

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

Matheus Carvalho Barbosa Costa

**ANÁLISE NUMÉRICA FLUIDO-ESTRUTURAL DO FENÔMENO DE *FLUTTER* EM  
PRÓTESES DE VÁLVULAS CARDÍACAS BIOLÓGICAS**

Belo Horizonte  
2024

Matheus Carvalho Barbosa Costa

**ANÁLISE NUMÉRICA FLUIDO-ESTRUTURAL DO FENÔMENO DE *FLUTTER* EM  
PRÓTESES DE VÁLVULAS CARDÍACAS BIOLÓGICAS**

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

Área de concentração: Bioengenharia.

Orientador: Prof. Dr. Rudolf Huebner

Belo Horizonte  
2024

C837a

Costa, Matheus Carvalho Barbosa.

Análise numérica fluido-estrutural do fenômeno de *flutter* em próteses de válvulas cardíacas biológicas [recurso eletrônico] / Matheus Carvalho Barbosa Costa. - 2024.

1 recurso online (122 f.: il.,color.) : pdf.

Orientador: Rudolf Huebner.

Dissertação (mestrado) - Universidade Federal de Minas Gerais, Escola de Engenharia.

Bibliografia: f. 18-54.

Exigências do sistema: Adobe Acrobat Reader.

1. Engenharia mecânica - Teses. 2. Bioengenharia - Teses.  
3. Válvulas - Teses. 4. Prótese - Teses. 5. Válvula aórtica - Teses.  
6. Modelos geométricos - Teses. 7. Análise numérica - Teses. I. Huebner, Rudolf. II. Universidade Federal de Minas Gerais. Escola de Engenharia.  
III. Título.

CDU: 621(043)



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

### FOLHA DE APROVAÇÃO

## ***ANÁLISE NUMÉRICA FLUIDO-ESTRUTURAL DO FENÔMENO DE FLUTTER EM PRÓTESES DE VÁLVULAS CARDÍACAS BIOLÓGICAS***

**MATHEUS CARVALHO BARBOSA COSTA**

Dissertação submetida à Banca Examinadora designada pelo Colegiado do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Minas Gerais, constituída pelos Professores Dr. Rudolf Huebner (Orientador - Departamento de Engenharia Mecânica/UFMG), Dr. Marcelo Greco (Departamento de Engenharia de Estruturas/UFMG) e Dr. Paulo Vinicius Trevizoli (Departamento de Engenharia Mecânica/UFMG), como parte dos requisitos necessários à obtenção do título de "**Mestre em Engenharia Mecânica**", na área de concentração de "**Bioengenharia**".

Dissertação aprovada no dia 21 de fevereiro de 2024.



Documento assinado eletronicamente por **Rudolf Huebner, Professor do Magistério Superior**, em 22/02/2024, às 18:57, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 5º do [Decreto nº 10.543, de 13 de novembro de 2020](#).



Documento assinado eletronicamente por **Paulo Vinicius Trevizoli, Professor do Magistério Superior**, em 26/02/2024, às 14:21, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 5º do [Decreto nº 10.543, de 13 de novembro de 2020](#).



Documento assinado eletronicamente por **Marcelo Greco, Professor do Magistério Superior**, em 26/02/2024, às 16:46, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 5º do [Decreto nº 10.543, de 13 de novembro de 2020](#).



A autenticidade deste documento pode ser conferida no site [https://sei.ufmg.br/sei/controlador\\_externo.php?acao=documento\\_conferir&id\\_orgao\\_acesso\\_externo=0](https://sei.ufmg.br/sei/controlador_externo.php?acao=documento_conferir&id_orgao_acesso_externo=0), informando o código verificador **3043285** e o código CRC **E89B873F**.



*À minha família, pelo apoio.*

## AGRADECIMENTOS

Agradeço, primeiramente, aos meus pais, minha irmã, meus tios e tia, meu avô e minha avó pelo apoio familiar e suporte financeiro que foram fundamentais para a evolução dos meus estudos desde a graduação. Também agradeço pelos ensinamentos morais que até hoje são essenciais para o meu desenvolvimento pessoal.

Agradeço à Karen, minha namorada, pelo apoio emocional, pelas ricas e divertidas discussões e conversas, e por todos os momentos incríveis que vivenciamos e que vamos vivenciar no futuro.

Agradeço aos meus amigos e colegas de trabalho Saulo e Mário, pela paciência, pelo auxílio e pelo conhecimento compartilhado ao longo das discussões realizadas, desde minha iniciação científica, que foram muito importantes para o desenvolvimento de trabalhos anteriores e do atual trabalho.

Agradeço aos meus alunos de iniciação científica, João Victor, Ana Raquel e Vinícius, pela atenção e pelo comprometimento na execução das atividades que foram de extrema importância para a conclusão deste trabalho e de trabalhos futuros.

Agradeço à equipe do LABBIO, em especial ao Guilherme, Paula, Madureira, Mugayar, Ana Vitória, Letícia, Carioca, Welly, Cida, Beth, João Paulo, Francielle, Isabela, Arthur, pelos momentos divertidos e descontraídos vivenciados.

Agradeço ao professor Rudolf Huebner por todas as oportunidades apresentadas e pela confiança depositada para a execução de todos os trabalhos.

Agradeço à banca examinadora pela avaliação e pelas sugestões apresentadas para o enriquecimento do trabalho e para o meu desenvolvimento profissional.

Agradeço à FAPEMIG (APQ-02824-21) por todo suporte para a realização deste projeto. Também agradeço a FAPEMIG pela bolsa de pesquisa fornecida.

Agradeço ao apoio da Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior – Brasil (CAPES) – Código de Financiamento 001.

*“O desejo profundo da humanidade pelo conhecimento é  
justificativa suficiente para nossa busca contínua”*

Stephen Hawking

## RESUMO

A baixa vida útil das válvulas prostéticas biológicas, compreendendo de 10-15 anos, está intimamente relacionada com a ocorrência de oscilações das suas cúspides devido à interação com o escoamento sanguíneo, fenômeno conhecido como *flutter*. Além disso, estudos indicam que o comportamento das oscilações das cúspides está relacionado com a geometria das próteses de válvulas cardíacas. Neste cenário, o objetivo do presente trabalho consiste em realizar um estudo numérico fluido-estrutural para avaliar o comportamento do fenômeno de *flutter* dos folhetos de próteses biológicas da válvula aórtica. Para este propósito, foram desenvolvidos uma geometria de prótese biológica, baseado em um modelo geométrico disponível na literatura, e um domínio computacional fluidodinâmico composto por uma região de entrada, saída e pelos seios de Valsalva. Foram alteradas a espessura das cúspides e a altura de protrusão das válvulas para analisar a influência dos parâmetros geométricos das válvulas nas características vibracionais do *flutter*. Como condição de contorno foi aplicada um perfil parabólico de velocidade na entrada, *outflow* na saída e suporte fixo nas laterais dos folhetos. As cúspides das válvulas foram consideradas com comportamento elástico linear e isotrópico, enquanto que o sangue foi modelado como fluido Newtoniano. A turbulência foi modelada de acordo com o modelo  $k - \omega$  SST. As simulações foram efetuadas no *software* comercial Ansys 2023 R1. Os resultados numéricos indicaram que, devido à ocorrência das oscilações dos folhetos, tanto as grandezas fluidodinâmicas, tais como, pressão, velocidade e intensidade de turbulência, como também, as grandezas do domínio sólido, tais como, tensão e deformação, apresentaram um padrão irregular e oscilatório. Ademais, os deslocamentos radiais das cúspides foram de natureza assíncrona, e que a diferença de fase entre os folhetos aumentaram com o aumento da espessura destes elementos. A estrutura do escoamento sanguíneo à jusante das válvulas também foi impactada pelo movimento vibracional das cúspides, tendo um comportamento ondulatório e com picos de velocidades e de intensidades de turbulência coincidindo com os instantes dos vales do movimento dos folhetos. Por fim, as frequências variaram de 28,3 Hz até 36,7 Hz, enquanto que as amplitudes foram de 5,34 mm até 6,53 mm, onde a válvula com menor altura de protrusão não desenvolveu *flutter* ao longo do período que a válvula se encontrava aberta.

**Palavras-chave:** próteses de válvulas cardíacas; interação fluido-estrutural; *Flutter*; espessura do folheto; altura de protrusão da válvula; *Arbitrary Lagrangian-Eulerian*.

## ABSTRACT

The low lifetime of biological prosthetic valves, comprising 10-15 years, is closely related to the occurrence of oscillations of the valve cusps due to interaction with blood flow, a phenomenon known as flutter. Furthermore, studies indicate that the parameters of leaflet oscillations are related to the geometry of heart valve prostheses. In this scenario, the objective of the present work is to perform a numerical fluid-structural study to evaluate the behavior of the flutter phenomenon of the leaflets of biological aortic valve prostheses. For this purpose, the biological prosthesis geometry, based on a geometric model available in the literature, and a fluid computational domain composed of an inlet region, outlet region and the sinuses of Valsalva were developed. The cusps thickness and the protrusion height of the valves were changed to analyze the influence of the geometric parameters of the valves on the vibrational parameters of the flutter. As boundary condition, a parabolic velocity profile was applied at the inlet, outflow at the outlet and fixed support on the sides of the leaflets. The valve cusps were considered to have linear elastic and isotropic behavior, while the blood was modeled as a Newtonian fluid. Turbulence was modeled according to the  $k - \omega$  SST model. The simulations were performed using the commercial software Ansys 2023 R1. The numerical results indicated that, due to the occurrence of leaflet oscillations, both fluid dynamic quantities, such as pressure, velocity and turbulence intensity, as well as solid domain quantities, such as stress and strain, presented an irregular and oscillatory behavior. Furthermore, the radial displacements of the leaflets were asynchronous, and the phase difference between the leaflets increased with the increase in the thickness of these bodies. The blood flow at valves downstream was also impacted by the vibrational movement of the leaflets, having a wave-like behavior and with peaks of velocities and turbulence intensities coinciding with the moments of the troughs of the leaflet movement. Finally, the frequencies ranged from 28.3 Hz to 36.7 Hz, while the amplitudes ranged from 5.34 mm to 6.53 mm, where the valve with the lowest protrusion height did not develop flutter throughout the period that the valve is open.

**Keywords:** heart valve prostheses; fluid-structural interaction; Flutter; leaflet thickness; valve protrusion height; Arbitrary Lagrangian-Eulerian.

## LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Esquema da circulação sistêmica e pulmonar e a ordem de grandeza dos diferentes vasos do sistema circulatório.....	20
Figura 2 - Modelo anatômico do coração indicando as principais partes deste órgão.....	21
Figura 3 - Fases do ciclo cardíaco para o lado esquerdo do coração.....	22
Figura 4 - Detalhe do posicionamento das válvulas cardíacas.....	23
Figura 5 - (a) Disposição das artérias coronárias. (b) Arquitetura histológica da válvula aórtica .....	24
Figura 6 - Os três tipos de válvulas mecânicas. (A) Válvula do tipo bola em gaiola. (B) Válvula do tipo disco basculante. (C) Válvula do tipo duplo folheto.....	27
Figura 7 - Alguns exemplos de válvulas biológicas disponíveis no mercado.....	28
Figura 8 - (a) Próteses de válvulas usadas no procedimento TAVR. (b) Procedimento de implante da válvula TAVR.....	29
Figura 9 - Curva entre força por unidade de comprimento e deformação de válvulas aórticas obtidas pelo ensaio biaxial .....	31
Figura 10 - O Triângulo de Collar que define os estudos da aeroelásticidade .....	33
Figura 11 - Análise do <i>flutter</i> utilizando o procedimento de autovalores e autovetores.....	34
Figura 12 - Ponte de Tacoma Narrows nos Estados Unidos durante a vibração provocada pelo <i>flutter</i> . .....	36
Figura 13 - Sistema de um grau de liberdade para efetuar a análise do <i>flutter</i> .....	37
Figura 14 - Exemplos de curvas entre tensão de cisalhamento e taxa de deformação para alguns tipos de fluidos não Newtonianos .....	40
Figura 15 - Comportamento da viscosidade do sangue com relação à taxa de deformação e em relação ao hematócrito.....	41
Figura 16 - (a) Planificação do folheto. (b) Modos de vibração de flexão e torção .....	45
Figura 17 - Bancada experimental utilizada para o mapeamento da dinâmica dos folhetos de próteses biológicas de válvulas cardíacas.....	46

Figura 18 - Variação da frequência de oscilação das cúspides com relação à posição axial da prótese da válvula. ....	48
Figura 19 - Área de abertura da válvula ao longo do tempo para as diferentes espessuras e diâmetros .....	49
Figura 20 - Frequência de vibração dos folhetos com relação ao diâmetro interno da válvula e à espessura dos folhetos.....	50
Figura 21 - Influência do <i>flutter</i> em grandezas do escoamento sanguíneo dos folhetos da válvula cardíaca. (a) Velocidade do escoamento. (b) Pressão transvalvular. (c) Força normal total. (d) Máxima deformação principal .....	51
Figura 22 - Alteração na hemodinâmica devido à ocorrência do <i>flutter</i> .....	52
Figura 23 - Diferentes vistas e alguns parâmetros geométricos da válvula usada nas simulações. (a) Vista superior. (b) Vista frontal. (c) Vista Inferior. (d) Vista isométrica.....	55
Figura 24 - Domínio fluidodinâmico do problema abordado.....	57
Figura 25 - Domínio sólido e fluidodinâmico utilizado nas simulações finais .....	58
Figura 26 - Representação do método <i>Least Squares Cell-Based</i> .....	64
Figura 27 - Fluxograma do algoritmo PISO .....	66
Figura 28 - Representação gráfica do método de Newton-Raphson... ..	69
Figura 29 - Desenho esquemático das condições de contorno aplicadas ao modelo. ....	75
Figura 30 - Regiões de contato entre as três cúspides da válvula.....	75
Figura 31 - Imagem das três malhas estruturais testadas.....	77
Figura 32 - Locais onde foram monitorados os deslocamentos para o teste de malha .....	78
Figura 33 - Imagem das três malhas fluidodinâmicas testadas e a localização dos pontos onde a velocidade e a pressão foram monitoradas .....	79
Figura 34 - Distribuição das velocidades ao longo do tempo para as três malhas fluidodinâmicas testadas.....	82
Figura 35 - Distribuição das pressões ao longo do tempo para as três malhas fluidodinâmicas testadas. ....	83

Figura 36 - Pressão transvalvular ao longo do tempo para as geometrias de válvulas usadas. (a) Diferença da pressão transvalvular devido à variação da espessura dos folhetos. (b) Diferença da pressão transvalvular devido à da altura de protrusão das válvulas.....	84
Figura 37 - Deslocamentos radiais das três cúspides da prótese biológica para a válvula aórtica. (a) Geometria A. (b) Geometria B. (c) Geometria C. (d) Geometria D. (e) Geometria E. (f) Geometria F.....	87
Figura 38 - Intensidade de turbulência ao longo do tempo para dois planos distintos à montante da válvula aórtica. (a) Variação da espessura no Plano 1. (b) Variação da espessura no Plano 2. (c) Variação da altura de protrusão no Plano 1. (d) Variação da altura de protrusão no Plano 2 (e) Localização dos Planos .....	89
Figura 39 - Deslocamentos radiais do ponto F1 para todas as geometrias (a) Variação da espessura. (b) Variação da altura de protrusão .....	91
Figura 40 - Imagens das seis válvulas estudadas em diferentes instantes de tempo ao longo do processo de abertura .....	92
Figura 41 - Imagens das seis válvulas estudadas em diferentes instantes de tempo ao longo do processo de abertura. (a) Máxima tensão principal para variação da espessura. (b) Máxima deformação principal para variação da espessura. (c) Máxima tensão principal para variação da altura de protrusão. (d) Máxima deformação principal para variação da altura de protrusão. ....	93
Figura 42 - Distribuição da máxima tensão principal de da máxima deformação principal ao longo de um folheto no instante de tempo de 0,07 s. (a) Distribuição da máxima tensão principal. (b) Distribuição da máxima deformação principal.....	95
Figura 43 - Linhas de corrente para diferentes instantes de tempo ao longo da simulação para a Geometria B.....	97
Figura 44 - Comparação entre as linhas de corrente e isovolumes de intensidade de turbulência, com valores acima de 0,125, para a Geometria B. ....	98
Figura 45 - Comparação entre as linhas de corrente desenvolvidas na Geometria B e Geometria E durante em que as válvulas se encontram abertas .....	99



## LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Exemplos de modelos reológicos para o sangue .....	44
Tabela 2 - Lista das geometrias com os parâmetros geométricos usados em cada simulação .	56
Tabela 3 - Valores das constantes para o modelo $k - \omega$ SST .....	62
Tabela 4 - Propriedades do sangue adotado nas simulações.....	72
Tabela 5 - Dados do material da prótese biológica de válvula aórtica .....	73
Tabela 6 - Dados das três malhas testadas para o domínio estrutural .....	77
Tabela 7 - Dados das três malhas testadas para o domínio fluidodinâmico .....	79
Tabela 8 - Valores das grandezas monitoradas no teste de malha estrutural e os erros relativos entre as malhas .....	81
Tabela 9 - Valores médios em relação ao tempo da pressão transvalvular para cada geometria de válvula.....	86
Tabela 10 - Valores médios em relação ao tempo da intensidade de turbulência nos dois planos à montante da válvula.....	91
Tabela 11 - Valores da frequência e amplitude da vibração dos pontos F1 para cada uma das geometrias de válvula.....	100

## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

### Siglas

ACP	Plicatura Anticomissural
AD	Átrio Direito
AE	Átrio Esquerdo
ALE	<i>Arbitrary Lagrangian-Eulerian</i>
CAD	<i>Computer Aided Design</i>
FSI	Interação Fluido Estrutural
IB	<i>Immersed Boundary</i>
MVF	Método de Volumes Finitos
PISO	<i>Pressure Implicit with Splitting of Operators</i>
RANS	<i>Reynolds Average Navier-Stokes</i>
SIMPLE	Semi-Implicit Method for Pressure Linked Equations
SST	<i>Shear Stress Transport</i>
TAVR	Substituição Valvar Aórtica Transcateter
VD	Ventrículo Direito
VE	Ventrículo Esquerdo

## LISTA DE SÍMBOLOS

$c_{ij}$	Tensor das constantes elásticas do material
$\mathbf{S}$	Segundo tensor das tensões de Piola-Kirchhoff
$W$	Função de energia da deformação
$\mathbf{C}$	Tensor de Cauchy-Green Direito
$\mathbf{F}$	Tensor gradientes de deformações
$m$	Massa do modelo matemático do <i>flutter</i>
$c_s$	Fator de amortecimento do modelo matemático do <i>flutter</i>
$k_s$	Rigidez do modelo matemático do <i>flutter</i>
$u$	Módulo do vetor velocidade
$x$	Deslocamento da massa $m$
$\dot{x}$	Velocidade da massa $m$
$\ddot{x}$	Aceleração da massa $m$
$u_{rel}$	Velocidade relativa entre a massa $m$ e o escoamento do fluido
$Y$	Largura da seção do aerofólio normal à direção do escoamento
$C_x$	Coefficiente da força vertical que atua no aerofólio
$C_L$	Coefficiente da força de sustentação
$C_D$	Coefficiente da força de arrasto
$F$	Força externa atuante no aerofólio
$u_i$	Componentes do campo vetorial da velocidade
$t$	Espessura dos folhetos
$h$	Altura de protrusão
$\mathbf{u}$	Campo do vetor velocidade
$S_\phi$	Termo de fonte da Equação de Transporte
$a_p$	Constante do processo de interpolação do ponto $P$
$a_i$	Constante do processo de interpolação do ponto $i$
$S_u$	Termo de fonte do volume finito
$k$	Energia cinética turbulenta
$J_f$	Fluxo de massa
$A_f$	Área da face $f$
$V$	Perfil parabólico de velocidade aplicado na entrada do modelo computacional
$q$	Constante de Yasuda
$n$	Constante de tempo
$R_\phi$	Residual numérico das grandezas fluidodinâmicas
$R_c$	Residual numérico da continuidade

## Gregos

$\sigma_{ij}$	Tensor das tensões
$\epsilon_{kl}$	Tensor das deformações
$\alpha$	Ângulo de ataque
$\rho_f$	Massa específica do fluido
$\tau_{ij}$	Tensor da tensão de cisalhamento
$\mu_f$	Viscosidade dinâmica do fluido
$\dot{\gamma}$	Taxa de deformação
$\phi$	Grandeza genérica do campo de escoamento
$\omega$	Taxa específica de dissipação da energia turbulenta
$\gamma$	Intermitência
$\mu_0$	Viscosidade de tensão de cisalhamento zero
$\mu_\infty$	Viscosidade de tensão de cisalhamento infinito
$\mu_c$	Viscosidade plástica de Casson
$\Phi$	Valor do dado transferido
$\Omega$	Fator de sub-relaxamento

## Constantes

g	Aceleração gravitacional	9,7836 m/s <sup>2</sup>
---	--------------------------	-------------------------

## SUMÁRIO

<b>1</b>	<b>INTRODUÇÃO</b>	13
1.1	Objetivo Geral	17
1.2	Objetivo Específicos	17
<b>2</b>	<b>REVISÃO BIBLIOGRÁFICA</b>	18
2.1	Sistema Circulatório	18
2.1.1	Principais características e elementos do sistemas circulatório humano	18
2.1.2	Coração Humano	20
2.1.3	Válvula Aórtica	23
2.2	Próteses de Válvulas Cardíacas	25
2.3	Modelagem dos Folhetos das Válvulas Cardíacas	29
2.4	Fenômeno de <i>Flutter</i>	32
2.4.1	Exemplo de <i>flutter</i> para sistemas de um grau de liberdade	37
2.5	Reologia do Sangue	39
2.6	<i>Flutter</i> em Próteses de Válvulas Cardíacas	43
<b>3</b>	<b>METODOLOGIA</b>	55
3.1	Geometria das Simulações	55
3.2	Domínio Fluidodinâmico	58
3.2.1	Equações de Governo Fluidodinâmico	58
3.2.2	Método dos Volumes Finitos	59
3.2.3	Modelo de Turbulência	60
3.2.4	Discretização da Continuidade	62
3.2.5	Discretização da Quantidade de Movimento Linear	63
3.2.6	Discretização Espacial do Termo Convectivo	63
3.2.7	Discretização Espacial do Termo Difusivo	64
3.2.8	Discretização do Termo Gradiente	64
3.2.9	Discretização Temporal	65
3.2.10	Interpolação da Pressão	65
3.2.11	Acoplamento Pressão-Velocidade	66
3.3	Domínio Estrutural	67
3.3.1	Equação de Governo Estrutural	67
3.3.2	Método dos Elementos Finitos e Método Newmark	67
3.3.3	Método de Newton-Raphson	68
3.4	Interação Fluido-Estrutural	70

3.4.1	Método ALE.....	70
3.4.2	Malha Móvel.....	71
3.5	Definição dos Materiais.....	72
3.6	Condição de Contorno e Inicialização.....	73
3.7	Teste de Malha .....	76
3.8	Residual e Passo de Tempo .....	80
<b>4</b>	<b>RESULTADOS E DISCUSSÃO .....</b>	<b>81</b>
4.1	Resultados Para o Teste de Malha.....	81
4.1.1	Resultados teste de malha do elemento estrutural .....	81
4.1.2	Resultados teste de malha do domínio fluidodinâmico .....	82
4.2	Pressão Transvalvular.....	84
4.3	Deslocamentos Radiais das Pontas dos Folhetos .....	87
4.4	Análise da Distribuição da Tensão e Deformação .....	93
4.5	Análise do Comportamento Fluidodinâmico .....	96
4.6	Análise da Frequência e Amplitude do <i>Flutter</i> .....	100
<b>5</b>	<b>CONCLUSÃO .....</b>	<b>103</b>
<b>6</b>	<b>SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS.....</b>	<b>105</b>
	<b>REFERÊNCIAS .....</b>	<b>106</b>

## 1 INTRODUÇÃO

O coração, principal componente do sistema circulatório humano, é um órgão complexo e composto por quatro câmaras distintas, sendo que os átrios, cavidade superiores, são responsáveis por coletar o sangue, enquanto que os ventrículos, cavidades inferiores, apresentam a função de bombear o sangue (LITVINUKOVA *et al.*, 2020; WEINHAUS; ROBERTS, 2005). O lado direito do coração recebe o sangue rico em CO<sub>2</sub> de todo o corpo, por meio das veias cava superior e inferior, e bombeia para os pulmões, onde acontecerão as trocas gasosas entre o sangue e os alvéolos pulmonares. Por sua vez, o lado esquerdo coleta o sangue rico em O<sub>2</sub>, através das veias pulmonares, e bombeia o sangue para todo o corpo (NOBARI, 2012).

Para garantir que o escoamento sanguíneo seja predominantemente unidirecional dentro do coração, existem as válvulas cardíacas, que são estruturas formadas por folhetos flexíveis constituídos por tecido fibroso (JOHNSON *et al.*, 2020; XU *et al.*, 2020). Essas válvulas são caracterizadas por terem baixa rigidez de flexão, permitindo, assim, que a abertura e fechamento ocorram de forma rápida, e também por uma organização estrutural complexa, de forma que esses elementos consigam suportar as elevadas solicitações cíclicas durante o ciclo cardíaco (CHEN; LUO, 2020). A dinâmica de abertura e fechamento dessas válvulas acontece devido aos gradientes de pressão desenvolvidos a montante e a jusante das válvulas ao longo do ciclo cardíaco, ou seja, o funcionamento ocorre de modo passivo, mas também, com auxílio das cordoalhas tendíneas (CHEN; LUO, 2020; AVELAR *et al.*, 2017).

A disfunção das válvulas cardíacas, tais como cardiopatias congênitas, reumáticas e degenerativas, está entre as principais causas de mortes dentre o grupo de adversidades que acomete o sistema cardiovascular (HASAN *et al.*, 2014), sendo que, em sociedades economicamente desenvolvidas, estima-se que mais de 30 milhões de pessoas vivam com valvulopatias, e que a incidência aumenta com a idade (OVEISSI *et al.* 2020). Dentre as principais razões da disfunção dessas válvulas pode-se citar a degeneração natural devido ao envelhecimento das pessoas, a estenose e calcificação das cúspides que causa perda da elasticidade desses componentes biológicos. Nesse cenário, compromete-se o processo de abertura e fechamento das válvulas cardíacas, gerando, por fim, regurgitação severa, principal sintoma da insuficiência cardíaca (SINGH *et al.*, 2008; YOGANATHAN; HE; JONES, 2004).

A substituição das válvulas nativas danificadas por próteses mecânicas, manufaturadas com ligas de carbono e titânio, ou biológicas, fabricadas com tecido de pericárdio bovino ou folhetos de válvulas suínas, é a principal estratégia para o tratamento dos pacientes acometidos pela disfunção das válvulas cardíacas (BORAZJANI, 2013; BHAGRA; SOUZA; SILVERSIDES, 2016). No cenário mundial, a cada ano, mais de 290.000 pacientes são submetidos às cirurgias para a substituição das válvulas, sendo que é estimado que esse número alcance 850.000 pacientes até o ano de 2050 (HASAN *et al.*, 2014; AVELAR *et al.*, 2017; YOGANATHAN; HE; JONES, 2004; COULTER *et al.*, 2019).

As válvulas mecânicas são utilizadas desde a década de 1950 e podem ser de três modelos: bola em gaiola, disco basculante e duplo folheto; e são próteses que apresentam a vantagem de terem maior vida útil. Contudo, devido ao material empregado na fabricação e os distúrbios provocados no campo de escoamento sanguíneo, é observado um aumento do índice de formação de trombos e do índice de hemólise por essas próteses (AVELAR, 2016; TAYAMA *et al.*, 2021). Já as válvulas biológicas, por serem similares as válvulas naturais, não interferem na hemodinâmica e apresentam menor possibilidade de rejeição pelo organismo. No entanto, são caracterizadas por apresentarem menor vida útil em decorrência, principalmente, da calcificação dos folhetos e falhas estruturais (SIMIONESCU *et al.*, 2012; TAYAMA *et al.*, 2021; RAHMANI *et al.*, 2019). A escolha entre esses dois tipos de próteses no momento da substituição depende de fatores intrínsecos e extrínsecos ao paciente. Os fatores intrínsecos abrangem a presença de comorbidades, tais como insuficiência cardíaca congestiva, insuficiência renal, doença arterial coronariana e doenças pulmonares, e se o paciente está acima de 60 anos de idade. Por sua vez, os fatores extrínsecos estão relacionados às estruturas das próteses valvares, já que cada tipo de prótese possui características distintas quanto à sua forma estrutural (MAIER; FERNANDES; DESSORE, 2021).

A baixa vida útil das válvulas prostéticas biológicas, compreendendo de 10-15 anos, está intimamente relacionada com a ocorrência de oscilações das cúspides das válvulas devido à interação com o escoamento sanguíneo, fenômeno conhecido como *flutter* (AVELAR *et al.*, 2019; ZHU *et al.*, 2023). O *flutter* é um problema típico da aeroelasticidade e bastante abordado na indústria aeronáutica, sendo que os primeiros estudos teóricos, e consequentes estudos experimentais, tiveram início na década de 1950. Este fenômeno consiste em uma vibração auto-excitada onde ocorrem interações entre forças inerciais, forças aerodinâmicas e forças elásticas da estrutura (CHAI *et al.* 2021).



O fenômeno do *flutter* ainda é pouco estudado na dinâmica das próteses biológicas de válvulas cardíacas, mesmo que seja conhecido que esse fenômeno esteja intimamente relacionado com a calcificação, hemólise, formação de trombos e fadiga dos folhetos com o uso dessas próteses (DE HART *et al.*, 2004; GRIGIONI *et al.*, 2000). Estas oscilações foram observadas tanto em estudos *in vivo* quanto em estudos *in vitro* no século XX (MINTZ *et al.*, 1982 ; PINTO *et al.* 1978; SZE; NANDA; GRAMIAK, 1978), porém a falta de estudos focados na análise do *flutter* torna-se uma barreira para o desenvolvimento e otimização dos projetos das próteses de válvulas cardíacas.

Estudos indicam que as características das oscilações das cúspides, tais como frequência e amplitude, estão intimamente relacionados com a geometria das próteses de válvulas cardíacas. Lee *et al.* (2020) investigaram como a espessura dos folhetos e o diâmetro interno da válvula alteram as frequências de vibração das cúspides. Observaram que para válvulas com folhetos mais espessos e para diâmetros menores apresentavam maiores frequências de oscilação, sendo que a frequência é mais sensível à variação da espessura do folheto. Em outro estudo, Johnson *et al.* (2020) constataram que válvulas menos espessas são mais suscetíveis ao *flutter*, e que grandezas como velocidade, pressão transvalvular, força normal no folheto e máxima deformação principal apresentam um comportamento irregular e oscilatório devido à presença do *flutter*.

Simulações numéricas aparecem como uma ferramenta para a investigação, de forma não invasiva e de baixo custo, das grandezas que governam o fenômeno do *flutter*, uma vez que, avaliar tais características por meio experimental é dificilmente viável (SIGUENZA *et al.*, 2018). Além disso, essa ferramenta é útil para o diagnóstico de doenças das válvulas cardíacas e para o planejamento cirúrgico de reparação e substituição dessas válvulas (CHEN; LUO, 2020). Para efetuar estudos numéricos visando analisar a dinâmica das válvulas cardíacas, podem-se citar três estratégias: a análise estrutural por elementos finitos, dinâmica dos fluidos computacional e os estudos de interação fluido-estruturais. As duas primeiras técnicas são mais simples de executar, porém, apresentam limitações, sendo que a primeira, utilizada desde a década de 1970, é focada apenas na dinâmica dos folhetos, reduzindo a interação com o sangue a um termo de pressão constante ao longo do folheto. Já com a segunda estratégia é possível somente prever o comportamento do escoamento do sangue para certas posições de abertura da válvula, sem a possibilidade de concluir algo sobre o comportamento dinâmico das cúspides (GROSH *et al.*, 2018; CAI *et al.*, 2021).

Estudos numéricos de interação fluido-estrutural (FSI) estão sendo amplamente empregados atualmente para avaliar a dinâmica das válvulas cardíacas (MA *et al.*, 2022; MORANY *et al.*, 2023; SADRABADI *et al.*, 2021), visto que, esses modelos representam de modo acurado o comportamento fisiológico dessas válvulas devido à incorporação do movimento dos folhetos, da dilatação anular da válvula e das grandezas características do escoamento do sangue. A metodologia FSI consiste em acoplar as soluções das equações que governam a deformação da região estrutural e do escoamento do fluido (JODA *et al.*, 2019), em que o campo de pressão do escoamento provocará a deformação do elemento estrutural, e essa deformação, conseqüentemente, vai interferir no padrão e nas grandezas do escoamento. Esse procedimento se repete até o final dos cálculos (MORANY *et al.*, 2023). As técnicas FSI mais utilizadas para o estudo de válvulas cardíacas são o *Arbitrary Lagrangian-Eulerian* (ALE), método de malha móvel, e o *Immersed Boundary* (IB), método de malha fixa. O método ALE é a metodologia mais precisa e mais usada para simulações envolvendo válvulas cardíacas, visto que, não é necessário o uso de esquemas de interpolação na interface entre as duas malhas (BRAVO *et al.*, 2016).

Com o presente estudo, procura-se contribuir com o projeto de próteses de válvulas aórticas confeccionadas a partir de materiais biológicos, por meio da análise do comportamento vibracional dos folhetos, de modo a diminuir a deterioração dessas próteses devido ao *flutter*. Dessa maneira, espera-se aumentar o entendimento com relação a este fenômeno para garantir menores incidências das adversidades provocadas pelo *flutter*, tais como aumento da taxa de calcificação, hemólise e formação de trombos, das futuras biopróteses fabricadas, garantindo, assim, o desenvolvimento de próteses mais duráveis e mais seguras para o paciente.

## 1.1 Objetivo Geral

O objetivo principal do presente trabalho consiste em realizar um estudo numérico fluido-estrutural para avaliar o comportamento do fenômeno de *flutter* dos folhetos de próteses biológicas da válvula aórtica.

## 1.2 Objetivos Específicos

1. Avaliar o efeito da variação da espessura dos folhetos nos parâmetros de vibração das próteses biológicas de válvulas aórticas;
2. Analisar o efeito da variação do comprimento dos folhetos nos parâmetros de vibração das próteses biológicas de válvulas aórticas;
3. Verificar o efeito da vibração dos folhetos das próteses biológicas de válvulas aórticas nas grandezas fluidodinâmicas;
4. Verificar o efeito da vibração dos folhetos das próteses biológicas de válvulas aórticas nas grandezas estruturais;
5. Verificar o efeito da vibração dos folhetos das próteses biológicas de válvulas aórticas na estrutura do escoamento à jusante da válvula.

## 2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

### 2.1 Sistema Circulatório

#### 2.1.1 Principais características e elementos do sistema circulatório humano

O sistema circulatório humano é um circuito fechado e de extrema importância para a homeostase, processo este de regulação que mantém o organismo em constante equilíbrio. Esse sistema apresenta a função de distribuir oxigênio e nutrientes para todos os tecidos do corpo, transportar CO<sub>2</sub> e produtos residuais metabólicos dos tecidos para os pulmões e órgãos do sistema excretor, distribuir água, eletrólitos e hormônios pelo corpo, contribuir para a infraestrutura do sistema imune e regulação da temperatura corporal (GONÇALVES, 2020; AARONSON; WARD; CONNOLLY, 2020).

Os principais componentes do sistema circulatório são: coração, artérias, arteríolas, capilares, vênulas e veias. A seguir estão indicadas algumas características desses elementos.

**Coração:** é uma bomba muscular, constituída de células do músculo cardíaco, dividida em quatro câmaras, dois átrios e dois ventrículos, com a função principal de coletar e de bombear o sangue para todo o corpo. As cavidades internas são separadas por válvulas que abrem e fecham de forma passiva para garantir o escoamento unidirecional dentro do coração. Mais detalhes sobre esse órgão será apresentado na seção seguinte (GONÇALVES, 2020).

**Artérias:** são vasos sanguíneos que apresentam a função de transportar sangue arterial (sangue rico em O<sub>2</sub> e nutrientes) para os tecidos e órgãos do corpo, com exceção da artéria pulmonar e artéria umbilical, que transportam sangue venoso (rico em CO<sub>2</sub>). Há artérias de diferentes diâmetros, porém, são constituídas de uma parede espessa que garante maior resistência às grandes pressões que estão submetidas durante o escoamento de sangue ao longo do sistema arterial (GONÇALVES, 2020).

**Arteríolas:** são vasos formados pela ramificação das artérias e são caracterizadas por serem os últimos componentes do sistema arterial. As arteríolas são comumente chamadas de artérias de resistência, visto que, são capazes de dilatar ou contrair, tendo, portanto, a função de regular a quantidade de sangue que os tecidos vão receber (GONÇALVES, 2020).

**Capilares:** os capilares são os vasos sanguíneos de menor calibre do sistema cardiovascular. São responsáveis pela troca de gases da respiração celular, nutrientes, eletrólitos, hormônios e

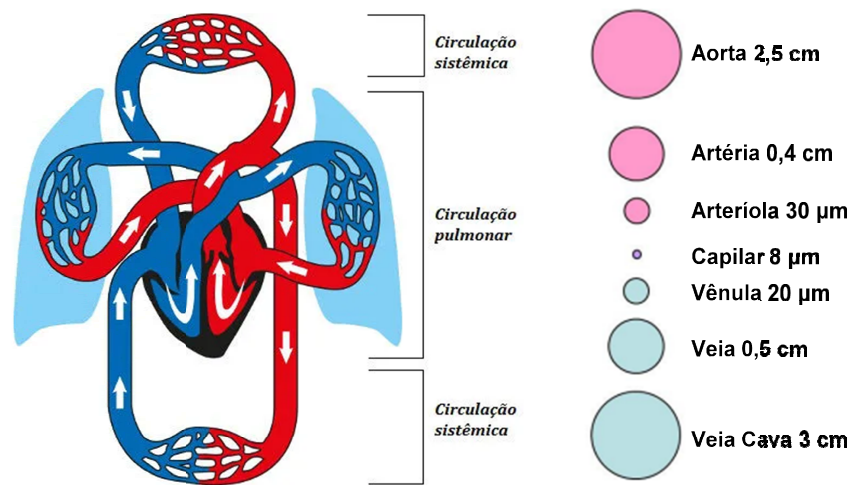
outras substâncias entre o sangue e os tecidos. Para garantir a execução dessa função, as paredes dos capilares possuem poros permeáveis (GONÇALVES, 2020).

