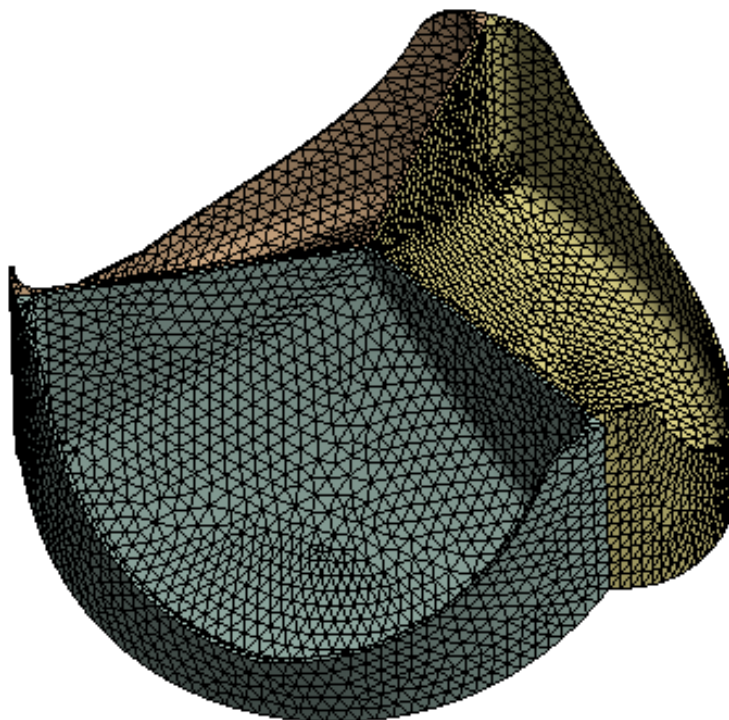


Figura 45 – Malha com elementos tetraédricos

As propriedades do material, as restrições do problema, as faces em que o carregamento foi aplicado e a região de contato foram as mesmas das apresentadas no tópico 3.1. O carregamento aplicado foi a pressão máxima durante a sístole retirada da curva de (KIM *et al.*, 2008) de 397Pa. A análise foi dividida em 600 *steps*. A opção de grandes deslocamentos foi ativada, logo, a não linearidade geométrica foi incorporada ao modelo matemático. A espessura designada aos elementos foi constante de 0,20 mm. A Figura 46 mostra o carregamento de pressão aplicado nos problemas quase estáticos.

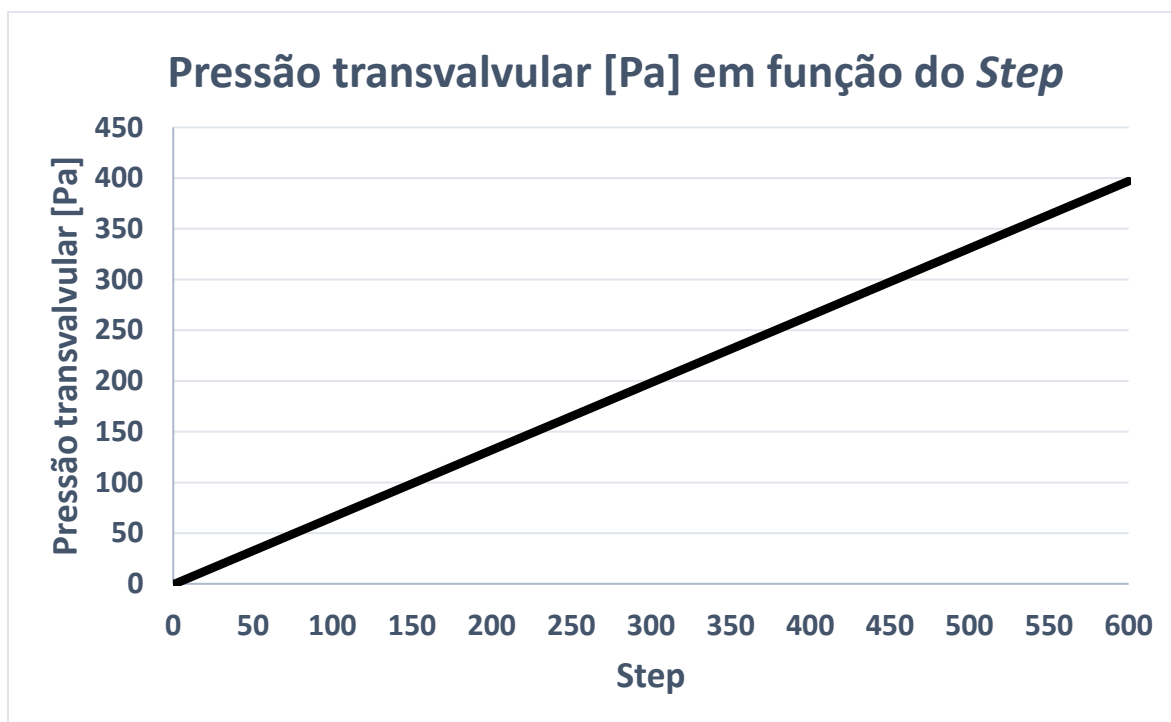


Figura 46 – Pressão análise quase estática

A Tabela 5 mostra o resumo das condições de contorno utilizadas nas análises quase estáticas.

Tabela 5 – Resumo condições de contorno análise quase estática

Resumo condições de contorno das análises quase estáticas	
Análise	Quase estática
Material	Linear elástico isotrópico ($E=5\text{MPa}$; $\rho=1100\text{kg/m}^3$; $\nu=0,4$)
Restrição	Restrição rígida na face em contato com a raiz da aorta
Carregamento	Pressão estática (397Pa) transvalvular aplicada 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 ($\mu = 0,05$)
Número de steps	600
Grandes deslocamentos?	Sim
Espessura	0,20 mm
Malha	Triangular 1ª e 2ª ordem, quadrilateral 1ª ordem e tetraédrica 1ª e 2ª ordem

Foram comparados os resultados obtidos para a área máxima de abertura em cada uma das análises com o resultado da análise transiente realizada no item 3.1 e verificado a eficácia dos modelos em calcular esta variável.

3.4 Não-linearidade x linearidade geométrica

Foi realizado uma análise linear estática com as mesmas condições de contorno descritas no tópico 3.3, porém, foi considerado linearidade geométrica do problema. Isto significa que a rigidez do domínio e a direção da carga foi a mesma ao longo de toda a análise. Os resultados obtidos foram comparados com os resultados da análise quase estática que utilizou elementos tetraédricos de segunda ordem e não linearidade geométrica para avaliar a influência deste parâmetro na modelagem computacional do problema. A Tabela 6 mostra o resumo das condições de contorno utilizada na análise linear estática.

Tabela 6 – Condições de contorno análise linear estática

Resumo condições de contorno das análises quase estáticas	
Análise	Linear estática
Material	Linear elástico isotrópico ($E=5\text{MPa}$; $\rho=1100\text{kg/m}^3$; $\nu=0,4$)
Contato	Com atrito ($\mu = 0,05$)
Restrição	Total restrição na face em contato com a raiz da aorta
Carregamento	Pressão estática (397Pa) transvalvular aplicada 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
Grandes deslocamentos?	Não
Malha	Tetraédrica 2ª ordem 25748 elementos

3.5 Análise dinâmica - Influência do módulo de elasticidade

As biopróteses de válvulas cardíacas sofrem com a calcificação de seus tecidos durante operação, o que reflete em um aumento da rigidez do material. Em vista deste fenômeno, foi avaliada a influência da variação do módulo de elasticidade do material

no comportamento dinâmico da bioprótese de válvula cardíaca. Os principais parâmetros avaliados foram: Deslocamentos da ponta da cúspide, tensão na ponta da cúspide, tensão no ponto crítico, área de abertura, tempo de abertura e, principalmente, o fenômeno de *flutter*.

A ocorrência de *flutter* em válvulas cardíacas foi identificada em diversos trabalhos da literatura, em especial nas biopróteses, mas poucos foram os que se aprofundaram em quantificar este fenômeno. Devido a natureza do *flutter* de ser uma instabilidade provocada pelo acoplamento de dois ou mais modos de vibração, torna-se importante a análise da influência do módulo de elasticidade sobre o fenômeno, visto que este parâmetro altera as frequências naturais do sistema.

Foram feitas cinco análises transientes distintas com os seguintes valores de módulo de elasticidade para o material: 3,0; 3,5; 4,0; 4,5 e 5,0 MPa, sendo o valor de 3,0MPa considerado como o de uma válvula recém instalada em um paciente e 5,0MPa o módulo de elasticidade de uma válvula com alto grau de calcificação. As restrições do modelo, região de contato e carregamento foram os mesmos descritos no tópico 3.1. A malha utilizada foi tetraédrica de segunda ordem com 25748 elementos. O *time step* adotado foi de $1 \cdot 10^{-4}$ segundos. A opção de grandes deslocamentos foi ativada. A Tabela 7 mostra o resumo das condições de contorno utilizadas nas análises que avaliaram a influência do módulo de elasticidade na dinâmica da válvula.

Tabela 7 – Condições de contorno análises do módulo de elasticidade

Resumo condições de contorno da análise transiente – Influência do módulo de elasticidade	
Análise	Transiente
Material	Linear elástico isotrópico (E=5MPa; 4,5MPa; 4,0 MPa; 3,5MPa; 3,0MPa; $\rho=1100\text{kg/m}^3$; $\nu=0,4$)
Restrição	Total restrição na face em contato com a raiz da aorta
Carregamento	Pressão transiente transvalvular aplicada 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 ($\mu = 0,05$)
Time step	$1 \cdot 10^{-4}$ segundos

Grandes deslocamentos?	Sim
Malha	Tetraédrica de segunda ordem 25748 elementos

De posse dos resultados obtidos nas cinco análises realizadas, inicialmente foi realizado uma comparação entre os deslocamentos obtidos na ponta da cúspide, área máxima de abertura e tempo requerido para a válvula alcançar esta área de abertura. A Figura 47 mostra o ponto em que os deslocamentos foram medidos.

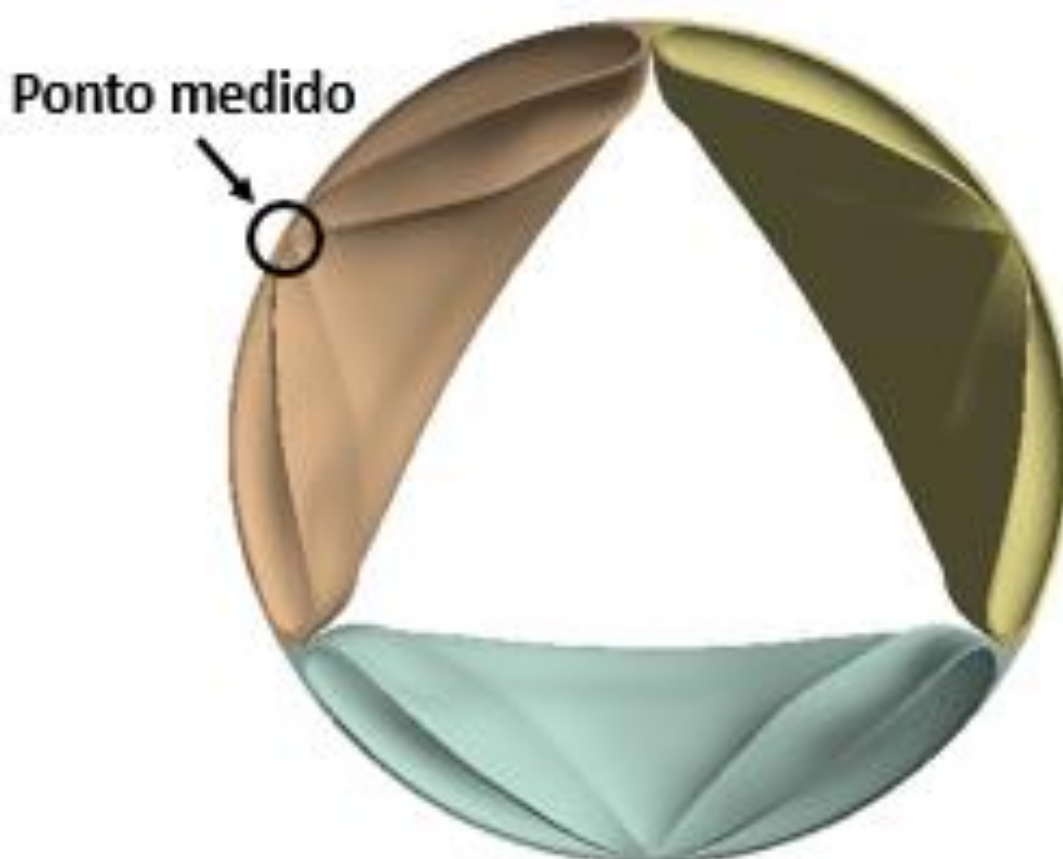


Figura 47 – Ponto de medição – Análises transiente

Além dos deslocamentos e área máxima de abertura, outra variável de interesse nestes dispositivos são as tensões atuantes ao longo de um ciclo cardíaco. Foi feita uma comparação das tensões de von Mises atuantes na ponta da cúspide e no ponto crítico da válvula ao longo de um ciclo cardíaco em cada uma das análises desenvolvidas, para identificar qual a influência da rigidez do tecido neste parâmetro. O ponto crítico foi definido avaliando o ponto de maior tensão ao longo do ciclo

cardíaco nos resultados obtidos na análise transiente do tópico 3.1. A Figura 48 mostra o ponto crítico definido.

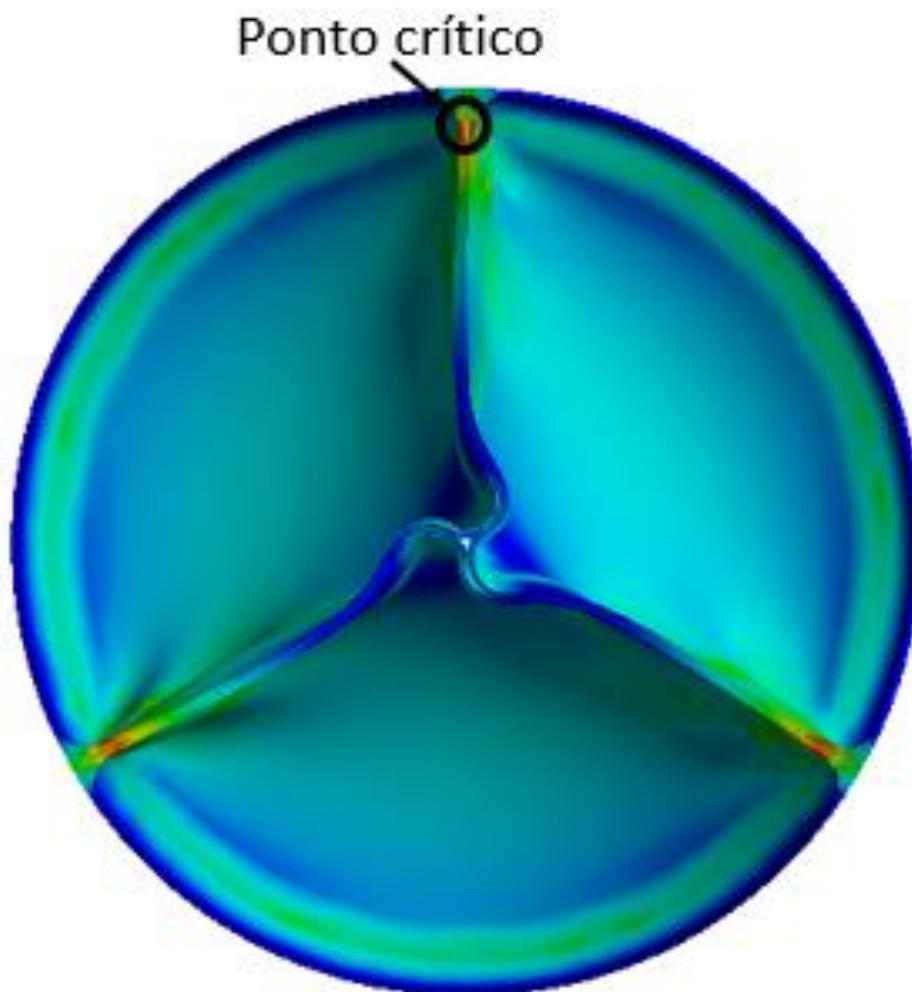


Figura 48 – Ponto crítico de tensão

O fenômeno de *flutter* é uma instabilidade na estrutura causada pelo acoplamento de dois ou mais modos de vibração. No caso da bioprótese estudada, este fenômeno se reflete nas oscilações de seus folhetos. Para quantificar o *flutter* foi realizada uma análise dos deslocamentos na ponta da cúspide no domínio da frequência através da transformada rápida de Fourier (FFT) para identificar as frequências dominantes e seus respectivos valores de pico. Antes da FFT, foi necessário tratar os dados de deslocamentos obtidos nas análises, pois o interesse era apenas nas oscilações. Para tal, foi selecionado o sinal de deslocamentos da sístole (válvula aberta). Deste sinal, foi calculado o valor médio, e subtraído de todos os pontos calculados, de forma a resultar apenas nos deslocamentos alternados. A Figura 49 mostra como foram selecionados os dados e o valor médio que foi subtraído.

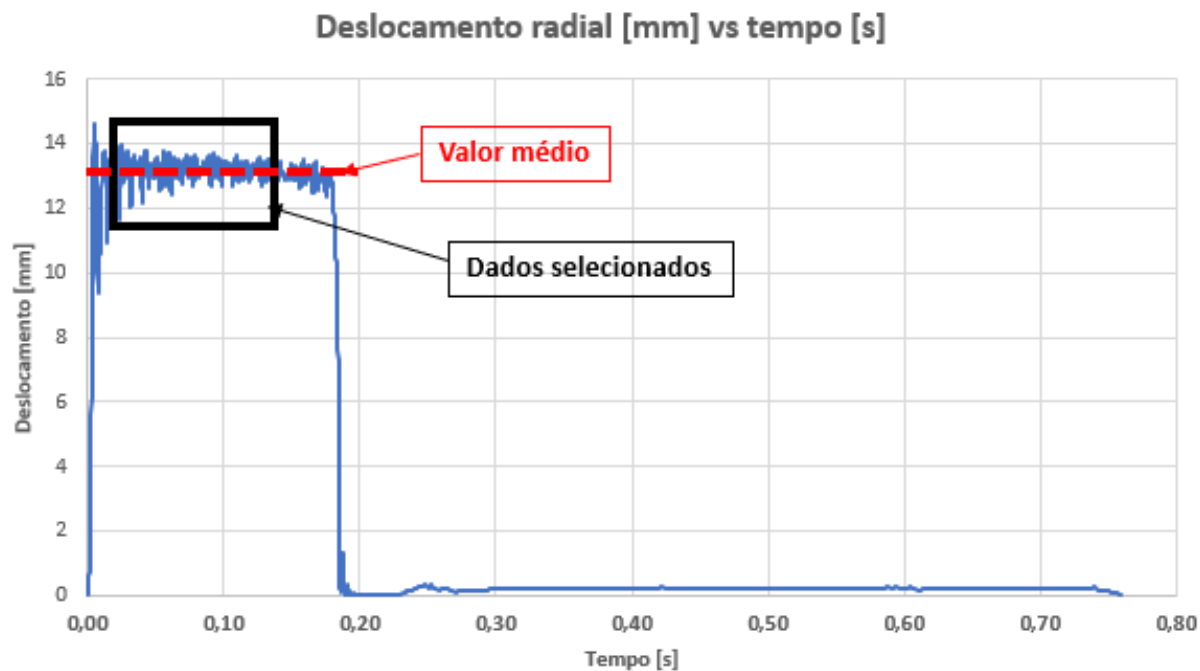


Figura 49 – Tratamento dos dados transiente

Após o procedimento acima ser realizado, apenas as oscilações do *flutter* foram quantificadas. Os dados das oscilações em função do tempo estão exibidos na Figura 50.

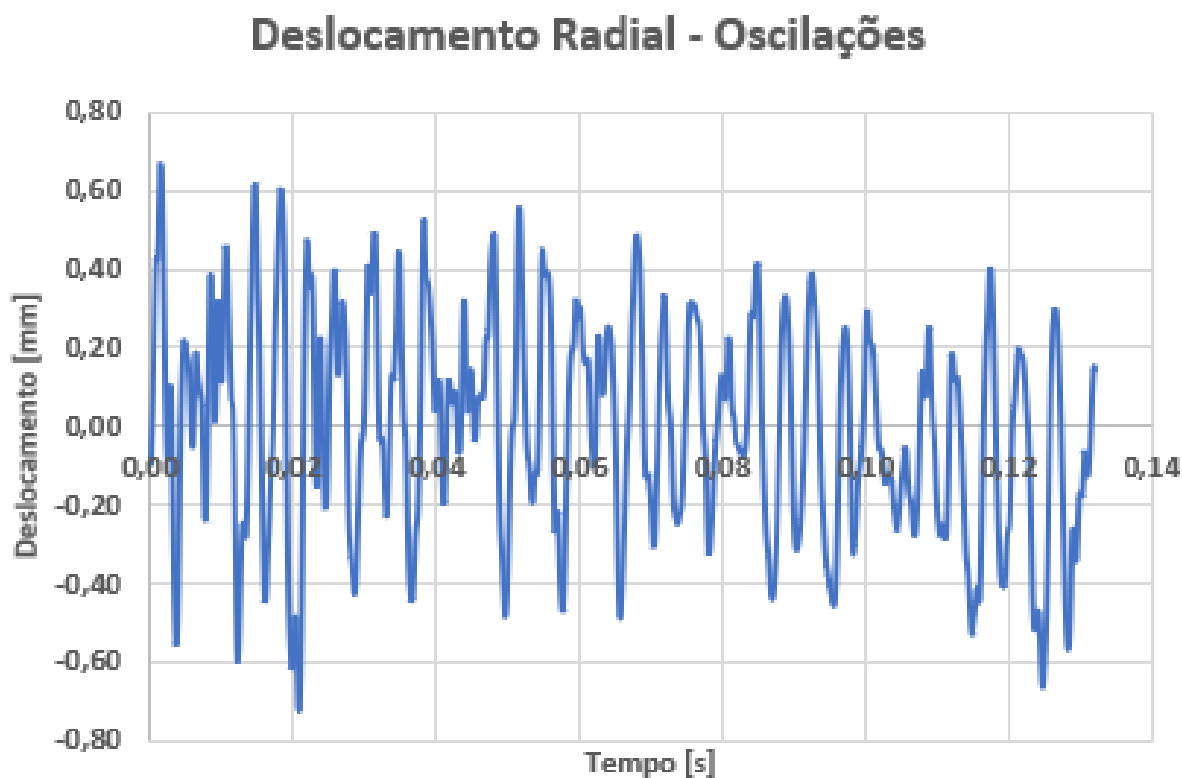


Figura 50 – Oscilações da ponta da cúspide

A partir dos resultados obtidos da FFT foram identificadas as três primeiras faixas de frequências dominantes em cada uma das análises e avaliado a influência do módulo de elasticidade nestas frequências e em suas amplitudes.

Por fim, foi feito uma média ponderada das três faixas de frequências dominantes e de seus deslocamentos para estimar qual a condição mais degradante para a válvula em relação ao fenômeno de *flutter*. A equação (22) foi utilizada para o cálculo:

$$d = \frac{1^{\text{a}} \text{freq.} \times \text{Amp } 1^{\text{a}} \text{freq} + 2^{\text{a}} \text{freq.} \times \text{Amp } 2^{\text{a}} \text{freq} + 3^{\text{a}} \text{freq.} \times \text{Amp } 3^{\text{a}} \text{freq}}{1^{\text{a}} \text{freq} + 2^{\text{a}} \text{freq} + 3^{\text{a}} \text{freq}} \quad (22)$$

Onde d é o deslocamento médio, freq. as faixas de frequências e Amp. a amplitude referente as faixas de frequências.

4 RESULTADOS E DISCUSSÃO

Os resultados obtidos no estudo são apresentados conforme fluxograma exibido na Figura 51.

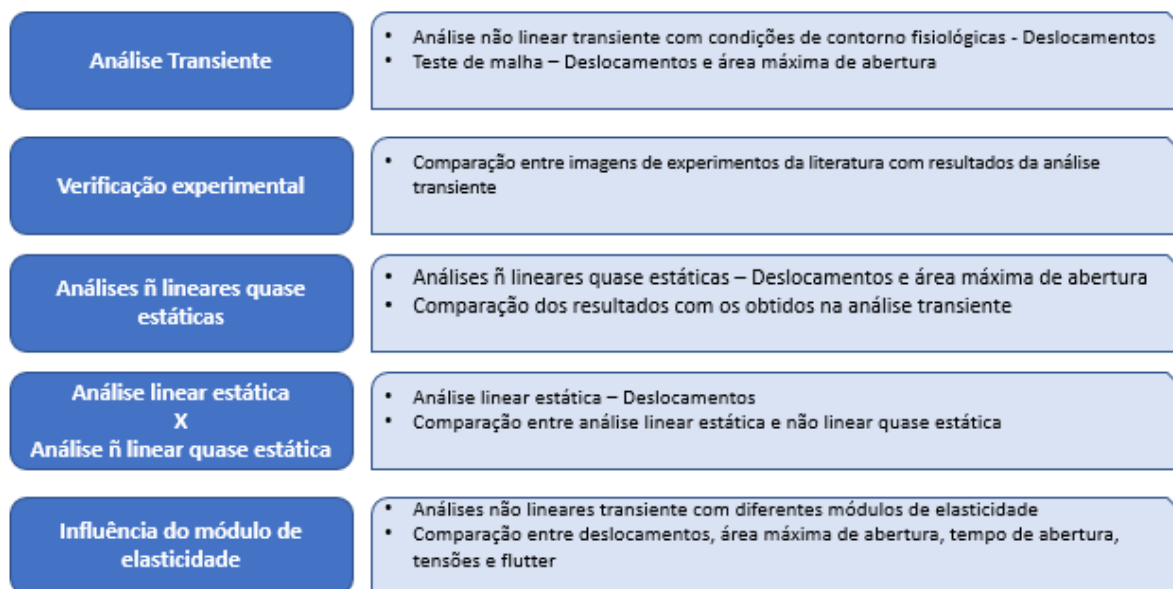


Figura 51 – Fluxograma de resultados

4.1 Análise transiente

A Figura 52 mostra o resultado obtido para a análise transiente utilizando as condições de contorno descritas no tópico 3.1. A abertura total da válvula ocorreu em 0,025 segundos com deslocamento total de 13,567mm. A válvula fecha completamente em 0,23 segundos, permanecendo nesta posição até o início do próximo ciclo.

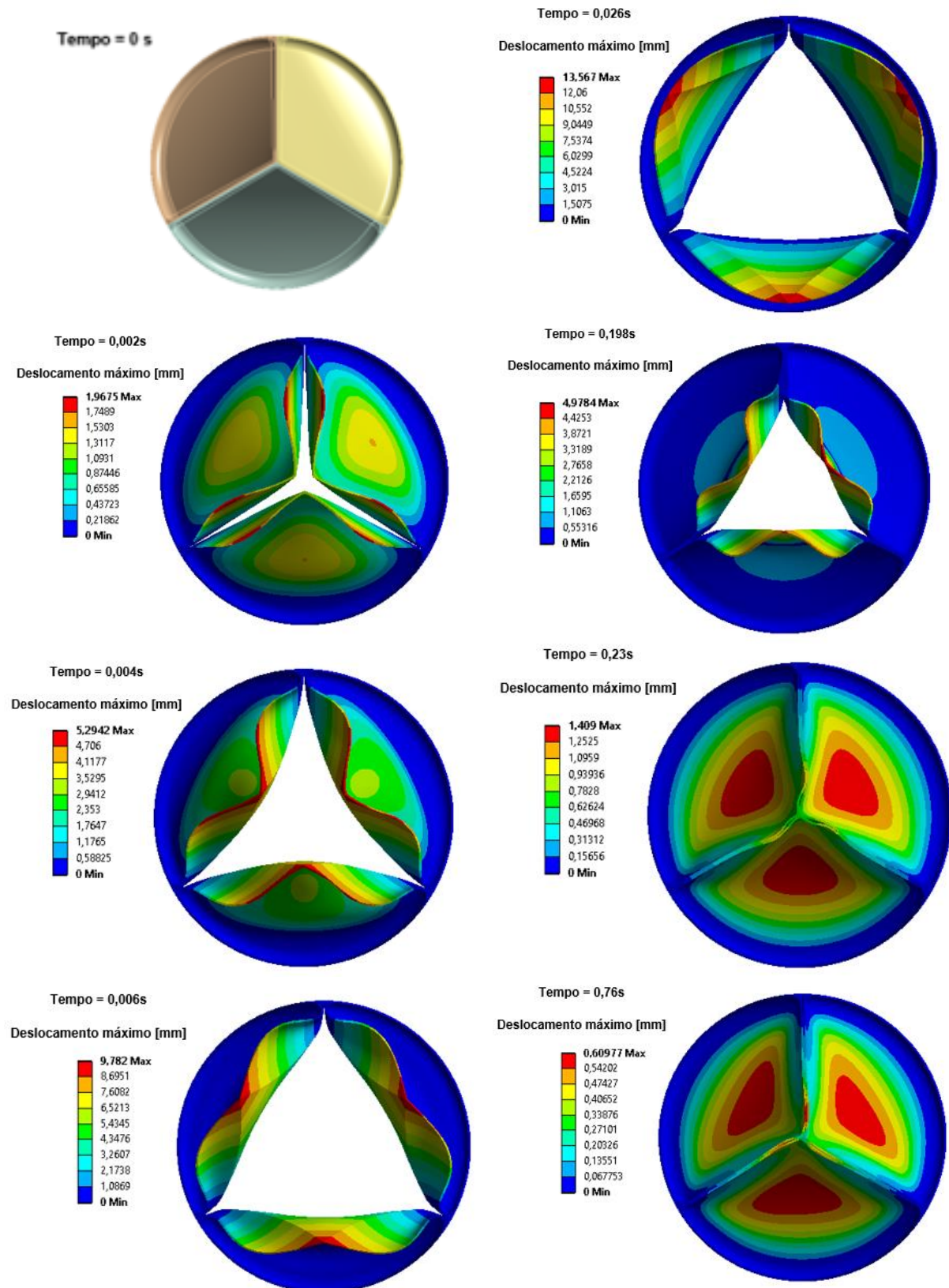


Figura 52 – Resultado da análise transiente – Evolução da abertura e fechamento

O teste de malha foi feito utilizando malhas de 81709, 50437 e 25748 elementos em que os parâmetros de comparação foram os deslocamentos da ponta da cúspide e área total de abertura. A Figura 53 mostra os deslocamentos obtidos na ponta da cúspide para cada uma das análises. A variação máxima no deslocamento foi de 2,3% entre as análises, portanto, a malha de menor quantidade de elementos foi considerada eficaz no cálculo desta variável, demonstrando uma convergência dos resultados.