**Vênulas:** são formadas pela convergência de capilares e são os vasos iniciais do sistema venoso. As vênulas, como as arteríolas, são capazes de contrair para oferecer resistência ao fluxo sanguíneo, exercendo, também, influência na quantidade de sangue entre os capilares e os tecidos, afetando, assim, o volume sanguíneo (GONÇALVES, 2020).

**Veias:** são formadas pela união das vênulas e apresentam parede fina em comparação às artérias de mesmo calibre. A função das veias é coletar o sangue das vênulas e conduzir de volta para o coração, para que o ciclo cardíaco recomece (GONÇALVES, 2020).

O sistema circulatório, em mamíferos, é dividido em dois principais circuitos: circulação pulmonar e a circulação sistêmica. A circulação pulmonar, ou pequena circulação, inicia-se devido à contração do ventrículo direito durante a sístole, impulsionando o sangue venoso a percorrer a artéria pulmonar até os capilares que envolvem os alvéolos pulmonares, local onde ocorre o fenômeno conhecido como hematose (troca gasosa) entre o sangue e os alvéolos pulmonares. Por fim, o sangue, agora rico em oxigênio, retorna para o coração, para o átrio esquerdo, por meio das veias pulmonares. Já a circulação sistêmica, ou grande circulação, é iniciada no ventrículo esquerdo, e durante a sístole o sangue sai pela artéria aorta e é distribuído por todo corpo ao longo da cadeia arterial do sistema circulatório. Quando o sangue chega aos capilares ocorrem as trocas gasosas e de nutrientes com o líquido intersticial. Após esse processo, o sangue segue para as veias onde é levado de volta para o coração, reiniciando o ciclo cardíaco (AARONSON; WARD; CONNOLLY, 2020). A Figura 1 indica um esquema desses dois circuitos descritos e a ordem de grandeza dos vasos que compõem o sistema circulatório humano.

**Figura 1 – Esquema da circulação sistêmica e pulmonar e a ordem de grandeza dos diferentes vasos do sistema circulatório.**

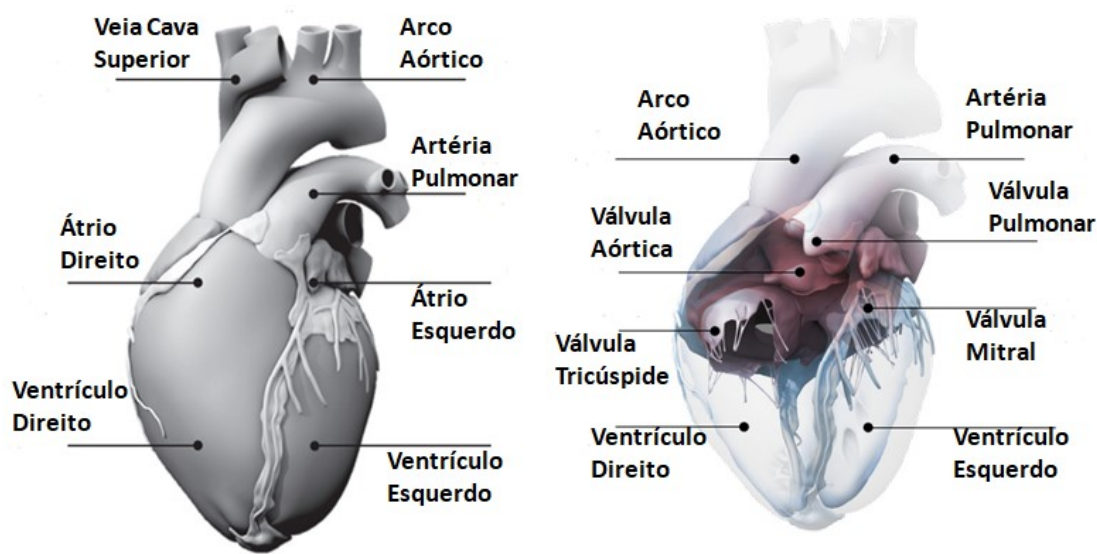


Fonte: <https://www.biologianet.com/anatomia-fisiologia-animal/circulacao-sistemica-pulmonar.htm> e Nobari (2012).

### 2.1.2 Coração Humano

O coração é uma bomba muscular que apresenta duas funções: (a) coletar o sangue dos tecidos do corpo e bombear para os pulmões, onde ocorre a oxigenação do sangue, e (b) coletar o sangue dos pulmões e bombear para os tecidos, com o intuito de oxigenar e nutrir os tecidos do corpo (WEINHAUS; ROBERTS, 2005; YOGANATHAN; HE; JONES, 2004). Internamente, o coração é dividido em quatro câmaras distintas compostas de músculos cardíacos ou miocárdio, conhecidas como átrio direito (AD), átrio esquerdo (AE), ventrículo direito (VD) e ventrículo esquerdo (VE). Os átrios são as câmaras superiores com a função principal de coletar o sangue que entra no coração, já os ventrículos são as câmaras inferiores e apresentam maior densidade de tecido muscular, uma vez que, são responsáveis por bombear o sangue para as diferentes partes do corpo. A separação entre o átrio e o ventrículo é efetuada pelo septo intraventricular (WEINHAUS; ROBERTS, 2005; IÁSBECK, 2019). A Figura 2 mostra um modelo anatômico do coração humano.

Figura 2 – Modelo anômico do coração indicando as principais partes deste órgão.

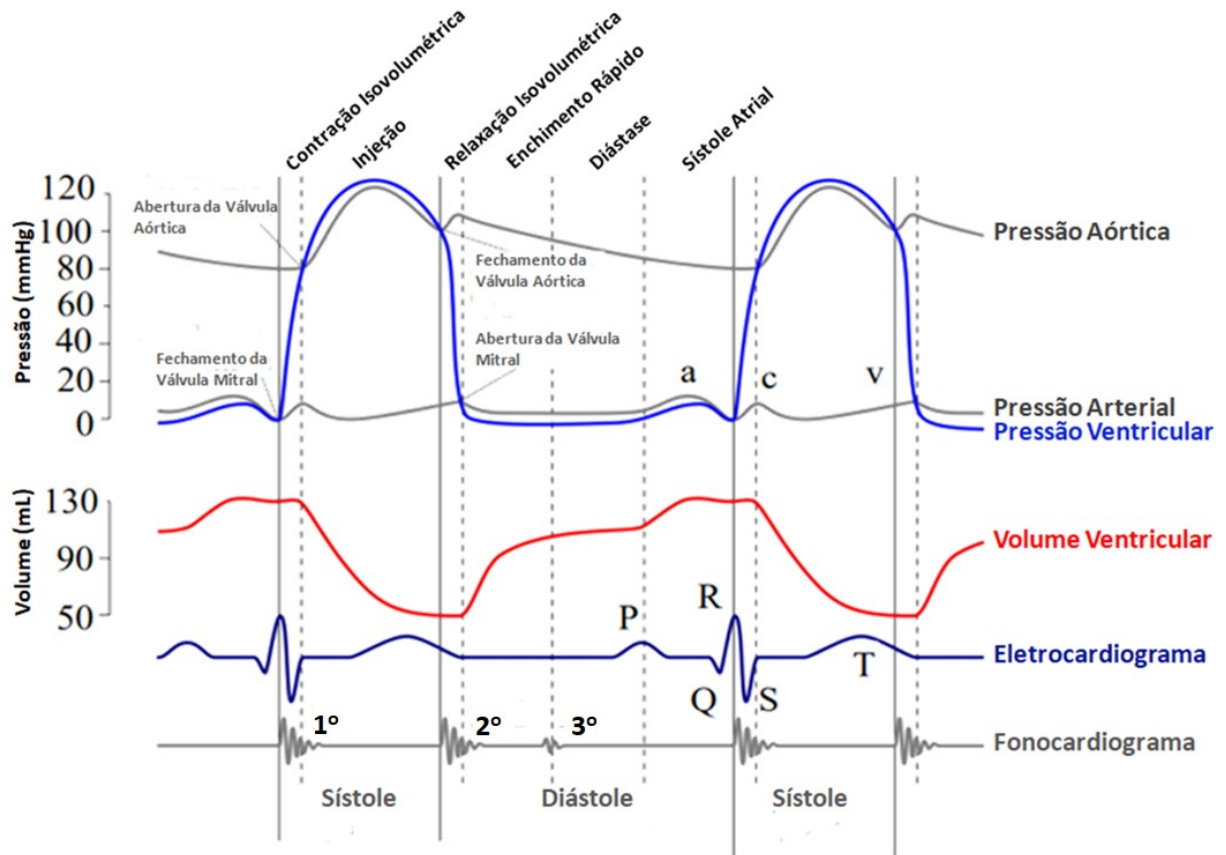


Fonte: Adaptado de Baillargeon *et al.*, (2014).

O coração humano funciona ininterruptamente sendo que em média bate 100.000 vezes por dia, 30 milhões de vezes por ano e 2,5 bilhões de vezes durante a vida média. Apenas ligeiramente maior que um punho, esse órgão é capaz de bombear 7.000 litros de sangue por dia, 2,5 milhões por ano e 200 milhões ao longo da vida de um indivíduo (BAILLARGEON *et al.*, 2014).

Os eventos que ocorrem no coração são de natureza cíclica, definindo o que é conhecido como ciclo cardíaco. Esse ciclo é dividido em duas fases distintas: a sístole, fase em que ocorre a contração do músculo cardíaco; e a diástole, fase em que ocorre o relaxamento do músculo cardíaco (GONÇALVES, 2020); sendo que, em condições normais, a pressão sanguínea varia entre 80 mmHg e 120 mmHg, conhecidas como pressão diastólica e sistólica, respectivamente (HALL;HALL, 2020). A Figura 3 ilustra as fases do ciclo cardíaco para o lado esquerdo do coração.

Figura 3 – Fases do ciclo cardíaco para o lado esquerdo do coração.



Fonte: Adaptado de Kivi (2020).

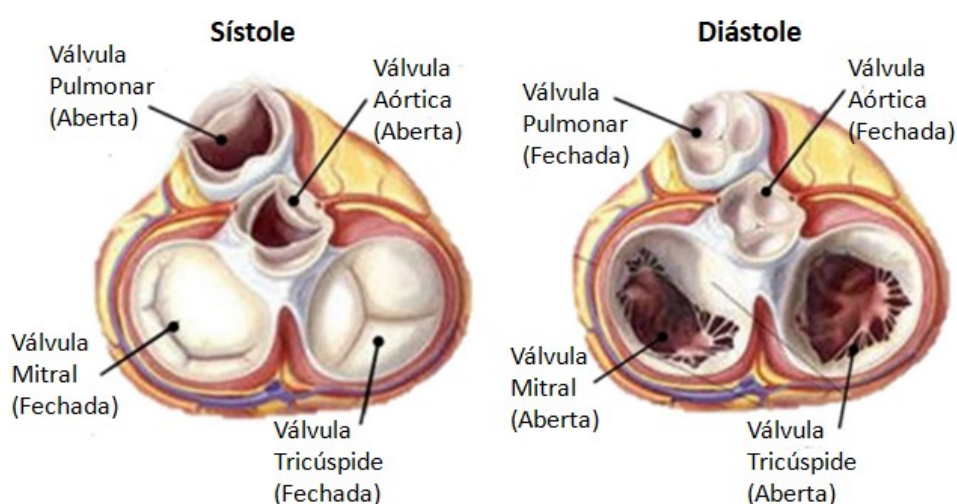
Iniciando a análise no início da sístole, no instante do fechamento da válvula mitral, observa-se que se tem o início da contração do ventrículo esquerdo e a pressão ventricular aumenta de forma abrupta, até atingir 80 mmHg, sem alteração do volume ventricular, visto que a válvula aórtica ainda está fechada, etapa esta conhecida como contração isovolumétrica. Após esse período, a pressão ventricular continua aumentando, até exceder a pressão aórtica, momento em que a válvula aórtica abre e o volume ventricular diminui, caracterizando, assim, o processo de injeção. No intervalo de tempo entre o fechamento da válvula aórtica e a abertura da válvula mitral a pressão do VE diminui sem alteração do volume, período da relaxação isovolumétrica, e tem-se o início, logo em seguida, quando a pressão ventricular atinge valores inferiores a pressão atrial e tem-se a abertura da válvula mitral, o enchimento rápido do ventrículo esquerdo. Por fim, terminada as duas últimas etapas da diástole, diástase e sístole atrial, caracterizada por um enchimento mais lento do ventrículo esquerdo, em razão do menor gradiente de pressão entre o AE e VE, o início da sístole produz um rápido aumento na pressão do VE que sela a válvula mitral, encerrando, assim, o ciclo do lado esquerdo do coração (FUKUTA: LITTLE, 2008).



### 2.1.3 Válvula Aórtica

Para garantir que o bombeamento do sangue ocorra de modo eficaz, o coração utiliza as válvulas cardíacas. Essas válvulas são constituídas por folhetos flexíveis formados por tecido fibroso, tendo a única função garantir que o escoamento sanguíneo seja predominantemente unidirecional dentro do coração (AVELAR, 2016). A dinâmica de abertura e fechamento das válvulas cardíacas acontece devido aos gradientes de pressão desenvolvidos a montante e a jusante das válvulas ao longo do ciclo cardíaco, ou seja, o funcionamento ocorre de modo passivo, mas também, com o auxílio das cordoalhas tendíneas (CHEN; LUO, 2020; AVELAR *et al.*, 2017). Existem quatro válvulas cardíacas: (1) a válvula tricúspide, responsável por regular a abertura entre o AD e o VD; (2) a válvula bicúspide ou mitral, controla o escoamento entre o AE e o VE; (3) a válvula pulmonar, controla a abertura do ventrículo direito para a artéria pulmonar; e (4) a válvula aórtica, responsável por conduzir o sangue do ventrículo esquerdo para a aorta (SALADIN, 2003). Anualmente, cada válvula abre e fecha 30-40 milhões de vezes, totalizando um número de 3 bilhões de ciclos em uma vida média de uma pessoa (SOARES *et al.*, 2016). A Figura 4 mostra em detalhe o posicionamento das válvulas, como também, seus formatos.

**Figura 4 – Detalhe do posicionamento das válvulas cardíacas.**



**Fonte: Adaptado de Kadel (2020).**

A válvula aórtica é constituída por três folhetos semilunares, caracterizada por uma estrutura de camadas complexa, conectada em uma região conhecida como raiz da aorta. A raiz da aorta apresenta três cavidades hemisféricas conhecidas como Seios de Valsalva, em que em

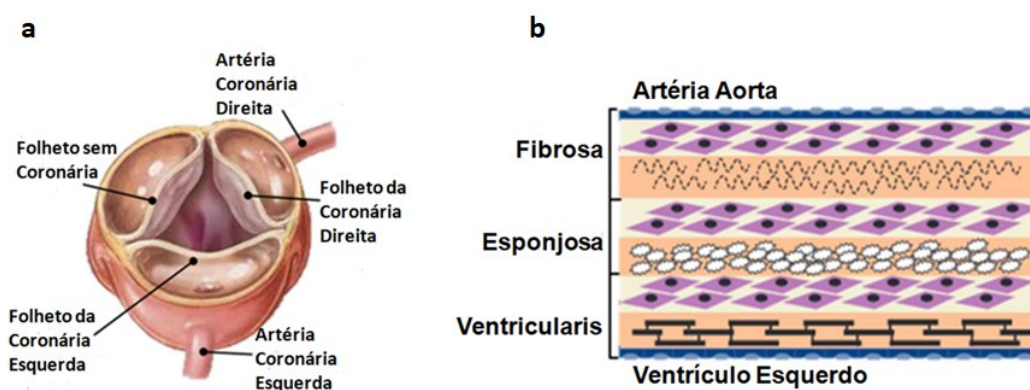
dois desses seios estão localizadas as artérias coronária direita e coronária esquerda, responsáveis pela irrigação de sangue no coração, como está indicado na Figura 5a. A válvula aórtica, histologicamente, é composta por três camadas distintas: a fibrosa, a ventricularis e a esponjosa (KADEL, 2020; TANGO, 2020). A Figura 5b destaca um esquema da arquitetura histológica da válvula aórtica. A seguir estão descritas as principais características de cada uma destas camadas.

**Fibrosa:** essa é a camada com a face voltada para a artéria aorta e é constituída por fibras de colágeno orientadas circunferencialmente, células intersticiais, células endoteliais e fibras de elastina. Esses elementos garantem uma característica de flexibilidade, redução de deformação circunferencial, integridade estrutural, proteção contra infiltração celular e acúmulo de lipídios, além de garantir resistência aos carregamentos elevados durante ao período que a válvula está fechada, ou seja, durante a diástole.

**Ventricularis:** é a camada mais fina da válvula aórtica e está com a face orientada para o ventrículo esquerdo. A ventricularis é formada, principalmente, por células endoteliais, células intersticiais e por fibras de elastina orientadas na direção radial, o que contribui para reduzir às altas deformações radiais durante o processo de abertura da válvula.

**Esponjosa:** é localizada entre as camadas fibrosa e ventricularis e é composta, principalmente, por glicosaminoglicanos. Essa camada é responsável por promover uma ação lubrificante entre as outras duas camadas e atuar como um efeito de amortecimento para as forças compressivas atuantes nos folhetos das válvulas em decorrência da hemodinâmica local.

Figura 5 – (a) Disposição das artérias coronárias. (b) Arquitetura histológica da válvula aórtica.



Fonte: Adaptado Kadel (2020).

A composição anteriormente descrita auxilia os folhetos a se adaptarem às diferentes condições de carregamento impostas ao longo do ciclo cardíaco, sendo que, durante o ciclo, as válvulas estão sujeitas, principalmente, a diversos tipos de carregamentos dinâmicos, tais como gradiente de pressão, impacto do fluxo pulsátil, formação de vórtices e tensão de cisalhamento oscilatória (ABOELKASSEM; SAVIC; CAMPBELL, 2015). Além disso, essa complexa configuração, do ponto de vista do comportamento mecânico, garante uma característica anisotrópica e viscoelástica para os tecidos que compõem os folhetos das válvulas aórticas (KADEL, 2020; TANGO, 2020).

A disfunção das válvulas cardíacas está entre as principais causas de mortes dentre o grupo de adversidades que acometem o sistema circulatório (HASAN, 2013). Dentre as principais razões da disfunção dessas válvulas pode-se citar a degeneração natural devido ao envelhecimento das pessoas, a estenose e a calcificação das cúspides causando perda da elasticidade desses componentes biológicos, comprometendo, assim, o processo de abertura e fechamento, gerando, por fim, regurgitação severa (SINGH *et al.*, 2008; YOGANATHAN; HE; JONES, 2004). Quando as válvulas trabalham nessas condições ocorre um menor desempenho hemodinâmico, interferindo, desse modo, na capacidade do bombeamento do sangue (IÁSBECK, 2019). A substituição das válvulas danificadas por próteses, mecânicas ou biológicas, é a principal estratégia para o tratamento de pacientes acometidos pela disfunção das válvulas cardíacas (BORAZJANI, 2013; BHAGRA; SOUZA; SILVERSIDES, 2016).

## 2.2 Próteses de Válvulas Cardíacas

Válvulas prostéticas são indispensáveis para o tratamento de pacientes que desenvolveram doenças nas válvulas cardíacas (TAYAMA *et al.*, 2021). Essa técnica para a correção de problemas de insuficiência valvar foi iniciada na década de 1950, e desde então mais de 80 modelos de próteses de válvulas cardíacas foram desenvolvidos e utilizados (VONGPATANASIN, 1996). No cenário mundial, a cada ano, mais de 290.000 pacientes são submetidos às cirurgias para a substituição das válvulas naturais, sendo que é estimado que esse número alcance 850.000 pacientes até o ano de 2050 (HASAN *et al.*, 2014; AVELAR *et al.*, 2017; YOGANATHAN; HE; JONES, 2004; COULTER *et al.*, 2019).

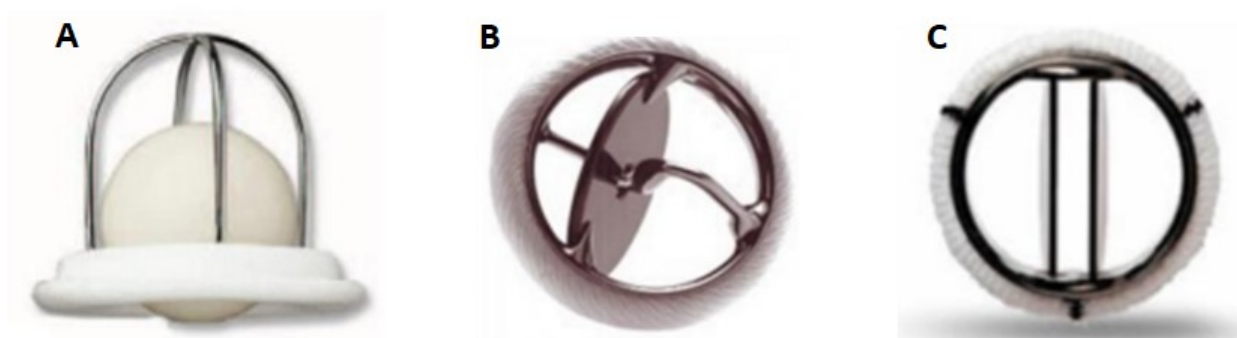
Próteses de válvulas cardíacas, como qualquer outro componente implantado no corpo humano, devem apresentar algumas características fundamentais, tais como: serem inertes, para oferecer um baixo risco de infecção e evitar inflamações ou rejeição; duráveis, serem capazes de suportar esforços aos quais serão expostas, contribuindo, assim, com uma vida útil

prolongada; reprodutibilidade, produção com precisão e em larga escala para satisfazer a demanda existente; e compatibilidade física e psicológica do paciente (PONTEFRAC; IYENGAR; BARLOW, 2006). Ademais, do ponto de vista hemodinâmico, essas próteses devem apresentar baixa perda de carga, não ocorrência de refluxos e evitar induções de turbulências (AVELAR, 2016).

Existem dois tipos de próteses de válvulas cardíacas que são preferíveis de serem usadas: válvulas mecânicas e válvulas biológicas. As válvulas mecânicas são geralmente manufaturadas de ligas de carbono e titânio, como também, apresentam a maior vida útil, em torno de 20-30 anos (ZAKERZADEH; HSU; SACKS, 2017; IÁSBECK, 2019), e são divididas em três tipos: bola em gaiola, disco basculante e de duplo folheto. Contudo, é necessário administrar anticoagulante aos pacientes ao longo da vida, uma vez que, há elevada incidência de formação de trombos, podendo, assim, intensificar a ocorrência de trombose ou tromboembolismo (MANJI *et al.*, 2014). Hufnagel *et al.* (1954) implantaram a primeira prótese de válvula cardíaca mecânica na posição da válvula aórtica, sendo esta do tipo bola em gaiola, tendo uma melhoria de 70-75% da função cardíaca. No entanto, a utilização dessas válvulas evidenciou desvantagens, por exemplo, formação de trombos, hemólise, regurgitação e distorções na hemodinâmica (PONTEFRAC; IYENGAR; BARLOW, 2006; TAYAMA *et al.*, 2021).

Os outros dois modelos de válvulas protéticas mecânicas, disco basculante e duplo folheto, oferecem um melhor perfil hemodinâmico comparado com a válvula do tipo bola em gaiola, com consequente redução do potencial hemolítico, trombogênico e de regurgitação durante a diástole. Isso ocorre, já que, esses modelos conseguem centralizar o escoamento sanguíneo durante a sístole, principal problema relacionado com as válvulas do tipo bola em gaiola (PONTEFRAC; IYENGAR; BARLOW, 2006; IÁSBECK, 2019). A válvula de duplo folheto é o modelo mais implantado, representando 55% das cirurgias para a troca de válvulas cardíacas (DASI *et al.*, 2007). A Figura 6 indica os três tipos de válvulas mecânicas existentes.

**Figura 6 – Os três tipos de válvulas mecânicas. (A) Válvula do tipo bola em gaiola. (B) Válvula do tipo disco basculante. (C) Válvula do tipo duplo folheto.**



**Fonte: Avelar (2016).**

As válvulas biológicas, por sua vez, são geralmente manufaturadas de folheto de válvulas aórticas porcina ou de pericárdio bovino, em que esses tecidos receberam um tratamento de solução de glutaraldeído para efetuar a fixação, melhorando, assim, a preservação do tecido biológico e evitar degradações estruturais (YOGANATHAN; HE; JONES, 2004; SOARES *et al.*, 2016). Binet *et al.* (1965) efetuaram as primeiras cirurgias para a implantação de válvulas biológicas em humanos com sucesso, onde foram implantadas 61 válvulas porcinas em 53 pacientes. Entretanto, foi observado que após seis meses de uso, apenas 60% das válvulas eram funcionais, sendo que após um ano esse número foi para 45%.

Em comparação com as válvulas mecânicas, as válvulas biológicas apresentam uma melhor hemodinâmica, uma vez que, a geometria é similar às das válvulas naturais, além de não necessitarem do uso de anticoagulantes devido à melhor biocompatibilidade (MAJIN *et al.*, 2014; SIDDIQUI; ABRAHAM; BUTANY, 2009). No entanto, elas apresentam uma vida útil mais limitada, geralmente, entre 10-15 anos. Os principais motivos da limitação da vida útil dessas válvulas são a calcificação e danos estruturais, que prejudicam a manutenção da dinâmica das válvulas, principalmente, na abertura e fechamento dos folhetos, causando, assim, problemas de regurgitação (MAJIN *et al.*, 2014; MAJIN; LEE; COOPER, 2015). A Figura 7 mostra exemplos de válvulas biológicas disponíveis no mercado.

**Figura 7 – Alguns exemplos de válvulas biológicas disponíveis no mercado**



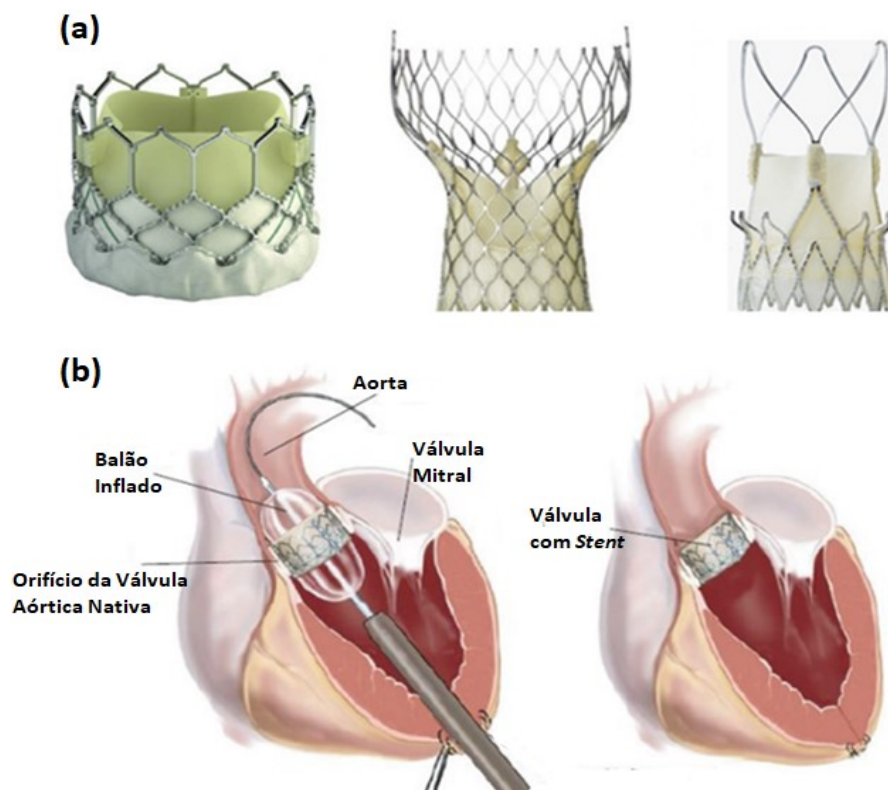
**Fonte: Tayama *et al.*, (2021).**

Por 40 anos, desde o surgimento das próteses de válvulas cardíacas como solução para as disfunções das válvulas nativas, cirurgias de coração aberto foram a única alternativa para efetuar o processo de substituição. Todavia, há uma categoria de pacientes, principalmente crianças pequenas e idosos, que não podem se submeter à cirurgias tão invasivas por apresentar grandes riscos (KHERADVAR, 2019; TANGO *et al.*, 2018). Neste contexto, por volta dos anos 2000, a Substituição Valvar Aórtica Transcateter (TAVR) foi introduzida, sendo uma tecnologia promissora no tratamento de doenças de válvulas cardíacas para pacientes que apresentam elevada morbidade e mortalidade quando submetidas a cirurgias de coração aberto. Atualmente é estimado que 100.000 pacientes, ao redor do mundo, efetuaram o procedimento TAVR e espera-se que esse número atinja 300.000 pacientes até o ano de 2025 (KHERADVAR, 2019).

O procedimento TAVR é comumente realizado por duas vias de acesso: a via transfemoral retrógrada, caracterizada por criar um acesso através da artéria femoral; e a abordagem transapical anterógrada, uma técnica minimamente invasiva constituída por uma pequena incisão no tórax, e o cateter é inserido por uma grande artéria ou pelo ventrículo esquerdo (KADEL, 2020; TANGO, 2020). As válvulas são confeccionadas em tecido animal, porcino ou bovino, e são dobradas em um *stent* expansível, que é transportado por um cateter até a válvula nativa doente (KADEL, 2020). Contudo, essas válvulas apresentam uma vida útil menor que as próteses biológicas convencionais, variando de 5-10 anos de uso (GROSH *et*

al., 2018). A Figura 8a indica a válvula usada no procedimento TAVR e a Figura 8b o procedimento de implante.

**Figura 8 – (a) Próteses de válvulas usadas no procedimento TAVR. (b) Procedimento de implante da válvula TAVR.**



Fonte: Adaptado de Kheradvar (2019) e Tango (2020).

### 2.3 Modelagem dos Folhetos das Válvulas Cardíacas

As válvulas aórticas, tanto as naturais quanto as biopróteses, apresentam uma estrutura biomecânica complexa, e quando ocorre interação com os carregamentos impostos pelo meio hemodinâmico, estas se comportam como um material de caráter não linear e anisotrópico (ABOELKASSEM; SAVIC; CAMPBELL, 2015). Contudo, mesmo que não seja adequado, ainda existem na literatura diversos estudos que consideram a válvula aórtica apresentando características de materiais elásticos lineares e isotrópicos (AVELAR, 2016; TANGO 2020; KERR e GOURLAY, 2021; SALMAN, SALTIK e YALCIN, 2021; IÁSBECK, 2019).

Para materiais elásticos lineares e isotrópicos, no caso tridimensional, as seis componentes de tensão são descritas por funções lineares entre as seis componentes de deformação.



Matematicamente, esses materiais obedecem à seguinte relação tensorial, conhecida como Lei de Hooke Generalizada (UGURAL; FENSTER, 2003).

$$\sigma_{ij} = c_{ijkl}\varepsilon_{kl} \quad (1)$$

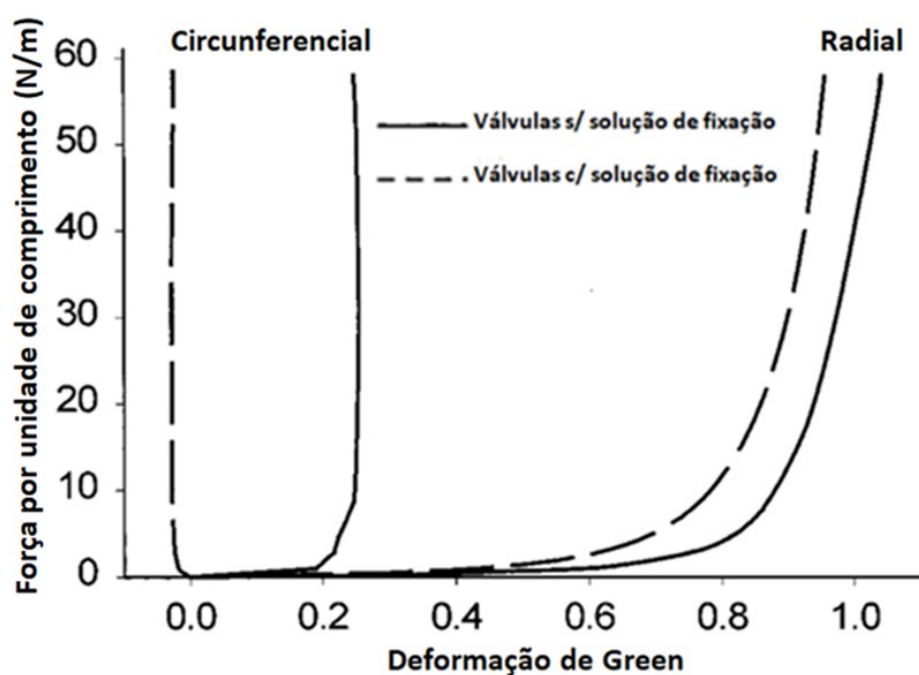
em que,  $\sigma_{ij}$  são as componentes do tensor das tensões,  $\varepsilon_{kl}$  as componentes do tensor das deformações e  $c_{ijkl}$  as componentes do tensor das constantes elásticas do material, sendo que para materiais isotrópicos e homogêneos as componentes deste tensor são iguais para todas as direções e em qualquer ponto da estrutura (UGURAL e FENSTER, 2003).

A utilização do modelo elástico linear e isotrópico, para tecidos, é justificável apenas quando ocorrem pequenas deformações, condição esta não observável no funcionamento natural das válvulas cardíacas, podendo, assim, perder precisão dos resultados obtidos (SOARES *et al.*, 2016). Gilmanov, Stolanski e Sotiropoulos (2019) compararam a diferença nas grandezas hemodinâmicas devido à alteração do modelo constitutivo usado para a válvula aórtica, considerando o modelo elástico linear e isotrópico e o modelo hiperelástico de May-Newman & Yin. Os autores mostraram que a escolha do modelo constitutivo é essencial para uma análise correta do caso estudado indicando diferenças significativas em variáveis, tais como área geométrica do orifício de abertura, velocidade média, energia de dissipação, energia cinética, tensão de cisalhamento na parede da válvula, vorticidade, intervalo de tempo de abertura da válvula e o tempo que a válvula permanece aberta.

Os materiais biológicos, por exemplo, as válvulas cardíacas, eram ensaiadas mecanicamente pela metodologia padrão de testes uniaxiais, capazes de determinar os módulos de elasticidade e coeficientes de Poisson (NEWMAN; LAM; YIN, 2009). Essa técnica não é apropriada para a caracterização mecânica de tecidos, visto que, não geram informações do real comportamento mecânico desses materiais, porém é uma ferramenta útil para simples estudos comparativos (NEWMAN; LAM; YIN, 2009; SOARES *et al.*, 2016). Portanto, para uma melhor caracterização mecânica das válvulas aórticas é necessário efetuar diferentes testes, tais como, tração/compressão uniaxial, bi-equiaxial, cisalhamento puro, para capturar a verdadeira natureza constitutiva desses materiais biológicos. Billiar e Sacks (2000) e Newman, Lam e Yin (2009) realizaram testes biaxiais em folhetos de válvulas aórticas naturais e biopróteses fabricadas com tecido porcino, indicando, assim, o caráter tanto hiperelástico quanto anisotrópico dessas estruturas, como está ilustrado na Figura 9.



Figura 9 – Curva entre força por unidade de comprimento e deformação de válvulas aórticas obtidas pelo ensaio biaxial.



Fonte: Adaptado de Billiar e Sacks (2000).

A Figura 9 destaca que a curva força por unidade de comprimento-deformação é não linear, tendo uma inclinação acentuada a partir de um determinado nível de tensão, como também, mostra que a direção circunferencial é mais rígida que a direção radial. Isso pode ser explicado pelo fato de que as fibras de colágeno são orientadas preferencialmente naquela direção, sendo que o colágeno contribui significativamente na resposta mecânica do tecido por suportar a maior parte do carregamento aplicado (SOARES *et al.*, 2016; NEWMAN; LAM; YIN, 2009).

Tecidos biológicos, naturalmente, apresentam características viscoelásticas e anisotrópicas. Entretanto, Fung mostrou que os tecidos, quando atingem um estado em regime permanente a ciclos de carregamento e descarregamento, como as válvulas cardíacas, podem ser consideradas como materiais hiperelásticos, uma vez que, há baixa perda da energia de deformação, indicando, assim, o desaparecimento do efeito viscoso (WEINBERG e MOFRAD, 2005; WEX *et al.*, 2015). Além disso, diferentes estudos obtiveram resultados coerentes com o observado experimentalmente adotando o comportamento isotrópico para os tecidos (LEE *et al.*, 2020; KADEL, 2020; CAO; BUKAC; SUCOSKY, 2015; PIL *et al.*, 2023; SADRABADI *et al.*, 2021; CHAGNON; REBOUAH; FAVIER, 2015; BOROWSKI *et al.*, 2018; BOROWSKI *et al.*, 2020).

Os modelos hiperelásticos postulam a existência de uma função de energia de deformação, que representa uma função escalar por unidade de um volume de referência que relaciona as deformações com as tensões correspondentes. Essa função considera a energia armazenada no corpo durante a deformação, e quando o carregamento é removido, a energia é liberada gradualmente até o estado original (WEX *et al.*, 2015). A Equação 2 indica a relação entre a tensão, a deformação e a função da energia de deformação (MAUREL *et al.*, 1998).

$$\mathbf{S} = 2 \frac{\partial W(\mathbf{C})}{\partial \mathbf{C}} \quad (2)$$

em que,  $\mathbf{S}$  representa o segundo tensor das tensões de Piola-Kirchhoff,  $W$  a função da energia de deformação e  $\mathbf{C}$  o tensor de Cauchy-Green Direto, definido por  $\mathbf{C} = \mathbf{F}^T \mathbf{F}$ , onde  $\mathbf{F}$  o tensor gradiente de deformação. Foram desenvolvidos diferentes modelos hiperelásticos e isotrópicos por meio dessa metodologia, sendo que todos os modelos apresentam vantagens, desvantagens, domínio de aplicação, forma das funções da energia da deformação e precisão com relação aos dados experimentais obtidos nos ensaios. Desse modo, ainda não há um consenso na literatura de qual dos modelos existentes é o melhor (WEX *et al.*, 2015).