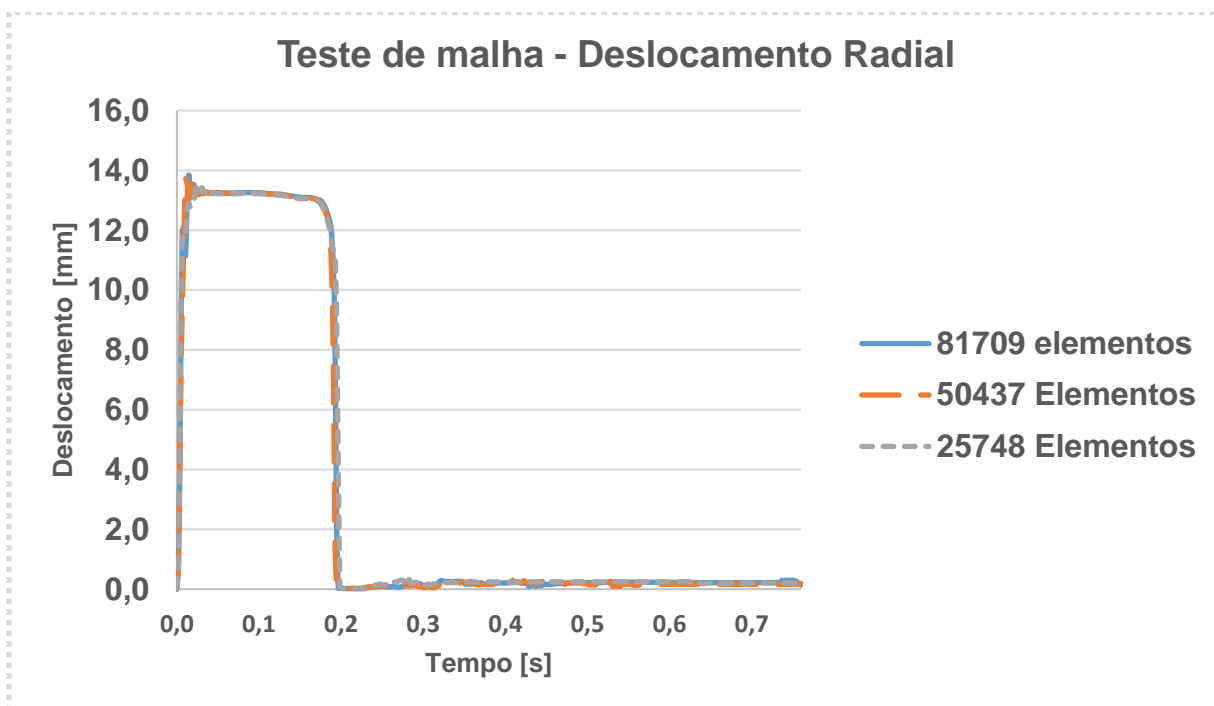


Figura 53 – Teste de malha - deslocamento

A Figura 54 mostra o comparativo da área máxima de abertura para as três malhas testadas. A variação máxima foi de 3,3%. Assim sendo, a malha contendo a menor quantidade de elementos, 25748, foi adotada para todas as análises que seguem por oferecer uma melhor relação entre custo computacional e precisão dos resultados.

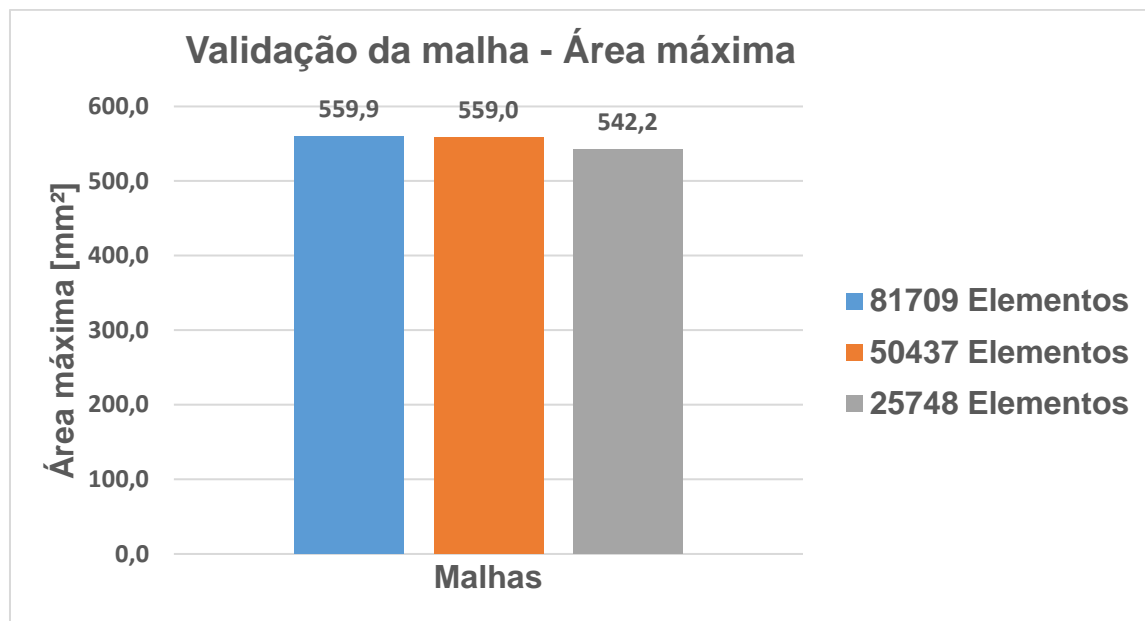


Figura 54 – Teste de malha – Área máxima

Para verificar se o *time step* adotado foi suficiente para representar os fenômenos transientes do problema físico, foram realizadas três simulações utilizando *time step* de 2×10^{-3} , 1×10^{-4} e $0,5 \times 10^{-4}$ segundos, em que foram comparados os deslocamentos da ponta da cúspide e área total de abertura da válvula. A Figura 55 mostra o deslocamento radial obtido para a ponte da cúspide em cada uma das análises. A variação máxima para o deslocamento foi de 5,3%, entretanto, nota-se que a análise que utilizou *time step* de 2×10^{-3} segundos não foi capaz de captar as oscilações da ponta da cúspide durante a abertura da válvula, tendo sido esta opção descartada.

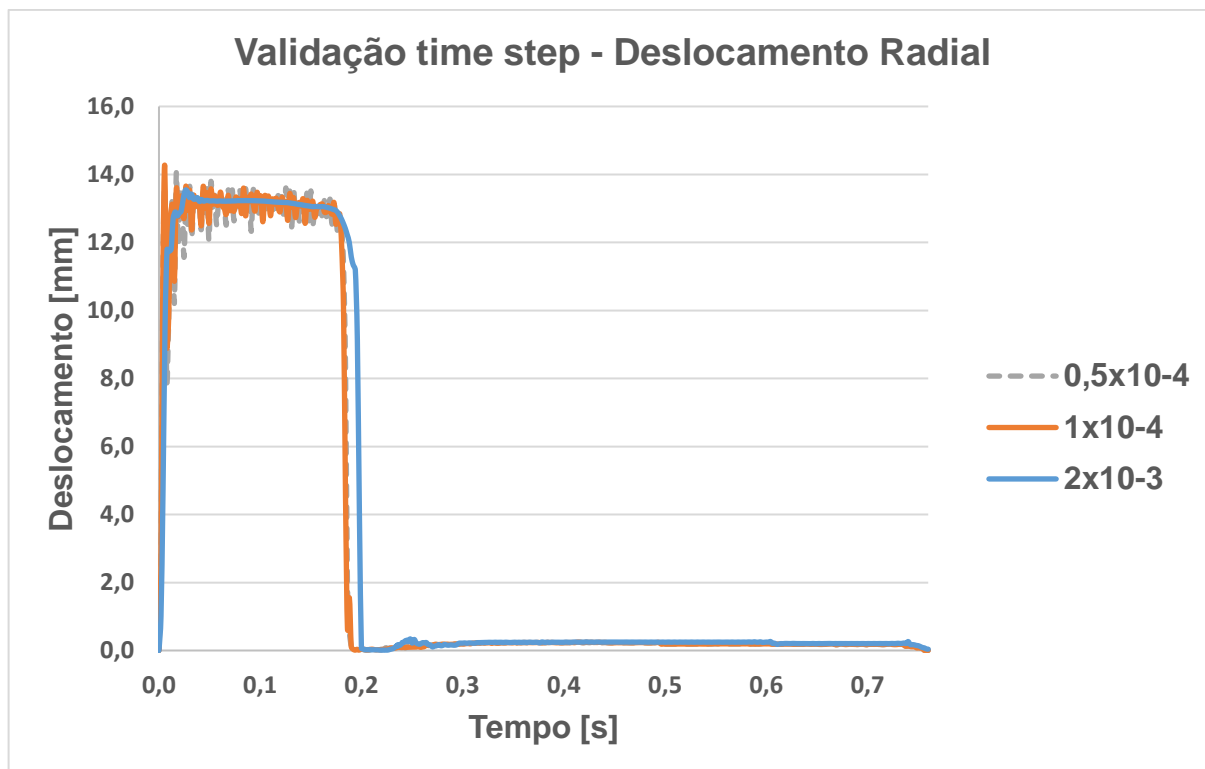


Figura 55 – Teste *time step* - deslocamento

A Figura 56 mostra o comparativo da área máxima de abertura para as três opções de *time step* testadas. Não houve variação significativa para este parâmetro. Como na Figura 55 foi comprovado que a opção de 2×10^{-3} segundos não foi eficaz na modelagem do problema, adotou-se o *time step* de 1×10^{-4} segundos como sendo padrão para todas as demais análises, por este ter sido capaz de captar o fenômeno de *flutter* e oferecer um menor custo computacional quando comparado ao *time step* de $0,5 \times 10^{-4}$.

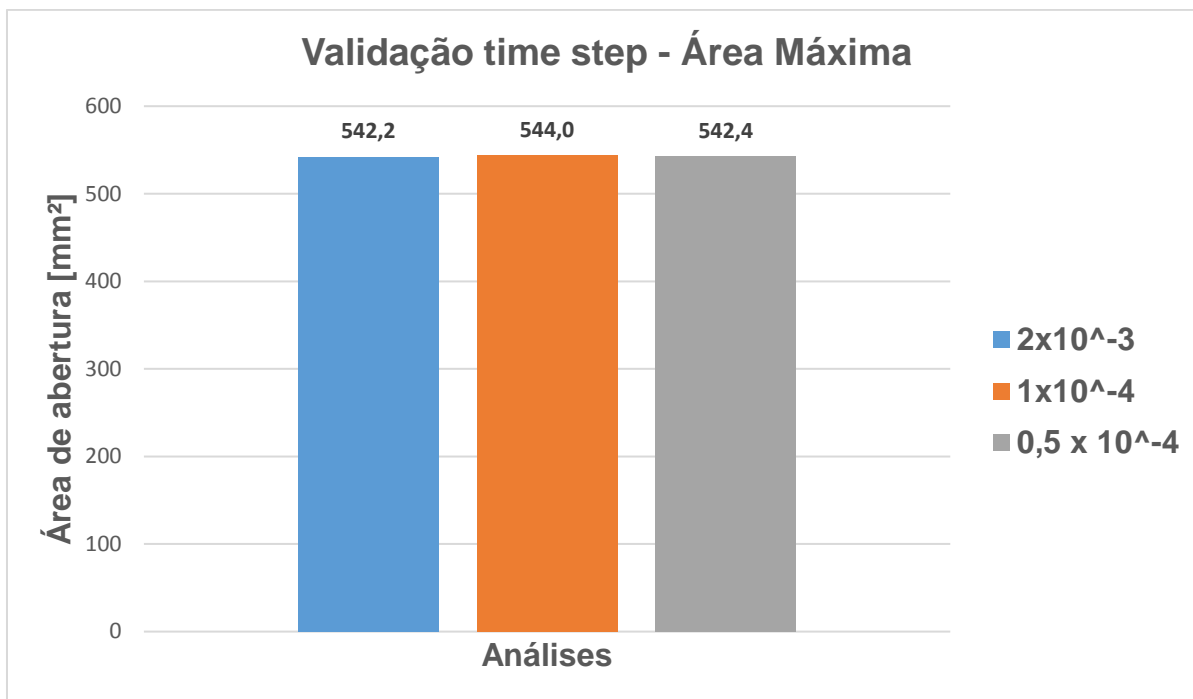


Figura 56 – Teste *time step* – Área máxima

4.2 Verificação experimental da simulação

A Figura 57 mostra uma comparação dos resultados da análise transiente com imagens da abertura e fechamento de uma válvula cardíaca obtidas por experimentos realizados por (HAJ-ALI *et al.*, 2008). Percebe-se de forma qualitativa, que a simulação foi capaz de representar a dinâmica de abertura e fechamento da bioprótese de válvula cardíaca.