Mesmo que a válvula apresente um comportamento constitutivo complexo, é possível assumir um comportamento elástico linear isotrópico para a realização de estudos comparativos e qualitativos em certos casos, visto que, essa consideração contribui substancialmente para o entendimento da dinâmica das válvulas cardíacas (AMINDARI *et al.*, 2021). Normalmente, para determinar um módulo de elasticidade correspondente para as válvulas aórticas, é calculado o módulo da secante da curva tensão-deformação na direção radial para 10% de deformação, valor este condizente com ao valor médio obtido ao longo do ciclo cardíaco (AMINDARI *et al.*, 2021).

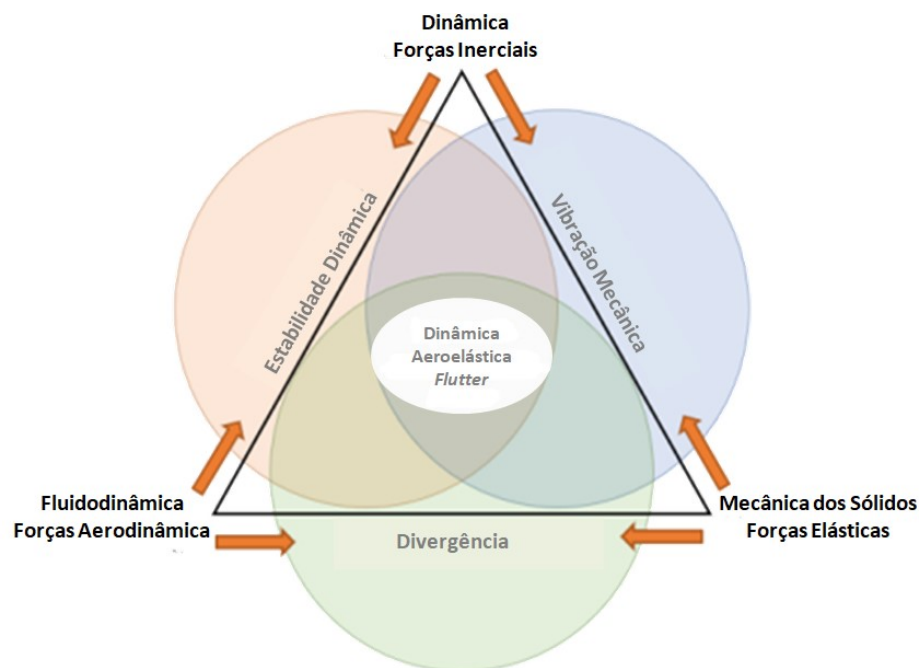
#### 2.4 Fenômeno de *Flutter*

O fenômeno conhecido como *flutter* é caracterizado por um movimento oscilatório de um componente estrutural causado pelo desenvolvimento de forças fluidodinâmicas devido ao escoamento de um fluido em torno do elemento estrutural, ou seja, é um fenômeno de natureza fluido-estrutural, podendo causar instabilidades (MANNINI; BARTOLI, 2015; ABBAS; KAVRAKOV; MORGENTHAL, 2017; CHAI *et al.*, 2021). As instabilidades são geradas quando a energia de entrada devido às forças fluidodinâmicas, em um ciclo de oscilação, fica maior que a energia dissipada pelo amortecimento estrutural, aumentando, assim, a amplitude de vibração ao longo do tempo. Desse modo, o desenvolvimento de altas

amplitudes de vibração irá amplificar as forças fluidodinâmicas, resultando em um crescimento contínuo de forças autoexcitadas e oscilações autoexcitantes (ABBAS; KAVRAKOV; MORGENTHAL, 2017; IÁSBECK, 2019). Foi observado que a condição crítica acontece quando a velocidade média do escoamento do fluido transfere uma energia igual à energia dissipada pelo amortecimento estrutural, sendo essa velocidade conhecida como velocidade crítica de início da instabilidade do *flutter* (ABBAS; KAVRAKOV; MORGENTHAL, 2017). Essa instabilidade se continuar por muito tempo pode determinar a falha do elemento estrutural.

O *flutter* é uma ramificação de um domínio de problemas de interação fluido-estruturais conhecidos como aeroelasticidade, em que, ocorre uma comunicação entre forças elásticas, aerodinâmicas e inerciais em um corpo sólido imerso em um escoamento de um fluido (no caso da aeroelasticidade, o fluido de análise é o ar). A Figura 10 ilustra a famosa definição da aeroelasticidade conhecido como Triângulo de Collar, onde está detalhado o relacionamento entre as três naturezas de forças que englobam o fenômeno (THOMASSON, 2016).

**Figura 10 – O Triângulo de Collar que define os estudos da aeroelásticidade.**



**Fonte: Adaptado de Pons (2015).**

O *flutter* é um fenômeno amplamente estudado pela indústria aeroespacial, destacando que os primeiros estudos observacionais surgiram devido ao advento da Primeira Guerra Mundial, período ao qual foi documentado o primeiro incidente envolvendo *flutter* (THOMASSON, 2016; AKPINAR, 2021). Deve-se mencionar que grande parte dos estudos presentes na

literatura que englobam o *flutter*, tendo diferentes graus de complexidade e precisão, foi desenvolvida com o foco no aperfeiçoamento de aeronaves (DOWELL, 2015). A indústria aeroespacial classificou diferentes tipos de *flutter*, cada classe apresentando uma descrição matemática própria, descritos a seguir:

***Classical flutter:*** ocorre quando uma superfície elevada em ângulo de ataque normal é exposta ao escoamento subsônico;

***Stall flutter:*** acontece quando uma superfície elevada em ângulo de ataque alto é exposta ao escoamento subsônico;

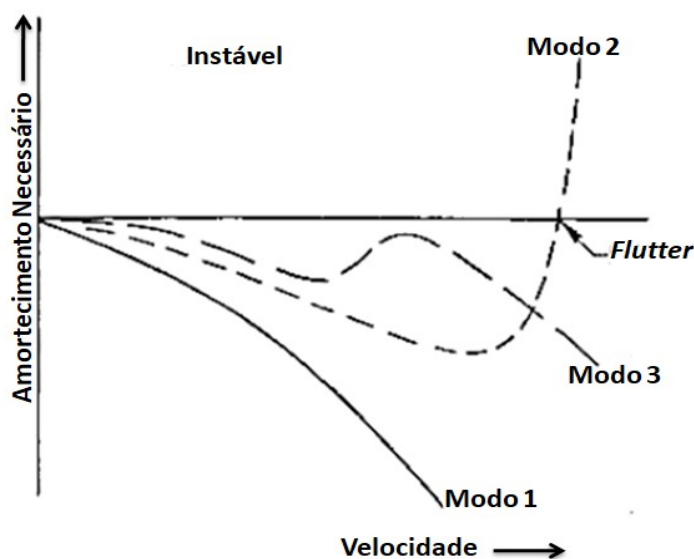
***Supersonic flutter:*** observado quando uma superfície elevada é exposta ao escoamento supersônico;

***Control surface flutter:*** definido quando uma superfície de controle acionada é exposta ao escoamento;

***Panel flutter:*** acontece quando uma superfície sem elevação é exposta ao escoamento.

Os estudos teóricos para a avaliação do *flutter* aeroelástico tiveram início na década de 1950, sendo que os estudos experimentais foram desenvolvidos em seguida para a confirmação dos resultados obtidos pela análise teórica (CHAI *et al.*, 2021), mesmo que a primeira aparição do termo é encontrado no trabalho do Lord Rayleigh, no ano de 1878, em que foi estudado os efeitos de jatos de fluidos no tremular de bandeiras (AVELAR, 2016). As previsões teóricas são uma ferramenta útil para efetuar cálculos dos parâmetros que governam o *flutter*, sendo que são fundamentais para efetuar observações com relação às tendências do comportamento das grandezas deste fenômeno. Esses estudos podem ser divididos entre análises completamente lineares, *quasi* lineares e completamente não lineares, podendo ser tanto bidimensionais ou tridimensionais, de modo que a análise é realizada por meio de autovalores e autovetores. Essa abordagem é preferível devido sua facilidade, visto que, a instabilidade é observada quando a parte real do autovalor altera o sinal, como ilustra a Figura 11. Já os trabalhos experimentais, geralmente, são realizados com a utilização do túnel de vento, empregando, assim, o processo de similaridade de parâmetros adimensionais. Normalmente, esses experimentos são caros e custosos de tempo, sendo possível realizar em apenas certos casos (KHAN *et al.*, 2020).

Figura 11 – Análise do *flutter* utilizando o procedimento de autovalores e autovetores.



Fonte: Adaptado de Khan *et al.*, (2020).

Entretanto, mesmo que o *flutter* seja conhecido por décadas e que existem diferentes técnicas de análises, ainda existem lacunas para a completa compreensão desse fenômeno. Hiroaki e Watanabe (2021) destacam que diferentes estudos encontram diferenças significativas entre resultados teóricos e experimentais, podendo chegar a erros da ordem de 50%-100%, em razão da não consideração de elementos cruciais para o modelo teórico, como a não linearidade das forças desenvolvidas pelo escoamento do fluido. Na literatura, por exemplo, ainda carece de pesquisas que investigam a influência de parâmetros físicos associados à turbulência do escoamento, tais como flutuações de velocidades e intensidade de turbulência, nos parâmetros relacionados ao *flutter*, apesar de diferentes estudos indicarem uma correlação entre esses dois efeitos (BESEK; PIETRASANTA; OBRIST, 2020; LIU; CAI; HAN, 2020).

Nesse contexto em que os estudos analíticos ainda falham na completa investigação do fenômeno abordado e os estudos experimentais são custosos e difíceis de serem planejados, estudos numéricos aparecem como uma alternativa viável para a avaliação do objeto de estudo. As simulações baseadas na interação fluido e estrutura estão sendo utilizadas em diferentes áreas da ciência e da engenharia para a completa investigação das grandezas que caracterizam o fenômeno de *flutter* (HOU; WANG; LAYTON, 2012). Zheng e Hui (2011) analisaram a dinâmica de rotores de uma turbomáquina, no domínio do tempo, através da técnica FSI. Os autores foram capazes de prever a estabilidade do elemento estrutural por meio do histórico de vibração, como também, de computar a amplitude e a frequência das

oscilações, para uma melhor compreensão das falhas estruturais que os rotores estão submetidos. Por fim, compararam os resultados obtidos pela técnica numérica com resultados experimentais, observando, portanto, que obtiveram excelente concordância, tanto na tendência quanto em valores dos resultados, para essas duas formas de análise.

Deve-se destacar que o fenômeno de *flutter* é diferente do fenômeno de ressonância, em que, o primeiro acontece quando a energia que entra em um elemento estrutural, devido às forças fluidodinâmicas, é maior que a energia dissipada pela a estrutura; enquanto que o segundo ocorre quando a frequência de uma excitação externa é igual à frequência natural do sistema (THOMASSON, 2016). Um exemplo clássico da confusão entre esses dois fenômenos, ainda erroneamente divulgada, é o famoso caso da Ponte de Tacoma Narrows, nos Estados Unidos, que sofreu uma falha estrutural no ano de 1940. Divulga-se que o motivo da falha foi devido à excitação na frequência de ressonância da ponte pela esteira de vórtices de Von Kármán produzida no escoamento de ar no em torno da ponte. No entanto, Billah e Scanlan (1991) mostraram que esses vórtices apresentavam uma frequência diferente à frequência natural da ponte durante o fato ocorrido, e que na verdade se tratava de uma instabilidade provocada pelo *flutter*, em que, as características da ponte contribuíram para que um vento de 70 km/h (velocidade crítica) fosse suficiente para causar a desestabilização (AVELAR, 2016). A Figura 12 indica o momento da ponte sob vibração.

**Figura 12 – Ponte de Tacoma Narrows nos Estados Unidos durante a vibração provocada pelo *flutter*.**

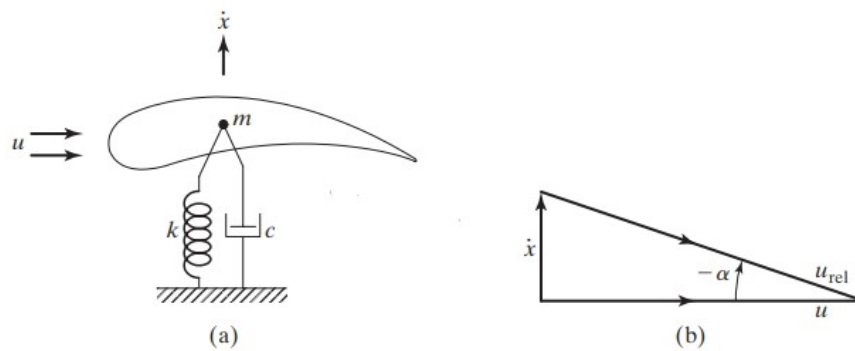


**Fonte: Billah e Scanlan (1991).**

### 2.4.1 Exemplo de *flutter* para sistemas de um grau de liberdade

Para o melhor entendimento do fenômeno de *flutter*, em como as características do escoamento interferem na dinâmica do elemento estrutural, será considerado a seguir um caso simplificado em um grau de liberdade de um aerofólio indicado na Figura 13. Esse exemplo está descrito em detalhe em Rao (2011).

**Figura 13 – Sistema de um grau de liberdade para efetuar a análise do *flutter*.**



**Fonte: Rao (2011).**

Na Figura 13 tem-se que  $m$  é a massa do sistema estudado,  $c_s$  é o amortecimento do sistema,  $k_s$  é a rigidez do sistema,  $u$  é a velocidade do escoamento do fluido,  $\dot{x}$  é a velocidade do sistema,  $u_{rel}$  é a velocidade relativa entre o sistema e o escoamento e  $\alpha$  é o ângulo de ataque, ângulo entre a velocidade de escoamento e a velocidade relativa. A força externa que atua no aerofólio na direção vertical em razão do escoamento em torno da estrutura pode ser expressa pela Equação 3.

$$F = \frac{1}{2} \rho_f u^2 Y C_x \quad (3)$$

em que,  $\rho_f$  representa a massa específica do fluido,  $Y$  a largura da seção do aerofólio normal à direção do escoamento e  $C_x$  o coeficiente da força vertical, também conhecida como força de sustentação, que pode ser definida pela Equação 4.

$$C_x = \frac{u_{rel}^2}{u^2} (C_L \cos \alpha + C_D \sin \alpha) \quad (4)$$

sendo  $C_L$  o coeficiente de sustentação e  $C_D$  o coeficiente de arrasto. O ângulo de ataque pode ser determinado por meio do triângulo retângulo composto entre a velocidade de escoamento, a velocidade da estrutura e a velocidade relativa indicado na Figura 13. Além disso, será

considerado aqui que o ângulo de ataque será pequeno, permitindo, assim, a seguinte simplificação.

$$\alpha = -\tan^{-1}\left(\frac{\dot{x}}{u}\right) \cong -\frac{\dot{x}}{u} \quad (5)$$

Outra consideração que pode ser aplicada, de modo a tornar a análise mais simples e de fácil entendimento, é com relação ao coeficiente  $C_x$ , que pode ser aproximado pelos dois primeiros termos da correspondente série de Taylor em torno do ponto  $\alpha = 0$ , da seguinte maneira:

$$C_x \cong C_x(\alpha = 0) + \frac{\partial C_x}{\partial \alpha}(\alpha = 0)\alpha \quad (6)$$

Para ângulo de ataque pequeno, tem-se que, por meio da Figura 13,  $u_{rel} \cong u$ , e substituindo as Equações 5 e 6 na Equação 4 e efetuando as simplificações algébricas possíveis, o coeficiente  $C_x$  ficará da seguinte forma:

$$C_x = C_L(\alpha = 0) - \frac{\dot{x}}{u} \frac{\partial C_x}{\partial \alpha}(\alpha = 0) = C_L(\alpha = 0) - \frac{\dot{x}}{u} \left\{ \frac{\partial C_L}{\partial \alpha}(\alpha = 0) + C_D(\alpha = 0) \right\} \quad (7)$$

Portanto, a equação de movimento que descreve a dinâmica do sistema ilustrado na Figura 13 pode ser representada pela Equação 8 após a substituição do coeficiente  $C_x$  na Equação 3.

$$m\ddot{x} + c_s\dot{x} + k_sx = F = \frac{1}{2}\rho_f u^2 Y C_L(\alpha = 0) - \frac{1}{2}\rho_f u Y \frac{\partial C_x}{\partial \alpha}(\alpha = 0)\dot{x} \quad (8)$$

Observa-se que o primeiro termo da força  $F$  produz um deslocamento estático no sistema, uma vez que, não depende de nenhuma grandeza cinemática do aerofólio, ou seja, deslocamento, velocidade ou aceleração, e apenas o segundo termo pode ser o responsável por causar instabilidades no sistema. Reordenando a equação de movimento, considerando apenas o segundo termo da força  $F$ , temos que:

$$m\ddot{x} + \left[ c_s + \frac{1}{2}\rho_f u Y \frac{\partial C_x}{\partial \alpha}(\alpha = 0) \right] \dot{x} + k_sx = 0 \quad (9)$$

Pela Equação 9 é possível perceber que o deslocamento do aerofólio aumentará sem restrição quando o termo entre colchetes for negativo, visto que, a resposta do sistema apresentará um termo exponencial com argumento positivo. A velocidade  $u$  tal que o termo entre colchetes é igual a zero é conhecida como velocidade crítica para o *flutter*, e é definida como a velocidade mínima para gerar instabilidades no sistema, gerando, assim, a situação em que o amortecimento da estrutura não é capaz de dissipar a energia que entra no sistema.



## 2.5 Reologia do Sangue

O sangue é um tecido conjuntivo, sendo uma mistura bifásica constituída por vários elementos sólidos, representados pelos eritrócitos, leucócitos e plaquetas, suspensos em uma solução aquosa conhecida como plasma (GUERCIOTTI; VERGARA, 2017; de OLIVEIRA, 2016). Para uma pessoa saudável, o volume total de sangue representa 7% do peso corporal (JUNQUEIRA; CARNEIRO, 2013). Em termos percentuais, o sangue é composto por cerca de 55% de plasma e 45% de células em relação ao volume total; sendo que o plasma é majoritariamente constituído por água (92%) e o restante por proteínas, nutrientes, gases respiratórios, hormônios e eletrólitos. Já a porcentagem celular é representada por 95%, em número, por eritrócitos, 0,1% por leucócitos e por, aproximadamente, 4,9% por plaquetas (de OLIVEIRA, 2016; COONEY, 1976). A seguir estão descritas algumas características desses grupos celulares.

**Eritrócitos:** também conhecido como hemácias, são células anucleadas e apresentam a forma de disco bicôncavo, sendo que a concentração normal de eritrócitos no sangue é de aproximadamente entre 4 a 5,4 e entre 4,6 a 6 milhões por microlitro nas mulheres e homens, respectivamente. Essas células apresentam grande quantidade de hemoglobina, proteína capaz de se ligar com  $O_2$  e  $CO_2$ , logo sua principal função é no transporte de gases respiratórios (JUNQUEIRA; CARNEIRO, 2013).

**Leucócitos:** ou glóbulos brancos, são células incolores, de forma esférica e são os principais elementos do sistema imunológico, tendo, portanto, a função de proteger o organismo contra agentes patogênicos. Em um adulto saudável, a concentração de leucócitos varia entre 4.500-11.000 unidades por microlitro, e são produzidos na medula óssea ou em tecidos linfóides (JUNQUEIRA; CARNEIRO, 2013).

**Plaquetas:** as plaquetas ou trombócitos são responsáveis pelo processo da coagulação sanguínea, auxiliando, assim, na reparação do vaso sanguíneo quando este sofre algum tipo de dano, evitando a perda de sangue. A contagem desse agente no sangue está entre 150 a 450 mil plaquetas por microlitro, sendo que esses corpúsculos permanecem no sangue por aproximadamente 10 dias (JUNQUEIRA; CARNEIRO, 2013).

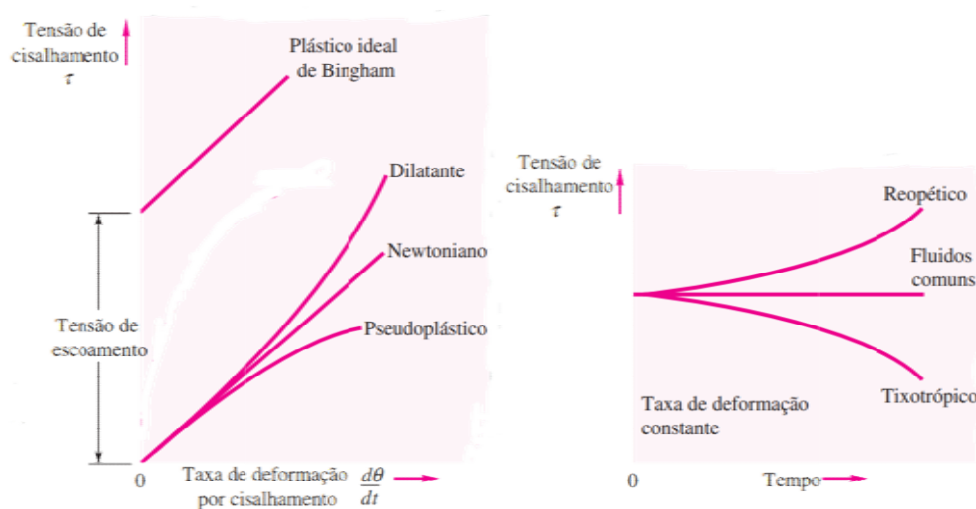
Devido a esta composição, o sangue apresenta um comportamento de fluido não newtoniano do ponto de vista reológico. Os fluidos não newtonianos são caracterizados por não apresentarem uma relação diretamente proporcional entre a tensão de cisalhamento e a taxa de

deformação. Os fluidos newtonianos, por sua vez, apresentam essa relação direta entre essas duas grandezas, e podem ser expressos pela Equação 10 (WHITE, 2011).

$$\tau_{ij} = \mu_f \left( \frac{\partial u_i}{\partial x_j} + \frac{\partial u_j}{\partial x_i} \right) \quad (10)$$

em que  $\tau_{ij}$  representa as componentes do tensor das tensões,  $\mu_f$  a viscosidade dinâmica do fluido e  $u_i$  as componentes do campo vetorial da velocidade. A Figura 14 indica o comportamento reológico de alguns grupos de fluidos não newtonianos encontrados na natureza.

**Figura 14 – Exemplos de curvas entre tensão de cisalhamento e taxa de deformação para alguns tipos de fluidos não Newtonianos.**

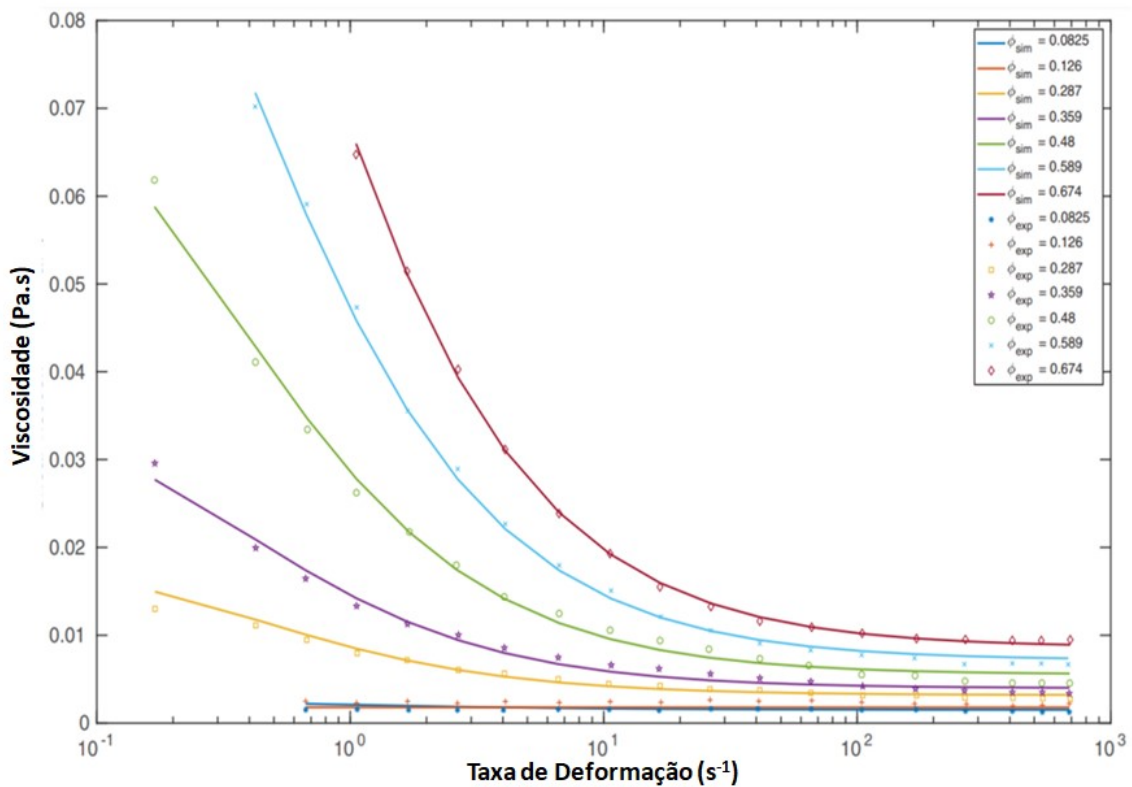


Fonte: White (2011).

Para os fluidos dilatantes é observado que a viscosidade do fluido, inclinação da curva entre tensão de cisalhamento e taxa de deformação, aumenta em razão do aumento da taxa de deformação, em contradição com os fluidos pseudoplásticos, em que a viscosidade diminui com o acréscimo na taxa de deformação. Já o Plástico de Bingham é uma substância que requer uma tensão inicial finita (tensão de escoamento) para o início do escoamento, podendo ter ou não uma característica linear (WHITE, 2011). Os fluidos não newtonianos também são classificados de acordo com o comportamento transiente da viscosidade aparente. Os fluidos tixotrópicos são caracterizados pela diminuição da viscosidade aparente em relação ao tempo de aplicação da tensão, enquanto que os fluidos reopéticos apresentam um acréscimo na viscosidade aparente com o tempo de aplicação da tensão (WHITE, 2011).

Experimentos indicam que o sangue apresenta um comportamento de fluido pseudoplástico, tixotrópico e viscoplástico. Ademais, dentre os fatores que também podem interferir no valor da viscosidade do sangue, pode-se citar: o hematócrito, a temperatura, a concentração de proteínas no sangue e o diâmetro do vaso sanguíneo (Efeito Fahraeus-Lindvist). A Figura 15 mostra o comportamento da viscosidade do sangue com relação à taxa de deformação, e também com relação ao hematócrito (AMEENUDDIN; ANAND; MASSOUDI, 2019; KANNOJIYA; DAS; DAS, 2020; COONEY, 1976).

**Figura 15 – Comportamento da viscosidade do sangue com relação à taxa de deformação e em relação ao hematócrito, sim: simulado e exp: experimental.**



**Fonte: Adaptado de Ameenuddin, Anand e Massoudi (2019).**

De acordo com a Figura 15, a viscosidade do sangue diminui devido ao aumento da taxa de deformação, sendo que, para aproximadamente 100 s<sup>-1</sup> de taxa de deformação, a viscosidade apresenta um comportamento assintótico, ou seja, o sangue assume uma natureza de fluido Newtoniano. Para baixos valores de taxa de deformação, percebe-se elevados valores de viscosidade, sendo consequência do efeito “rouleaux”, caracterizado pela formação de estruturas agregadas de eritrócitos. Por fim, o aumento da viscosidade do sangue também pode acontecer em razão do aumento do hematócrito, em que para valores de hematócrito

abaixo de 12% a viscosidade é constante em relação à taxa de deformação, no entanto, este caso não é fisiológico (COONEY, 1976).

Em consequência das complexidades que envolvem a estrutura da rede vascular e da composição sanguínea, ainda não há um modelo reológico que representa o comportamento da viscosidade do sangue em qualquer vaso sanguíneo ou em alguma condição patológica adversa (KANNOJIYA; DAS; DAS, 2020). Dessa forma, na literatura existem diversos modelos validados para cada domínio de aplicação, que possibilitam a análise numérica no sistema cardiovascular, para a previsão das grandezas que englobam o escoamento sanguíneo, tais como velocidade e tensão de cisalhamento, de forma adequada (IONESCU, 2017). A Tabela 1 ilustra alguns exemplos de modelos reológicos para o sangue, em que,  $\dot{\gamma}$  representa a taxa de deformação,  $\mu_0$  a viscosidade de tensão de cisalhamento zero,  $\mu_\infty$  a viscosidade de tensão de cisalhamento infinito,  $q$  a constante de Yasuda,  $n$  a constante de tempo e  $\mu_c$  a viscosidade plástica de Casson.

**Tabela 1 - Exemplos de modelos reológicos para o sangue.**

<b>Modelo</b>	<b>Viscosidade Aparente</b>	<b>Parâmetros</b>
Bingham	$\mu = \frac{\tau_y}{\dot{\gamma}} + K$	$\tau_y = 0,0091 Pa$ $K = 0,0146 Pa.s$
Carreau	$\mu = \mu_\infty + (\mu_0 - \mu_\infty)[1 + (\lambda\dot{\gamma})^2]^{\frac{n-1}{2}}$	$\mu_0 = 0,056 Pa.s; \lambda = 3,313 s$ $\mu_\infty = 0,0035 P.s; n = 0,3568$
Carreau-Yasuda	$\mu = \mu_\infty + (\mu_0 - \mu_\infty)[1 + (\lambda\dot{\gamma})^q]^{\frac{n-1}{q}}$	$\mu_0 = 0,056 Pa.s; \lambda = 1,902 s$ $\mu_\infty = 0,0035 P.s; n = 0,22$ $q = 1,25$
Casson	$\mu = \left( \sqrt{\mu_c} + \sqrt{\left(\frac{\tau_c}{\dot{\gamma}}\right)} \right)^2$	$\mu_c = 0,0042 Pa.s$ $\tau_c = 0,0038 Pa$
Cross	$\mu = \mu_\infty + \frac{\mu_0 - \mu_\infty}{1 + (\lambda\dot{\gamma})^n}$	$\mu_0 = 0,0364 Pa.s; \lambda = 0,38 s$ $\mu_\infty = 0,00345 Pa.s; n = 1,45$
Powell-Eyring	$\mu = \mu_\infty + (\mu_0 - \mu_\infty) \left[ \frac{\sinh^{-1}(\dot{\gamma} \lambda)}{\dot{\gamma} \lambda} \right]$	$\mu_0 = 0,056 Pa.s; \lambda = 5,383 s$ $\mu_\infty = 0,00345 Pa.s$
Power-Law	$\mu = \mu^* \dot{\gamma}^{n-1}$	$\mu^* = 35,00 mPa.s^n$ $n = 0,6$

Fonte: Abbasian *et al.* (2019).

Para vasos sanguíneos de grande diâmetro, tais como a artéria aorta e as veias cavas superior e inferior, é estimado que as taxas de deformações sejam geralmente maiores que  $100 s^{-1}$ ,

justificando, dessa maneira, a consideração de comportamento de fluido Newtoniano para o sangue nessas situações (KANNOJIYA; DAS; DAS, 2020; NOBARI, 2012; SINGUENZA *et al.*, 2018). Gonçalves *et al.*, (2019) avaliaram a distribuição da taxa da deformação do sangue, por meio da dinâmica dos fluidos computacional, no acesso venoso central na presença de um cateter venoso central para hemodiálise considerando três modelos reológicos, *Carreau-Yasuda*, Lei de Potência e Newtoniano. Os resultados não indicaram diferenças significativas entre os três modelos reológicos usados, confirmando, assim, a possibilidade de se considerar o sangue como fluido Newtoniano nesse caso. Em outro estudo, Cao *et al.*, (2015) analisaram, também por meio da dinâmica dos fluidos computacional, o escoamento sanguíneo próximo a válvula aórtica, comparando, assim, dois modelos reológicos, fluido newtoniano e o modelo Lei de Potência. Observaram que a aproximação do sangue como fluido newtoniano apresentou um erro máximo de apenas 6% nas tensões de cisalhamento nos folhetos das válvulas em relação ao modelo não newtoniano Lei de Potência.

## 2.6 *Flutter* em Próteses de Válvulas Cardíacas

A ocorrência de *flutter* em válvulas cardíacas já é observada há décadas, sendo que os primeiros estudos que analisaram esse fenômeno datam da década de 1970, e que estes trabalhos foram efetuados de forma *in vivo*. Pinto *et al.* (1978) avaliaram 203 ecocardiogramas de pacientes com idade variando de 18 à 76 anos, e apresentando diferentes condições fisiológicas e patológicas, tais como, gravidez, anemia, regurgitação, hipertensão e estenose, em que, desses pacientes, 120 são mulheres e 83 são homens. Nesse estudo, foi observado que 17,2% dos ecocardiogramas apresentaram *flutter*, ou seja, 35 de 203 do conjunto de pacientes, e que a vibração pode ser vista na maioria dos indivíduos saudáveis e mulheres jovens saudáveis no segundo ou terceiro trimestre de gravidez. Além disso, pacientes que apresentavam doenças associadas com uma circulação hiperdinâmica (anemia e hipertensão) também apresentaram alta incidência de *flutter*. No entanto, indivíduos que possuem estenose e calcificação, condições que geram reduções da circulação sanguínea, não foram observados condição de *flutter*. Nesse caso, os autores sugerem que a análise do *flutter* não necessariamente indica uma condição médica, porém, uma observação mais meticulosa do comportamento do *flutter* pode ser útil na distinção de condições cardíacas.

Em outro estudo, Sze *et al.* (1978) perceberam a ocorrência de *flutter* sistólico da válvula mitral, por meio de ecocardiogramas, em 11 casos de um grupo de 6.000 pacientes que foram examinados durante um intervalo de 3 anos e meio. Todos os 11 pacientes apresentavam

insuficiência da válvula mitral por prolapso ou folhetos flácidos, além de que, 9 pacientes apresentavam endocardite bacteriana prévia ou concomitante. Os autores destacam que o *flutter* sistólico da válvula mitral não é comum na ausência de endocardite, apenas 2 casos de ocorrência de *flutter* do grupo analisado, mesmo com comprovada ruptura das cordoalhas tendíneas ou de músculo papilar sem evidência histórica e patológica de infecções. Ademais, o *flutter* não foi visto em grande número de pacientes com insuficiência mitral por outras causas distintas às citadas anteriormente.

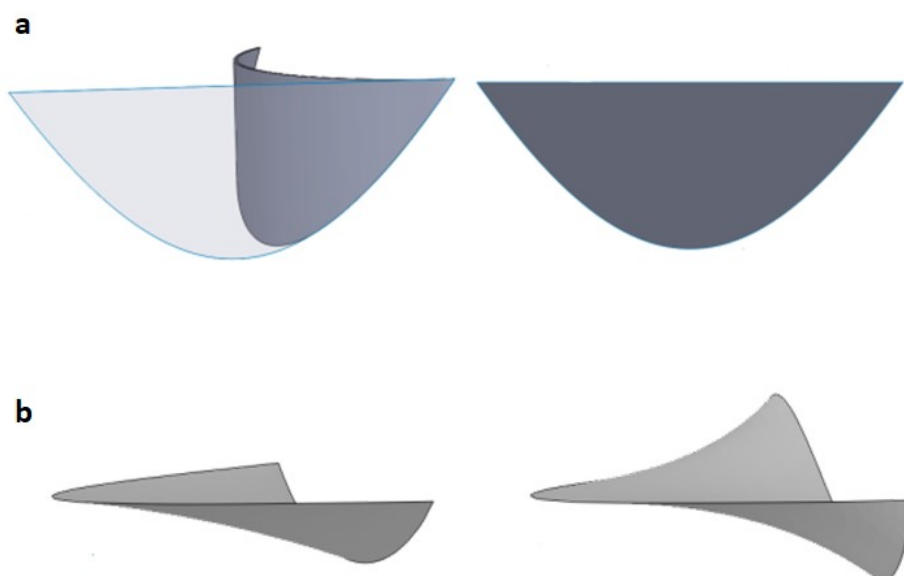
Ainda por meio de observações *in vivo*, Aljalloud *et al.* (2018) investigaram, por meio de ecocardiografia transesofágica no intraoperatório, o vazamento paravalvar, os gradientes das grandezas do escoamento, o índice de área efetiva, como também, as oscilações das cúspides de 108 pacientes em que foram implantadas próteses de válvulas aórticas sem anel de sutura. Neste caso, foi revelada a presença de *flutter* em todos os pacientes selecionados durante o período sistólico do ciclo cardíaco, sendo que, em alguns dos casos, as oscilações atingiram uma frequência de 15 Hz. Ademais, os resultados também indicam que as oscilações dos folhetos são responsáveis por gerarem velocidades irregulares elevadas na saída do ventrículo esquerdo. Os autores destacam que o *flutter* nas cúspides das válvulas dificulta uma análise acurada do desempenho das próteses das válvulas cardíacas e também na interpretação dos resultados coletados durante a experimentação.

Já com relação aos trabalhos que desenvolveram modelos matemáticos para prever o comportamento do *flutter*, os autores Prabhu e Hwang (1988) foram os primeiros que propuseram um estudo analítico para o cálculo da velocidade crítica para o início do *flutter* em válvulas mecânicas, do tipo duplo folheto e disco basculante. Para efetuar essa análise, os autores se basearam em estudos aeronáuticos, em que compararam os folhetos das válvulas com as asas das aeronaves. Além disso, dividiram os folhetos em tiras perpendiculares ao eixo de abertura da válvula para calcular as forças de sustentação, e usaram o auxílio da técnica de elementos finitos para determinar as matrizes de inércia e de rigidez do sistema, com o intuito de obterem os modos de vibração flexural e torsional para a análise de instabilidade. Desse modo, foi constatado que as velocidades críticas estão bem acima dos valores encontrados nas condições fisiológicas, 24,0 m/s para a válvula de duplo folheto e 71,0 m/s para a válvula disco basculante. Por fim, os autores concluem que essas válvulas mecânicas não poderiam desenvolver *flutter*, uma vez que, velocidades encontradas fisiologicamente são bem menores que as velocidades críticas de *flutter* encontradas, e que as oscilações em válvulas mecânicas implantadas observadas em outros estudos, tais como Mintz *et al.* (1982), podem ter sido

induzidas pelas estruturas de vórtices produzidas durante o escoamento do sangue através das válvulas.