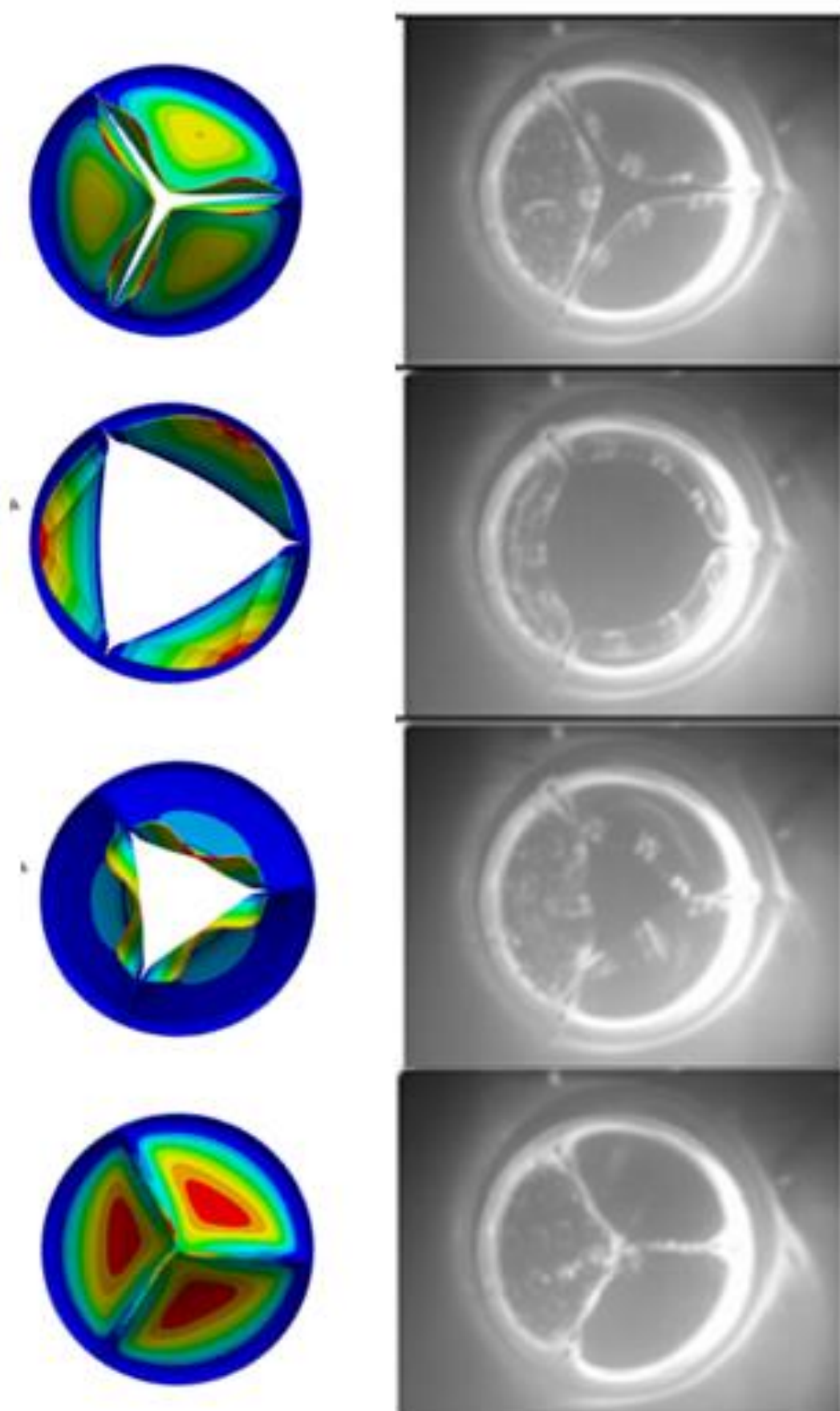


Figura 57 – Validação qualitativa experimental (a)elaborado pelo autor e (b) HAJ-ALI, R. *et al.*, 2008)

4.3 Análises quase-estáticas

A Figura 58 mostra os resultados obtidos para o deslocamento máximo das cinco análises quase estáticas realizadas. Nota-se que todas as análises obtiveram resultados similares com exceção da modelagem que utilizou elementos tetraédricos de primeira ordem, que obteve resultados completamente não físicos, visto que seus deslocamentos e área de abertura foram completamente distintos dos resultados obtidos na análise transiente

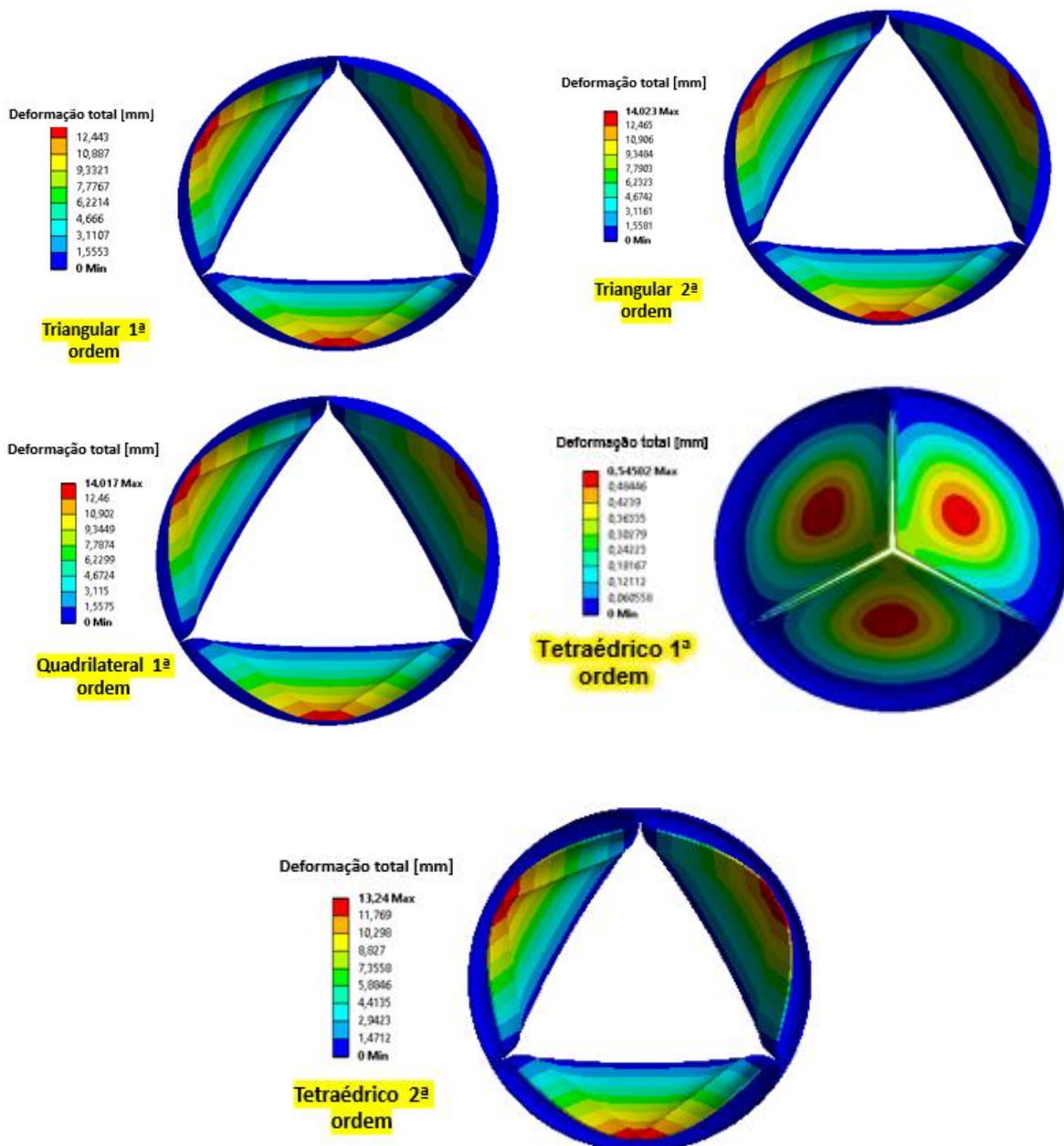


Figura 58 – Área máxima de abertura análises quase estáticas

A Figura 59 mostra o comparativo entre a área máxima de abertura das análises quase estáticas com o da análise transiente. Considerando que a área máxima de abertura na análise transiente com tamanho de malha e *time step* testado foi de 544,0 mm², pode-se notar que as análises quase-estáticas obtiveram resultados similares com variação máxima de 8,2%, com exceção da análise que utilizou elementos tetraédricos de primeira ordem, onde seu resultado foi totalmente obstante da realidade, constatando que seu uso é extremamente desaconselhável em problemas desta natureza.

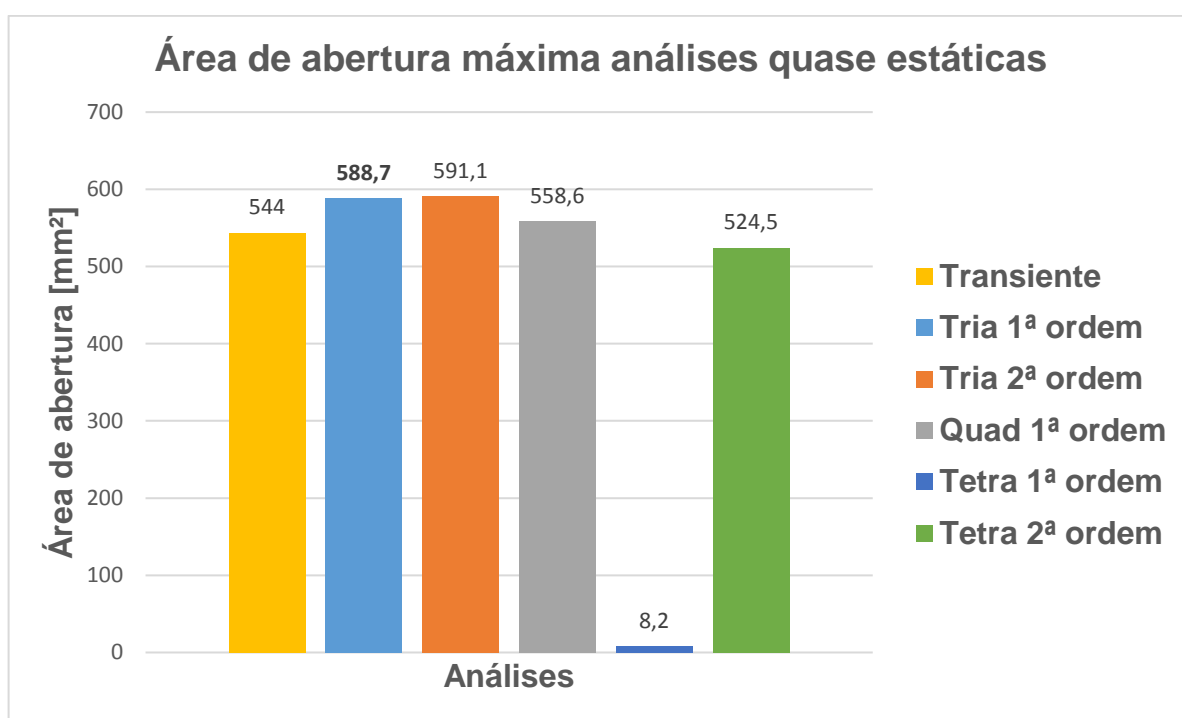


Figura 59 – Comparação área máxima de abertura análises quase estáticas

4.4 Não-linearidade x linearidade geométrica

A Figura 60 mostra os resultados obtidos para a análise linear estática e para a análise quase estática. Fica evidente que a análise linear apresentou resultados completamente obstantes da realidade física do problema, o que ressalta a vital importância de se considerar a não linearidade geométrica em modelagens de válvulas cardíacas.

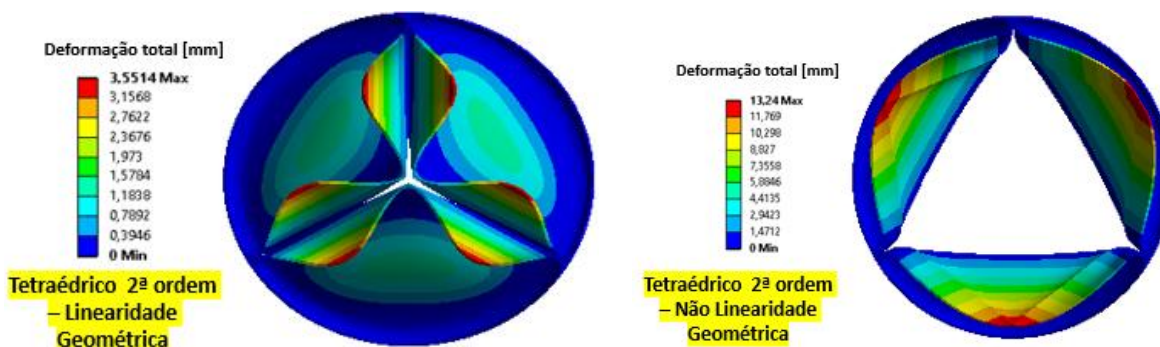


Figura 60 – Análise linear estática x não linear quase estática

4.5 Influência do módulo de elasticidade

Foi avaliado a influência da variação do módulo de elasticidade no comportamento da bioprótese de válvula cardíaca. Os principais parâmetros avaliados foram: Deslocamentos da ponta da cúspide, tensão na ponta da cúspide, tensão no ponto crítico, área de abertura, tempo de abertura e o fenômeno de *flutter*.

A Figura 61 e Figura 62 mostram o resultado obtido para o deslocamento na ponta da cúspide para as análises com diferentes módulos de elasticidade. Nota-se que em todos os casos ocorreu *flutter* durante a sístole.