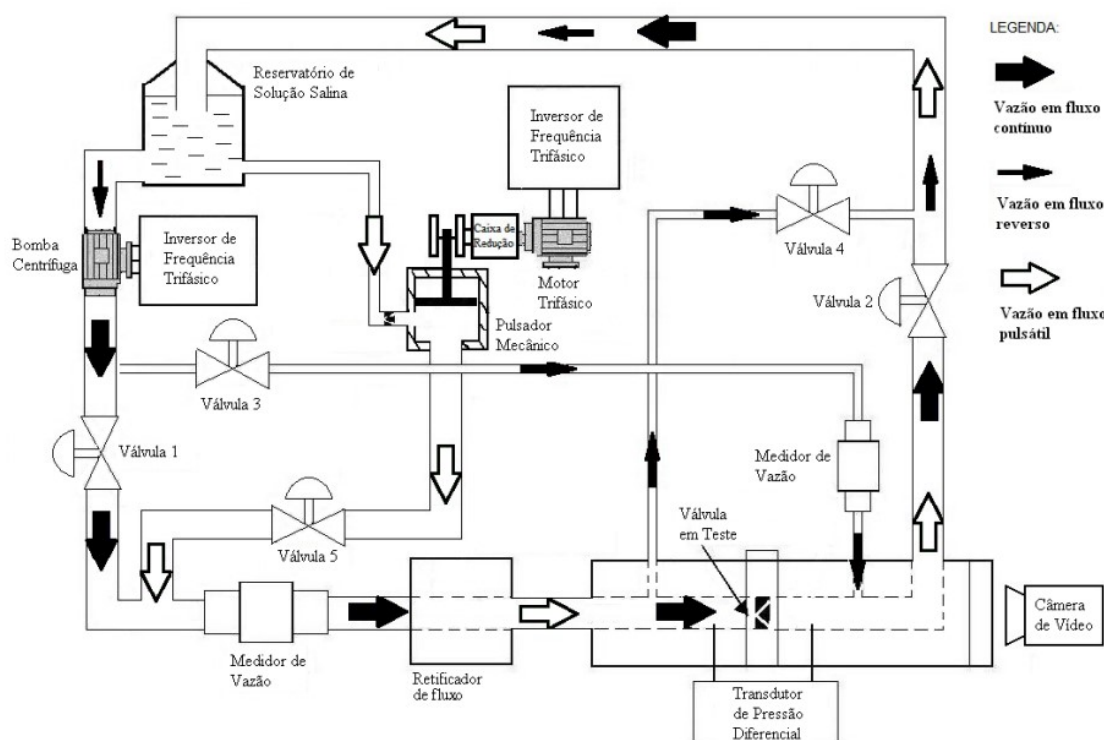
Em um trabalho que combina o desenvolvimento de uma modelo teórico para analisar o *flutter* em bioprotéses de válvulas cardíacas e observação experimental *in vitro*, Avelar (2016) propôs prever a velocidade crítica para o início das oscilações e verificar a sensibilidade das variáveis de grandezas do escoamento e dos parâmetros das geometrias das válvulas biológicas em relação ao *flutter*. Para o desenvolvimento analítico, o autor considerou que o folheto da válvula apresentasse um perfil planificado, indicado na Figura 16a, e que a base do folheto esteja engastada. Além disso, o autor focou a análise nos dois primeiros modos de vibração das cúspides, referentes ao modo de flexão e ao modo de torção, Figura 16b. Para o desenvolvimento das equações que descrevem o movimento dos folhetos foi usado um método comumente empregado na indústria aeronáutica, para a análise do *flutter* aeroelástico. Para a parte experimental foi desenvolvida uma bancada de testes capaz de produzir escoamento contínuo, reverso e pulsátil, e as oscilações das cúspides foram mapeadas por meio de imagens obtidas por uma câmera de alta velocidade, Figura 17. Foram testadas oito válvulas manufaturadas com pericárdio bovino e com folhetos de válvulas porcinas com parâmetros geométricos distintos, além de, utilizar água e solução de água com glicerina como fluido de trabalho.

**Figura 16 - (a) Planificação do folheto. (b) Modos de vibração de flexão e torção.**



**Fonte: Avelar (2016).**

**Figura 17 – Bancada experimental utilizada para o mapeamento da dinâmica dos folhetos de próteses biológicas de válvulas cardíacas.**



Fonte: Avelar (2016).

O autor constatou que as frequências de oscilação variavam de 20 a 430 Hz e as amplitudes de 0,1 a 2,5 mm, como também, que a velocidade crítica do *flutter* é influenciada pela espessura dos folhetos e pelo diâmetro interno das válvulas. Ademais, foi observado que as válvulas fabricadas de pericárdio bovino são menos suscetíveis ao *flutter* em comparação às válvulas porcinas. Entretanto, as velocidades críticas obtidas pelas duas técnicas empregadas apresentaram divergências significativas. Isso pode ser explicado através das simplificações impostas durante o desenvolvimento das equações de movimento dos folhetos, sendo que, a metodologia empregada na indústria aeronáutica desconsidera os efeitos viscosos do escoamento, visto que, esse tipo de análise é realizado em regimes de elevados número de Reynolds, o que não acontece no escoamento sanguíneo.

Devido às dificuldades práticas em avaliar a dinâmica dos folhetos das válvulas cardíacas de modo *in vivo*, estudos baseados em experimentos *in vitro* e *ex vivo*, como também, estudos numéricos, aparecem como uma alternativa viável para efetuar tais análises de modo não invasivo e de relativo baixo custo. Tais trabalhos visam desenvolver modelos que se

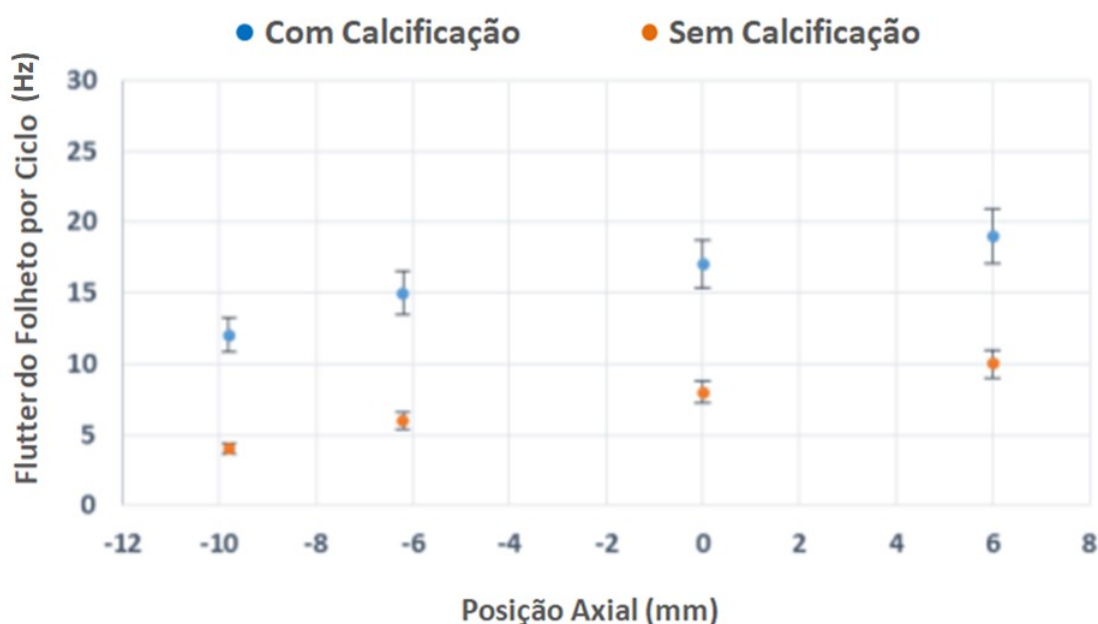


aproximam das condições fisiológicas para efetuar uma observação mais controlada e detalhada do fenômeno estudado.

Rainer *et al.* (1979) efetuaram estudos *in vitro* para verificar a dinâmica de três próteses de válvulas cardíacas, sendo duas delas porcinas e uma de pericárdio bovino. Foram utilizadas condições de fluxo pulsátil, com frequências de 72, 88 e 100 batimentos por minuto, com a pressão e a vazão mantidas dentro dos limites fisiológicos. Além disso, foram usados dois fluidos distintos: solução salina e uma solução aquosa com 36,5% de glicerol. Os folhetos das próteses testadas foram filmadas por meio de uma câmera de alta velocidade de 600 à 800 quadros por segundo. Os resultados desse estudo indicaram que, para as válvulas porcinas, as pontas dos folhetos apresentaram vibrações, as quais aumentaram progressivamente com o aumento da velocidade de escoamento, quando usada a solução salina, porém, as vibrações foram menos perceptíveis para a solução aquosa com glicerol. Já a válvula de pericárdio bovina não apresentou oscilações dos folhetos em nenhuma das condições abordadas. Apesar dos autores terem feito uma análise do *flutter* com relação às válvulas usadas, das velocidades do escoamento e dos fluidos de trabalho, o estudo é apenas qualitativo, e não informa parâmetros importantes da vibração dos folhetos, como frequência e amplitude, e sobre a velocidade crítica do começo das oscilações.

Hatoum *et al.* (2018) examinaram, de maneira *in vitro*, como a calcificação de próteses de válvulas aórticas TAVR podem ser um mecanismo físico que leva à característica anômala de desempenhos destas próteses. Foram obtidos, principalmente, o gradiente de pressão, a área efetiva de abertura e a frequência de oscilação das cúspides. O fluido de trabalho usado foi uma mistura de água e glicerina, por apresentar grandezas físicas similares ao do sangue, e o movimento dos folhetos foram capturados por uma câmera de alta velocidade. Constataram-se que, as frequências de oscilação dependem da posição axial relativa entre a válvula TAVR e a posição natural da válvula nativa, como também, para válvulas calcificadas, obtiveram-se maiores frequências para o *flutter*, alcançando o dobro do valor com relação às válvulas não calcificadas, Figura 18. A tendência apresentada também foi observada por Iásbeck (2019). Esta intensificação do *flutter* em válvulas calcificadas acontece, os autores sugerem, visto que, a presença dos nódulos de calcificação gerou regiões de recirculação devido ao descolamento da camada limite nesses locais, causando, assim, instabilidades no campo de pressão local. Esse fato pode indicar que o fenômeno de *flutter* apresenta uma correlação direta com as parcelas de flutuação das grandezas do escoamento oriundas da turbulência, tais como flutuação de velocidade e flutuação de pressão.

Figura 18 – Variação da frequência de oscilação das cúspides com relação à posição axial da prótese da válvula.



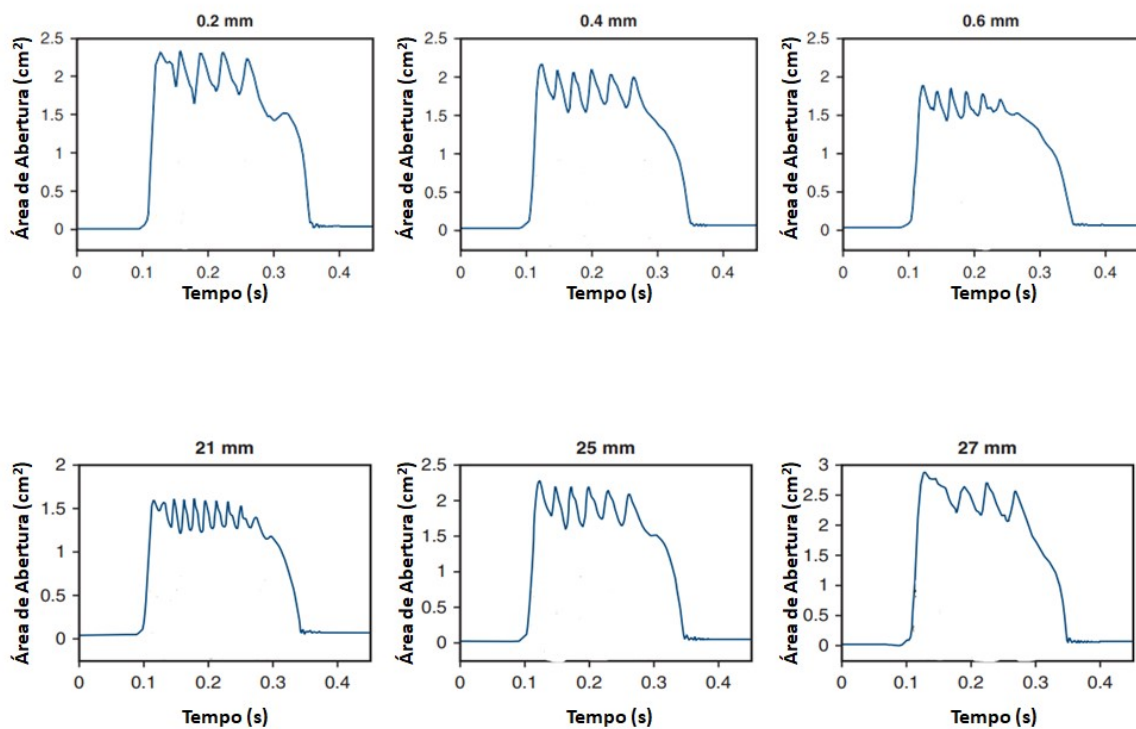
Fonte: Adaptado de Hatoum *et al.* (2018).

Em dois trabalhos distintos, em que o *flutter* não é o foco, Vennemann *et al.* (2018) e Marx *et al.* (2019) compararam diferentes modelos de próteses de válvulas aórticas. O primeiro estudo analisou, por meio do mapeamento das imagens dos contornos das cúspides, o movimento assíncrono e a velocidade da ponta de cada folheto individualmente em duas válvulas mecânicas e uma biológica, enquanto que o segundo utilizou a velocimetria por imagem de partícula para obter a máxima velocidade média, tensão de cisalhamento, vorticidade, área efetiva de abertura de dois modelos de biopróteses diferentes, em que apresentavam distintos valores de diâmetro. Vennemann *et al.* (2018) perceberam que a prótese biológica apresentou *flutter* com frequência de 36 Hz e amplitude de 2,2 mm em apenas um folheto, podendo ter ocorrido pelo modo de fixação da armação flexível do *stent* na raiz da aorta ou pelas diferenças inerentes apresentadas por cada uma das cúspides. Já Marx *et al.* (2019) detectaram que a amplitude e a intensidade do *flutter* dependem do tamanho da válvula e da vazão do escoamento, sendo que válvulas mais largas e para maiores vazões aplicadas os folhetos estão mais susceptíveis aos *flutter*. Contudo, este último trabalho realizou apenas uma análise qualitativa das oscilações obtidas, não obtendo dados dos parâmetros de vibração.

Lee *et al.* (2020) analisaram a influência do diâmetro da válvula e da espessura dos folhetos nos parâmetros do *flutter* por meio de uma metodologia *in vitro* e numericamente. Na bancada experimental foi usado um duplicador de pulso funcionando em 60 bpm para reproduzir as

condições fisiológicas, e foram testadas biopróteses confeccionadas de pericárdio bovino com 0,2, 0,4 e 0,6 mm de espessura e 21, 25 e 27 mm de diâmetro. Foi utilizada a técnica *Immersed Boundary* (IB) para executar as simulações da área de testes da bancada experimental. A Figura 19 ilustra a área de abertura da válvula em função do tempo para cada uma das válvulas testadas.

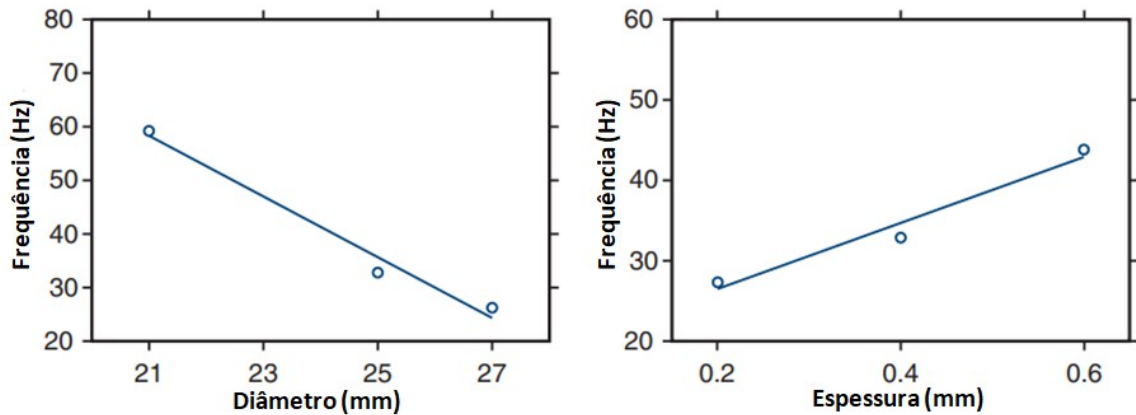
Figura 19 – Área de abertura da válvula ao longo do tempo para as diferentes espessuras e diâmetros.



Fonte: Adaptado de Lee *et al.* (2020).

Os autores observaram que quanto menor o diâmetro e maior a espessura mais oscilações ocorreram ao longo do período em que a válvula estava aberta, ou seja, maiores serão as frequências de *flutter* para esses casos. Além disso, o estudo mostra também que a frequência de oscilação varia linearmente com relação ao diâmetro com inclinação de -5,65 Hz/mm, e varia linearmente com relação à espessura com inclinação de 41,1 Hz/mm, ficando evidente, dessa forma, que o *flutter*, em válvulas cardíacas, é mais sensível a variação da espessura, Figura 20. A principal limitação deste estudo, citado pelo autor, foi o uso de uma raiz da aorta rígida, o que poderia interferir na avaliação do *flutter*, como também, não há uma investigação sistemática do papel da frequência cardíaca ou ritmo cardíaco neste fenômeno.

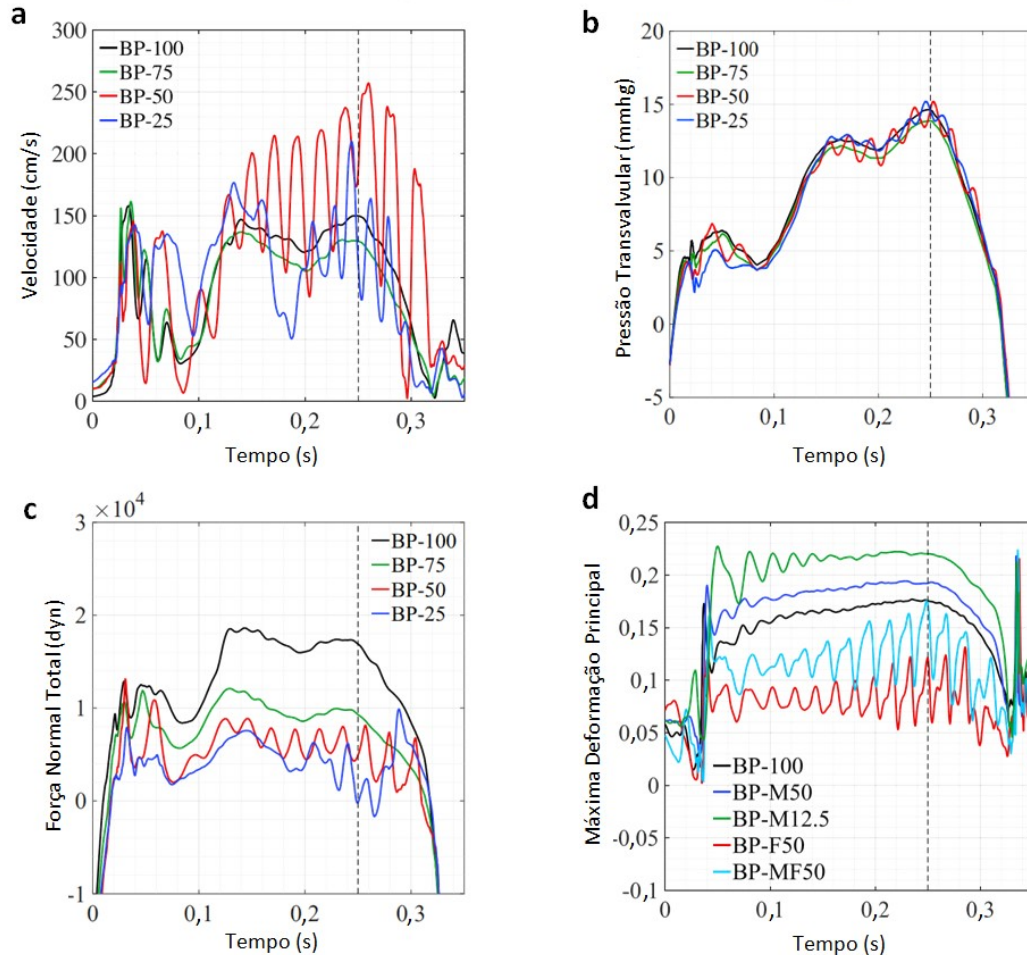
**Figura 20 – Frequência de vibração dos folhetos com relação ao diâmetro interno da válvula e à espessura dos folhetos.**



Fonte: Adaptado de Lee *et al.* (2020).

Em outros dois estudos também focado em parâmetros geométricos das próteses das válvulas cardíacas, Johnson *et al.* (2020) e Johnson *et al.* (2022) efetuaram simulações fluido-estruturais, pelo método *Arbitrary Lagrangian-Eulerian* (ALE), para investigar o efeito da variação da espessura dos folhetos no *flutter*. Neste trabalho, a geometria foi obtida por imagens ecocardiográficas, sendo que foi usado o modelo neo-Hookean para a artéria aorta e o modelo Lee-Sacks para a válvula aórtica para representar os comportamentos constitutivos destes materiais. O sangue foi considerado incompressível e Newtoniano, e foram aplicadas condições de contorno fisiológicas na entrada e saída do modelo. Foram simuladas válvulas com 25%, 50% e 75% da espessura da válvula de controle. As simulações indicaram que válvulas menos espessas são mais suscetíveis ao *flutter*, uma vez que, as oscilações para esses casos foram mais evidentes. Ademais, ficou evidente que o *flutter* causa distúrbios no campo de escoamento e geração de vórtices ao longo da aorta ascendente e próximo da válvula, tendendo, assim, a aumentar o potencial da formação de trombos nesses locais, visto que, esse fato aumenta a ativação plaquetária. Por fim, como indica a Figura 21, devido à ocorrência das oscilações das cúspides, grandezas como forças aplicadas aos folhetos, deformações, pressão e velocidade do escoamento, revelam um comportamento irregular e oscilatório, sendo, desse modo, um fator crítico no aumento da fadiga inerente ocasionada pelo carregamento cíclico oriundo do ciclo cardíaco.

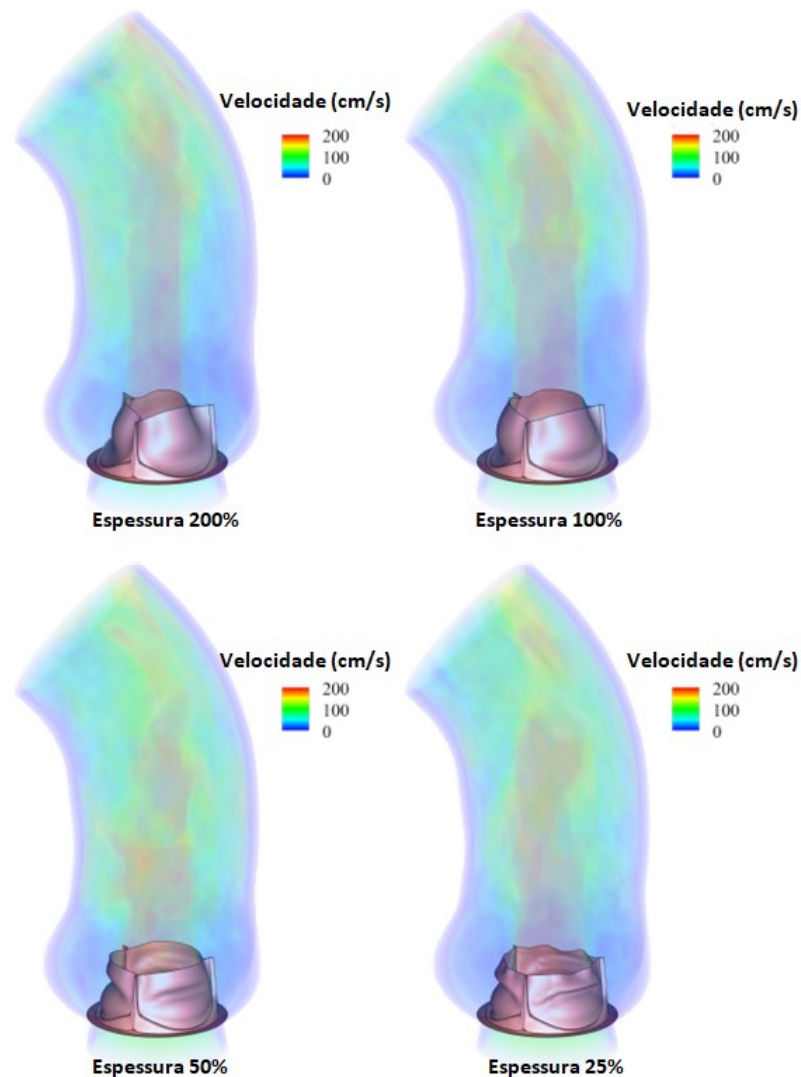
**Figura 21 – Influência do *flutter* em grandezas do escoamento sanguíneo dos folhetos da válvula cardíaca. (a) Velocidade do escoamento. (b) Pressão transvalvular. (c) Força normal total. (d) Máxima deformação principal.**



Fonte: Adaptado de Johnson *et al.* (2020) e Johnson *et al.* (2022).

Wiese (2018) também utilizou simulações fluido-estruturais com o intuito de verificar o impacto da alteração da espessura dos folhetos no *flutter* em válvulas prostéticas biológicas. A geometria do domínio computacional foi determinada por meio de imagens ecocardiográficas, em que foram usados os modelos constitutivos neo-Hookean para a artéria aorta e o modelo de Fung para as cúspides das válvulas. O sangue foi considerado incompressível e Newtoniano, e foram aplicadas condições de contorno fisiológicas nas fronteiras do domínio. Espessuras de 25%, 50% e 200% da espessura de referência foram usadas nas simulações. A Figura 22 mostra o campo de velocidades do escoamento no momento de abertura das válvulas.

Figura 22 – Alteração na hemodinâmica devido à ocorrência do *flutter*.



Fonte: Adaptado de Wiese (2018).

Os resultados indicam que quanto menor a espessura das cúspides, mais evidente é a presença do *flutter* tanto na extremidade livre quanto no centro dos folhetos, devido às maiores amplitudes de vibrações observadas nesses casos. Outro ponto importante que deve ser destacado é a influência do *flutter* no campo de velocidades da hemodinâmica no domínio computacional considerado, ou seja, enquanto para maiores espessuras o campo de velocidade permanece relativamente uniforme, para válvulas com o *flutter* mais evidente foi introduzido dissipação no campo de velocidade ao longo da aorta ascendente. Entretanto, neste trabalho o autor constatou que as válvulas menos espessas apresentaram frequências de vibrações maiores que as válvulas mais espessas. Esse fato está em contradição com os resultados encontrados nos trabalhos de Lee *et al.* (2020), Johnson *et al.* (2020) e Johnson *et al.* (2022),

podendo, desse modo, ser um indício de que o fenômeno de *flutter* em válvulas cardíacas ainda não é completamente compreendido e pouco previsível.

Becsek, Pietrasanta e Obrist (2020), também tiveram resultados interessantes com relação ao *flutter* em válvulas biológicas. Neste estudo, os autores constataram, computacionalmente, que a frequência de espalhamento dos anéis de vórtices é igual à frequência de oscilação das pontas dos folhetos, tendo um valor aproximado de 40 Hz. Esse fato concorda com os estudos que destacam o impacto do *flutter* no padrão de escoamento ao longo da aorta ascendente. O valor da frequência obtida está em acordo com os estudos de Vennemann *et al.* (2018), Lee *et al.* (2020), Peacock (1990), Moore e Dasi (2014) e Wiese (2018).

Recentemente, por meio de uma metodologia *ex vivo*, Zhu *et al.* (2023) avaliaram a biomecânica e o *flutter* de cada cúspide para o procedimento Ross sem e com a plicatura anticomissural (ACP). Esta técnica é usada em pacientes jovens que sofrem de disfunção da válvula aórtica, em que é efetuado um auto enxerto pulmonar para a substituição da válvula danificada. Foram testadas 10 válvulas porcinas e 5 humanas em um simulador de coração capaz de produzir a forma de onda fisiológica em concordância com a norma ISO 5840. O movimento dos folhetos foi registrado por meio de uma câmera de alta velocidade, sendo que a frequência de cada cúspide foi calculada contando o número de picos dividido pela duração da vibração ao longo de um ciclo cardíaco após a válvula estar totalmente aberta, e a amplitude foi medida pela média das distâncias entre cada par de pico e vale. Foi observado que os autoenxertos porcinos mostraram frequência de vibrações semelhantes nos folhetos correspondentes à coronária esquerda e ausente de coronária. Contudo, autoenxertos porcinos sem ACP, em relação ao grupo controle, demonstraram maiores frequências de *flutter* na cúspide da coronária direita. Além disso, os autoenxertos humanos sem ACP tiveram maiores frequências no folheto sem coronária em comparação aos com ACP. Isso mostra que o padrão de vibração é diferente para cada cúspide das válvulas cardíacas, ou seja, não há simetria neste fenômeno. Em todos os casos, as amplitudes de vibração foram semelhantes para todas as cúspides. Neste estudo, os autores encontraram uma faixa de frequência de 50 a 250 Hz e amplitudes variando de 0,4 a 1,75 mm. Os autores também enfatizam a possibilidade das flutuações presentes no escoamento próximo às válvulas, causadas pelo comportamento turbulento, estejam associadas diretamente com as observações do *flutter* dos folhetos.

Portanto, é evidente que o fenômeno de *flutter* impacta diretamente na durabilidade das próteses das válvulas cardíacas, pelo aumento da fadiga dos folhetos, e também na eficiência das válvulas, uma vez que, interferem significativamente as grandezas do escoamento

sanguíneo. No entanto, ainda é escassa a disponibilidade de trabalhos na literatura com discussões mais aprofundadas sobre o assunto, ocasionando, dessa maneira, um obstáculo para a produção de biopróteses mais duráveis e que afetam minimamente a hemodinâmica local. Muitos estudos com o objetivo de avaliar a eficiência das próteses biológicas ainda não leva em consideração o *flutter*, mesmo que este e seus efeitos em outras grandezas físicas sejam detectados (CAO; BUKAC; SUCOSKY, 2015; CHEN; LUO, 2020; CLAUSSEN *et al.*, 2006; VITA; TULIO; VERZICCO, 2016; EMENDI *et al.*, 2021; JODA *et al.*, 2019; LURAGHI; MIGLIAVACCA; MATAS, 2018; MA *et al.*, 2022; MAO; LI; SUN, 2016; NOBARI, 2012; SIGUENZA *et al.*, 2018; ZAKERZADEH; HSU; SACKS, 2017).



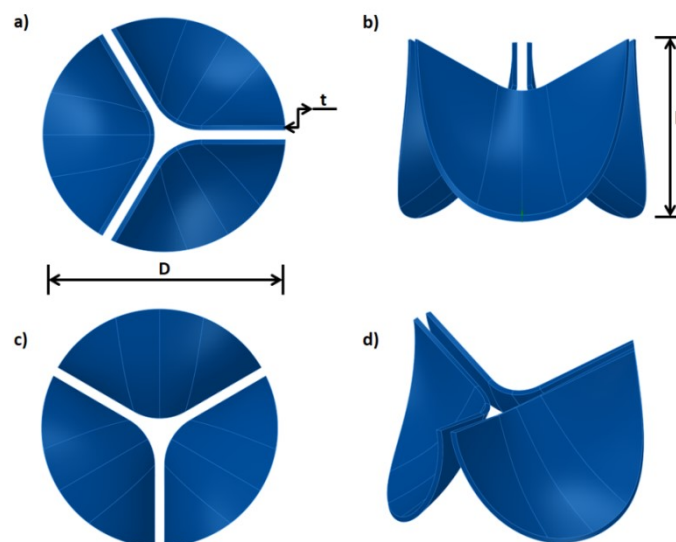
### 3 METODOLOGIA

O *hardware* usado nas simulações é composto de um processador Intel® Core™ i9-12900KF com frequência de *clock* de 3,20 Hz de 16 núcleos e 24 *threads*, 128 GB de memória RAM, 2 discos rígidos de 4TB de armazenamento e placa de vídeo Nvidia GeForce RTX 3070. O sistema operacional utilizado foi o Windows 10 Pro. A solução fluidodinâmica foi paralelizada em 16 *threads* e a estrutural em 4 *threads*

#### 3.1 Geometria das Simulações

Em primeiro lugar, para efetuar as simulações propostas no presente trabalho, foi necessário desenvolver um modelo geométrico representativo do sistema abordado. A geometria adotada para a realização das simulações é constituída por duas partes distintas: a região do domínio sólido, representada pela prótese da válvula aórtica, e a região do domínio fluido, caracterizado pelo local onde ocorre o escoamento do sangue. Para a construção da geometria da válvula foi considerado um modelo geométrico disponível na literatura presente no trabalho de Abbasi e Azadani (2020), onde está descrita cada etapa para a obtenção dessa geometria, e utilizou-se o *software* SolidWorks (SolidWorks, Inc., Concord, MA, USA) para desenvolver o modelo CAD (*Computer Aided Design*) da prótese da válvula aórtica. A Figura 23 indica algumas vistas da geometria da válvula, com seus respectivos parâmetros geométricos.

**Figura 23 – Diferentes vistas e alguns parâmetros geométricos da válvula usada nas simulações. (a) Vista superior. (b) Vista frontal. (c) Vista Inferior. (d) Visto isométrica.**



**Fonte: Elaborado pelo Autor.**

O diâmetro interno  $D$  da válvula foi mantido constante em 25 mm para todas as simulações (CAO; BUKAC; SUCOSKY, 2015; HASAN *et al.*, 2014; KADEL, 2020; LEE *et al.*, 2020, KOCH *et al.*, 2010; MARTIN e SUN, 2015; TANGO *et al.*, 2018), no entanto, os valores para a espessura do folheto  $t$  e para a altura de protrusão  $h$  foram variados, valores estes escolhidos de acordo com estudos presentes na literatura (CHEN; LUO, 2020; LEE *et al.*, 2020; AVELAR, 2016). Isto foi adotado para ser possível avaliar a influência desses parâmetros no comportamento da dinâmica dos folhetos das próteses das válvulas aórticas, principalmente, com relação às grandezas que caracterizam o fenômeno de *flutter*. A Tabela 2 ilustra a combinação dos parâmetros geométricos das válvulas utilizadas em cada simulação.

**Tabela 2 - Lista das geometrias com os parâmetros geométricos usados em cada simulação.**

<b>Geometria</b>	<b>Diâmetro (mm)</b>	<b>Espessura (mm)</b>	<b>Altura de Protrusão (mm)</b>
A	25	0,25	15
B	25	0,30	15
C	25	0,35	15
D	25	0,40	15
E	25	0,30	13
F	25	0,30	17

Fonte: Elaborado pelo Autor.

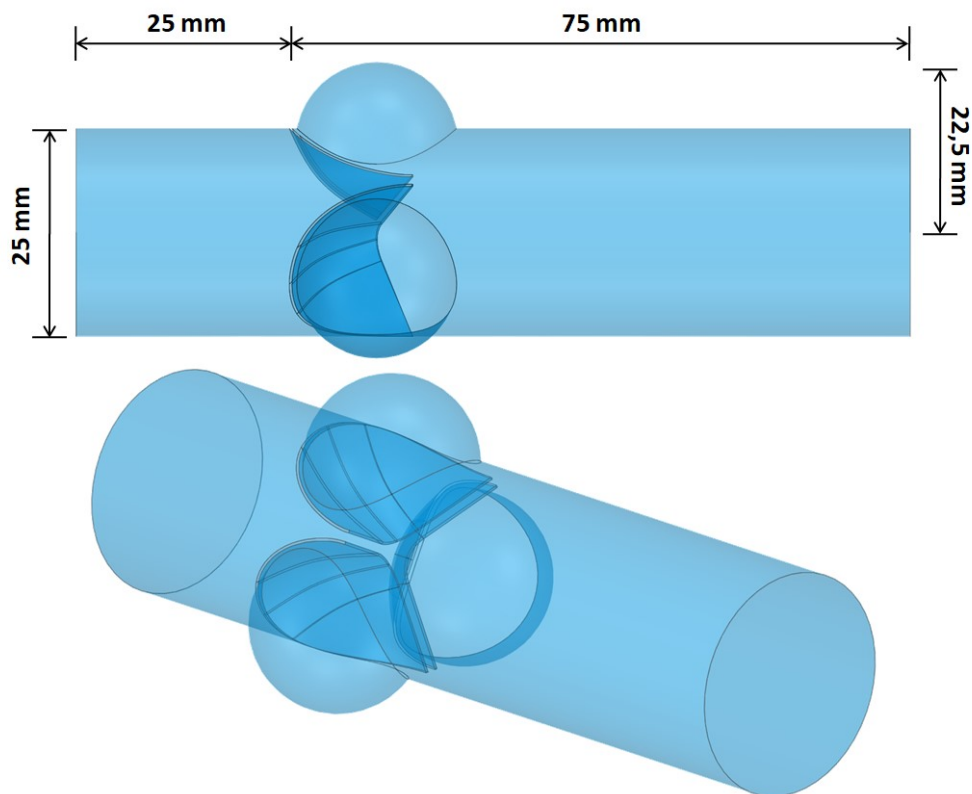
Observa-se que a geometria desenvolvida apresenta um espaçamento entre os folhetos. Esse espaçamento é definido para garantir uma continuidade do domínio fluido ao longo das simulações, mas também, evita que os elementos de malha entre os folhetos não distorçam ao ponto de gerarem elementos com volume negativo. Isto evita problemas que forcem a parada do procedimento do cálculo computacional (BRAVO *et al.*, 2016). Foram testados três valores de espaçamentos entre as cúspides da válvula, a saber: 0,25 mm, 0,50 mm e 1 mm. Optou-se por adotar o valor de 1 mm, visto que, para os outros dois valores, as simulações apresentaram divergências associadas a equação da continuidade e das variáveis do modelo de turbulência. Ademais, ocorreram deformações excessivas dos elementos de malha localizados entre os folhetos durante o padrão de deformação característico do processo de abertura da válvula.