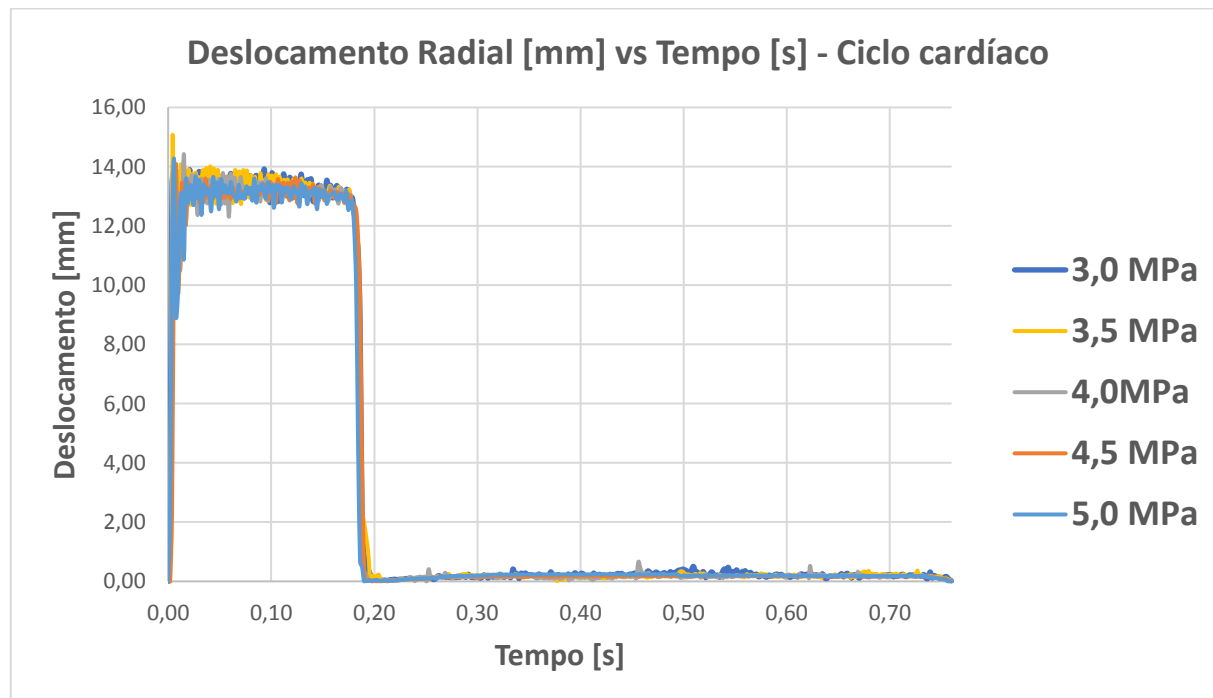


Figura 61 – Deslocamento radial x módulo de elasticidade

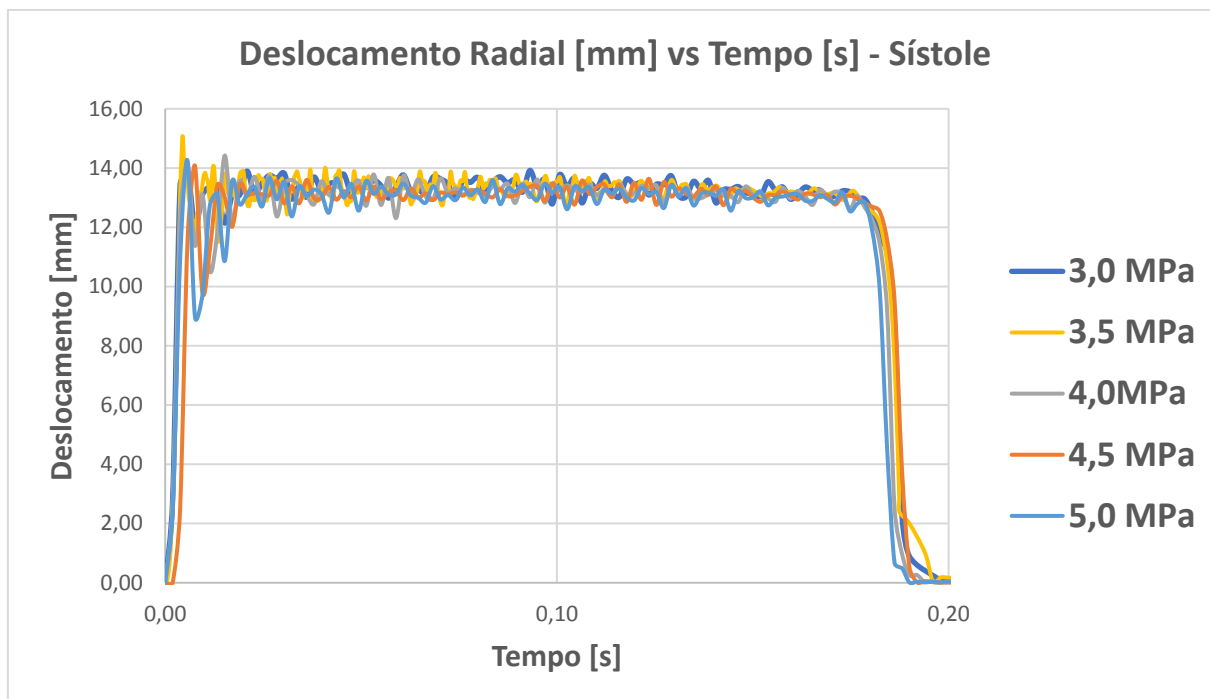


Figura 62 - Deslocamento radial em função do módulo de elasticidade - sístole

As Figura 63 e Figura 64 mostram a comparação do deslocamento radial máximo da ponta da cúspide e da área máxima de abertura obtido em cada uma das análises, respectivamente. Foi verificado que quanto maior o módulo de elasticidade menor será o deslocamento máximo e a área de abertura tendo uma variação máxima de 6,3 % entre as análises de 3MPa e 5,0 MPa. Esta redução na área de abertura faz com que o escoamento de sangue tenha uma velocidade mais alta durante a sístole aumentando as tensões cisalhantes nas cúspides.

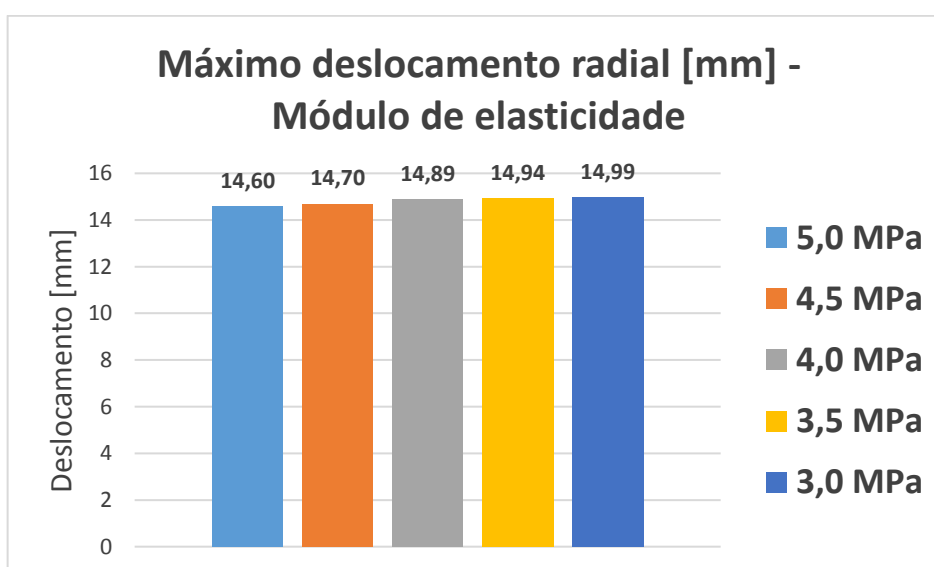


Figura 63 – Deslocamento radial máximo x módulo de elasticidade

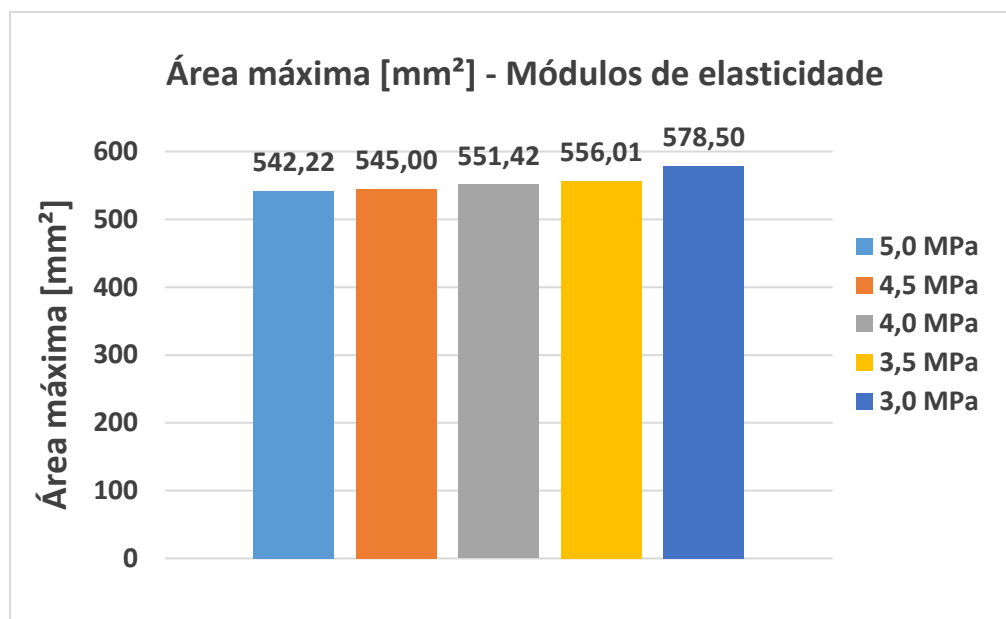


Figura 64 – Área máxima de abertura em função do módulo de elasticidade

A Figura 65 mostra o tempo de abertura total da válvula para cada análise realizada. Nota-se que o módulo de elasticidade não teve efeito significativo neste parâmetro.

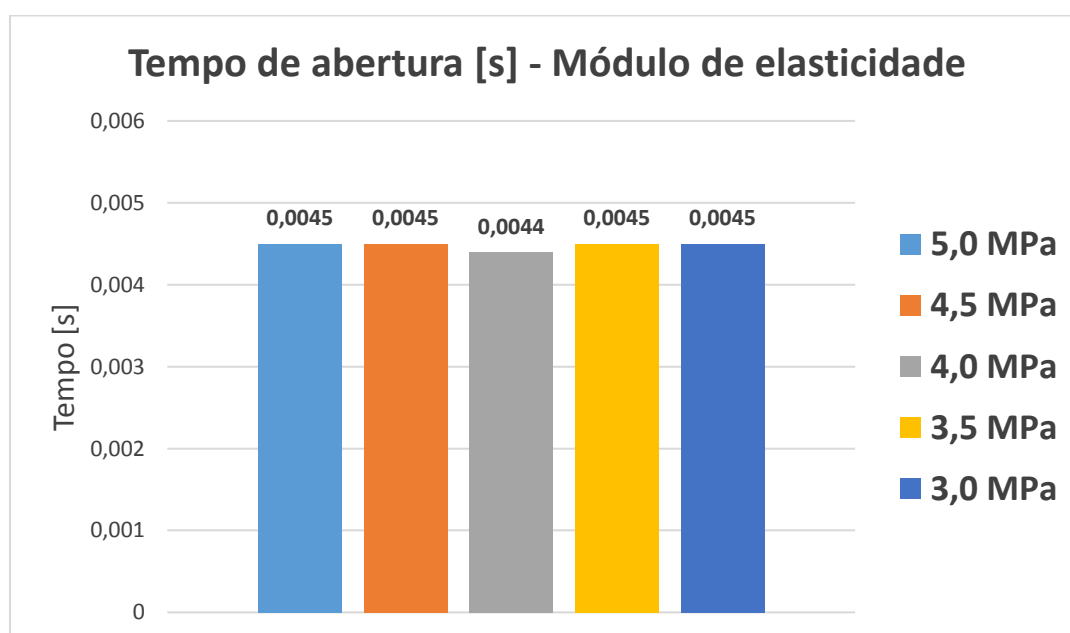


Figura 65 – Tempo de abertura em função do módulo de elasticidade

A Figura 66 mostra o resultado de tensão von Mises obtido para a ponta da cúspide durante ciclo cardíaco. Nota-se que durante a sístole, em todas as análises ocorreram oscilações da tensão, entretanto, durante o período em que a válvula estava completamente fechada (entre 0,24 e 0,76 segundos), apenas nas análises de 3,0 e 3,5 MPa houve oscilações, o que pode ser um fator mais degradante para a

válvula. Além disto, nota-se que a tensão de von Mises aumenta à medida que o módulo de elasticidade aumenta, sendo esta tensão na análise de 5,0 MPa 42,8% maior do que a da análise de 3,0 MPa.

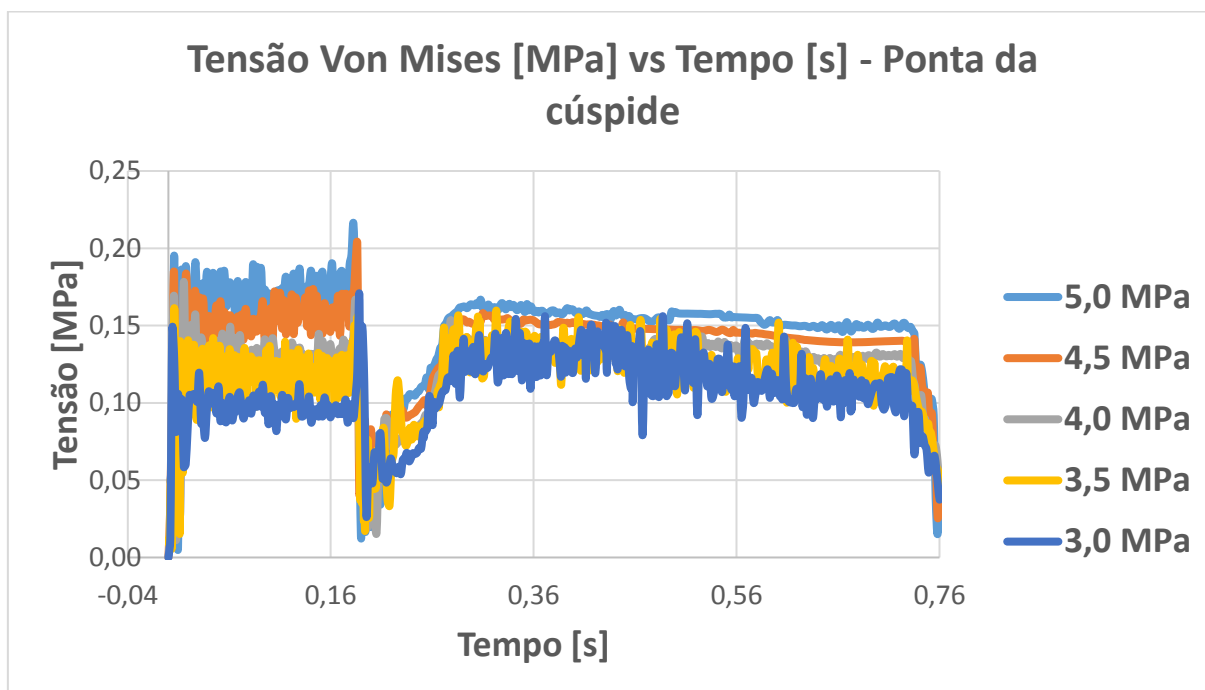


Figura 66 – Tensão von Mises em função do Módulo de elasticidade – Ponta da cúspide

A Figura 67 mostra o resultado de tensão obtido para o ponto crítico da válvula. Ficou evidenciado que as oscilações de tensão para este ponto ocorrem apenas durante a sístole. A tensão von Mises aumenta à medida que o módulo de elasticidade aumenta, sendo esta tensão na análise de 5,0 MPa 18,4% maior do que a da análise de 3,0 MPa.

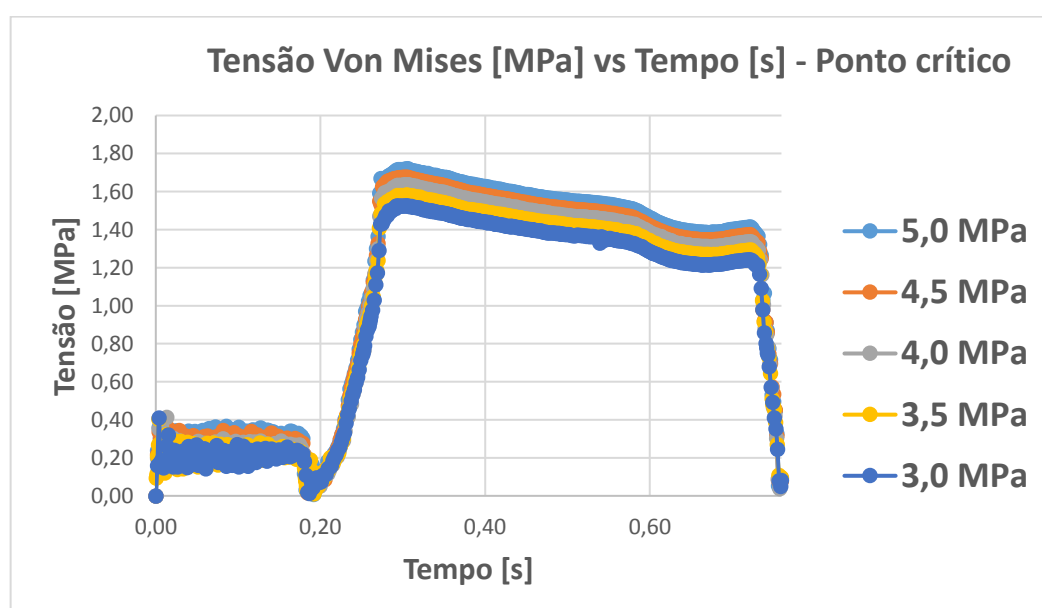


Figura 67 - Tensão Von Mises em função do Módulo de elasticidade – Ponto crítico

Quando comparado os valores de tensão no ponto crítico e na ponta da cúspide, verificou-se que as tensões durante a sístole tiveram ordem de grandeza duas vezes maior no ponto crítico e doze vezes maior durante a diástole, mostrando que os esforços mecânicos nesta região são significativamente maiores.