Deve-se destacar que a geometria da válvula aórtica considerada apresentou algumas simplificações, sem que prejudicasse a qualidade das análises referentes ao *flutter* que foram efetuadas, para reduzir o custo computacional envolvido durante a execução das simulações.

A primeira simplificação adotada foi a remoção do anel de sutura, como também, do anel de suporte, uma vez que, esses dois elementos não impactam na dinâmica dos folhetos. Além disso, foi considerado que a espessura é uniforme em toda extensão do folheto, mesmo que os folhetos sejam mais espessos em sua extremidade livre e menos espessos ao longo da base (CAO; BUKAC; SUCOSKY, 2015), para garantir uma correlação mais direta entre a espessura e as grandezas do *flutter*. Por fim, as cúspides foram definidas por apresentarem apenas uma camada tecidual, para evitar não linearidades excessivas devido à definição de contato entre as faces das camadas adjacentes.

A geometria para a região fluidodinâmica foi considerada o lúmen de um tubo de diâmetro constante de valor igual ao diâmetro interno da válvula, ou seja, 25 mm, com os seios de Valsalva sendo considerados como calotas esféricas (MUTLU *et al.*, 2021; AMINDARI *et al.*, 2021), em que foi subtraída a geometria da válvula do seu interior. O procedimento para a confecção deste modelo geométrico foi realizado no software ANSYS SpaceClaim Direct Modeler® (ANSYS Inc., Lebanon, EUA). A Figura 24 mostra a geometria e suas dimensões para a simulação da região fluidodinâmica.

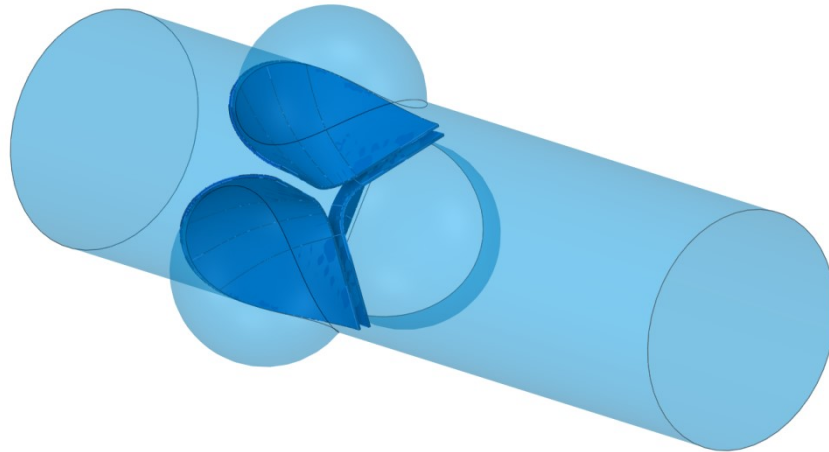
**Figura 24 – Domínio fluidodinâmico do problema abordado.**



**Fonte: Elaborado pelo Autor.**

Do mesmo modo que a geometria da válvula sofreu simplificações, a geometria fluidodinâmica também apresenta algumas. A primeira a ser citada é a consideração dos seios de Valsalva sendo calotas esféricas, para facilitar a construção da geometria final e para gerar malhas mais suaves nesses locais. Também foram removidas da análise as duas artérias coronárias, mesmo que esses vasos sanguíneos sejam capazes de interferir de forma significativa na hemodinâmica e no movimento das cúspides das válvulas (ZHU *et al.*, 2023). Essa simplificação foi considerada, principalmente, para reduzir os esforços computacionais envolvidos no processo de cálculo, pois a malhas nessas regiões seriam muito refinadas. A Figura 25 indica ambos os domínios computacionais usados nas simulações.

**Figura 25 – Domínio sólido e fluidodinâmico utilizado nas simulações finais.**



**Fonte: Elaborado pelo Autor.**

## 3.2 Domínio Fluidodinâmico

### 3.2.1 Equações de Governo

O escoamento dos fluidos pode ser analisado por meio de duas equações básicas, conhecidas como, Princípio da Conservação da Massa (Equação da Continuidade), Princípio da Conservação da Quantidade de Movimento (Segunda Lei de Newton). Será considerado, no presente trabalho, que o escoamento seja isotérmico, logo, a Primeira Lei da Termodinâmica não será utilizada.

A forma diferencial e vetorial das equações da conservação da massa e da quantidade de movimento pode ser representada pelas Equações 11 e 12.

$$\frac{\partial \rho_f}{\partial t} + \nabla \cdot (\rho_f \mathbf{u}) = 0 \quad (11)$$

$$\rho_f \left( \frac{\partial \mathbf{u}}{\partial t} + (\mathbf{u} \cdot \nabla) \mathbf{u} \right) = \rho_f \mathbf{g} - \nabla p + \nabla \boldsymbol{\tau} \quad (12)$$

em que  $\rho_f$  representa a massa específica do fluido,  $\mathbf{u}$  o campo vetorial da velocidade do fluido,  $t$  o tempo,  $p$  a pressão,  $\mathbf{g}$  o vetor da aceleração da gravidade,  $\boldsymbol{\tau}$  o tensor das tensões no interior do fluido e  $\nabla$  o operador vetorial nabla, definido pela Equação 13.

$$\nabla = \frac{\partial}{\partial x} \mathbf{i} + \frac{\partial}{\partial y} \mathbf{j} + \frac{\partial}{\partial z} \mathbf{k} \quad (13)$$

A Equação 11 indica que a variação temporal da massa específica no interior de um elemento diferencial ocorre apenas devido ao fluxo líquido de massa que cruza as faces das fronteiras deste elemento. Já a Equação 12 mostra que a variação da quantidade de movimento do fluido, quando este esteja apenas sobre influência de um campo gravitacional, é causada pelo gradiente de pressão, pela gravidade e pelos efeitos viscosos originados pela interação molecular do fluido.

Sendo o sangue um fluido incompressível, como também, se comporta como um fluido Newtoniano em grandes vasos sanguíneos e quando há elevadas taxas de deformação, por exemplo, na artéria aorta próxima a válvula aórtica, e considerando as propriedades físicas constantes, as Equações 11 e 12 podem ser reescritas da seguinte maneira:

$$\nabla \cdot \mathbf{u} = 0 \quad (14)$$

$$\rho_f \left( \frac{\partial \mathbf{u}}{\partial t} + (\mathbf{u} \cdot \nabla) \mathbf{u} \right) = \rho_f \mathbf{g} - \nabla p + \mu \nabla^2 \mathbf{u} \quad (15)$$

O conjunto de equações que governam o escoamento dos fluidos é de natureza não linear, de segunda ordem e são acopladas, sendo que, na maioria dos casos, é impossível de solucionar pelas técnicas analíticas conhecidas atualmente. No entanto, métodos numéricos foram desenvolvidos com o intuito de determinar respostas com um grau de precisão possível de ser controlado, sendo o mais conhecido, para problemas envolvendo escoamento de fluidos, o Método dos Volumes Finitos (MVF).

### 3.2.2 Método dos Volumes Finitos

As equações de conservação, descritas anteriormente, apresentam uma estrutura semelhante. Introduzindo uma grandeza genérica  $\phi$ , podendo ser qualquer grandeza característica do

escoamento, pode-se escrever uma equação de conservação geral, conhecida como Equação de Transporte, representada pela Equação 16.

$$\frac{\partial(\rho_f \phi)}{\partial t} + \nabla \cdot (\rho_f \phi \mathbf{u}) = \nabla \cdot (\Gamma(\nabla \phi)) + S_\phi \quad (16)$$

em que,  $\Gamma$  representa o coeficiente de difusão e  $S_\phi$  o termo de fonte. Na Equação 16, o primeiro e o segundo termo são, respectivamente, a taxa de variação de  $\phi$  com relação ao tempo (termo transiente) e a taxa líquida de  $\phi$  saindo do elemento (termo convectivo), enquanto que, os dois últimos, mede a taxa de variação de  $\phi$  devido à difusão (termo difusivo) e a taxa de variação de  $\phi$  devido à termos de fonte. A Equação de Transporte é a equação básica para o desenvolvimento do MVF, onde as equações da conservação discutidas anteriormente são obtidas considerando  $\phi$  igual a 1 para a conservação da massa e igual a  $\mathbf{u}$  para a conservação da quantidade de movimento, e selecionando valores apropriados para o coeficiente de difusão e para os termos de fonte.

O Método dos Volumes Finitos, como qualquer outro método numérico, consiste em transformar um conjunto de equações diferenciais em um conjunto de equações algébricas. Esse processo é caracterizado, primeiramente, em discretizar o domínio de avaliação em vários pequenos volumes, conhecidos como volumes finitos. Em seguida, em cada desses volumes, será efetuada a integração da Equação de Transporte e posteriormente será adotada uma interpolação para determinar os valores da grandeza  $\phi$  nas faces dos volumes. Esse procedimento resulta no seguinte conjunto de equações:

$$a_P \phi_P = \sum_i a_i \phi_i + S_u \quad (17)$$

onde, o índice P indica o ponto nodal de análise, i os pontos nodais vizinhos ao ponto P e  $S_u$  é o termo de fonte do volume finito. Os coeficientes  $a_P$  e  $a_i$  são constantes que dependem do processo de interpolação escolhido, tanto para as derivadas espaciais quanto para as derivadas temporais.

### 3.2.3 Modelo de Turbulência

A turbulência é caracterizada por um movimento tridimensional irregular e randômico (nas pequenas escalas), e caótico e coerente (nas grandes escalas) que surge no escoamento em moderados e elevados números de Reynolds. Em princípio, esse fenômeno pode ser descrito pelas Equações de Navier-Stokes, no entanto, essa prática não é comum de ser empregada

devido aos custos computacionais envolvidos, sendo que, geralmente, é preferível resolver em um escala ampla de tempo e espaço (VERSTEEG; MALALASEKERA, 2007).

Para a modelagem da turbulência, no presente trabalho, foi considerada a técnica *Reynolds Average Navier-Stokes* (RANS), em que a atenção é focada somente na análise do escoamento médio e no efeito da turbulência nas grandezas físicas do escoamento. A metodologia RANS, baseada na média temporal das Equações de Navier-Stokes, é capaz de filtrar parte do espectro de turbulência relacionado com as menores escalas de vórtices (VERSTEEG; MALALASEKERA, 2007).

Dentre os modelos de turbulência, pertencentes à técnica RANS, o  $k - \omega$  STT (*Shear Stress Transport*) é o mais usado em estudos validados envolvendo o sistema cardiovascular (SILVA *et al.*, 2020; GONÇALVES, 2020; LUCAS *et al.*, 2014; COSTA *et al.*, 2021). Este modelo adiciona duas equações de transporte a mais para a completa solução do fenômeno abordado, uma para a energia cinética turbulenta  $k$  e outra para a taxa específica de dissipação da energia turbulenta  $\omega$ . O modelo  $k - \omega$  SST combina as vantagens tanto do modelo  $k - \varepsilon$ , que prever satisfatoriamente as grandezas do escoamento distante da camada limite, por ser um modelo para elevados números de Reynolds, quanto do modelo  $k - \omega$ , utilizado para escoamentos próximos à camada limite e quando há gradientes de pressão adversos, sendo, assim, um modelo para baixos números de Reynolds. As Equações 18 e 19 indicam essas equações adicionais.

$$\frac{\partial(\rho_f k)}{\partial t} + \frac{\partial(\rho_f u_i k)}{\partial x_j} = \gamma P - \beta_1 \rho_f \omega k + \frac{\partial}{\partial x_j} \left[ \left( \mu + \frac{\mu_{turb}}{\sigma_k} \right) \frac{\partial k}{\partial x_j} \right] \quad (18)$$

$$\frac{\partial(\rho_f \omega)}{\partial t} + \frac{\partial(\rho_f u_i \omega)}{\partial x_j} = \mu A \rho_f S^2 - \beta_2 \rho_f \omega^2 + \frac{\partial}{\partial x_j} \left[ \left( \mu + \frac{\mu_{turb}}{\sigma_\omega} \right) \frac{\partial \omega}{\partial x_j} \right] + 2(1 - F_1) \rho_f \frac{\partial k}{\partial x_j} \frac{\partial \omega}{\partial x_j} \quad (19)$$

Sendo a viscosidade turbulenta  $\mu_t$  definida da seguinte maneira:

$$\mu_t = \frac{\rho_f k}{\omega} \frac{1}{\max \left[ \frac{1}{\alpha^*}, \frac{SF_2}{a_1 \omega} \right]} \quad (20)$$

onde  $F_1$  e  $F_2$  representam funções de mistura do modelo  $k - \omega$  SST,  $S$  o valor absoluto da taxa de deformação,  $u_i$  a componente da velocidade local,  $x_j$  a coordenada cartesiana,  $\beta_1$  e  $\beta_2$  constantes do modelo  $k - \omega$  SST,  $\sigma$  difusividade de Prandtl e  $\gamma$  intermitência. A Tabela 3 ilustra os valores das constantes utilizadas no presente trabalho para o modelo descrito, sendo eles valores padrões do *software* Ansys Fluent.

Tabela 3 - Valores das constantes para o modelo k –  $\omega$  SST.

Constante	Valor	Constante	Valor	Constante	Valor
$\alpha_{\infty}^*$	1,0	$R_w$	2,95	$\sigma_{k,1}$ (in)	1,176
$\alpha_{\infty}$	0,52	$a_1$	0,31	$\sigma_{k,2}$ (out)	1
$\alpha_0$	0,11111	$\beta_{i,1}$ (in)	0,075	$\sigma_{\omega,1}$ (in)	2
$\beta_{\infty}^*$	0,09	$\beta_{i,2}$ (out)	0,0828	$\sigma_{\omega,2}$ (out)	1,168
$R_{\beta}$	8	$\sigma_{k,1}$ (in)	1,176	PLCF	10
$R_k$	6				

Fonte: Elaborado pelo Autor.

### 3.2.4 Discretização da Continuidade

O software ANSYS Fluent efetua a discretização da Equação da Continuidade, Equação 14, por meio do método apresentado por Rhie e Chow (1983). A Equação 21 indica a equação da conservação da massa discretizada para um volume de controle:

$$\sum_f^{N_{faces}} J_f A_f = 0 \quad (21)$$

em que  $J_f$  representa o fluxo de massa e  $A_f$  a área da face  $f$ . Para determinar os valores de velocidade nas faces em relação aos valores no nós no centro do volume de controle, considerou-se uma média ponderada pela Equação da Conservação da Quantidade de Movimento, por meio de fatores de ponderação baseados nos fatores  $a_p$  da Equação 17. Dessa forma, o fluxo  $J_f$  pode ser obtido pela Equação 22.

$$J_f = \frac{\rho_f (a_{p,c_0} v_{n,c_0} + a_{p,c_1} v_{n,c_1})}{a_{p,c_0} + a_{p,c_1}} + d_f \{ [p_{c_0} + (\nabla p)_{c_0} \cdot \vec{r}_0] - [p_{c_1} + (\nabla p)_{c_1} \cdot \vec{r}_1] \} \quad (22)$$

sendo,  $p_{c_0}$ ,  $p_{c_1}$ ,  $v_{n,c_0}$  e  $v_{n,c_1}$  as pressões e as velocidades normais, respectivamente, no centro da célula adjacente a face  $f$ ,  $\vec{r}_0$  e  $\vec{r}_1$  as distâncias da face até o centro da respectiva célula e  $d_f$  está relacionado com a média dos coeficientes  $a_p$  para ambas as células de cada lado da face  $f$ .



### 3.2.5 Discretização da Quantidade do Movimento Linear

A discretização da equação da Conservação da Quantidade do Movimento, Equação 15, é efetuada apenas substituindo  $\phi$ , na Equação 17, pelas componentes do vetor velocidade  $\vec{V}$ . Por exemplo, para a componente x do vetor velocidade,  $\phi = u$ , tem-se a seguinte equação discretizada:

$$a_p u = \sum_{nb} a_{nb} u_{nb} + \sum p_f A \cdot \hat{i} + S_u \quad (23)$$

Para determinar o campo de velocidade é necessário conhecer a pressão na face da célula e o fluxo de massa. Nesse caso, deve-se representar o valor da pressão na face em termos das pressões conhecidas nos nós dos elementos, procedimento este apresentado na seção da interpolação da pressão.

### 3.2.6 Discretização Espacial do Termo Convectivo

O software Ansys Fluent armazena os valores de uma grandeza genérica do escoamento  $\phi$  nos centros dos elementos, no entanto, durante o processo de discretização das equações fica evidente a necessidade dos valores dessas grandezas nas faces dos elementos, tendo, assim, a exigência de um procedimento de interpolação. Para a discretização dos termos convectivos das equações da Conservação da Quantidade do Movimento Linear, da Energia Cinética Turbulenta e da Taxa de Dissipação Específica foi usado o esquema *upwind* de segunda ordem. Nesse esquema, os valores de  $\phi$  nas faces são derivados por meio dos valores dos nós dos elementos à montante dessas faces e são calculadas por uma abordagem de reconstrução linear multidimensional. Dessa maneira, os valores de  $\phi$  para uma face f qualquer foi obtido do seguinte modo:

$$\phi_f = \phi + \nabla\phi \cdot \vec{r} \quad (24)$$

em que  $\phi_f$  representa o valor da grandeza  $\phi$  na face f,  $\phi$  o valor da grandeza no centro do elemento à montante da face f,  $\nabla\phi$  o gradiente no elemento à montante da face f e  $\vec{r}$  o vetor deslocamento do centroide do elemento à montante da face f em relação ao centroide da face f.

### 3.2.7 Discretização Espacial do Termo Difusivo

Para o termo difusivo da equação de transporte também é necessário adotar um esquema de interpolação. Nesse caso, empregou-se o esquema de diferenças centrais, sendo um método com precisão de segunda ordem, em que é caracterizado por uma interpolação linear simples para computar os valores nas faces das células em relação aos valores dos nós. Para o caso tridimensional, esse esquema é representado pelas seguintes relações:

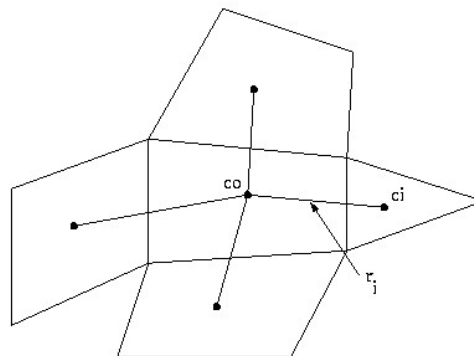
$$\begin{aligned}\phi_e &= \frac{\phi_E + \phi_P}{2}; \phi_w = \frac{\phi_W + \phi_P}{2} \\ \phi_s &= \frac{\phi_S + \phi_P}{2}; \phi_n = \frac{\phi_N + \phi_P}{2} \\ \phi_t &= \frac{\phi_T + \phi_P}{2}; \phi_b = \frac{\phi_B + \phi_P}{2}\end{aligned}\quad (25)$$

onde P é o ponto de análise, E é o vizinho à direita, W à esquerda, N o traseiro, S o frontal, T o superior e B o inferior. Os índices menores correspondem às faces da célula e suas localizações com relação ao ponto P são as mesmas indicadas por seus correspondentes nós vizinhos, por exemplo, a face  $e$  é a face à direita do ponto P.

### 3.2.8 Discretização do Termo Gradiente

O termo gradiente  $\nabla\phi$ , presente na equação de transporte descrita pela Equação 16, foi discretizado pelo método *Least Squares Cell-Based*. Esse método assume uma variação linear da propriedade  $\phi$  entre os dois nós de duas células adjacentes como está ilustrado na Figura 26.

**Figura 26 – Representação do método *Least Squares Cell-Based*.**



Fonte: Ansys (2022b).

Na Figura 26 a variação da propriedade  $\phi$  entre os elementos  $C_0$  e  $C_i$  ao longo do vetor  $\delta r_i$  dos centróides  $c_0$  e  $c_i$  pode ser expressa pela Equação 26.

$$(\nabla\phi)_{c_0} \cdot \Delta r_i = (\phi_{c_i} - \phi_{c_0}) \quad (26)$$

Considerando todos os centróides das células vizinhas obtém-se uma equação compacta para o método *Least Squares Cell-Based*.

$$[J](\nabla\phi)_{c_0} = \Delta\phi \quad (27)$$

onde  $[J]$  é a matriz dos coeficientes à qual é puramente função da geometria.

### 3.2.9 Discretização Temporal

Para problemas transientes é necessário também realizar a discretização das equações em relação ao tempo. A discretização temporal envolve a integração de cada termo em relação ao passo de tempo  $\Delta t$ . Uma expressão genérica para a evolução no tempo da variável  $\phi$  é dado por:

$$\frac{\partial\phi}{\partial t} = G(\phi) \quad (28)$$

em que, a função  $G$  incorpora qualquer discretização espacial. No presente trabalho, para a discretização do termo do lado esquerdo da Equação 28, utilizou-se o esquema implícito de primeira ordem. Logo, a Equação 28 torna-se da seguinte maneira:

$$\frac{\phi^{n+1} - \phi^n}{\Delta t} = G(\phi^{n+1}) \quad (29)$$

A principal vantagem do esquema implícito é que ele garante estabilidade com respeito ao passo de tempo utilizado, mesmo que o sistema estudado exija passos de tempo muito pequenos.

### 3.2.10 Interpolação da Pressão

Para o caso considerado, o esquema *standard* é suficiente para interpolar os valores de pressão nas faces do elemento com respeito aos valores das pressões nos nós das células da malha ao longo do domínio computacional, visto que, não há efeito significativo de forças de campo e não há convecção natural com alto número de Rayleigh. Esse esquema interpola os valores da pressão nas faces usando os coeficientes da Equação da Conservação da Quantidade de Movimento, indicado na Equação 30.

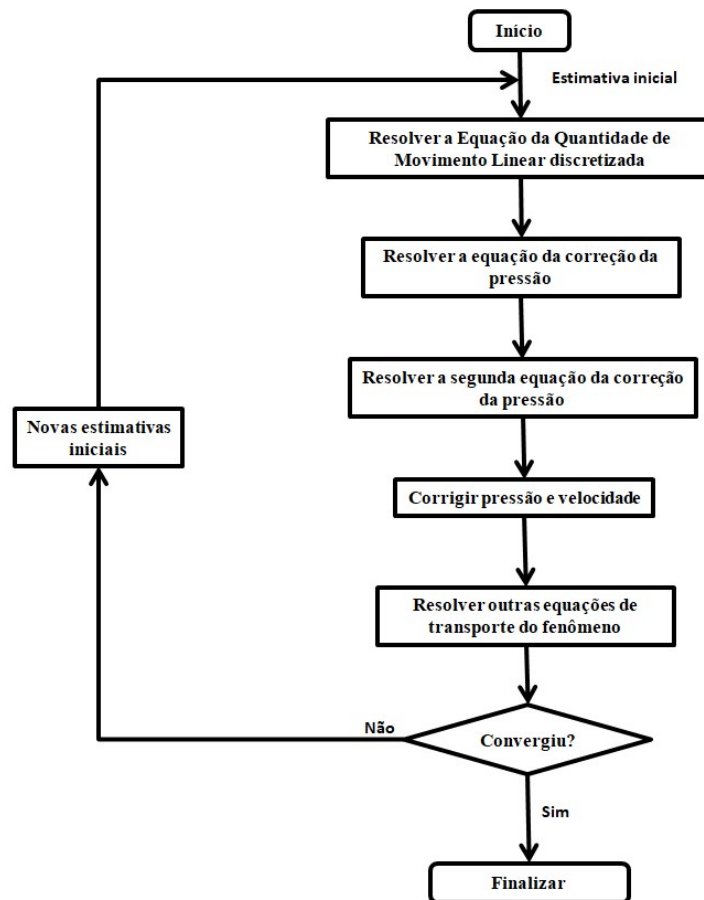
$$P_f = \frac{\frac{P_{c_0}}{a_{p,c_0}} + \frac{P_{c_i}}{a_{p,c_i}}}{\frac{1}{a_{p,c_0}} + \frac{1}{a_{p,c_i}}} \quad (30)$$

em que  $P_f$  é a pressão na face  $f$ .

### 3.2.11 Acoplamento Pressão-Velocidade

Para o algoritmo de acoplamento pressão-velocidade foi empregado o esquema PISO (*Pressure Implicit with Splitting of Operators*), recomendado para problemas transiente com malha móvel (ANSYS, 2022a). Esse algoritmo pertencente à família dos esquemas SIMPLE (*Semi-Implicit Method for Pressure Linked Equations*) é caracterizado por envolver dois processos de correções das componentes do vetor velocidade e da pressão ao longo das etapas do algoritmo, garantindo, assim, uma maior eficiência de cálculo por necessitar menores números de iterações para atingir o residual desejado. A Figura 27 indica um fluxograma que resume o algoritmo PISO.

Figura 27 – Fluxograma do algoritmo PISO.



Fonte: Adaptado de Versteeg e Malalasekera (2007).

### 3.3 DOMÍNIO ESTRUTURAL

#### 3.3.1 Equação de Governo

A parte estrutural do sistema é governada pela equação da conservação do momentum linear para um corpo deformável expressa na forma Lagrangiana, descrita pela Equação 31.

$$\rho_s \frac{\partial^2 \vec{d}}{\partial t^2} = \nabla \cdot \boldsymbol{\sigma}_s + \vec{f} \quad (31)$$

sendo,  $\rho_s$  a densidade da estrutura,  $\vec{d}$  o vetor deslocamento,  $\boldsymbol{\sigma}_s$  o tensor das tensões de Cauchy e  $\vec{f}$  a força de campo por unidade de volume. A Equação 31 indica que a alteração de movimento de um elemento diferencial de um corpo deformável ocorre devido às tensões internas desenvolvidas no interior do corpo causada pela aplicação de forças externas, como também, devido à imposição de um campo externo, por exemplo, o campo gravitacional.

#### 3.3.2 Método dos Elementos Finitos e Método Newmark

O *software* Ansys Mechanical, para solucionar problemas estruturais dinâmicos, emprega o método dos Elementos Finitos para efetuar a discretização espacial do domínio computacional, utilizando para isso o princípio do trabalho virtual, gerando, dessa forma, a seguinte equação geral semi-discretizada indicada abaixo:

$$[M]\{\ddot{v}(t)\} + [C]\{\dot{v}(t)\} + \{F^i(t)\} = \{F^a(t)\} \quad (32)$$

em que,  $[M]$  representa a matriz de inércia,  $[C]$  a matriz de amortecimento,  $\{F^i(t)\}$  o vetor das forças internas ao elemento,  $\{F^a(t)\}$  o vetor das forças externas aplicada ao elemento,  $\{\dot{v}(t)\}$  e  $\{\ddot{v}(t)\}$  os vetores velocidade e aceleração, respectivamente. A Equação 32 ainda é continua com relação ao tempo, desse modo, foi adotado o método Newmark para realizar a integração temporal da Equação 32. Esse método aplicado em sistemas não lineares gera a seguinte equação discretizada no tempo e espaço:

$$[M]\{\ddot{v}_{n+1}\} + [C]\{\dot{v}_{n+1}\} + \{F_{n+1}^i(\{v_{n+1}\})\} = \{F_{n+1}^a\} \quad (33)$$

O subscrito n+1 acima indica que os parâmetros cinemáticos são avaliados para o tempo  $t_{n+1}$ . O método Newmark exige que os vetores deslocamento  $\{v_{n+1}\}$  e velocidade  $\{\dot{v}_{n+1}\}$  devem ser atualizados, para cada passo de tempo seguinte, através das Equações 34 e 35.

$$\{\dot{v}_{n+1}\} = \{v_n\} + [(1 - \delta)\{\dot{v}_n\} + \delta\{\ddot{v}_{n+1}\}]\Delta t \quad (34)$$

$$\{v_{n+1}\} = \{v_n\} + \{\dot{v}_n\}\Delta t + \left[ \left( \frac{1}{2} - \alpha \right) \{\ddot{v}_n\} + \alpha \{\ddot{v}_{n+1}\} \right] \Delta t^2 \quad (35)$$

sendo,  $\alpha$  e  $\delta$  os parâmetros de integração. O método, dessa maneira, consiste em um sistema com três equações, sendo uma delas não linear, e três incógnitas  $\{v_{n+1}\}$ ,  $\{\dot{v}_{n+1}\}$  e  $\{\ddot{v}_{n+1}\}$  que são calculadas por meio das três quantidades conhecidas  $\{v_n\}$ ,  $\{\dot{v}_n\}$  e  $\{\ddot{v}_n\}$ . Introduzindo um vetor residual  $\{R_{n+1}(\{v_{n+1}\})\}$ , a Equação 33 pode ser reescrita da seguinte forma:

$$\{R_{n+1}(\{v_{n+1}\})\} = \{F_{n+1}^a\} - \{F_{n+1}^i(\{v_{n+1}\})\} - [M]\{\ddot{v}_{n+1}\} - [C]\{\dot{v}_{n+1}\} \quad (36)$$

sendo que essa equação representa um conjunto de equações não lineares, devido a presença do termo  $\{F_{n+1}^i(\{v_{n+1}\})\}$ . Para solucionar a Equação 36, primeiramente, é necessário efetuar um processo de linearização, sendo que nesse caso foi usado o método de Newton-Raphson, que será descrito na seção seguinte.

### 3.3.3 Método de Newton-Raphson

Aplicando o método de Newton-Raphson na Equação 36 é possível linearizar o operador de integração no tempo, processo este descrito na Equação 37.

$$\{R_{n+1}(\{v_{n+1}^k\})\} + \frac{\partial \{R_{n+1}(\{v_{n+1}^k\})\}}{\partial \{v_{n+1}^i\}} \{\Delta v_{n+1}^k\} = \{0\} \quad (37)$$

em que,  $\{v_{n+1}^k\}$  representa o deslocamento  $\{v_{n+1}\}$  estimado para a k-ésima iteração,  $\{\Delta v_{n+1}^k\}$  o incremento do deslocamento para a k-ésima iteração e  $\{R_{n+1}(\{v_{n+1}^k\})\}$  obtido pela seguinte equação:

$$\{R_{n+1}(\{v_{n+1}^k\})\} = \{F_{n+1}^a\} - \{F_{n+1}^i(\{v_{n+1}^k\})\} - [M]\{\ddot{v}_{n+1}\} - [C]\{\dot{v}_{n+1}\} \quad (38)$$

Substituindo a Equação 38 na Equação 37, obtém-se uma relação, Equação 39, capaz de calcular o vetor incremento do deslocamento através dos dados de entrada da simulação.

$$\left[ (a_0[M] + a_1[C]) + [K_{n+1}^T(\{v_{n+1}^k\})] \right] \{\Delta v_{n+1}^k\} = \{R_{n+1}(\{v_{n+1}^k\})\} \quad (39)$$

onde  $[K_{n+1}^T(\{v_{n+1}^k\})]$  representa a matriz Jacobiana no tempo  $t_{n+1}$ ,  $a_0 = \frac{1}{\alpha \Delta^2}$  e  $a_1 = \frac{\delta}{\alpha \Delta}$ . No presente trabalho, usaram-se os valores *default* para os parâmetros de integração,  $\delta = \frac{1}{2}$  e  $\alpha = \frac{1}{4}$ , que são suficientes para garantir a estabilidade das simulações. A Equação 39 pode ser escrita de maneira simplificada do seguinte modo:

$$[K_i^T]\{\Delta v_i\} = \{R_i\} \quad (40)$$

em que,  $[K_i^T]$  define a matriz Jacobiana,  $\{\Delta v_i\}$  o incremento do deslocamento e  $\{R_i\}$  o vetor residual, sendo que  $[K_i^T]$  e  $\{R_i\}$  obtidos por meio dos valores conhecidos de  $\{v_i\}$ , e o valor do deslocamento para a próxima iteração é calculada através do incremento do deslocamento, dada pela Equação 41.

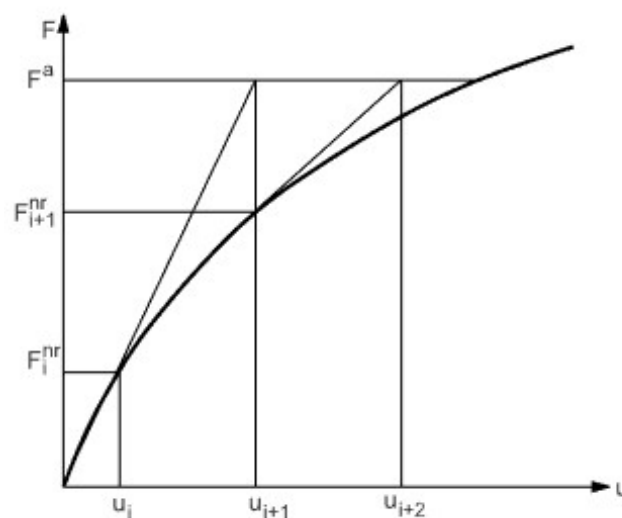
$$\{v_{i+1}\} = \{v_i\} + \{\Delta v_i\} \quad (41)$$

Por fim, os termos  $\{\dot{v}_{n+1}\}$  e  $\{\ddot{v}_{n+1}\}$  podem ser obtidos pelas Equações 34 e 35, descritas anteriormente. No presente trabalho foi adotado o processo iterativo para solucionar o sistema de equações, ou seja, para garantir a convergência das soluções é necessário efetuar diferentes iterações, que obedece ao passo a passo a seguir:

1. Assume um valor para  $\{v_i\}$ , geralmente é adotada a solução convergida da iteração anterior, e para o primeiro *time step* é considerado  $\{v_i\} = 0$ ;
2. Baseado no valor de  $\{v_i\}$ , calcula-se a matriz Jacobiana  $[K_i^T]$  e o vetor residual  $\{R_i\}$ ;
3. Posteriormente, determina-se o vetor incremento de deslocamento  $\{\Delta v_i\}$  pela Equação 40;
4. Por fim, obtém-se o valor do deslocamento  $\{v_{i+1}\}$  através da Equação 41;
5. Repete os passos de 2 a 4 até atingir a convergência da solução.

A Figura 28 ilustra graficamente o procedimento para o método de Newton-Raphson para as três primeiras iterações.

**Figura 28 – Representação gráfica do método de Newton-Raphson.**



Fonte: Ansys (2022b).

### 3.4 Interação Fluido-Estrutural

#### 3.4.1 Método ALE

A dinâmica de abertura e fechamento dos folhetos das válvulas cardíacas é um problema com um alto grau de acoplamento entre dois fenômenos físico, em que o movimento dos folhetos é diretamente influenciado pela característica hemodinâmica, como também, a mudança da posição dos folhetos ao longo do tempo altera o escoamento sanguíneo, sendo que é necessário usar a abordagem de acoplamento por duas vias (AMINDARI *et al.*, 2017; MUTLU *et al.*, 2021). Para isso, foi utilizado, no presente estudo, o método de malha móvel conhecido como *Arbitrary Lagrangian-Eulerian*, caracterizado pelo ajuste da malha fluidodinâmica devido ao movimento da estrutura, independente da direção e da velocidade desta (ABBAS *et al.*, 2021).

O módulo de acoplamento do ANSYS *System Coupling* soluciona as equações que governam os fenômenos estruturais e fluidodinâmicos separadamente, sendo que o acoplamento entre as duas partes é realizado considerando a compatibilidade entre o deslocamento e entre as tensões desenvolvidas na interface de interação, como indica as Equações 42 e 43:

$$\mathbf{d}_s = \mathbf{d}_f \quad (42)$$

$$\boldsymbol{\sigma}_s \cdot \hat{\mathbf{n}}_s = \boldsymbol{\sigma}_f \cdot \hat{\mathbf{n}}_f \quad (43)$$

em que,  $\mathbf{d}_s$  e  $\mathbf{d}_f$  representam os vetores do deslocamento do sólido e fluido, respectivamente;  $\hat{\mathbf{n}}_s$  e  $\hat{\mathbf{n}}_f$  os vetores normais unitários no domínio sólido e no domínio fluido, respectivamente;  $\boldsymbol{\sigma}_s$  e  $\boldsymbol{\sigma}_f$  os tensores das tensões correspondentes ao sólido e ao fluido na interface, respectivamente.

Durante o funcionamento das cúspides das válvulas cardíacas é evidente o desenvolvimento de grandes deslocamentos, de modo que esse comportamento é capaz de gerar distorções excessivas dos elementos da malha fluidodinâmica. Desse modo, é necessário utilizar as ferramentas de *smoothing*, ajuste da malha pelo movimento dos nós internos, e *remeshing*, redefinição de aglomerados de elementos que violam o critério de distorção, para evitar problemas de convergência nas simulações.



### 3.4.2 Malha Móvel

A ferramenta *smoothing* permite que os nós internos da malha se movam, sem que o número de nós nem suas conexões se alterem, ou seja, os nós internos “absorvem” o movimento das fronteiras móveis. Foi considerado o esquema *spring based* neste trabalho, normalmente usado para malhas constituídas de elementos tetraédricos (ANSYS, 2022a), em que as arestas entre dois nós adjacentes são idealizadas como molas, isto significa que obedecem a Lei de Hooke, descrita abaixo:

$$\vec{F} = \sum_j^{n_i} k_{ij}(\Delta\vec{x}_j - \Delta\vec{x}_i) \quad (44)$$

onde,  $\Delta\vec{x}_i$  e  $\Delta\vec{x}_j$  expressam os deslocamentos do nó  $i$  e da vizinhança  $j$ ,  $n_i$  o número de nós vizinhos e conectados ao nó  $i$  e  $k_{ij}$  a constante de mola entre os nós  $i$  e  $j$ , podendo ser obtido pela Equação 45.

$$k_{ij} = \frac{k_{fac}}{\sqrt{|\vec{x}_i - \vec{x}_j|}} \quad (45)$$

sendo  $k_{fac}$  o fator da constante de mola, adotou-se neste trabalho o valor 0,01 (MUTLU et al., 2021), indicando, assim, que há pouco amortecimento nas molas e que o deslocamento do nó na fronteira é mais influenciado pelo movimento do nó interior. O processo iterativo é efetuado considerando condição de equilíbrio nos nós, ou seja, a força resultante gerada por todas as arestas conectadas aos respectivos nós vizinhos para cada nó deve ser igual à zero. Dessa forma, tem-se a seguinte equação iterativa.

$$\Delta\vec{x}_i^{m+1} = \frac{\sum_j^{n_i} k_{ij}\Delta\vec{x}_j^m}{\sum_j^{n_i} k_{ij}} \quad (46)$$

em que  $m$  é o número de iterações.