Para a análise do fenômeno de *flutter* foi calculado as frequências predominantes e suas respectivas amplitudes através da transformada rápida de Fourier (FFT) do deslocamento da ponta da cúspide durante a sístole nas cinco análises testadas. A Figura 68 mostra o resultado obtido para a análise de 3,0 MPa. As três primeiras frequências mais significativas foram 117,9, 235,9 e 269,6 hz com amplitudes pico de 0,194, 0,132 e 0,129 mm, respectivamente.

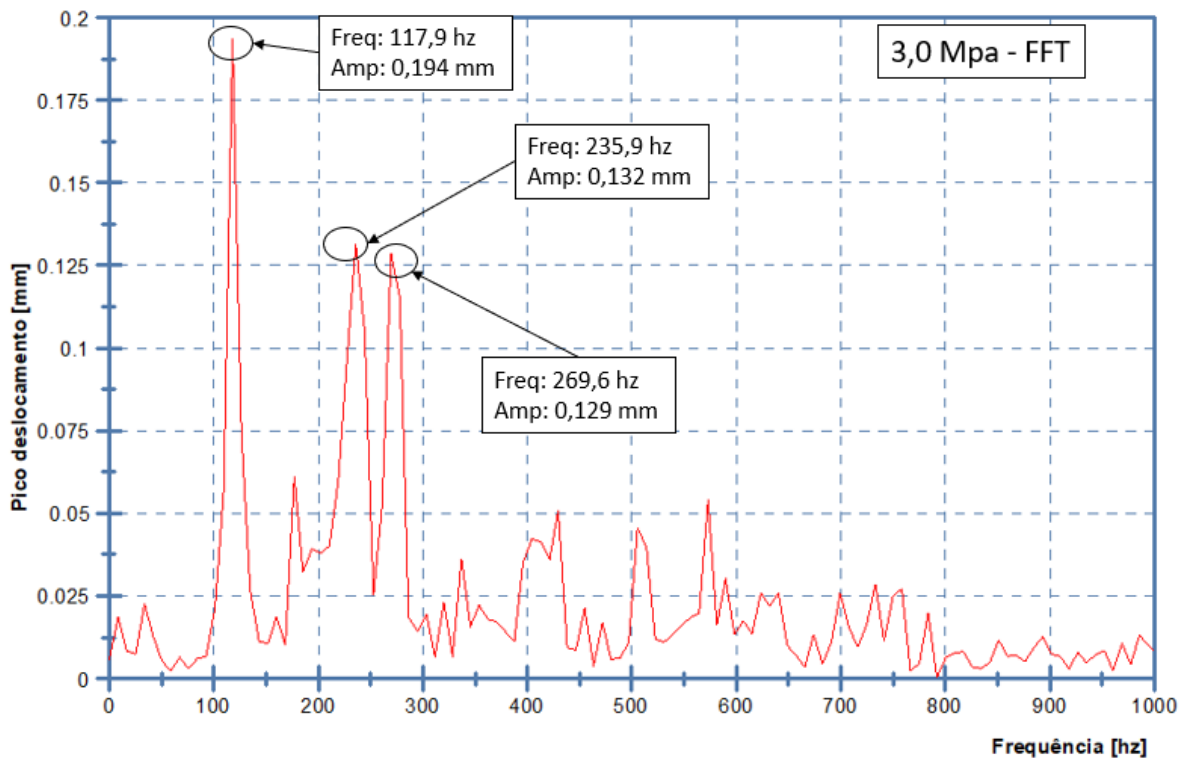


Figura 68 – FFT - 3,0 MPa

A Figura 69 mostra o resultado da FFT obtido para a análise de 3,5 MPa. As três frequências mais significativas foram de 127,7, 246,8 e 280,85 hz com amplitudes de 0,187, 0,158 e 0,128 mm, respectivamente.

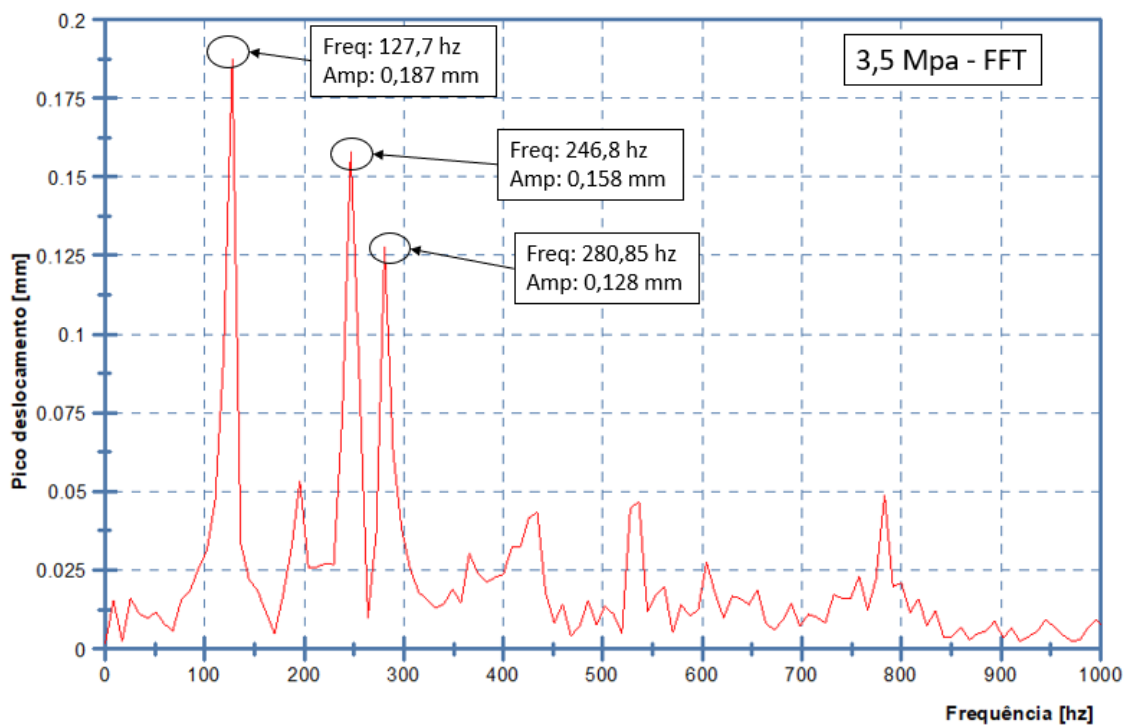


Figura 69 - FFT - 3,5 MPa

A Figura 70 mostra o resultado da FFT obtido para a análise de 4,0 MPa. As três frequências dominantes foram de 136,2, 221,6 e 289,4 hz com amplitudes de 0,108, 0,116 e 0,302 mm, respectivamente.

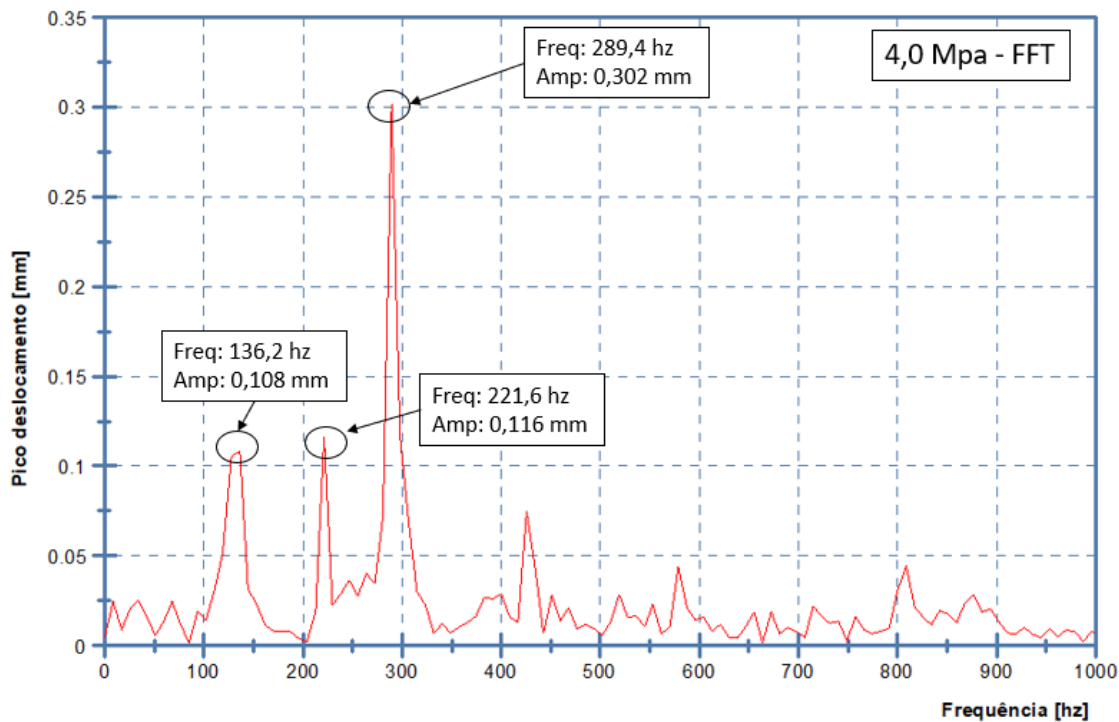


Figura 70 - FFT - 4,0 MPa

A Figura 71 mostra o resultado da FFT obtido para a análise de 4,5 MPa. As três frequências dominantes foram de 138,4, 235,16 e 293,2 hz com amplitudes de pico de 0,058, 0,191 e 0,195mm, respectivamente.

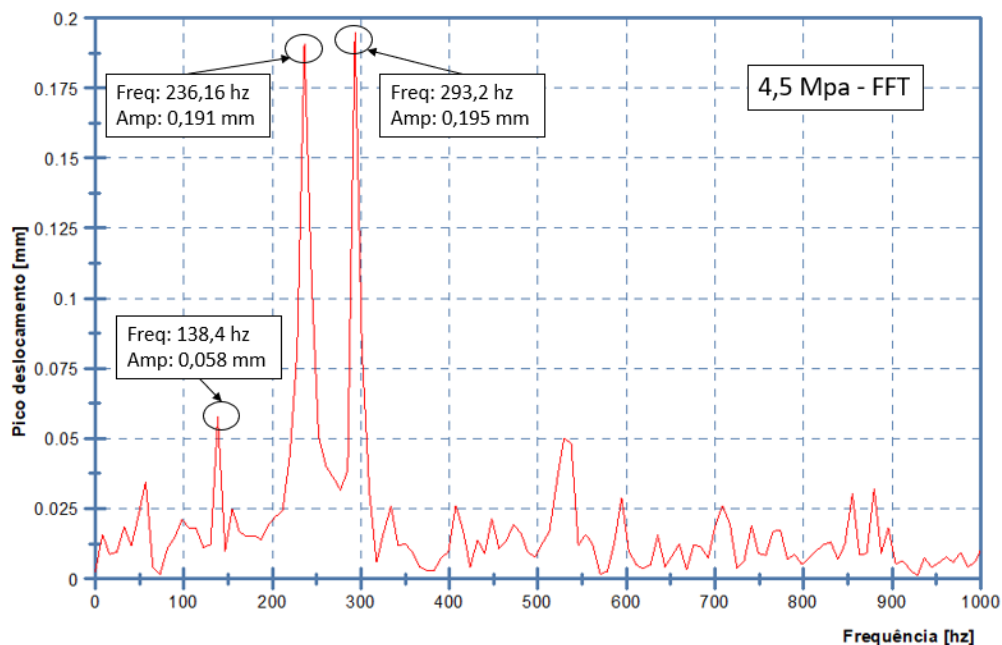


Figura 71 - FFT - 4,5 MPa

A Figura 72 mostra o resultado da FFT obtido para a análise de 5,0MPa. As três frequências dominantes foram de 136,26, 242,2 e 295,23 hz com amplitudes de pico de 0,089, 0,259 e 0,083mm, respectivamente

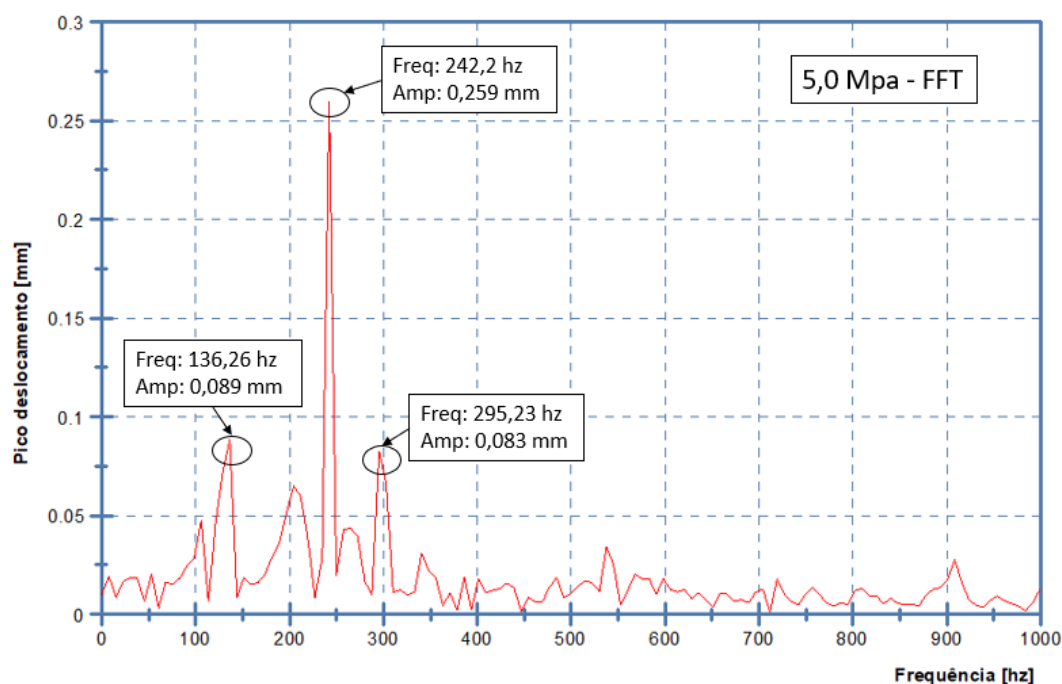


Figura 72 - FFT - 5,0 MPa

Em todos os casos analisados houve três faixas de frequências que estavam sempre presentes, tendo apenas seu valor de pico alterado. A Tabela 8 mostra as três faixas de frequência dominantes.

Tabela 8 – Faixas de frequência dominantes

Faixas de frequência dominantes	
1ª Faixa	117,9 – 136,3 hz
2ª Faixa	235,9 – 242,2 hz
3ª Faixa	269,6 – 295,2 hz

A Figura 73 mostra todas as FFTs calculadas sobrepostas no mesmo gráfico com as faixas das três frequências dominantes destacadas.

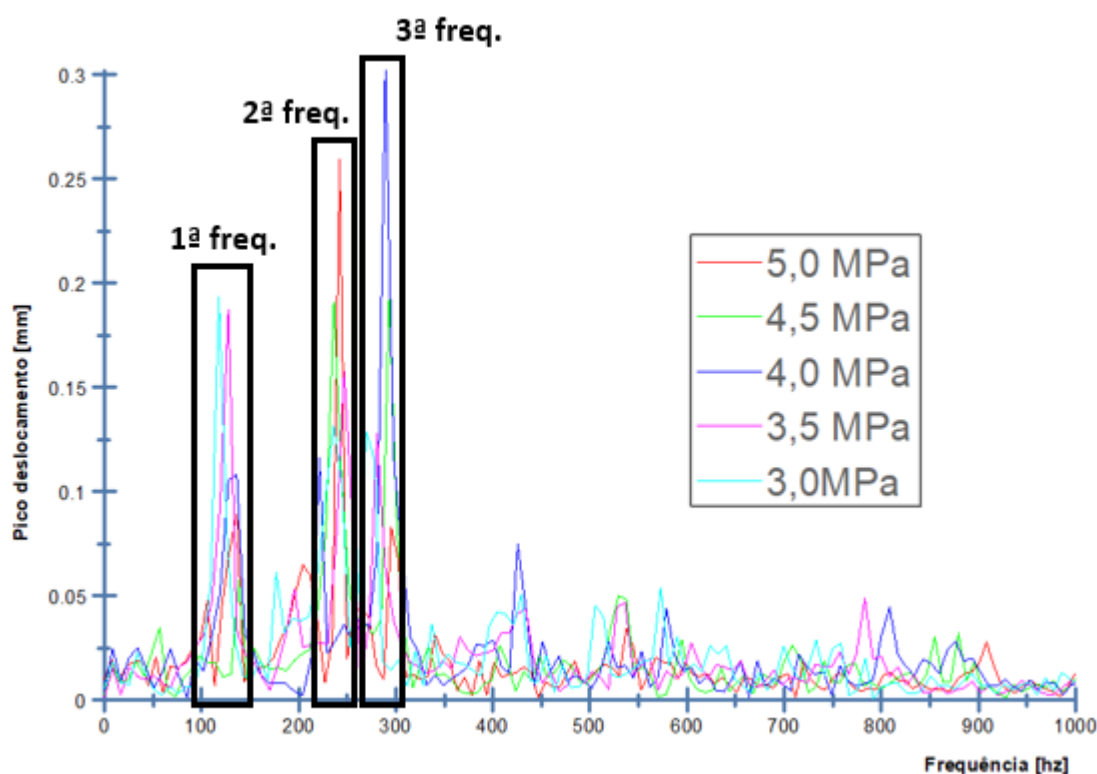


Figura 73 – FFTs sobrepostas com diferentes módulos de elasticidade

A Tabela 9 mostra o resumo das frequências encontradas e suas respectivas amplitudes de pico para as análises que variaram o módulo de elasticidade. Nas análises de 3,0 e 3,5 MPa, a primeira faixa de frequência foi dominante com valores de pico de 0,194 e 0,187mm e as duas últimas faixas tiveram valores de pico de pelo menos 60% da primeira faixa. Na análise de 4,0 MPa, a terceira faixa de frequência foi a dominante com valor de pico de 0,302mm e as duas primeiras tiveram valores de pico de até 38% quando comparadas a terceira faixa. Na análise de 4,5 MPa, as duas

últimas faixas de frequência obtiveram valores de amplitude praticamente iguais e dominaram o comportamento da válvula com valores de pico de aproximadamente 0,193 mm, sendo que a primeira faixa de frequência obteve valor de amplitude de 30% quando comparado as outras duas faixas. Finalmente, na análise de 5,0 MPa, houve uma dominância da segunda frequência na resposta da válvula com valor de pico de 0,259mm, sendo que a primeira e terceira faixa tiveram valores de no máximo 35% quando comparados à segunda.

Tabela 9 – Resumo da análise de flutter

Resumo da análise de flutter na válvula					
Módulo de elasticidade [MPa]	3,0	3,5	4,0	4,5	5,0
1ª frequência [hz]	117,9	127,7	136,2	138,4	136,26
1ª amplitude [mm]	0,194	0,187	0,108	0,058	0,089
2ª frequência [hz]	235,9	246,8	221,6	235,16	242,2
2ª amplitude [mm]	0,132	0,158	0,116	0,191	0,259
3ª frequência [hz]	269,6	280,85	289,4	293,2	295,23
3ª amplitude [mm]	0,129	0,128	0,302	0,195	0,083

Ao analisar o fenômeno de *flutter* em função do módulo de elasticidade, percebeu-se que as frequências dominantes da resposta e suas amplitudes variaram de acordo com a rigidez do tecido. Isto implica que durante a operação da válvula no corpo humano, efeitos como a estenoses e outros que alteram a propriedade mecânica das cúspides influenciam diretamente na resposta da válvula em relação ao *flutter*, e por consequência, na sua funcionalidade.

Como forma de estimar o caso em que o fenômeno de *flutter* foi mais severo, calculou-se a média ponderada dos valores de pico de deslocamento utilizando as frequências das três primeiras faixas como peso. A Tabela 10 mostra o resultado da média ponderada para cada uma das simulações. Utilizando deste parâmetro, pode-se concluir que o material com 4,0MPa de módulo de elasticidade foi o que apresentou resultados mais agressivos em relação ao fenômeno de *flutter*.

Tabela 10 – Média ponderada dos deslocamentos e respectivas faixas de frequência

3,0 MPa	3,5 MPa	4,0 MPa	4,5 MPa	5,0 MPa
0,1424 mm	0,1507 mm	0,1974 mm	0,1651 mm	0,1474 mm

Embora constatada a influência do módulo de elasticidade no *flutter*, não houve uma relação direta entre estas duas variáveis, visto que o caso de 4,0 MPa foi o que apresentou maior severidade quanto as oscilações. Este fato se deve a natureza do fenômeno que ocorre pelo acoplamento de dois ou mais modos de vibração. Assim sendo, é necessário um estudo do fenômeno de *flutter* específico para cada tipo de bioprótese de válvula cardíaca.

5 CONCLUSÕES

No presente estudo foram abordadas metodologias de modelagem computacional para uma bioprótese de válvula cardíaca voltadas para o fenômeno de *flutter*, deslocamentos, área máxima de abertura e tensões.

Na primeira parte do trabalho foi realizada uma análise transiente pelo método dos elementos finitos utilizando condições de contorno fisiológicas onde foram testadas a sensibilidade do modelo em relação ao tamanho da malha e do *time step*. Através de dados experimentais extraídos da literatura, foi verificado qualitativamente que a simulação numérica representou o fenômeno físico de maneira eficaz.

Em seguida, análises quase estáticas foram executadas utilizando de diferentes tipos de elementos finitos e funções de interpolação para o cálculo da área máxima de abertura. Concluiu-se que este tipo de simulação calculou com êxito a área máxima de abertura quando comparada com a análise transiente, tendo atingido variação máxima de 8,2% com exceção do modelo que utilizou elementos tetraédricos de 1ª ordem. Nesta análise, os resultados foram completamente obstantes da realidade, sendo o uso deste tipo de elemento extremamente desaconselhável em problemas físicos desta natureza.

Também foi verificado a influência da não linearidade geométrica nas análises de válvulas cardíacas comparando os resultados do cálculo da área máxima de abertura obtidos em uma análise estática linear convencional com os da análise quase estática. Os resultados da análise linear estática foram completamente irreais tendo sido comprovada a extrema importância da consideração de não linearidade geométrica na modelagem computacional de biopróteses de válvulas cardíacas

Por fim, foi avaliado a influência do módulo de elasticidade nos deslocamentos, área de abertura, tempo de abertura, tensão e fenômeno de *flutter* da válvula cardíaca.

Em relação aos deslocamentos e área de abertura, foi verificado que o aumento do módulo de elasticidade diminuiu os deslocamentos e área máxima tendo sido a maior variação de 6,3%. Esta redução faz com que a velocidade do sangue seja maior durante o pico da sístole levando a um aumento das tensões cisalhantes nos folhetos.

Quanto ao tempo de abertura da válvula, foi verificado que o módulo de elasticidade não teve influência neste parâmetro.

Na análise das tensões atuantes na ponta da cúspide durante o ciclo cardíaco, concluiu-se que em todos os casos testados ocorreram oscilações durante a sístole.

Entretanto, durante o período da diástole, momento em que a válvula se encontra fechada, houve oscilações apenas nas análises de 3,0 e 3,5 MPa. Em relação as tensões médias, nota-se que as mesmas aumentaram quando o módulo de elasticidade aumentou, tendo a variação máxima alcançado 42,8%.

Já na análise das tensões atuantes no ponto crítico, houve oscilações apenas durante a sístole em todos os casos. A tensão equivalente também aumentou quando o módulo de elasticidade aumentou, tendo a variação máxima alcançado 18,4%. A tensão no ponto crítico teve ordem de grandeza duas vezes maior durante a sístole e doze vezes maior durante a diástole quando comparados as tensões na ponta da cúspide mostrando que os esforços mecânicos neste ponto são significativamente maiores.

Em relação ao fenômeno de *flutter*, foi verificado que em todos os casos houve a presença de três faixas de frequência que se destacaram no espectro. A primeira faixa de frequência foi de 117,9 a 136,3 hz, a segunda foi de 235,9 a 242,2 hz e a terceira foi de 269,6 a 295,3 hz. Nas análises de 3,0 e 3,5 MPa, a primeira faixa de frequência dominou a resposta, com amplitudes de 0,194 e 0,187mm respectivamente. No caso de 4,0 MPa, a terceira faixa de frequência foi a dominante, com amplitude de 0,302mm. Quando o módulo de elasticidade foi considerado 4,5 MPa, as duas últimas faixas de frequências obtiveram valores de pico semelhante e dominaram a resposta, com valores de pico de aproximadamente 0,193mm. Por fim, a análise de 5,0 MPa teve a segunda faixa de frequência como dominante, com pico de 0,259mm.

Embora verificado que o modulo de elasticidade tem influência na ocorrência e comportamento do *flutter*, a relação entre estas duas variáveis não é direta, sendo necessário uma análise específica para cada tipo de bioprótese. Neste sentido, a metodologia desenvolvida neste trabalho fornece ferramentas para uma análise rápida e eficaz deste tipo de fenômeno.

6 SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS

- Repetir as análises desenvolvidas neste trabalho utilizando modelo de material não linear hiperelástico anisotrópico e comparar os resultados;
- Realizar a modelagem da válvula utilizando interação fluido estrutura e comparar os resultados obtidos com as análises puramente estruturais;
- Realizar um estudo de fadiga completo para verificar a influência do *flutter* na longevidade das válvulas;
- Desenvolver uma bancada experimental capaz de fornecer dados quantitativos para pressões fisiológicas afim de validar a simulação;
- Desenvolver um modelo CAD específico para a prótese cardíaca através de escaneamento 3D;

REFERÊNCIAS

ANSYS, **ANSYS User's Manual Revision**. 12.0, ANSYS. Inc., www. ansys. com, 2009.

APARICIO SÁNCHEZ, Cesar Antonio. **Estudo de impacto usando elementos finitos e análise não linear**. 2001. Tese de Doutorado. Universidade de São Paulo.

ATHANASIOU, Lambros S.; FOTIADIS, Dimitrios I.; MICHALIS, Lampros K. Atherosclerotic. **Plaque Characterization Methods Based on Coronary Imaging**. Academic Press, 2017.

AVELAR, Artur Henrique de Freitas. **Estudo analítico e experimental do fenômeno de flutter em válvulas cardíacas**. 2016. Tese de Doutorado. Universidade Federal de Minas Gerais.

AZEVEDO, Álvaro FM. **Método dos elementos finitos**. 2011.

BAJAJ, Chandrajit; GOSWAMI, Samrat. **Multi-component heart reconstruction from volumetric imaging**. In: Proceedings of the 2008 ACM Symposium on Solid and Physical modeling. ACM,2008.

BASTOS, João Pedro A.; SADOWSKI, Nelson. **Electromagnetic modeling by finite element methods**. CRC press, 2003.

BATHE, Klaus-Jürgen. **Finite element procedures**. Klaus-Jurgen Bathe, 2006.

BAUCHAU, O. A.; CRAIG, J. I. **Euler-Bernoulli beam theory**. In: Structural analysis. Springer, Dordrecht, 2009. p. 173-221.

BAVO, Alessandra M. *et al.* **Fluid-structure interaction simulation of prosthetic aortic valves: comparison between immersed boundary and arbitrary Lagrangian-Eulerian techniques for the mesh representation**. PloS one, v. 11, n. 4, p. e0154517, 2016.

BAZAN, Ovandir. **Estudo experimental de escoamento pulsátil através de biopróteses valvulares cardíacas mitrais a partir do desenvolvimento de um simulador do lado esquerdo do coração**. 2014. Tese de Doutorado. Universidade de São Paulo.

BENINI, Guilherme Ribeiro. **Modelo numérico para simulação da resposta aeroelástica de asas fixas**. 2002. Tese de Doutorado. Universidade de São Paulo.

Benzley, S. E., Perry, E., Merkley, K., Clark, B., & Sjaardama, G. **A comparison of all hexagonal and all tetrahedral finite element meshes for elastic and elastoplastic analysis**. In: Proceedings, 4th international meshing roundtable. Sandia National Laboratories Albuquerque, NM, 1995. p. 179-191.

BHUVANESHWAR, G. S.; RAMANI, A. V.; VALIATHAN, M. S. **A tilting disc valve—component materials and hydraulic function**. Bulletin of Materials Science, v. 5, n. 2, p. 111-121, 1983.

BILLAH, K. Y.; SCANLAN, R. H. **Resonance, tacoma narrows bridge failure and undergraduate physics textbooks**. American Journal of Physics, New York, v. 59, n. 2, p. 118- 124, 1991.

Biomech 2007;40:613–26.

BISPLINGHOFF, Raymond L.; ASHLEY, Holt; HALFMAN, Robert L. **Aeroelasticity**. Courier Corporation, 2013.

BUDYNAS, Richard G.; NISBETT, J. Keith. **Elementos de máquinas de Shigley**. AMGH Editora, 2009.

BUSSLER, Michael L.; RAMESH, Anapathur. The eight-node hexahedral element in FEA of part designs. **Foundry management & technology**, v. 121, n. 11, p. 26-28, 1993.

Castro, Carlos José Rocha de Oliveira. **Simulação da interação casco-propulsor de uma embarcação usando mecânica dos fluidos computacional (CFD)**. Diss. Universidade de São Paulo, 2006.