Quando os deslocamentos do domínio sólido são maiores em comparação aos comprimentos dos elementos de malha locais, a qualidade dos elementos pode deteriorar e os elementos tornam-se degenerados. Nesse caso, torna-se inválida a utilização da malha, podendo gerar, nesse cenário, elementos com volumes negativos, prejudicando, assim, o processo de convergência das simulações. Para contornar esse problema foi adotado o método *remeshing*, caracterizado por reconstruir a região da malha com aglomerados de elementos que violam o

critério de *skewness* considerado. Células acima do valor de *skewness* pré-estabelecido são descartadas no processo de atualização da malha, e as novas células formadas são testadas pelo mesmo critério para manter a qualidade da malha ao longo da simulação. Foi permitido que a malha atingisse um valor máximo *skewness* de 0,85.

### 3.5 Definição dos Materiais

Como detalhado em seções precedentes, o sangue é um fluido composto por eritrócitos, leucócitos e plaquetas suspensas em um líquido conhecido como plasma. Dessa maneira, o sangue apresenta um comportamento reológico complexo, podendo variar de acordo com a taxa de deformação, com o diâmetro do vaso sanguíneo, com a temperatura e com o hematócrito. Contudo, assumiu-se que o sangue se comportasse como um fluido Newtoniano, Equação 10, uma vez que, a artéria aorta é um vaso sanguíneo de grande calibre e a taxa de deformação nesse local é maior que  $100 \text{ s}^{-1}$ , condições estas suficientes para adotar um valor constante de viscosidade (BECSEK; PIETRASANTA; OBRIST, 2020; BORAZJANI, 2013; CAO; BUKAC; SUCOSKY, 2015; GHOSH *et al.*, 2018; GILMANOV *et al.*, 2019). Além disso, a velocidade do pico sistólico é muito menor que a velocidade do som no sangue, dessa maneira, a variação da massa específica do sangue é desprezível, ou seja, o escoamento é incompressível (CAO; BUKAC; SUCOSKY, 2015; GHOSH *et al.*, 2018; GILMANOV *et al.*, 2019; XU *et al.*, 2020). A Tabela 4 mostra os valores para a viscosidade dinâmica e para a massa específica adotados nas simulações (GHOSH *et al.*, 2018; SILVA *et al.*, 2020; GONÇALVES, 2020; LUCAS *et al.*, 2014; COSTA *et al.*, 2021).

**Tabela 4 - Propriedades do sangue adotado nas simulações.**

<b>Massa Específica (<math>\text{kg/m}^3</math>)</b>	<b>Viscosidade Dinâmica (Pa.s)</b>
1060	0,0035

Fonte: Elaborado pelo Autor.

Para o caso da prótese da válvula aórtica foi considerado o modelo elástico linear e isotrópico para modelar o comportamento constitutivo do tecido das biopróteses simuladas, em que foram empregados os dados de massa específica, módulo de elasticidade e coeficiente de Poisson disponíveis na literatura (TANGO *et al.*, 2018; SINGH *et al.*, 2008; SALMAN; SALTIK; YALCIN, 2021; BOROWSKI *et al.*, 2020). A Tabela 5 indica os valores dos parâmetros utilizados para o material da prótese de válvula aórtica.

Tabela 5 - Dados do material da prótese biológica de válvula aórtica.

Parâmetros	Valores
Massa Específica (kg/m <sup>3</sup> )	1100
Módulo de Elasticidade (MPa)	1
Coefficiente de Poisson	0,45

Fonte: Elaborado pelo Autor.

### 3.6 Condição de Contorno e Inicialização

Para a completa solução das equações que governam o sistema analisado neste trabalho é necessário à adoção de condições de contorno consistentes com os objetivos propostos descritos anteriormente. Com relação à parcela fluidodinâmica do sistema, foram consideradas condições simplificadas de velocidade e de saída de sangue nas fronteiras do domínio fluido, ao contrário de aplicar as curvas transientes fisiológicas da velocidade e da pressão. Além disso, foi analisado apenas o intervalo de tempo correspondente à sístole, uma vez que, o *flutter* ocorre somente durante este período em válvulas cardíacas. Essa simplificação foi adotada para reduzir o custo computacional envolvido nas simulações, já que, o período diastólico, que representa 2/3 do tempo do ciclo cardíaco, não é importante para a avaliação do fenômeno de *flutter*. Além disso, aplicando essas simplificações nesses locais já é suficiente para analisar os impactos causados pela alteração dos parâmetros geométricos das válvulas aórticas nas grandezas vibracionais dos folhetos.

Na entrada do modelo foi aplicado um perfil parabólico de velocidade para representar o intervalo sistólico, em que o pico do perfil assume valor igual a 1 m/s (NESTOLA *et al.*, 2021; MORANY *et al.*, 2023), e com um tempo total de 0,3 s (JODA *et al.*, 2019; NESTOLA *et al.*, 2021). A Equação 47 descreve a velocidade aplicada na entrada do domínio fluidodinâmica.

$$V(t) = -\frac{400}{9}t^2 + \frac{40}{3}t \quad (47)$$

Já na saída, foi considerado a condição de contorno *outflow*, sendo que esta condição não é sugerida para ser usada quando se aplica pressão na entrada, para escoamentos compressíveis, quando há variação de massa específica em escoamentos transientes e para modelos multifásicos (ANSYS, 2022a). Mesmo que essa condição possa ser usada para escoamentos que não esteja completamente desenvolvido, é uma limitação do trabalho, visto que, as grandezas fluidodinâmicas possam assumir valores fora dos padrões fisiológicos. Ademais,

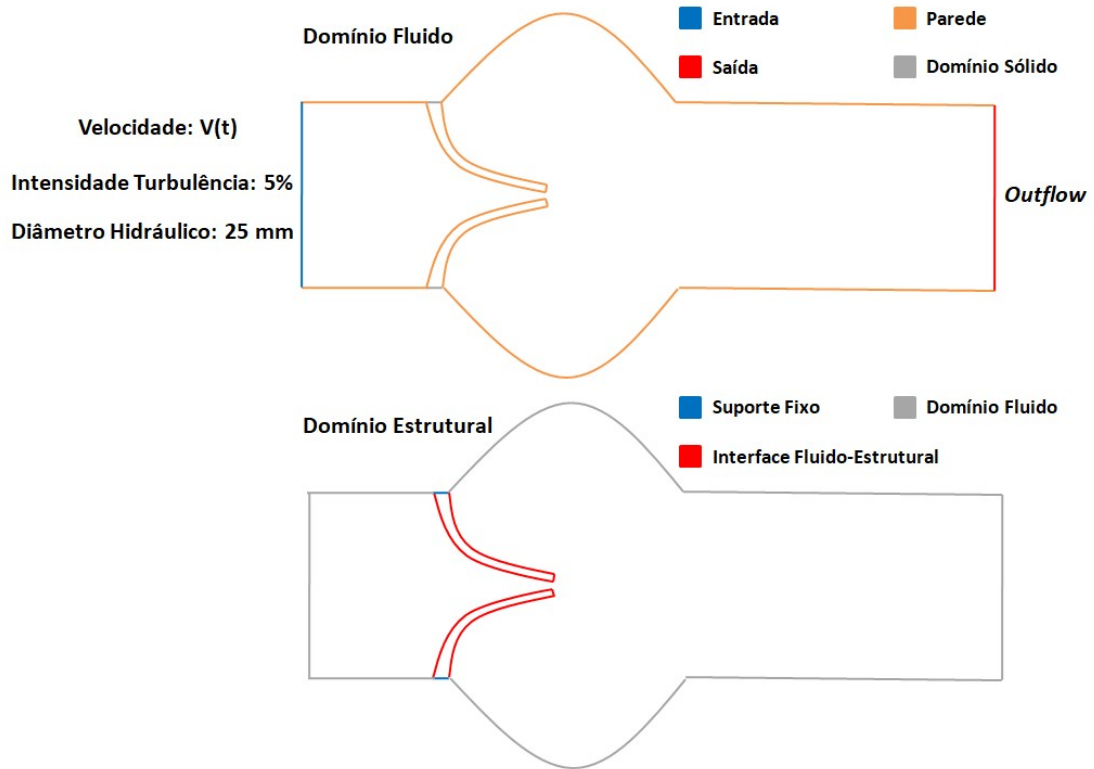
para toda a parede do lúmen do tubo e para as faces da geometria que são coincidentes com as faces das cúspides da válvula foram consideradas com ausência de deslizamento. Por fim, para as equações adicionais da energia cinética turbulenta e da taxa de dissipação específica, relativos ao modelo de turbulência, foi aplicado na entrada um valor de 5% para a intensidade de turbulência e foi empregado o diâmetro hidráulico (quatro vezes a razão entre a área da seção transversal e o perímetro molhado, igual ao valor do diâmetro do tubo), ou seja, de 25 mm. A Figura 29 indica um esquema com o resumo das condições de contorno adotadas para a parcela fluidodinâmica do sistema estudado.

Já para a parte estrutural, foram desprezados os deslocamentos e rotações das laterais dos folhetos, que são fixados no anel de suporte, removido desta análise, aplicando, desse modo, engastamento nesses locais, visto que, as deformações nessas faces são pequenas e também não há valores disponíveis na literatura (SALEEB; KUMAR; THOMAS, 2013). As faces das cúspides direcionadas para o ventrículo esquerdo e para a artéria aorta foram definidas como regiões de interação fluido-estrutural para haver a comunicação de dados de carregamento e deslocamento entre o domínio fluido e o domínio sólido. Foram definidas regiões de contato sem atrito entre os folhetos nas faces orientadas para o ventrículo esquerdo, sendo que o coeficiente de atrito entre as cúspides são desprezíveis para a atual análise (PASTA *et al.*, 2020; EMENDI *et al.*, 2020; BOROWSKI *et al.*, 2018; WALD; LIBERZON; AVRAHAMI, 2018). O método *Augmented Lagrange* foi selecionado por ser recomendado para contatos sem atrito e quando há grandes deslocamentos, e foi utilizado um valor de 0,1 para a rigidez normal na face de contato, uma vez que, a flexão é dominante no problema considerado (ANSYS, 2022b). Além disso, foi selecionado o comportamento de contato simétrico, sendo que, nesse caso, não há a possibilidade de determinar qual face é o alvo e qual é a fonte do contato (ANSYS, 2022b). Finalmente, um *offset* de 1 mm foi adotado para evitar que os folhetos não fechem completamente de forma a garantir a continuidade do domínio fluido ao longo de toda simulação e evitar deformações excessivas na malha fluidodinâmica entre os folhetos (BRAVO *et al.*, 2016). A Figura 29 ilustra um esquema com as definições descritas acima para cada região e a Figura 30 as faces que foram definidas para o contato.

Antes de iniciar a simulação no Ansys Fluent é necessário efetuar uma estimativa dos valores das grandezas do campo de escoamento inicial. Todas as simulações realizadas no presente trabalho foram iniciadas pelo método *hybrid initialization*, em que é capaz de prover uma aproximação rápida do campo de escoamento por meio dos dados disponíveis pelas condições

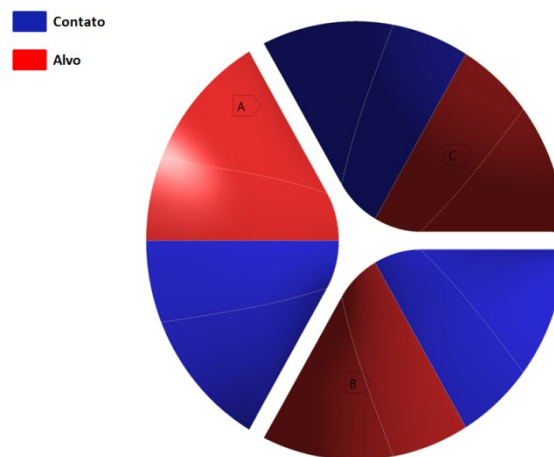
de contorno, determinando, assim, pela equação de Laplace, os campos de velocidade e pressão ao longo do domínio computacional.

**Figura 29 – Desenho esquemático das condições de contorno aplicadas ao modelo.**



**Fonte: Elaborado pelo Autor.**

**Figura 30 – Regiões de contato entre as três cúspides da válvula.**



**Fonte: Elaborado pelo Autor.**

### 3.7 Teste de Malha

O teste de sensibilidade de malha realizado foi baseado na metodologia empregada nos recentes estudos numéricos FSI de válvulas aórticas disponíveis na literatura (BOROWSKI *et al.*, 2022; LURAGHI; MIGLIAVACCA; MATAS, 2018; LAVON *et al.*, 2021; KIVI, 2021). Nesse caso, foram efetuados dois testes distintos, já que, o problema estudado é constituído por duas regiões diferentes: um teste para a malha do elemento estrutural e outro teste para a malha fluidodinâmica. Em ambos os casos, três malhas distintas foram consideradas, e refinaram-se as malhas dobrando o número de elementos de modo que a diferença relativa dos resultados obtidos, em locais pré-selecionados e que serão indicados a seguir, fossem inferiores a 5%. Além disso, para os testes, foi considerada apenas a geometria referente à válvula com 0,3 mm de espessura e 15 mm de altura de protrusão (Geometria B), e para as simulações com as outras geometrias foram adotadas os mesmos parâmetros e as mesmas características das malhas escolhidas (CHEN; LUO, 2020).

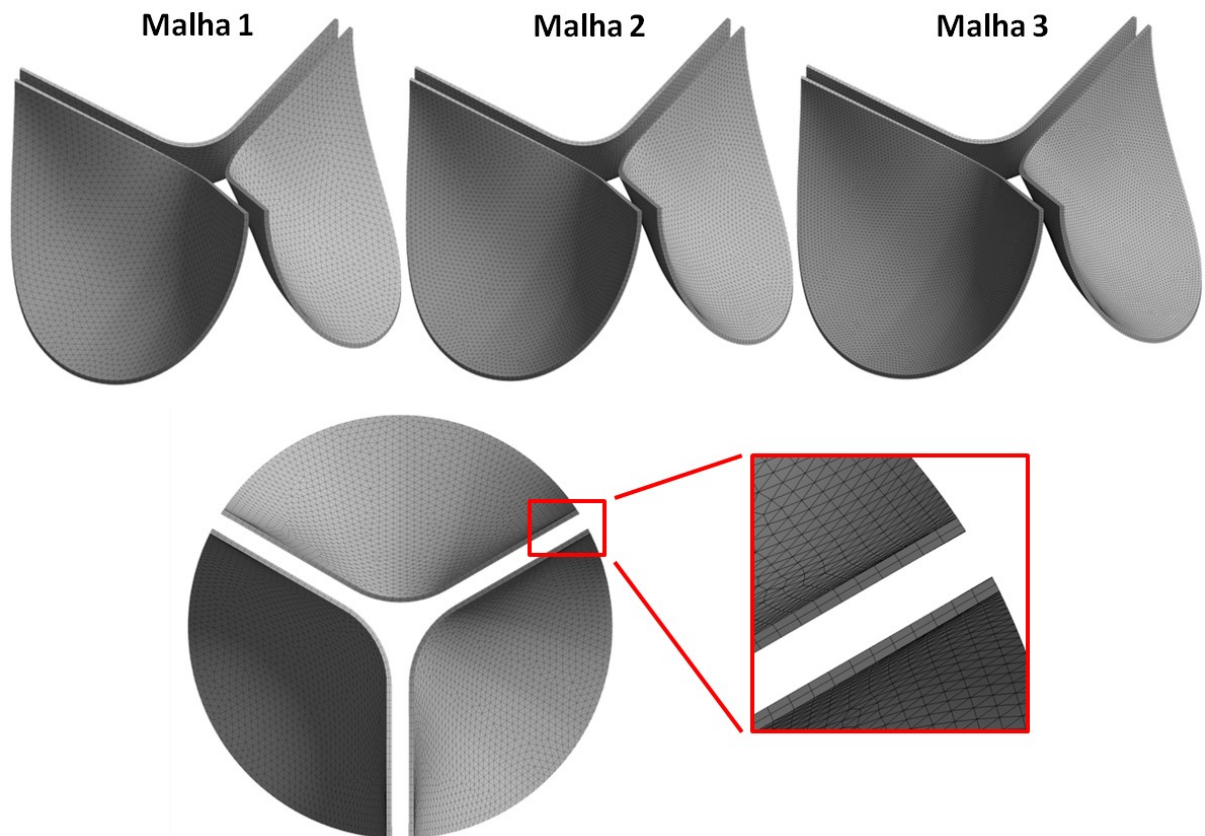
Para o teste da malha estrutural, foram realizadas simulações estruturais estáticas, em que se adotaram todas as condições de contorno descritas anteriormente. Contudo, aplicou-se um carregamento de pressão constante de 1020 Pa (TANGO, 2020), valor este correspondente ao pico sistólico da pressão transvalvular, nas faces direcionadas para o ventrículo esquerdo. Monitoraram-se os deslocamentos das pontas das cúspides e a máxima tensão de von Mises desenvolvida na válvula. Foi analisada a tensão de von Mises, uma vez que, o tecido da prótese da válvula aórtica foi considerado elástico linear e isotrópico. As malhas são constituídas por elementos sólidos tetraédricos lineares e com duas camadas de elementos ao longo da espessura, de forma a melhorar a convergência das simulações, visto que, o fenômeno apresenta várias fontes de não linearidades. A Tabela 6 descreve os parâmetros gerados para as três malhas testadas enquanto que a Figura 31 ilustra as três malhas construídas, e a Figura 32 indica os locais onde foram monitoradas as grandezas para o teste.

Tabela 6 - Dados das três malhas testadas para o domínio estrutural.

	Malha 1	Malha 2	Malha 3
Número de Nós	13434	25683	50967
Número de Elementos	17056	33084	66284
<i>Skewness</i> Máximo	0,720690	0,736360	0,747680
<i>Skewness</i> Mínimo	0,012596	0,015096	0,008226
Qualidade Ortogonal Máxima	0,99993	0,99991	0,99996
Qualidade Ortogonal Mínima	0,73067	0,65823	0,54950
Comprimento Característico Máximo	9,80E-5	1,10E-4	8,70E-5
Comprimento Característico Mínimo	4,80E-5	1,40E-5	2,90E-5

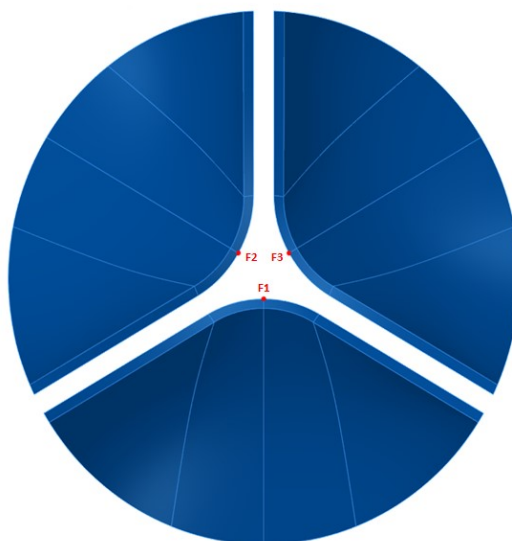
Fonte: Elaborado pelo Autor.

Figura 31 – Imagem das três malhas estruturais testadas.



Fonte: Elaborado pelo Autor.

**Figura 32 – Locais onde foram monitorados os deslocamentos para o teste de malha.**



**Fonte: Elaborado pelo Autor.**

O teste para a malha fluidodinâmica foi efetuado empregando simulações fluido-estruturais de duas vias, em que foi adotado o mesmo *set-up* das simulações finais. Foi utilizada a malha escolhida do teste de malha do elemento estrutural para a discretização espacial da estrutura neste teste. Nesse caso, geraram-se malhas não estruturadas apresentando elementos tetraédricos em todo domínio fluidodinâmico. Ademais, considerou-se um maior grau de refinamento próximo às paredes das válvulas, das paredes do tubo e das paredes dos seios de Valsalva. O elemento tetraédrico foi selecionado por ser o único elemento compatível com a ferramenta *remeshing* em simulações tridimensionais do software comercial utilizado (ANSYS, 2022a). Foi monitorada tanto a velocidade quanto a pressão em quatro pontos distintos ao longo do domínio, principalmente próximos à válvula aórtica. A Tabela 7 descreve as características gerais das três malhas testadas e a Figura 33 ilustra as três malhas desenvolvidas em conjunto com a localização dos pontos inspecionados.

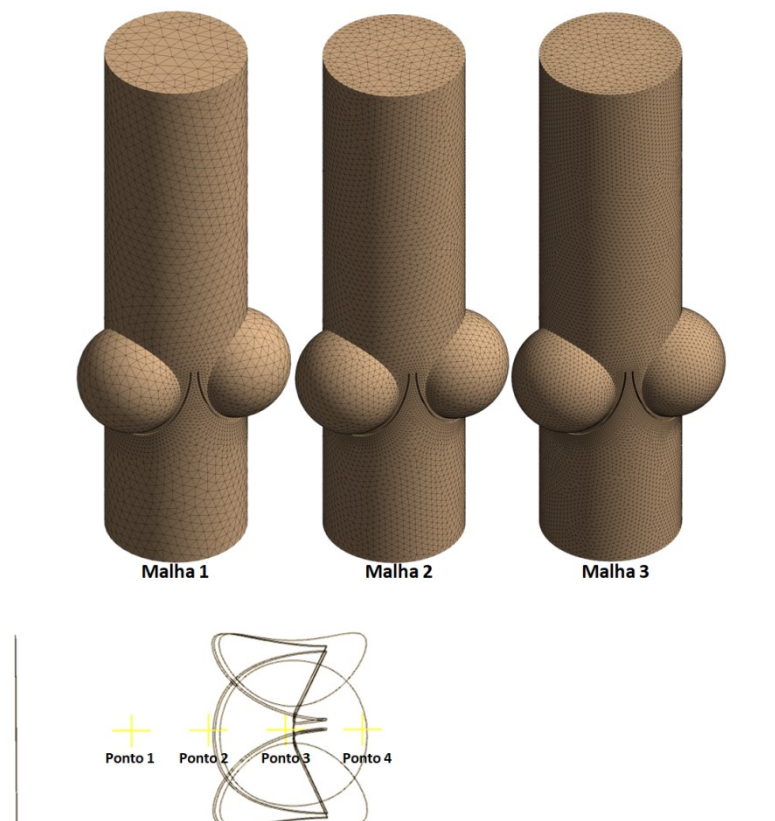


**Tabela 7 - Dados das três malhas testadas para o domínio fluidodinâmico.**

	<b>Malha 1</b>	<b>Malha 2</b>	<b>Malha 3</b>
Número de Nós	38008	74779	146672
Número de Elementos	195267	389452	778299
<i>Skewness</i> Máximo	0,78102	0,73550	0,77032
<i>Skewness</i> Mínimo	0,0016525	0,0085133	0,0047413
Qualidade Ortogonal Máxima	0,99325	0,99875	0,99111
Qualidade Ortogonal Mínima	0,21898	0,28092	0,23902
Comprimento Característico Máximo	0,0019693	0,00097701	0,00041992
Comprimento Característico Mínimo	0,00007623	0,00003198	0,000016115

Fonte: Elaborado pelo Autor.

**Figura 33 – Imagem das três malhas fluidodinâmicas testadas e a localização dos pontos onde a velocidade e a pressão foram monitoradas.**



Fonte: Elaborado pelo Autor.

### 3.8 Residual e Passo de Tempo

Os cálculos para os métodos numéricos, sendo um processo iterativo, devem ser continuados até que os resultados das grandezas que englobam o fenômeno físico satisfaçam condições de residuais numéricos pré-estabelecidos. Para o caso fluidodinâmico, o Ansys Fluent efetua iterações até que seja respeitado o princípio de conservação em todas as células, sendo que o residual,  $R_\phi$ , sobre todos os elementos P do domínio fluidodinâmico, foi obtido pela Equação 48.

$$R_\phi = \frac{\sum_{\text{células } P} |\sum_{nb} a_{nb} \phi_{nb} + b - a_P \phi_P|}{\sum_{\text{células } P} |a_P \phi_P|} \quad (48)$$

Para a Equação da conservação da massa, o resíduo,  $R_c$ , foi calculado pela Equação 49.

$$R_c = \frac{\sum_{\text{células } P} |taxa \text{ de criação massa na célula } P|_{N_{\text{iterações}}}}{\sum_{\text{células } P} |taxa \text{ de criação de massa na célula } P|_5} \quad (49)$$

sendo o denominador o maior valor absoluto entre as cinco primeiras iterações. O critério de convergência adotado neste trabalho foi um residual de  $10^{-3}$  para a continuidade e de  $10^{-4}$  para as componentes do vetor velocidade  $u$ , e para as variáveis relacionadas à turbulência,  $k$  e  $\omega$ .

Como descrito anteriormente, para o domínio estrutural, o Ansys Mechanical utiliza o método Newton-Raphson como estratégia iterativa para a solução do sistema de equações geradas pelo processo de discretização. Como critério de convergência para o método de Newton-Raphson foi adotado o valor de 0,1% do carregamento aplicado.

Por fim, para a convergência de transferência de dados entre o domínio fluidodinâmico e o domínio estrutural adotou-se o valor  $RMS$  de  $10^{-3}$  para um valor normalizado de todos os dados transferidos,  $\Delta_1$ , entre duas iterações sucessivas, obtidos pela Equação 50.

$$\Delta_1 = \frac{\Phi_{\text{atual}} - \Phi_{\text{anterior}}}{0,5\Omega[(\max|\Phi| - \min|\Phi|) + |\Phi|]} \quad (50)$$

em que  $\Phi$  é o valor do dado transferido e  $\Omega$  é o fator de sub-relaxamento, onde foi usado o valor unitário para a transferência do deslocamento e 0,3 para a transferência da força.

O passo de tempo utilizado nas simulações e nos testes de malha para o domínio fluidodinâmico foi de 0,0001 s.

## 4 RESULTADOS E DISCUSSÃO

### 4.1 Resultados Para o Teste de Malha

#### 4.1.1 Resultados teste de malha do elemento estrutural

Conforme mencionado na seção 3.7, para o teste de malha do elemento estrutural foram efetuadas simulações estruturais estáticas aplicando uma pressão constante, no lado dos folhetos direcionados ao ventrículo esquerdo, correspondente à pressão transvalvular do pico sistólico. A Tabela 8 indica os valores dos deslocamentos totais dos pontos ilustrados na Figura 32, os valores das tensões máximas de von Mises desenvolvidos ao longo da geometria, como também, as diferenças relativas desses valores com relação às malhas testadas.

**Tabela 8 - Valores das grandezas monitoradas no teste de malha estrutural e os erros relativos entre as malhas.**

	<b>Malha 1</b>	<b>Malha 2</b>	<b>Malha 3</b>
<b>Deslocamento F1 (mm)</b>	10,748	10,766	10,799
<b>Deslocamento F2 (mm)</b>	10,319	10,348	10,376
<b>Deslocamento F3 (mm)</b>	10,323	10,350	10,376
<b>Tensão Máxima de von Mises (MPa)</b>	0,410	0,406	0,402
<b>Diferença Relativa Entre às Malhas</b>			
	<b>Malha 2 – Malha 1</b>	<b>Malha 3 – Malha 2</b>	
<b>Deslocamento F1</b>	0,30%	0,17%	
<b>Deslocamento F2</b>	0,28%	0,27%	
<b>Deslocamento F3</b>	0,26%	0,25%	
<b>Tensão Máxima de von Mises</b>	1,12%	0,96%	

Fonte: Elaborado pelo Autor.

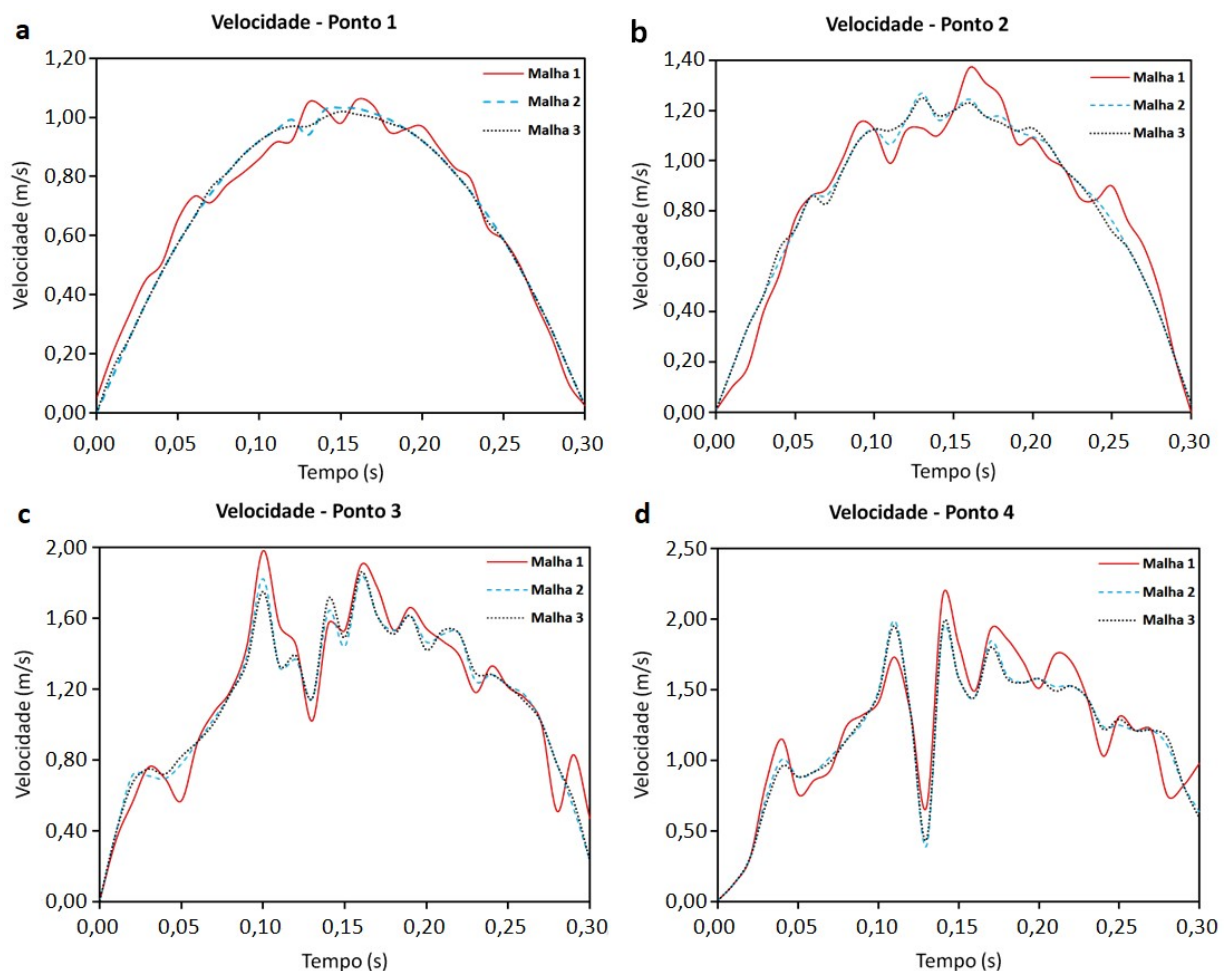
Percebe-se que as três malhas testadas atenderam ao critério escolhido para o presente estudo, ou seja, que a diferença relativa entre os valores dos deslocamentos totais das pontas dos folhetos e da tensão máxima de von Mises fossem menores que 5%. Nesse caso, optou-se

pelo uso da Malha 1, visto que, essa malha proporciona o menor custo computacional, reduzindo, dessa maneira, o tempo de cálculo do domínio estrutural nas simulações.

#### 4.1.2 Resultados teste de malha do domínio fluidodinâmico

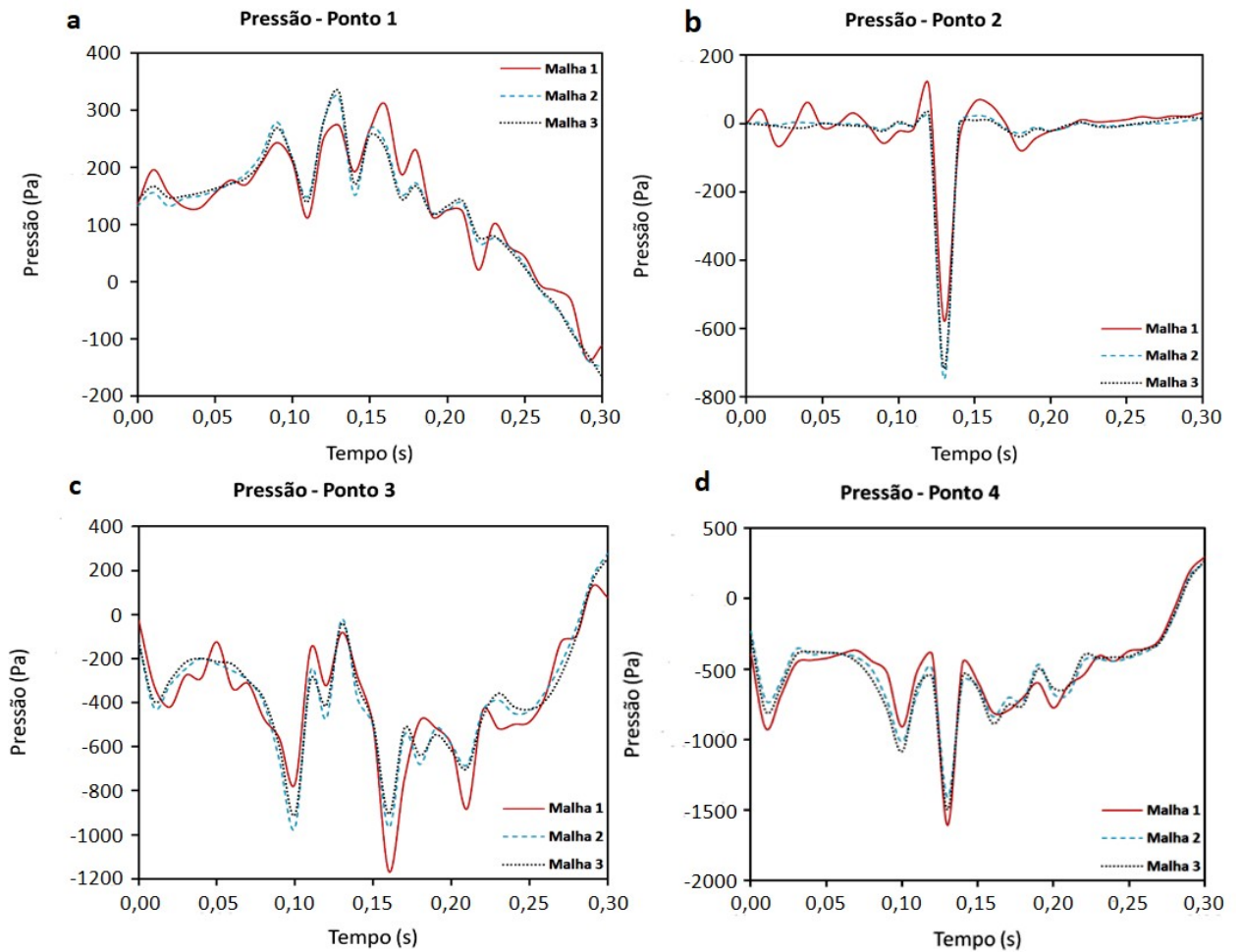
Para o teste de malha do domínio fluidodinâmico foram efetuadas simulações fluido-estruturais de duas vias, onde foi usada a malha escolhida no teste de malha do elemento estrutural para os folhetos. As Figuras 34 e 35 mostram as distribuições das velocidades e pressões desenvolvidas em cada um dos pontos indicados na Figura 33 ao longo do tempo de simulação.

**Figura 34 – Distribuição das velocidades ao longo do tempo para as três malhas fluidodinâmicas testadas.**



**Fonte: Elaborado pelo Autor.**

Figura 35 – Distribuição das pressões ao longo do tempo para as três malhas fluidodinâmicas testadas.



Fonte: Elaborado pelo Autor.

Observa-se que a Malha 1 apresentou resultados destoantes com relação às outras duas malhas. Entre as Malhas 2 e 3 a maior diferença da velocidade ocorreu para o ponto 2, com uma diferença relativa de 4,45%, e a maior diferença para a pressão aconteceu para o ponto 3, com uma diferença relativa de 4,98%. Nesse caso, selecionou-se a Malha 2 para o domínio fluidodinâmico para realizar as simulações, visto que, atendeu ao critério adotado para as diferenças relativas serem menores que 5%, e por reduzir os esforços computacionais para os cálculos do modelo numérico proposto.

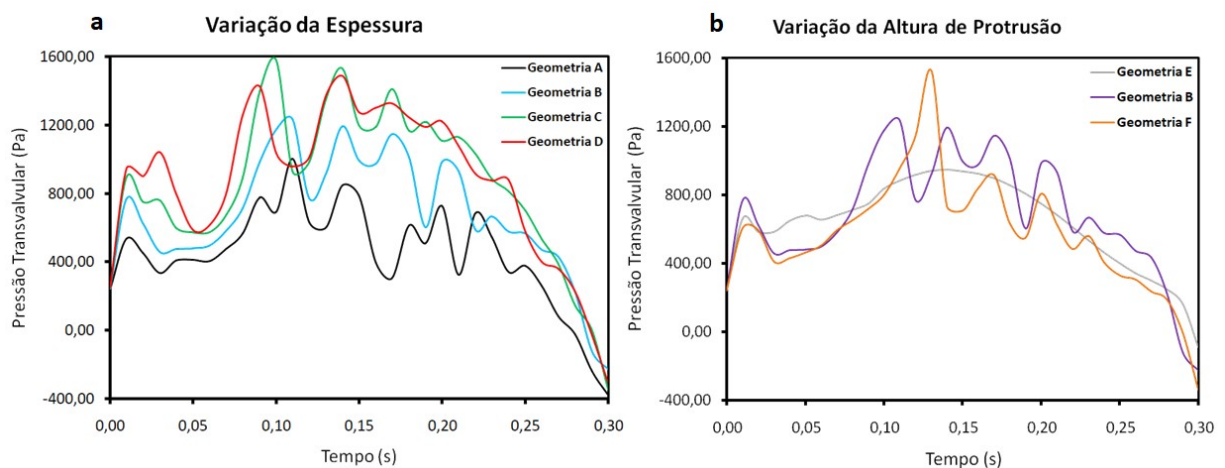
Percebe-se que a tanto a velocidade quanto a pressão exibiram um comportamento irregular e oscilatório de distribuição, e que a irregularidade da velocidade aumenta nos pontos a jusante da válvula, ou seja, pontos 3 e 4. Isso ocorre devido às oscilações das cúspides durante o fenômeno do *flutter*, sendo capaz de interferir nas grandezas fluidodinâmicas (JOHNSON *et al.*, 2020; JOHNSON *et al.*, 2022; BECSEK; PIETRASANTA; OBRIST, 2020). Ademais, a

pressão assumiu valores negativos para todos os pontos testados, ou seja, valores que fogem do padrão fisiológico da região estudada. Isso é observado, uma vez que, a condição de contorno adotada na saída do domínio não representa uma condição fisiológica, e não apresenta um valor de referência para a pressão.