CHAMBERS, J. **Prosthetic heart valves**. International journal of clinical practice, v. 68, n. 10, p. 1227-1230, 2014.

CHEW, Y. T. *et al.* Techniques in the determination of the flow effectiveness of prosthetic heart valves. **Cardiovascular techniques: biomechanical systems: techniques and applications**, v. 2, p. 70-117, 2001.

CIFUENTES, A. O.; KALBAG, A. A performance study of tetrahedral and hexahedral elements in 3-D finite element structural analysis. **Finite Elements in Analysis and Design**, v. 12, n. 3-4, p. 313-318, 1992.

CLOUGH, Ray W. **The finite element method in plane stress analysis**. In: Proceedings of 2nd ASCE Conference on Electronic Computation, Pittsburgh Pa., Sept. 8 and 9, 1960

COLLI, Andrea *et al.* **Degeneration of native and tissue prosthetic valve in aortic position: do statins play an effective role in prevention?**. International journal of cardiology, v. 116, n. 2, p. 144-152, 2007

CORAÇÃO. **Aula de Anatomia**. Página inicial. Disponível em: <<https://www.auladeanatomia.com/novosite/sistemas/sistema-cardiovascular/coracao/>> Acesso em: 17 de Mai. de 2019.

DASI, L. P. *et al.* **Vorticity dynamics of a bileaflet mechanical heart valve in an axisymmetric aorta**. Physics of Fluids, v. 19, n. 6, p. 067105, 2007.

DE BORST, René *et al.* **Nonlinear finite element analysis of solids and structures**. John Wiley & Sons, 2012.

EDWARDS LIFE SCIENCES. **Our history.** Disponível em: <https://www.edwards.com/gb/aboutus/OurHistory>. Acesso em: 17 Mai. 2019

FOX, Robert W.; MCDONALD, Alan T.; PRITCHARD, Philip J. **Introduction to fluid mechanics.** New York: John Wiley & Sons, 2010.

FUNG, Yuan Cheng. **An introduction to the theory of aeroelasticity.** Courier Dover Publications, 2008.

GNYANESHWAR, Ramakrishna; KUMAR, Ramarathnam Krishna; BALAKRISHNAN, Komarakshi R. **Dynamic analysis of the aortic valve using a finite element model.** The Annals of thoracic surgery, v. 73, n. 4, p. 1122-1129, 2002.

GRIFFITH, Boyce E. **Immersed boundary model of aortic heart valve dynamics with physiological driving and loading conditions.** International Journal for Numerical Methods in Biomedical Engineering, v. 28, n. 3, p. 317-345, 2012.

GUYTON, **Textbook Of Medical Physiology** 11th ed.: Elsevier Inc, 2006.

HAJ-ALI, Rami *et al.* **Structural simulations of prosthetic tri-leaflet aortic heart valves.** Journal of biomechanics, v. 41, n. 7, p. 1510-1519, 2008.

HALL, John E. **Guyton and Hall Textbook of Medical Physiology.** Elsevier Health Sciences, 2010.

HAMID, Mohamed S.; SABBAH, Hani N.; STEIN, Paul D. **Influence of stent height upon stresses on the cusps of closed bioprosthetic valves.** Journal of biomechanics, v. 19, n. 9, p. 759-769, 1986.

HASAN, A.; RAGAERT, K.; SWIESZKOWKI, W.; SELIMOVIĆ, Š.; PAUL, A.; CAMCI-UNAL, G.; MOFRAD, M. R.; KHADEMHOSEINI, A. **Biomechanical properties of native and tissue engineered heart valve constructs.** Journal of Biomechanics, New York, v. 47, p. 1949-1963, 2014.

HSU, Ming-Chen *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*, v. 55, n. 6, p. 1211-1225, 2015.

HUANG, L.; ZHANG, C. **Modal analysis of cantilever plate flutter.** *Journal of Fluids and Structures*, London, v. 38, p. 273-289, 2013.

HUEBNER, Kenneth H. *et al.* **The finite element method for engineers.** John Wiley & Sons, 2008.

HUFNAGEL, C. A. **The surgical correction of aortic regurgitation preliminary report.** *Bull Georgetown Univ Med Cent*, v. 6, p. 60-61, 1953.

IONESCU, M. I. **In the beginning: conception, construction and clinical use of the first pericardial valve.** In: *Society Of Cardiothoracic Surgery In Great Britain And Ireland. The Pericardial Heart Valve, the odyssey of a continuously evolving concept.* London: CPL Associates, 2014. cap. 1, p. 1-35.

JAMES, Madison E.; PAPAVALASSILIOU, Dimitrios V.; O'REAR, Edgar A. **Use of Computational Fluid Dynamics to Analyze Blood Flow, Hemolysis and Sublethal Damage to Red Blood Cells in a Bileaflet Artificial Heart Valve.** *Fluids*, v. 4, n. 1, p. 19, 2019.

JUNSHENG, Mu *et al.* **Aortic valve replacement for quadricuspid aortic valve with regurgitation and stenosis in a renal transplant recipient.** *Chinese medical journal*, v. 127, n. 16, p. 3033, 2014.

KADHIM, Saleem Khalefa *et al.* **Computational fluid dynamics simulation of blood flow profile and shear stresses in bileaflet mechanical heart valve by using monolithic approach.** *Simulation*, v. 94, n. 2, p. 93-104, 2018.

KAMENSKY, David *et al.* **An immersogeometric variational framework for fluid–structure interaction: Application to bioprosthetic heart valves.** *Computer methods in applied mechanics and engineering*, v. 284, p. 1005-1053, 2015.

KIM, Hyunggun *et al.* **Dynamic simulation of bioprosthetic heart valves using a stress resultant shell model.** Annals of biomedical engineering, v. 36, n. 2, p. 262-275, 2008.

LAHKAR, Bhriku,K. *et. Al.* **Fast subject specific finite element mesh generation of knee joint from biplanar x-ray images.** 3 rd Conference on Imaging and Visualization,. CMBBE, 2018.

LEGRAIN, Grégory. **A NURBS enhanced extended finite element approach for unfitted CAD analysis.** Computational Mechanics, v. 52, n. 4, p. 913-929, 2013.

LI, J.; LUO, X. Y.; KUANG, Z. B. **A nonlinear anisotropic model for porcine aortic heart valves.** Journal of Biomechanics, New York, v. 34, p. 1279-1289, 2001.

Liang, L., Liu, M., Martin, C., & Sun, W. **A deep learning approach to estimate stress distribution: a fast and accurate surrogate of finite-element analysis.** Journal of The Royal Society Interface, v. 15, n. 138, p. 20170844, 2018

LOGAN, Daryl L. **A first course in the finite element method.** Cengage Learning, 2011.

LONGNECKER, C. Ryan; LIM, Michael J. **Prosthetic heart valves.** Cardiology clinics, v. 29, n. 2, p. 229-236, 2011.

LURAGHI, Giulia *et al.* **Evaluation of an aortic valve prosthesis: Fluid-structure interaction or structural simulation?.** Journal of biomechanics, v. 58, p. 45-51, 2017.

MAHADEVAN, Vishy. **Anatomy of the heart.** Surgery (Oxford), v. 30, n. 1, p. 5-8, 2012.

MAO, Wenbin; LI, Kewei; SUN, Wei. **Fluid–structure interaction study of transcatheter aortic valve dynamics using smoothed particle**

hydrodynamics. Cardiovascular engineering and technology, v. 7, n. 4, p. 374-388, 2016.

MARIEB, E. N.; HOEHN, K. **Anatomia e fisiologia.** 3ª ed. Porto Alegre: Artmed, 2009

MEDTRONIC. A legacy of improving lives. Disponível em: <http://www.medtronic.com/about-us/coMpany-profile/medtronic-history/timeline/index.htm>. Acesso em: 17 Mai 2019.

MINTZ, G. S.; CARLSON, E. B.; KOTLER, M. N. **Comparison of noninvasive techniques in evaluation of the nontissue cardiac valve prosthesis.** The American Journal of Cardiology, New York, v. 49, p. 39-44, 1982.

MOHAMMADI, Hadi; BAHRAMIAN, Fereshteh; WAN, Wankei. **Advanced modeling strategy for the analysis of heart valve leaflet tissue mechanics using high-order finite element method.** Medical engineering & physics, v. 31, n. 9, p. 1110-1117, 2009.

MORSI, Yosry *et al.* **Cardiovascular haemodynamics: Advancement of numerical and experimental diagnostic tools.** 2015.

NELSON, H. D. **A finite rotating shaft element using Timoshenko beam theory.** Journal of mechanical design, v. 102, n. 4, p. 793-803, 1980.

PAÏDOUSSIS, M. P. **Fluid-structure interactions: slender structures and axial flow.** Volume 2. 2 nd ed. London: Academic Press, 2016.

PERUMAL, Logah; MON, Daw Thet Thet. **Finite elements for engineering analysis: a brief review.** In: Proceedings of the International Conference on Modeling, Simulation and Control (IPCSIT'11). 2011

PIBAROT, Philippe; DUMESNIL, Jean G. **Prosthetic heart valves: selection of the optimal prosthesis and long-term management.** *Circulation*, v. 119, n. 7, p. 1034-1048, 2009.

PINHO, F. T. **The Finite-volume Method Applied to Computational Rheology: II-Fundamentals for Stress-explicit Fluids.** *e-rheo. pt*, v. 1, p. 63-100, 2001

PINTO, E. R.; DAMANI, P. M.; STERNBERG, C. N.; LIEDTKE, A. J. **Fine flutterings of the aortic valve as demonstrated by aortic valve echocardiograms.** *American Heart Journal*, St. Louis, USA, v. 95, n. 6, p. 807-808, 1978.

PRABHU, A. A.; HWANG, N. H. C. **Dynamic analysis of flutter in disk type mechanical heart valve prostheses.** *Journal of Biomechanics*, New York, v. 21, n. 7, p. 585-590, 1988.

RAINER, W. G.; CHRISTOPHER, R. A.; SADLER, T. R.; HILGENBERG, A. D. **Dynamic behavior of prosthetic aortic tissue as viewed by high-speed cinematography.** *The Annals of Thoracic Surgery*, Boston, v. 28, n. 3, p. 274-280, 1979.

REDDY, Junuthula Narasimha. **An introduction to the finite element method.** New York, 1993

RIPPEL, Radoslaw A.; GHANBARI, Hossein; SEIFALIAN, Alexander M. **Tissue-engineered heart valve: future of cardiac surgery.** *World journal of surgery*, v. 36, n. 7, p. 1581-1591, 2012.

SACKS, Michael S.; YOGANATHAN, Ajit P. **Heart valve function: a biomechanical perspective.** *Philosophical Transactions of the Royal Society B: Biological Sciences*, v. 362, n. 1484, p. 1369-1391, 2007.

SALADIN, K. S. **Anatomy and physiology: the unity of form and function.** 3rd ed. Columbus, USA: McGraw-Hill Higher Education, 2003.

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*, v. 35, n. 1, p. 23-35, 2013.

SOARES, Joao S. *et al.* **Biomechanical behavior of bioprosthetic heart valve heterograft tissues: Characterization, simulation, and performance.** *Cardiovascular engineering and technology*, v. 7, n. 4, p. 309-351, 2016.

SOTIROPOULOS, Fotis; LE, Trung Bao; GILMANOV, Anvar. **Fluid mechanics of heart valves and their replacements.** *Annual Review of Fluid Mechanics*, v. 48, p. 259-283, 2016.

SHAH, Syed *et al.* **The heart: Anatomy, physiology and exercise physiology.** In: *Integrating Cardiology for Nuclear Medicine Physicians*. Springer, Berlin, Heidelberg, 2009. p. 3-22.

SINGH, Reetu *et al.* **Age-related changes in the aortic valve affect leaflet stress distributions: implications for aortic valve degeneration.** *Journal of Heart Valve Disease*, v. 17, n. 3, p. 290, 2008.

SILVERTHORN, Dee Unglaub. **Fisiologia humana: uma abordagem integrada.** Artmed editora, 2010.

SMADI, Othman *et al.* **Numerical and experimental investigations of pulsatile blood flow pattern through a dysfunctional mechanical heart valve.** *Journal of biomechanics*, v. 43, n. 8, p. 1565-1572, 2010.

ST. JUDE MEDICAL. Substituição de válvula cardíaca. Disponível em: <http://www.valvulascardiacas.com.br/valvulas/opcoes-de-tratamento/substituicao-da-valvula-cardiaca/> Acesso em: 17 Mai. 2019.

STEIN, P. D.; SABBAH, H. N.; MAGILLIGAN, D. J.; LAKIER, J. B. **Mechanism of a musical systolic murmur caused by a degenerated porcine bioprosthetic valve.** The American Journal of Cardiology, New York, v. 49, p. 1874-1882, 1982.

STEVENS, N. P. C.; HICKEY, S. J.; FISHER, A. C. **Finite element simulations in electrochemistry.** In: Anales de química. REAL SOCIEDAD ESPANOLA DE QUIMICA, 1997. p. 225-232.

SUN, Wei; ABAD, Ajay; SACKS, Michael S. **Simulated bioprosthetic heart valve deformation under quasi-static loading.** Journal of biomechanical engineering, v. 127, n. 6, p. 905-914, 2005.

THUBRIKAR, Mano J. **The aortic valve.** Routledge, 2018.

VERSTEEG, H.K. e MALALASEKERA, **Introduction to Computational Fluid Dynamics,** Longman Scientific & Technical, 2007.

VERSTEEG, Henk Kaarle; MALALASEKERA, Weeratunge. **An introduction to computational fluid dynamics: the finite volume method.** Pearson education, 2007.

VONGPATANASIN, Wanpen; HILLIS, L. David; LANGE, Richard A. **Prosthetic heart valves.** New England Journal of Medicine, v. 335, n. 6, p. 407-416, 1996.

WATTON, P. N. *et al.* **Dynamic modelling of prosthetic chorded mitral valves using the immersed boundary method.** Journal of biomechanics, v. 40, n. 3, p. 613-626, 2007.

WEINGARTEN, Victor I. **The controversy over hex or tet meshing.** Machine design, v. 66, n. 8, p. 74-76, 1994.

WRIGHT, J. R.; COOPER, J. E. **Introduction to aircraft aeroelasticity and loads.** West Sussex, England: John Wiley & Sons, 2007.

WU, Michael CH *et al.* **An anisotropic constitutive model for immersogeometric fluid–structure interaction analysis of bioprosthetic heart valves.** *Journal of biomechanics*, v. 74, p. 23-31, 2018.

YUN, B. Min *et al.* **Computational simulations of flow dynamics and blood damage through a bileaflet mechanical heart valve scaled to pediatric size and flow.** *Journal of biomechanics*, v. 47, n. 12, p. 3169-3177, 2014.

XIE, Zhong Q. *et al.* **The generation of arbitrary order curved meshes for 3D finite element analysis.** *Computational Mechanics*, v. 51, n. 3, p. 361-374, 2013.

ZIENKIEWICZ, Olgierd Cecil *et al.* **The finite element method.** London: McGraw-hill, 1977

ZILLA, Peter *et al.* **Prosthetic heart valves: catering for the few.** *Biomaterials*, v. 29, n. 4, p. 385-406, 2008