#### 4.2 Pressão Transvalvular

A Figura 36a indica a comparação da pressão transvalvular desenvolvida, obtida pela diferença da pressão média entre os planos imediatamente antes e depois das válvulas, para as diferentes espessuras de folhetos, enquanto que a Figura 36b indica a comparação da pressão transvalvular desenvolvida para os diferentes comprimentos de folhetos, obtidos variando a altura de protrusão.

**Figura 36 – Pressão transvalvular ao longo do tempo para as geometrias de válvulas usadas. (a) Diferença da pressão transvalvular devido à variação da espessura dos folhetos. (b) Diferença da pressão transvalvular devido à da altura de protrusão das válvulas.**



**Fonte: Elaborado pelo Autor.**

Por meio dos gráficos mostrados na Figura 36a e Figura 36b, pode-se observar que, a pressão transvalvular apresenta um padrão oscilatório para todos os casos apresentados, exceto para a Geometria E, visto que, essa geometria não apresentou *flutter*, como será apresentado nas seções seguintes. Esse padrão oscilatório da pressão transvalvular ocorre, visto que, o fenômeno do *flutter* interfere significativamente nas grandezas do escoamento nas proximidades da válvula, gerando, dessa maneira, o comportamento indicado para a pressão transvalvular. Este efeito do movimento vibracional das cúspides nas grandezas físicas da hemodinâmica local também foi constatado em diferentes estudos na literatura (BECSEK;

PIETRASANTA; OBRIST, 2020; JOHNSON *et al.*, 2020; JOHNSON *et al.*, 2022; MAO; LI; SUN, 2016; WIESE, 2018).

A pressão transvalvular, antes do pico da velocidade aplicada na entrada do modelo computacional ( $t = 0,15$  s), é caracterizada por um crescimento, decorrente do aumento da pressão ventricular com relação à pressão aórtica. Este período do ciclo cardíaco corresponde com a contração máxima realizada pelo coração, sendo, dessa forma, responsável pelo procedimento de total abertura da válvula aórtica. Após esse instante de tempo, a pressão transvalvular decresce, até atingir valores negativos. A pressão aórtica começa aumentar enquanto a pressão ventricular diminui continuamente devido ao esvaziamento do ventrículo esquerdo e pelo relaxamento dos músculos cardíacos. Os valores negativos para a pressão transvalvular nos instantes finais das simulações indicam que a pressão aórtica supera a pressão ventricular, caracterizando, dessa maneira, o início da diástole e o fechamento da válvula aórtica. Comparando as Figuras 36a e 36b com as pressões transvalvular, durante a sístole, indicados na literatura (CAO; BUKAC; SUCOSKY, 2015; GHOSH *et al.*, 2018; LURAGHI; MIGLIAVACCA; MATAS, 2018; MAO; LI; SUN, 2016; PASTA *et al.*, 2020), percebe-se que as pressões obtidas neste trabalho estão dentro dos limites fisiológicos tanto em termos quantitativos quanto com relação ao comportamento das curvas encontradas.

Outro ponto que deve ser destacado, por meio da Figura 36a, é que próteses de válvulas aórticas com folhetos mais espessos apresentaram maiores níveis de pressão transvalvular. Isso acontece, uma vez que, válvulas com espessuras maiores são caracterizadas por conter maiores inércia e rigidez, ou seja, são válvulas mais resistentes ao processo de abertura. Desse modo, é necessário o desenvolvimento de maiores pressões nas faces dos folhetos orientados para o ventrículo esquerdo para a total abertura das válvulas aórticas (JOHNSON *et al.*, 2020; CHEN; LUO, 2020). Johnson *et al.* (2020) aponta que válvulas mais espessas são menos susceptíveis ao *flutter*, porém, devido ao aumento dos níveis de pressão ocasionados pelo aumento da resistência à abertura da válvula, deve-se realizar uma avaliação mais criteriosa para analisar se os riscos causados pelo aumento da pressão são menores que os riscos relacionados com a deterioração das próteses intensificados pelo *flutter*.

Com respeito à influência da altura de protrusão na pressão transvalvular, Figura 36b, é evidente que a variação deste parâmetro geométrico exibiu uma variação mais sutil comparado com a variação da espessura das cúspides. A hipótese para este fato é a ocorrência de uma compensação entre os termos de inércia e rigidez dos folhetos. Assumindo a Geometria B como referência, a Geometria E apresenta uma rigidez maior, porém menor

inércia, enquanto que a Geometria F é menos rígida e com um termo de inércia maior. Isso não foi observado na variação da espessura, visto que, quanto maior a espessura do folheto, estes elementos são constituídos com maiores rigidez e inércia simultaneamente, como discutida anteriormente.

A Tabela 9 indica os valores médios da pressão transvalvular para todas as geometrias, valores médios estes obtidos em relação ao tempo.

**Tabela 9 - Valores médios em relação ao tempo da pressão transvalvular para cada geometria de válvula.**

<b>Válvula</b>	<b>Pressão Transvalvular (Pa)</b>
Geometria A	442,11
Geometria B	675,42
Geometria C	848,65
Geometria D	871,45
Geometria E	629,62
Geometria F	567,83

Fonte: Elaborado pelo Autor.

Para o aumento da espessura do folheto, como é possível perceber, fica constatado que o nível médio da pressão transvalvular realmente aumenta. Entretanto, a taxa de crescimento da pressão transvalvular com relação à espessura das cúspides decresce continuamente, sendo que, o aumento foi de 1,53 vezes da espessura de 0,25 mm (Geometria A) para a espessura de 0,30 mm (Geometria B), de 1,26 vezes da espessura de 0,30 mm (Geometria B) para a espessura de 0,35 mm (Geometria C), e de 1,03 vezes para a espessura de 0,35 mm (Geometria C) para a espessura de 0,40 mm (Geometria D). Chen e Luo (2020) desmembraram a diferença de pressão entre a entrada e a saída do domínio computacional entre dois termos: força aplicada aos folhetos da válvula e a força inercial do fluido. A força aplicada às cúspides está diretamente relacionada com a pressão transvalvular. Os autores constataram, em concordância com os resultados discutidos anteriormente, que quanto mais espesso os folhetos maiores serão as forças aplicadas a eles. Ademais, a variação foi mais significativa quando a espessura passou de 0,6 mm para 0,8 mm, em contradição com a variação mais sutil entre os folhetos de 0,2 mm, 0,3 mm e 0,5 mm.

Já para o aumento da altura de protrusão não é possível estabelecer uma correlação entre a mudança da pressão transvalvular obtida, uma vez que, a variação não apresentou um comportamento bem definido. Percebe-se que entre a Geometrias E e B obteve-se um

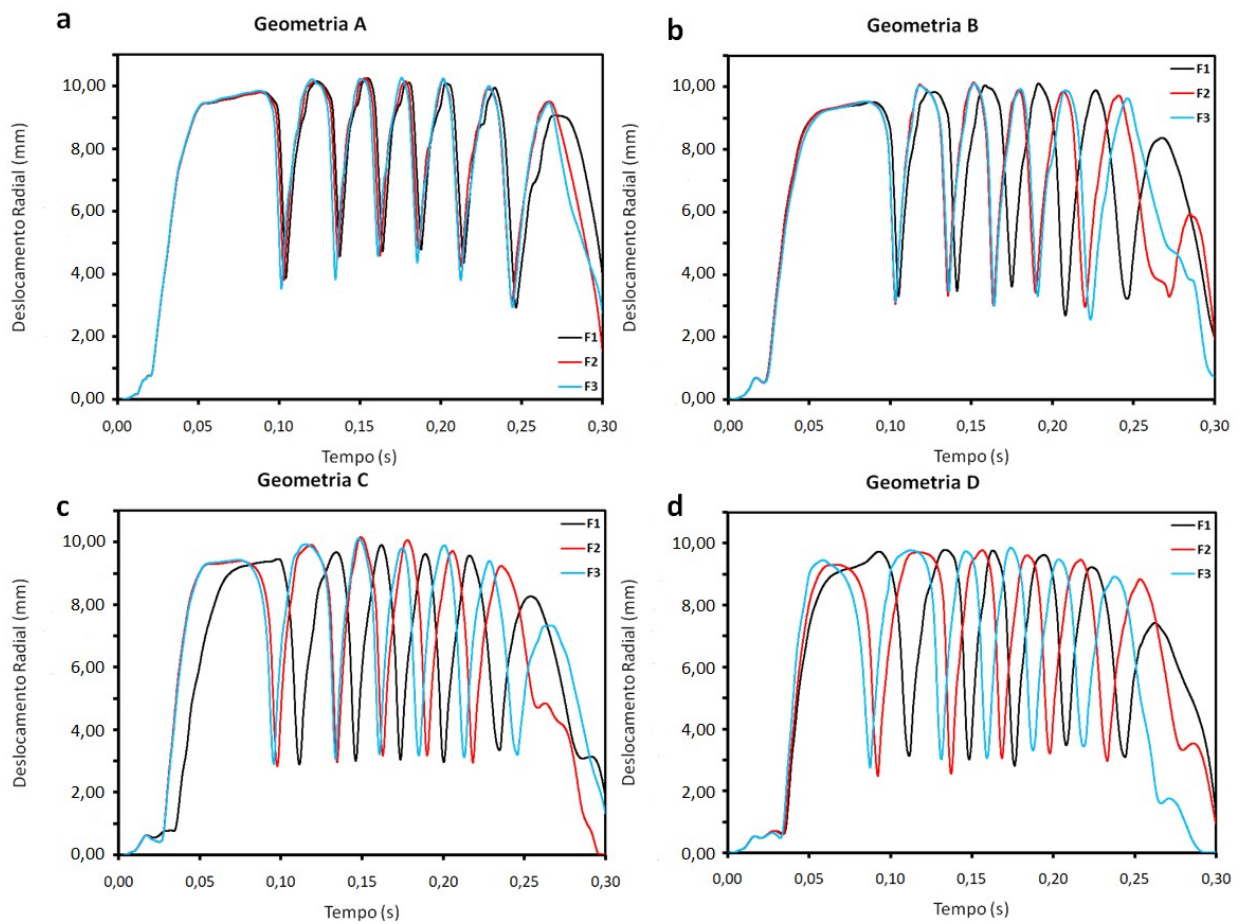


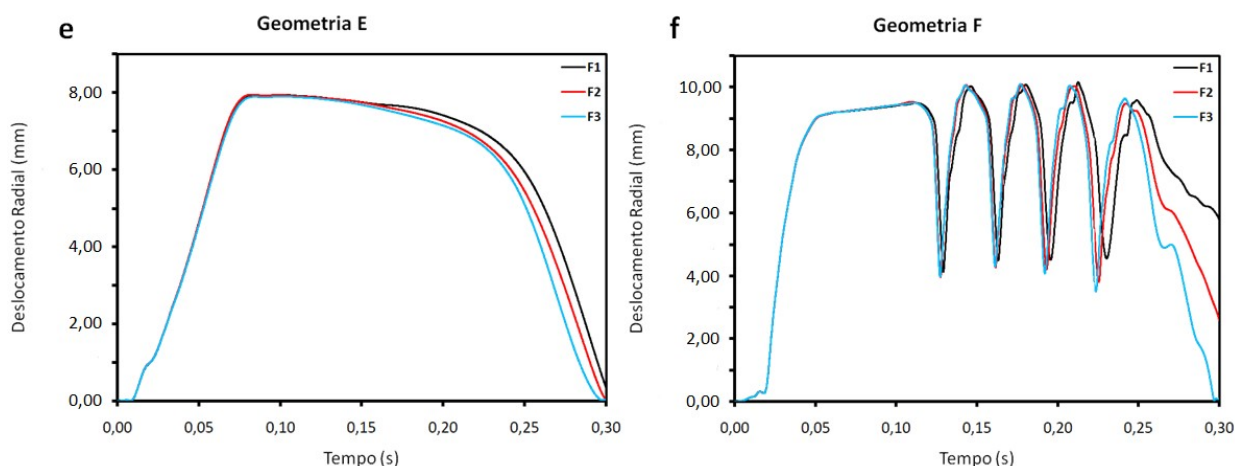
aumento de 1,07 vezes, enquanto que entre a geometria B e F ocorreu uma redução, em que a pressão aplicada na Geometria F é 84% da pressão transvalvular desenvolvida na Geometria B.

#### 4.3 Deslocamentos Radiais das Pontas dos Folhetos

A Figura 37 mostra os deslocamentos radiais para cada um dos três folhetos de todas as geometrias consideradas neste trabalho ao longo do período sistólico do ciclo cardíaco.

**Figura 37 – Deslocamentos radiais das três cúspides da prótese biológica da válvula aórtica. (a) Geometria A. (b) Geometria B. (c) Geometria C. (d) Geometria D. (e) Geometria E. (f) Geometria F.**



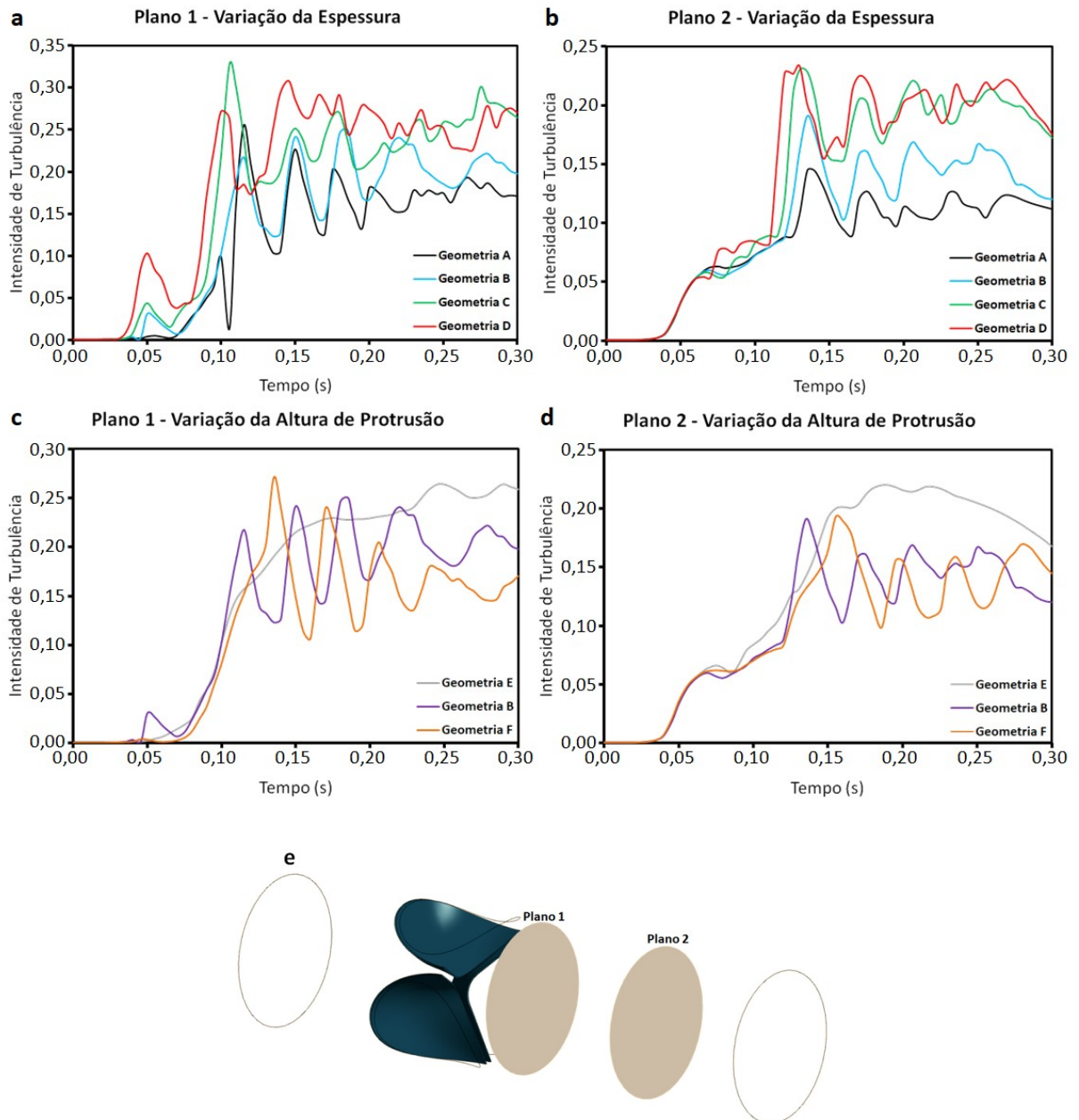


Fonte: Elaborado pelo Autor.

Percebe-se que, as válvulas simuladas apresentaram *flutter*, sendo que elas apresentaram vibrações dos folhetos, caracterizadas pelo movimento oscilatório das pontas das cúspides, com exceção da válvula com 13 mm de altura de protrusão e espessura de 0,3 mm (Geometria E). As oscilações dos três folhetos são de natureza assíncrona, ou seja, as cúspides são defasadas uma em relação à outra, padrão este observado também por Zhu *et al.* (2023). Os autores sugerem que os movimentos assíncronos dos folhetos estejam associados com a mudança da dinâmica do escoamento, com a presença da turbulência e com instabilidades do escoamento nas proximidades da válvula. Este comportamento pode sugerir que os impactos prejudiciais nas biopróteses ocasionados pelo *flutter*, tais como, aumento da calcificação e fadiga, não seja de maneira uniforme, existindo, assim, a possibilidade de alguns folhetos sofrerem de um processo de calcificação mais intenso e fadigar de modo prematuro com relação aos outros folhetos. Isso só confirma que o fenômeno de *flutter* ainda é pouco compreendido e pouco previsível, sendo de natureza complexa e englobando diversas variáveis que podem influenciar este fenômeno. Além disso, deve-se destacar que o padrão de escoamento é apenas uma das condições que contribui para o surgimento do movimento assíncrono dos folhetos, já que, naturalmente as três cúspides de uma mesma prótese biológica apresentam espessuras e comprimentos diferentes (AVELAR, 2016).

Ainda pela Figura 37, é possível observar que quanto maior a espessura dos folhetos, as oscilações entre as cúspides foram mais assíncronas uma em relação às outras. Para melhorar a compreensão deste comportamento, a Figura 38 ilustra a distribuição da intensidade de turbulência ao longo do tempo para dois planos localizados à jusante da válvula, um mais próximo (Plano 1) e outro mais distante (Plano 2).

**Figura 38 – Intensidade de turbulência ao longo do tempo para dois planos distintos à montante da válvula aórtica. (a) Variação da espessura no Plano 1. (b) Variação da espessura no Plano 2. (c) Variação da altura de protrusão no Plano 1. (d) Variação da altura de protrusão no Plano 2 (e) Localização dos Planos.**



**Fonte: Elaborado pelo Autor.**

Observa-se que as válvulas mais espessas desenvolveram níveis de intensidades de turbulência maiores em referência às válvulas menos espessas. Esse fato pode ser explicado pela maior inércia e rigidez destas válvulas, ou seja, as válvulas mais espessas necessitam de maiores tempos de abertura (Figura 37), implicando, nesse caso, maior aumento da velocidade local devido aos maiores tempos de restrições da seção transversal onde o ocorre o

escoamento. Desse modo, o escoamento fica mais turbulento e provoca termos de flutuações mais significativos durante a abertura da válvula, podendo, assim, causar um padrão oscilatório mais imprevisível e irregular. A intensidade de turbulência, nos planos indicados, também apresenta um padrão oscilatório e com os picos correspondendo com o momento dos vales dos deslocamentos radiais, indicando, assim, que o *flutter* é responsável por aumentar a turbulência do escoamento sanguíneo à jusante da válvula. Por fim, é possível verificar que ao longo do comprimento do domínio computacional ocorre um amortecimento da turbulência, visto que, o Plano 2 apresentou níveis de intensidade de turbulência menores em relação ao Plano 1, mais próximo da válvula.

Comparando as válvulas com diferentes alturas de protrusão, observa-se que, este parâmetro geométrico teve um efeito considerável com relação ao desenvolvimento do *flutter* nos folhetos. Fica evidente que para menores alturas de protrusão maior é a resistência das cúspides ao fenômeno de *flutter*, pois, a Geometria E não apresentou oscilações nas pontas dos folhetos. Neste caso, a variação da altura de protrusão apresentou um efeito mais relevante com respeito à ocorrência ou não de *flutter* nas válvulas cardíacas do que a variação da espessura dos folhetos. Além disso, a Geometria E também exibiu um comportamento assíncrono após o instante de tempo do pico sistólico ( $t = 0,15$  s), que também pode estar associado com a elevada intensidade de turbulência, com patamares similares as outras válvulas, apontada na Figura 38. Os níveis de intensidade de turbulência para a Geometria E foram ligeiramente maiores com relação às Geometrias B e F devido ao menor nível de abertura que essas válvulas apresentam, como observado pelo menor deslocamento radial máximo, ou seja, maiores velocidades vão ser geradas pela maior restrição da área de escoamento.

A Geometria F exibiu um movimento mais síncrono que as Geometrias B e E, desenvolvendo um comportamento assíncrono mais perceptível após o instante de tempo de 0,20 s. Sugere-se que esse padrão foi observado, do mesmo modo que a válvula menos espessa (Geometria A), devido aos menores níveis de intensidade de turbulência desenvolvidos para esta geometria, obtidos pela maior facilidade de abertura da válvula.

A Tabela 10 mostra os valores médios com relação ao tempo das intensidades de turbulência para todas as geometrias e para os respectivos planos, mostrados na Figura 38e.

**Tabela 10 - Valores médios em relação ao tempo da intensidade de turbulência nos dois planos à montante da válvula.**

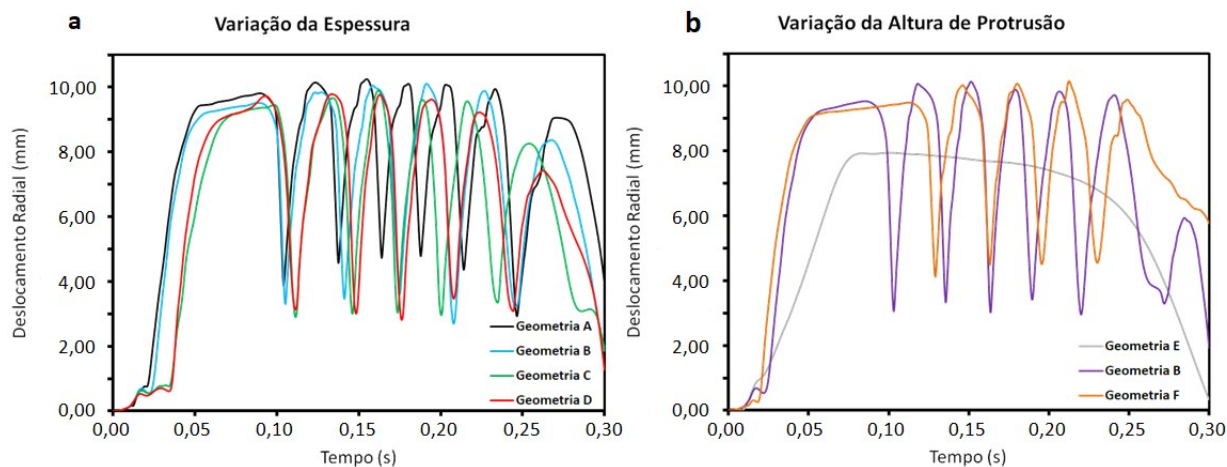
Válvula	Plano 1	Plano 2
Geometria A	0,114	0,084
Geometria B	0,134	0,102
Geometria C	0,172	0,132
Geometria D	0,188	0,140
Geometria E	0,154	0,133
Geometria F	0,113	0,100

Fonte: Elaborado pelo Autor.

Pela Tabela 10, pode-se confirmar que, quanto maior a espessura dos folhetos maior será a intensidade de turbulência, porém, os valores não seguem um padrão bem definido. Com relação ao amortecimento da turbulência, a espessura não teve impacto significativo, sendo que as reduções foram próximas para as quatro espessuras, com a válvula de 0,25 mm de espessura (Geometria A) tendo uma redução ligeiramente maior. Com respeito à variação da altura de protrusão, este parâmetro também não teve efeitos evidentes no amortecimento da turbulência, sendo que a válvula com altura de protrusão de 17 mm (Geometria F) teve uma redução um pouco menor com relação às outras alturas de protrusão.

A Figura 39 indica a comparação, para o ponto F1 (Figura 32), dos deslocamentos radiais para todas as válvulas simuladas ao longo do período sistólico.

**Figura 39 – Deslocamentos radiais do ponto F1 para todas as geometrias (a) Variação da espessura. (b) Variação da altura de protrusão.**

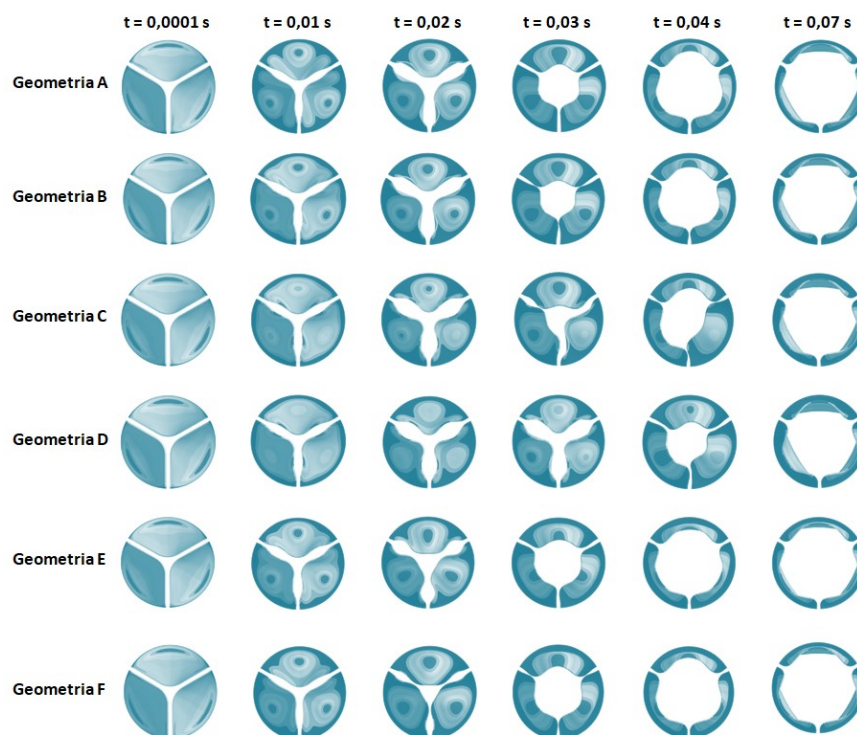


Fonte: Elaborado pelo Autor.

Percebe-se que as válvulas mais espessas apresentam um maior tempo de abertura, 0,054 s (Geometria A), 0,057 s (Geometria B), 0,073 s (Geometria C) e 0,073 s (Geometria D), como também, são mais rápidas durante o fechamento, ou seja, as válvulas de maiores espessuras ficam menos tempo abertas ao longo do período da sístole. Além disso, os folhetos com maiores espessuras também apresentaram menores patamares de abertura, em que os deslocamentos médios no decorrer das oscilações foram de 8,10 mm (Geometria A), 7,60 mm (Geometria B), 7,17 mm (Geometria C) e 7,13 mm (Geometria D). Esse fato é explicado pela maior rigidez e maior inércia das válvulas mais espessas, sendo mais resistentes ao processo de abertura. As válvulas com menores alturas de protrusão foram mais resistentes, devido às maiores rigidez, para o processo de abertura, visto que, os tempos de total abertura foram maiores, 0,081 s (Geometria E), 0,057 s (Geometria B) e 0,053 s (Geometria F), como também, tiveram menores deslocamentos médios ao longo do intervalo em que as válvulas estavam abertas, 7,45 mm (Geometria E), 7,60 mm (Geometria B) e 8,30 mm (Geometria F).

A Figura 40 indica imagens das válvulas para diferentes instantes de tempo durante o processo de abertura das válvulas, onde é possível verificar os pontos discutidos anteriormente.

**Figura 40 – Imagens das seis válvulas estudadas em diferentes instantes de tempo ao longo do processo de abertura.**



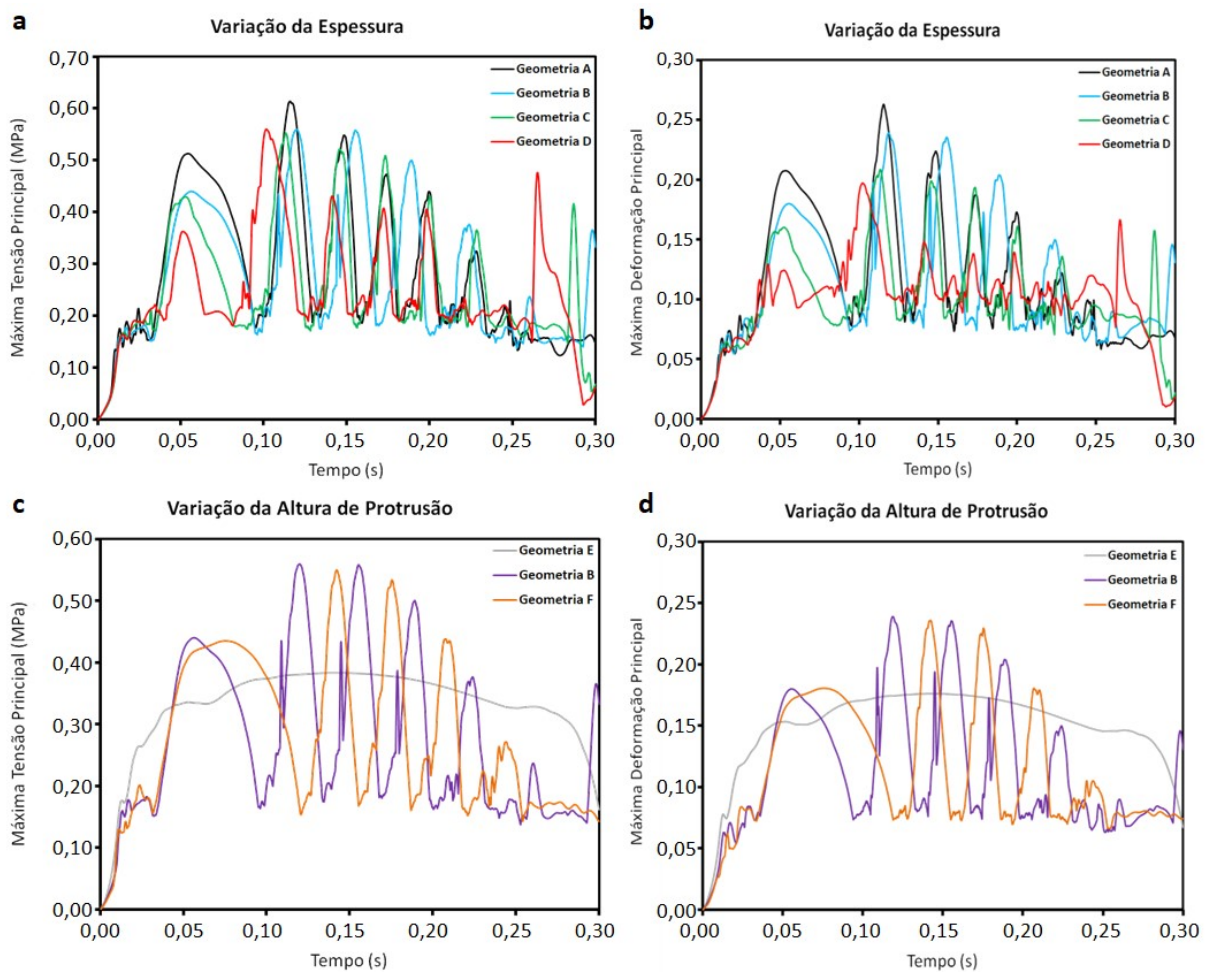
Fonte: Elaborado pelo Autor.



#### 4.4 Análise da Distribuição da Tensão e Deformação

A Figura 41 mostra a distribuição das máximas tensões e deformações principais desenvolvidas nas válvulas ao longo do tempo, durante a sístole.

**Figura 41 – Distribuição da máxima tensão e deformação principal para as seis válvulas estudadas. (a) Máxima tensão principal para variação da espessura. (b) Máxima deformação principal para variação da espessura. (c) Máxima tensão principal para variação da altura de protrusão. (d) Máxima deformação principal para variação da altura de protrusão.**



**Fonte: Elaborado pelo Autor.**

Primeiramente, pode-se observar que, devido à ocorrência do *flutter* as grandezas do domínio sólido também apresentaram comportamento oscilatório, do mesmo modo que as grandezas fluidodinâmicas. Esse fato também foi evidenciado nos trabalhos de Johnson *et al.* (2020), Johnson *et al.* (2022) e Ma *et al.* (2022). Ademais, os valores obtidos estão dentro da faixa encontrados na literatura (CAI *et al.*, 2021; CAO; BUKAC; SUCOSKY, 2015; EMENDI *et al.*, 2021; GHOSH *et al.*, 2018; LURAGHI; MIGLIAVACCA; MATAS, 2018; MORANY *et*

*al.*, 2023; SIGUENZA *et al.*, 2018). O comportamento oscilatório da tensão nos folhetos é um fator que compromete ainda mais esses elementos com relação à sua vida de fadiga, visto que, adiciona uma componente de tensão alternada a mais às tensões cíclicas desenvolvidas ao longo do ciclo cardíaco completo. Percebe-se que os picos da máxima deformação principal e da máxima tensão principal coincidem com os picos dos deslocamentos radiais dos folhetos. Dessa maneira, é possível estimar quais dentre os três folhetos, devido ao seu comportamento assíncrono, pode apresentar uma tendência maior a fadiga, uma vez que, essa falha estrutural está diretamente correlacionada com o número de ciclos da componente alternada da tensão desenvolvida em um elemento estrutural (amplitude das oscilações da tensão). No entanto, essa análise simplificada não é válida para ser realizada considerando as diferentes geometrias, visto que, a fadiga depende de diferentes fatores, tais como, número de ciclos, valor da tensão alternada e o valor da tensão média (JUVINALL; MARSHEK, 2016). Logo, nesses casos, é necessária a avaliação mais criteriosa e utilizando um modelo matemático de fadiga adequado para o caso analisado.

Observa-se que maiores espessuras de folhetos desenvolveram níveis de deformações ligeiramente menores, sendo que os valores médios no tempo foram: 0,116 para Geometria A, 0,114 para a Geometria B, 0,103 para a Geometria C e 0,101 para a Geometria D. Isso ocorre, visto que, quanto maior as espessuras dos folhetos, maior será a rigidez estrutural das cúspides, devido à constância do módulo de elasticidade e do crescimento do momento de inércia à flexão destes elementos estruturais. Dessa maneira, como as válvulas estão sendo modeladas com comportamento reológico de natureza linear elástica e isotrópica, a máxima tensão principal vai seguir o mesmo padrão de comportamento que a máxima deformação principal, ou seja, para maiores espessuras menor será o nível de tensão desenvolvida ao longo do domínio sólido, sendo que os valores médios no tempo foram: 0,281 MPa para Geometria A, 0,274 MPa para a Geometria B, 0,256 MPa para a Geometria C e 0,245 MPa para a Geometria D. Por fim, as válvulas mais espessas, apresentaram um pico dessas grandezas após o instante de tempo igual a 0,25 s, e quanto maior a espessura mais antecipado foi o pico. Isso é explicado pelo fechamento mais rápido observado em válvulas mais espessas, Figura 39, onde acontece o contato entre as cúspides mais cedo, evidenciando, desse modo, os últimos picos obtidos.

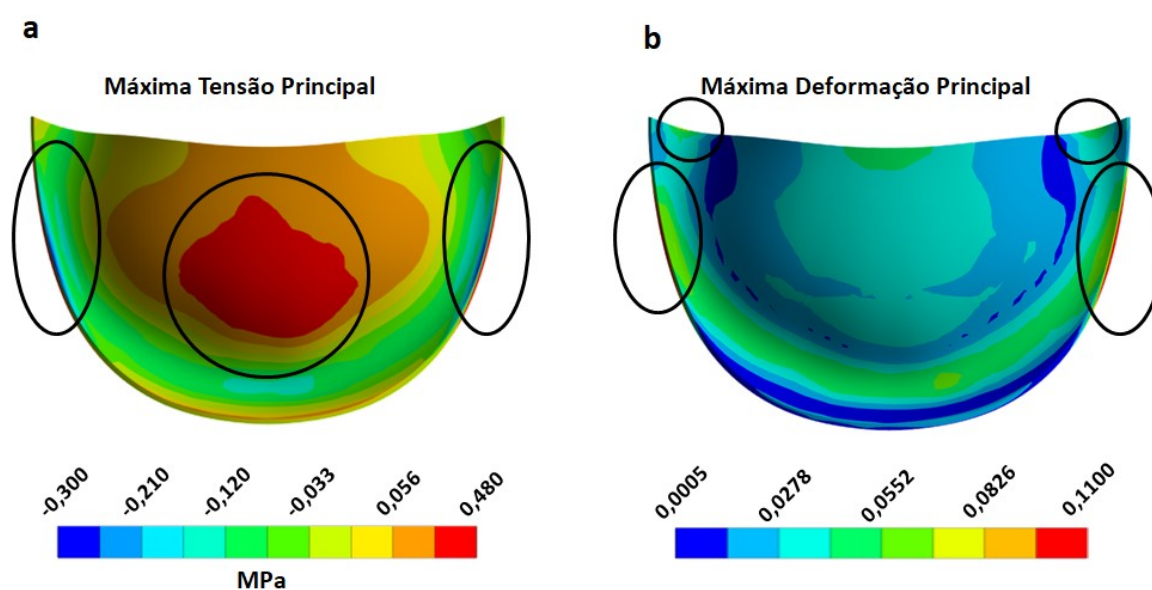
Considerando a variação da altura de protrusão, observa-se que, apenas a Geometria E não apresentou oscilações tanto da máxima tensão principal quanto da máxima deformação principal. Isso acontece, uma vez que, essa foi a única válvula que não teve desenvolvimento



do *flutter*, mostrando, assim, que o *flutter* impacta diretamente no comportamento destas grandezas. Do mesmo modo que para variação da espessura, a tensão e a deformação exibiram o mesmo comportamento, todavia, a variação da altura de protrusão não interferiu significativamente nos níveis de tensão e deformação. Neste caso, a Geometria E apresentou 0,329 MPa de tensão e 0,149 de deformação média ao longo do tempo, a Geometria B 0,274 MPa e 0,114 e a Geometria F 0,276 MPa e 0,114. Os valores tão destoantes da Geometria E foram causados pela ausência das oscilações.

A Figura 42 indica a distribuição da tensão máxima principal e deformação máxima principal para a Geometria B no instante de tempo de 0,07 s, durante a máxima abertura da válvula.

**Figura 42 – Distribuição da máxima tensão principal e da máxima deformação principal ao longo de um folheto no instante de tempo de 0,07 s. (a) Distribuição da máxima tensão principal. (b) Distribuição da máxima deformação principal.**



Fonte: Elaborado pelo Autor.

Com relação à distribuição da máxima tensão principal desenvolvida nos folhetos, percebe-se que os maiores valores estão indicados no centro do folheto e nas laterais, regiões estas destacadas na Figura 42. Este comportamento também foi observado em outros estudos da literatura (JODA *et al.*, 2019; DELLIMORE *et al.*, 2013; NESTOLA *et al.*, 2021). Já a máxima deformação principal apresentou os maiores valores em regiões também destacados na Figura 42, em que também foi observado este padrão na literatura (JODA *et al.*, 2019).

De Hart *et al.* (2004) mostraram que implementando as fibras de colágeno e elastina, ou seja, considerar efeitos anisotrópicos dos folhetos, tem um impacto significativo nos estados de

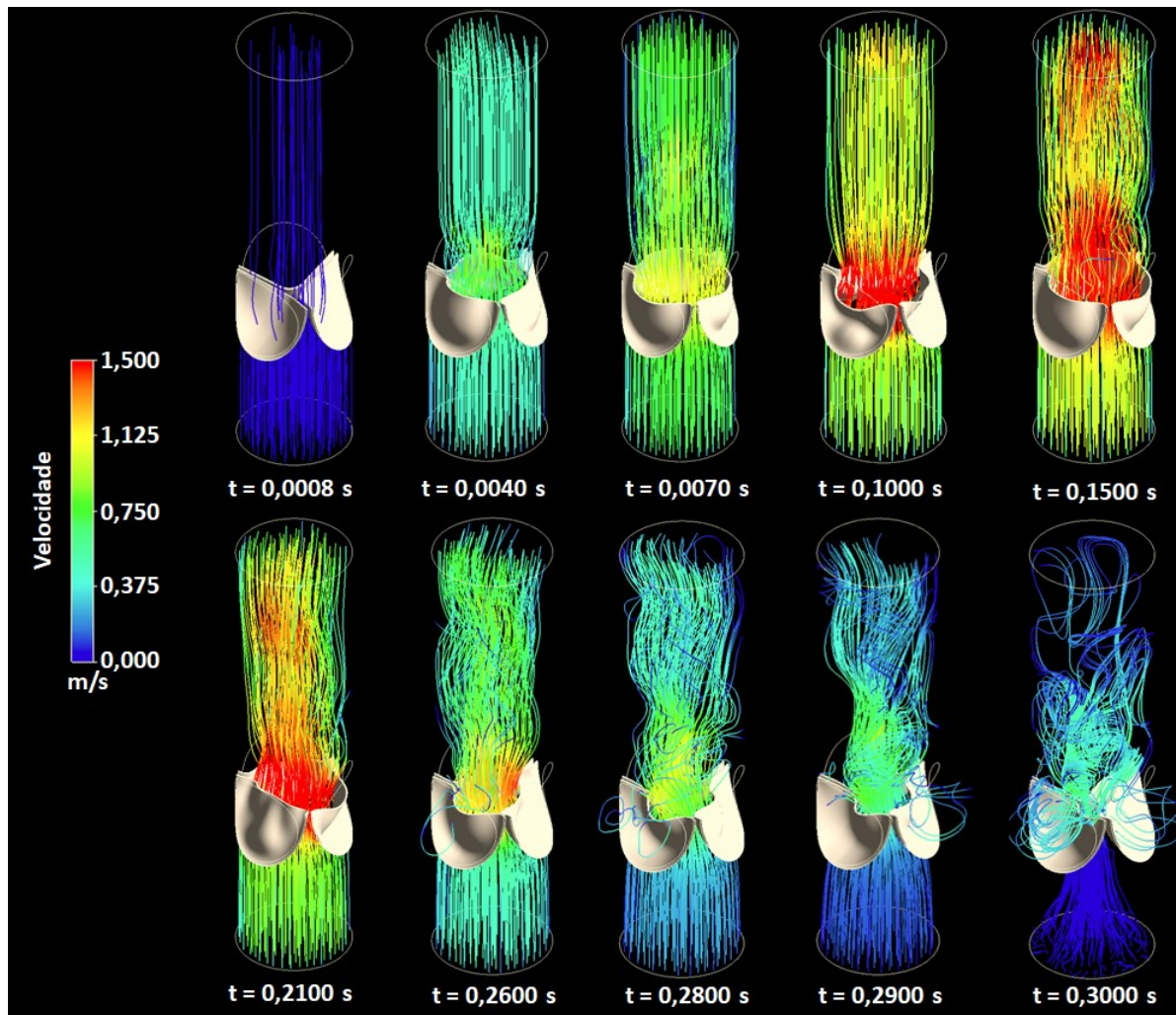
tensão e na cinemática dos folhetos. Os autores constataram que a matriz de fibras é responsável por reduzir o pico da tensão em 63% ao longo do período sistólico. Além disso, os reforços das fibras também melhoram a estabilidade dos movimentos dos folhetos no meio da sístole. Já em outro estudo, Joda *et al.* (2016) também obteve uma redução da tensão considerando os folhetos anisotrópicos em comparação com os folhetos isotrópicos, redução está de aproximadamente 14%. Ademais, a distribuição de tensão para os folhetos anisotrópicos não apresentou regiões de concentração de tensão, sendo que o campo de tensão apresentou um padrão mais uniforme ao longo das cúspides.

#### 4.5 Análise do Comportamento Fluidodinâmico

A Figura 43 ilustra linhas de correntes, originadas na entrada do domínio fluidodinâmico, para diferentes instantes de tempo para a válvula com 15 mm de altura de protrusão e espessura dos folhetos de 0,3 mm (Geometria B).

Nos instantes iniciais da sístole, as velocidades em todo o domínio computacional são iguais ou próximas de zero, sendo que a velocidade na entrada é muito baixa e a válvula aórtica se encontra fechada nestes instantes. Até o tempo 0,07 s, devido ao aumento da velocidade do período sistólico, a válvula começa o movimento de abertura até a sua área de abertura máxima, evidenciando, dessa forma, o aumento da velocidade do sangue em todo domínio. Neste intervalo de tempo, de 0,02 s até 0,07 s, o escoamento sanguíneo adquiriu um padrão laminar tanto a montante quanto a jusante da válvula. A partir do instante de tempo de 0,1 s, quando se tem início ao movimento vibracional das cúspides devido ao *flutter* (Figura 39), o escoamento do sangue a jusante da válvula começa a apresentar um comportamento ondulado e irregular com picos de velocidade, decorrente dos instantes de vales dos movimentos oscilatório dos folhetos, propagando para a saída da geometria. Isso também foi constatado no trabalho de Wiese (2018), Becsek, Pietrasanta e Obrist (2020), Johnson *et al.* (2020) e Johnson *et al.* (2022), em que os picos de velocidade também foram da mesma ordem de grandeza obtidos no presente trabalho, acima de 1,5 m/s. No final da sístole, para intervalo de tempo acima de 0,28 s, ocorre à inversão do sentido do gradiente de pressão, pressão transvalvular assume valores negativos (Figura 36), e o escoamento começa a apresentar estruturas de recirculação, principalmente, nas regiões dos seios de Valsalva (LAVON *et al.*, 2021; SADRABADI *et al.*, 2021; SALMAN; SALTIK; YALCIN, 2021). Este fenômeno é responsável pelo movimento de fechamento dos folhetos das válvulas, impedindo, assim, o refluxo de sangue para o coração.

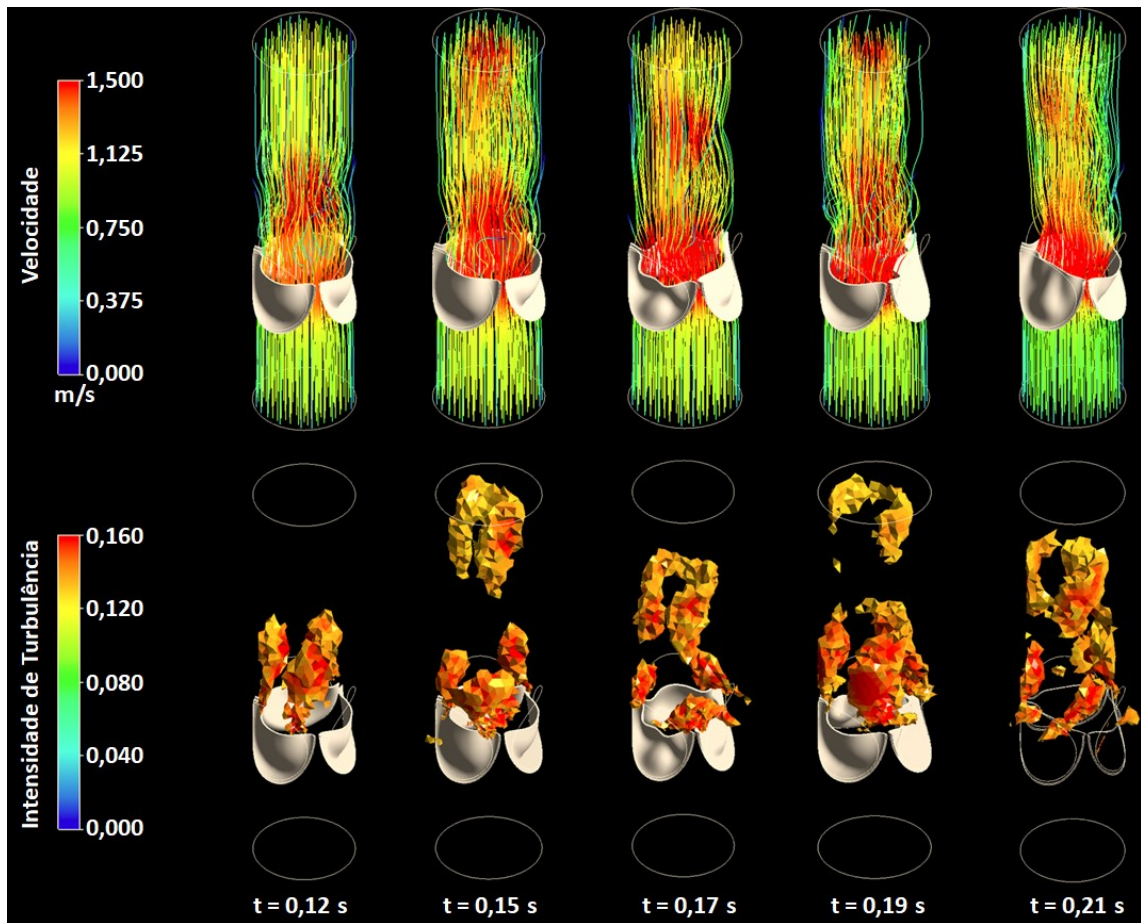
Figura 43 – Linhas de corrente para diferentes instantes de tempo ao longo da simulação para a Geometria B.



Fonte: Elaborado pelo Autor.

Para incrementar a discussão com respeito à propagação dos picos de velocidade ao longo do comprimento a jusante da válvula, a Figura 44 ilustra lado a lado as mesmas linhas de corrente descritas na Figura 43, com isovolumes de intensidade de turbulência com valores acima de 0,125 para alguns instantes de tempo durante as oscilações das cúspides.

Figura 44 – Comparação entre as linhas de corrente e isovolumes de intensidade de turbulência, com valores acima de 0,125, para a Geometria B.



Fonte: Elaborado pelo Autor.

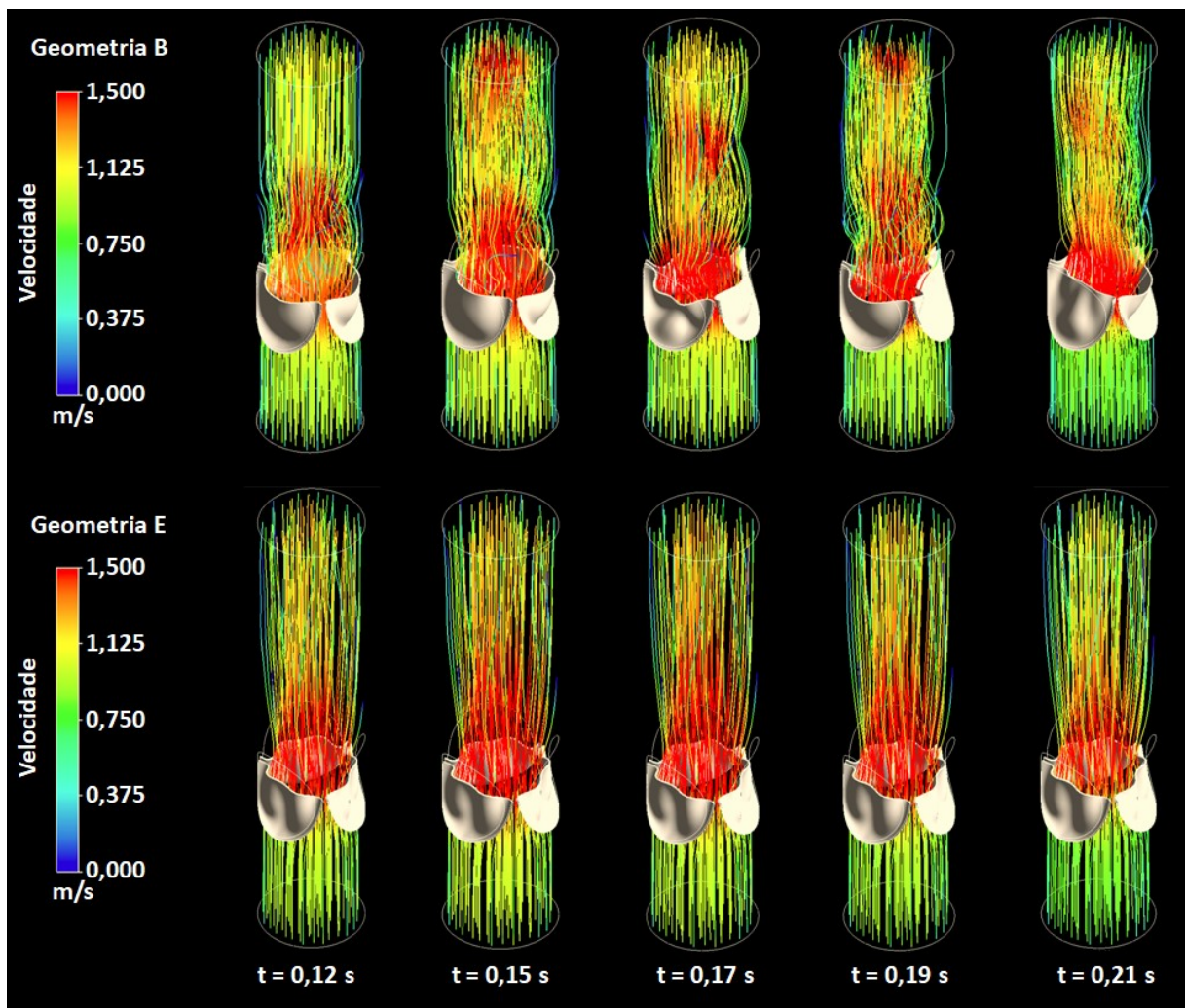
Percebe-se que, a propagação dos isovolumes de maiores intensidades de turbulência desenvolvida ao longo do domínio computacional acompanha os pulsos de picos de velocidade destacados nas linhas de corrente, visto que, regiões com maiores velocidades são mais turbulentas. Becsek, Pietrasanta e Obrist (2020) também observaram que a propagação dos vórtices está diretamente conectada com os repetidos movimentos de flexão que os folhetos realizam durante o fenômeno do *flutter*. Além disso, os autores concluíram que a frequência destes pulsos é igual à frequência de vibração das cúspides das válvulas. Este fato também está sendo evidenciado no presente trabalho indicado tanto na Figura 38 quanto na Figura 44, em que os picos da intensidade de turbulência coincidem com os vales dos deslocamentos das pontas dos folhetos, ou seja, essas duas grandezas apresentam a mesma frequência, porém, são defasadas em  $180^\circ$ . Isso pode indicar que, a avaliação do *flutter* não precisa estar limitada em mapear os contornos das cúspides das válvulas em testes experimentais *in vitro*, podendo, assim, ser uma alternativa apenas utilizar métodos de



obtenção das grandezas do escoamento, tais como, Velocimetria por Imagem de Partícula ou Ultrassonografia, para caracterizar o fenômeno de *flutter* em válvulas cardíacas.

A Figura 45 compara as linhas de corrente em diferentes instantes de tempo para a válvula com altura de protrusão de 15 mm e 13 mm, ambas com 0,3 mm de espessura (Geometria B e E, respectivamente).

**Figura 45 – Comparação entre as linhas de corrente desenvolvidas na Geometria B e Geometria E durante em que as válvulas se encontram abertas.**



Fonte: Elaborado pelo Autor.

Observa-se que, para a válvula com altura de protrusão de 13 mm (Geometria E), o escoamento apresentou um comportamento laminar ao longo do intervalo de tempo analisado em que a válvula se encontra aberta, em contradição com o comportamento do escoamento observado para a válvula com 15 mm de altura de protrusão. Isso ocorre, uma vez que, o *flutter* não foi constatado para a Geometria E, e desse modo, não há oscilações dos folhetos

para alterar o padrão de escoamento à jusante da válvula. Já para a válvula com 15 mm de altura de protrusão, como foi discutido anteriormente, para o vale das oscilações das cúspides da Geometria B, cria-se uma restrição maior da área de escoamento, gerando, assim, os picos de velocidade e os padrões ondulados das linhas de corrente obtidos. Isso evidencia como o *flutter* dos folhetos da válvula aórtica influencia diretamente no comportamento da hemodinâmica à jusante da válvula. Importante ressaltar que esta produção de turbulência associada ao *flutter* está conectada com a interferência nos mecanismos físicos e bioquímicos que levam a ativação plaquetária, consequentemente a formação e transporte de trombos, e ruptura das células sanguíneas (ZHU *et al.*, 2023; BECSEK; PIETRASANTA; OBRIST, 2020; LUCAS *et al.*, 2014).

#### 4.6 Análise da Frequência e Amplitude do *Flutter*

Para efetuar a análise das variáveis características do *flutter*, tais como, frequência e amplitude de vibração, foi realizada a Transformada Rápida de Fourier dos deslocamentos das pontas das cúspides, indicados na Figura 39, por meio do software MatlabMathworks®. A Tabela 11 contém os valores das frequências e das amplitudes dos pontos F1 para cada uma das geometrias consideradas neste trabalho.

**Tabela 11 - Valores da frequência e amplitude da vibração dos pontos F1 para cada uma das geometrias de válvula.**

<b>Válvula</b>	<b>Frequência (Hz)</b>	<b>Amplitude (mm)</b>
Geometria A	36,7	5,44
Geometria B	30,0	6,51
Geometria C	32,7	6,53
Geometria D	31,3	6,30
Geometria E	-	-
Geometria F	28,3	5,34

Fonte: Elaborado pelo Autor.

Pela Tabela 11, é possível perceber que as frequências de oscilação variaram de 28,3 Hz até 36,7 Hz, enquanto que as amplitudes variaram de 5,34 mm até 6,53 mm. As frequências obtidas no presente trabalho estão dentro da faixa de valores encontrados na literatura (ALJALLOUD *et al.*, 2018; AVELAR, 2016; HATOUM *et al.*, 2018; VENNEMANN *et al.*, 2018; LEE *et al.*, 2020; BECSEK; PIETRASANTA; OBRIST, 2020). Entretanto, as amplitudes encontradas foram maiores às observados na literatura, tendo valores acima do

triplo em relação aos outros estudos (VENNEMANN *et al.*, 2018; ZHU *et al.*, 2023; AVELAR, 2016; ÌASBECK, 2019).

Observa-se que, para as Geometrias B, C e D não ocorreram diferenças significativas tanto na frequência quanto na amplitude de vibração dos folhetos, sendo que, considerando a variação da espessura, a maior diferença foi obtida entre as Geometrias A e B. Lee *et al.* (2020) também realizaram cálculos computacionais baseados em FSI, como também, medições *in vitro*, para verificar a influência da espessura das cúspides nos parâmetros do *flutter*. Os autores constataram que quanto maior a espessura dos folhetos das válvulas maiores serão as frequências de vibração e menores serão as amplitudes destas oscilações. No entanto, esse padrão de resposta não foi encontrado neste trabalho. Isto pode sugerir que o comportamento das grandezas inerentes ao fenômeno do *flutter* pode está relacionado com o modelo da prótese da válvula aórtica estudada, mas também, que considerações referentes ao comportamento reológico do material dos folhetos, tais como, hiperelasticidade e anisotropia, não podem ser retiradas da análise. Outra hipótese para o padrão de resposta divergente com a literatura pode está associada com a escolha das espessuras das cúspides do presente trabalho, sendo recomendados saltos maiores de uma espessura para outra.

Com relação à variação da altura de protrusão, tanto a frequência quanto a amplitude diminuíram de modo sutil da Geometria B para a Geometria F. Já a maior diferença observada foi com relação à Geometria E, visto que, não ocorreu desenvolvimento de *flutter* para esta válvula. Isto evidencia que, para o modelo de válvula utilizado, menores alturas de protrusão geraram maiores resistência à ocorrência de *flutter*, como já foi destacado nas discussões das seções anteriores. Deve-se destacar que há uma carência de estudos analisando o impacto da altura de protrusão nas grandezas características do *flutter*, e o presente estudo constata que este parâmetro geométrico das biopróteses também deve ser considerado em projetos de próteses de válvulas cardíacas para o controle do *flutter*, e conseqüentemente, para aumentar o tempo de vida útil destas válvulas.

Deve-se enfatizar que o presente trabalho apresenta limitações que podem interferir no padrão dos resultados obtidos e discutidos anteriormente. Primeiramente, deve-se mencionar a adoção do comportamento elástico linear e isotrópico para caracterizar mecanicamente os folhetos, mesmo que estes elementos apresentam um alto grau de não linearidade, geralmente modelados como materiais hiperelásticos (JODA *et al.*, 2016; JOHNSON *et al.*, 2020; LEE *et al.*, 2020; XU *et al.*, 2020), e de anisotropia, devido à distribuição e direcionamento das fibras de elastina e de colágeno (SOARES *et al.*, 2016; NEWMAN; LAM; YIN, 2009). De Hart *et*

*al.* (2004) ressalta que o caráter anisotrópico dos folhetos é essencial para a estabilização do movimento das cúspides, principalmente durante o período sistólico. Esse fato pode explicar as elevadas amplitudes de vibração encontradas neste trabalho. Em segundo lugar, pode-se citar a aplicação da condição de contorno *outflow* na saída do domínio computacional e a ausência das artérias coronárias. O Triângulo de Collar, Figura 10, ilustra a relação entre as forças inerciais, forças elásticas e forças fluidodinâmicas, que são fundamentais para o entendimento do desenvolvimento e das características do fenômeno de *flutter*. Desse modo, a alteração do comportamento da hemodinâmica local, adotando condições de contorno não fisiológicas e desconsiderando elementos que podem interferir no padrão de escoamento do sangue, pode influenciar no comportamento geral do *flutter*. Por fim, o trabalho carece de resultados experimentais para comparar com os resultados numéricos obtidos, e verificar se as equações que governam o fenômeno físico estão sendo resolvidas corretamente.



## 5 CONCLUSÃO

Estudos numéricos baseados em modelos de interação fluido-estrutural permitem a investigação dos parâmetros do *flutter* em válvulas cardíacas, tais como, frequência e amplitude de vibração, como também, à influência deste fenômeno nas grandezas físicas do escoamento sanguíneo de modo não invasivo e com relativo baixo custo. Esta ferramenta pode ser utilizada para auxiliar profissionais responsáveis pela elaboração de projetos de novas biopróteses de válvulas cardíacas, garantindo, dessa forma, próteses mais resistentes ao processo de calcificação e fadiga.

Devido à ocorrência de *flutter* em todas as geometrias analisadas, exceto para a Geometria E, a pressão transvalvular apresentou um caráter irregular e oscilatório, indicando, desta maneira, que o *flutter* é capaz de impactar as grandezas fluidodinâmicas locais. Além disso, válvulas com folhetos mais espessos desenvolveram níveis de pressão transvalvular maiores, visto que, são válvulas com maiores inércia e rigidez. No entanto, a altura de protrusão não impactou significativamente esta grandeza, visto que, a variação deste parâmetro geométrico, gera uma compensação entre os termos de inércia e rigidez das cúspides das válvulas.

Analisando os deslocamentos radiais das pontas dos folhetos foi possível perceber que quanto maior a espessura das válvulas mais lenta é a total abertura da válvula e menor e o nível médio de abertura. Considerando a variação da altura de protrusão, as válvulas mais curtas têm um maior tempo de abertura e menores deslocamentos médios. Estes resultados estão em concordância com outros estudos da literatura. Ademais, o padrão de oscilação dos folhetos é de natureza assíncrona, ou seja, cada cúspide oscila de forma defasada com relação às outras. Foi observado também que quanto maior a espessura dos folhetos mais assíncronos foram as oscilações. Isso ocorre, visto que, as válvulas mais espessas, por ficarem mais tempo fechadas restringindo o escoamento do sangue, devido às maiores rigidez e inércia, desenvolvem maiores intensidades de turbulência, ou seja, termos de flutuações mais significativos. Neste caso, pode-se sugerir que o processo de calcificação e de fadiga não é igual para os três folhetos. Já com relação à altura de protrusão, este parâmetro geométrico foi mais eficiente para o controle do *flutter*, uma vez que, a válvula com o folheto mais curto (Geometria E) não desenvolveu oscilações das cúspides.

Do mesmo modo que as grandezas fluidodinâmicas, as grandezas do domínio sólido, tais como, tensão e deformação, também apresentaram um comportamento irregular e oscilatório devido à presença do *flutter*. Observou-se que, quanto maior a espessura dos folhetos menores

serão as deformações desenvolvidas, e conseqüentemente, menores os níveis de tensões nessas válvulas. Contudo, a variação da altura de protrusão não interferiu significativamente nessas duas grandezas avaliadas. Pela distribuição da máxima tensão principal e da máxima deformação principal, ao longo do momento de total abertura das válvulas, é possível perceber que, devido à consideração do comportamento elástico linear e isotrópico dos folhetos, a tensão teve uma área de altos valores no centro das cúspides. Já a deformação apresentou os valores de pico em regiões esperadas, visto que, já foram observados em outros estudos da literatura.

Comparando as linhas de correntes à montante das válvulas representadas pela Geometria B e E, percebeu-se que as oscilações dos folhetos geram um escoamento sanguíneo ondulado, com picos de velocidade e de intensidade de turbulência que se propaga ao longo do domínio computacional. Ademais, os picos de velocidade e de intensidade de turbulência coincidem com os momentos dos vales dos deslocamentos radiais dos folhetos, tendo, dessa maneira, a mesma frequência, porém, defasada de  $180^\circ$ . Este resultado está em concordância com estudos da literatura. Isto sugere que as medições de frequência do *flutter* desenvolvidos em válvulas cardíacas podem ser efetuadas por técnicas de mapeamento do campo de escoamento, tais como, Velocimetria por Imagem de Partícula e Ultrassonografia, e não apenas por câmeras de alta velocidade capazes de capturar o movimento das cúspides. Por fim, o impacto das oscilações dos folhetos no campo de escoamento à jusante das válvulas pode interferir nos mecanismos físicos e bioquímicos que englobam os processos de ativação plaquetária e de ruptura das células sanguíneas, aumentando, dessa maneira, a formação de trombos e de hemólise.

Por meio da Transformada Rápida de Fourier foi possível extrair os dados de frequência e amplitude de vibração dos sinais de deslocamentos radiais dos folhetos. Enquanto as frequências variaram entre 28,3 Hz e 36,7 Hz, faixa esta dentro dos valores obtidos de outros estudos da literatura, as amplitudes apresentaram valores acima do triplo destes mesmos estudos, variando entre 5,34 mm e 6,53 mm. As Geometrias B, C e D não apresentaram diferenças significativas destes parâmetros, e a variação da altura de protrusão de 15 mm para 17 mm proporcionou uma pequena queda da frequência e amplitude. Entretanto, quando a altura de protrusão de 13 mm foi usada, a válvula não desenvolveu *flutter*. Isso indica que este parâmetro geométrico deve ser levado em consideração entre os projetistas de próteses de válvulas cardíacas para um controle eficiente do *flutter*.

## 6 SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS

1. Considerar a presença das artérias coronárias nas simulações para verificar a influência desses elementos tanto na dinâmica das próteses de válvulas aórticas, como também, no padrão hemodinâmico desta região;
2. Adotar modelos hiperelásticos e anisotrópicos, com orientações específicas das fibras de colágeno e elastina, para modelar o comportamento mecânico dos folhetos e comparar com os resultados obtidos no presente trabalho;
3. Realizar simulações considerando as diferentes camadas histológicas presente nos folhetos das válvulas aórticas;
4. Empregar outras simplificações, por exemplo, simulações estruturais, simulações considerando condições de simetria ou casos bidimensionais, e comparar com os resultados obtidos, para justificar o uso de simulações menos custosas computacionalmente;
5. Aplicar condições de contorno fisiológicas nas simulações para analisar se a presença do escoamento fisiológico interfere no padrão vibracional das cúspides das válvulas aórticas;
6. Desenvolver um protocolo de fabricação de válvulas cardíacas em silicone de forma a possibilitar testes em bancadas experimentais com válvulas com parâmetros geométricos, tais como, diâmetro, espessura e altura de protrusão, controlados;
7. Efetuar uma validação experimental das simulações do atual estudo, empregando, para isso, a filmagem dos movimentos dos folhetos por meio de uma câmera de alta velocidade, como também, utilizar a Velocimetria por Imagem de Partículas para mapear o escoamento próximo às válvulas.

## REFERÊNCIAS

AARONSON, Philip; WARD, Jeremy; CONNOLLY, Michelle. *The Cardiovascular System: at a Glance*. 5 ed. Hoboken. WileyBlackwell, 2020.

ABBAS, Tajammal; KAVRAKOV, Igor; MORGENTHAL, Guido. Methods for flutter stability analysis of long-span bridges: a review. **Proceedings of the institution of Civil Engineers**, v. 170, p. 271-310, 2017. <https://doi.org/10.1680/jbren.15.00039>

ABBASI, Mostafa; AZADANI, Ali. A geometry optimization framework for transcatheter heart valve leaflet design. **Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials**, v. 102, 2020. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2019.103491>

ABBASIAN, Majid *et al.* Effects of different non-Newtonian models on unsteady blood flow hemodynamics in patient-specific arterial models with in-vivo validation. **Computer Methods and Programs in Biomedicine**, v. 186, 2020. <https://doi.org/10.1016/j.cmpb.2019.105185>

ABOELKASSEM, Yasser; SAVIC, Dragana; CAMPBELL, Stuart. Mathematical modeling of aortic valve dynamics during systole. **Journal of Theoretical Biology**, v. 365, p. 280-288, 2015. <https://doi.org/10.1016/j.jtbi.2014.10.027>

AKPINAR, Aytaç. Structural and Aeroelastic Flutter Analysis of Wing Store Systems and Structural Modification Approach in Aeroelasticity. A thesis submitted to the graduate school of natural and applied sciences of middle east technical university, 2021.

ALJALLOUD, Ali *et al.* He flutter-by effect: a comprehensive study of the fluttering cusps of the Perceval heart valve prosthesis. **Interactive CardioVascular and Thoracic Surgery**, v.27, p. 664-670, 2018. DOI:10.1093/icvts/ivy162

AMEENUDDIN, Mohammed; ANAND, Mohan; MASSOUDI, Mehrdad. Effects of shear-dependent viscosity and hematocrit on blood flow. **Applied Mathematics and Computation**, v. 356, p. 299-311, 2019. <https://doi.org/10.1016/j.amc.2019.03.028>

AMINDARI, Armin *et al.* Assessment of calcified aortic valve leaflet deformations and blood flow dynamics using fluid-structure interaction modeling. **Informatics in Medicine Unlocked**, v. 9, p. 191-199, 2017. <https://doi.org/10.1016/j.imu.2017.09.001>

AMINDARI Armin *et al.* Effect of non-linear leaflet material properties on aortic valve dynamics – A coupled fluid-structure approach. **Engineering Solid Mechanics**, v. 9, p. 123-136. DOI: 10.5267/j.esm.2021.1.001.

ANSYS. **ANSYS Fluent User's Guide**. Canonsburg: ANSYS, Inc., 2022a.

ANSYS. **Structural Analysis Guide**. Canonsburg: ANSYS, Inc., 2022b.

AVELAR, Artur. Estudo analítico e experimental do fenômeno de *flutter* em válvulas cardíacas. Tese apresentada no Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Minas Gerais, 2016.

AVELAR, Artur *et al.* Quantification and Analysis of Leaflet Flutter on Biological Prosthetic Cardiac Valves. **Artificial Organs**, v. 41, p. 835-844, 2017. <https://doi.org/10.1111/aor.12856>

AVELAR, Artur *et al.* Analysis of Leaflet flutter in biological prosthetic heart valves using PIV measurements. **Acta Scientiarum Technology**, v. 42, 2019. Doi: 10.4025/actascitechnol.v42i1.41746

BAILLARGEON, Brian *et al.* The Living Heart Project: A robust and integrative simulator for human heart function. **European Journal of Mechanics A/Solids**, v. 48, p. 38-47, 2014. <https://doi.org/10.1016/j.euromechsol.2014.04.001>

BECSEK, Barna; PIETRASANTA, Leonardo; OBRIST, Dominik. Turbulent Systolic Flow Down stream of a Bioprosthetic Aortic Valve: Velocity Spectra, Wall Shear Stresses, and Turbulent Dissipation Rates. **Frontiers and Physiology**, v. 11, 2020. <https://doi.org/10.3389/fphys.2020.577188>

BHAGRA, Catriona; SOUZA, Rohan; SILVERSIDES, Candice. Valvular heart disease and pregnancy part II: management of prosthetic valves. **Heart**, v. 103, i. 3, 2016. <http://dx.doi.org/10.1136/heartjnl-2015-308199>

BILLIAR, K.; SACKS, M. Biaxial Mechanical Properties of the Natural and Glutaraldehyde treated Aortic Valve Cusp-Part I: Experimental Results. **Journal of Biomechanical Engineering**, v. 122, 2000. <https://doi.org/10.1115/1.429624>

BINET, J. *et al.* Heterologous Aortic Valve Transplantation. **The Lancet**, v. 285, 1965. [https://doi.org/10.1016/S0140-6736\(65\)92287-7](https://doi.org/10.1016/S0140-6736(65)92287-7)

BORAZJANI, Iman. Fluid-structure, immersed boundary-finite element method simulations of bio-prosthetic heart valves. **Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering**, v. 257, n. 15, 2013. <https://doi.org/10.1016/j.cma.2013.01.010>

BOROWSKI, Finja *et al.* Fluid-structure interaction of heart valve dynamics in comparison to finite-element analysis. **Current Directions in Biomedical Engineering**, v.4, p. 259-262, 2018. <https://doi.org/10.1515/cdbme-2018-0063>

BOROWSKI, Finja *et al.* Validation of a Fluid Structure Interaction Model for TAVR Using Particle Image Velocimetry. **Current Directions in Biomedical Engineering**, v. 8, p. 512-515, 2022. <https://doi.org/10.1515/cdbme-2022-1131>

BRAVO, Alessandra *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. 14, n. 4, 2016. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0154517>

CAI, Li *et al.* The Comparison of Different Constitutive Laws and Fiber Architectures for the Aortic Valve on Fluid-Structure Interaction Simulation. **Frontiers in Physiology**, v. 12, 2021. DOI: 10.3389/fphys.2021.682893.

CAO, K.; BUKAC, M.; SUCSKY, P. Three-dimensional macro-scale assessment of regional and temporal wall shear stress characteristics on aortic valve leaflets. **Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering**, 2015. DOI: 10.1080/10255842.2015.1052419

CHAGNON, G.; REBOUAH, M.; FAVIER, D. hyperelastic Energy Densities for Soft Biological Tissues: A Review. **Journal of Elasticity**, v. 120, p. 129-160, 2015. <https://doi.org/10.1007/s10659-014-9508-z>

CHAI, Yuyang *et al.* Aeroelastic analysis and flutter control of wings and panels: A review. **International Journal of Mechanical System Dynamics**, v. 1, p. 5-34, 2021. <https://doi.org/10.1002/msd2.12015>

CHEN, Ye; LUO, Haoxiang. Pressure distribution over the leaflets and effect of bending stiffness on fluid-structure interaction of the aortic valve. **Journal of Fluid Mechanics**, v. 883, a. 42, 2020. DOI:10.1017/jfm.2019.904

CLAUSSEN, Jens *et al.* Cardiac Valve Assessment with MR Imaging and 64-Section Multi-Detector Row CT. **RadioGraphics**, v. 26, n. 6, 2006. <https://doi.org/10.1148/rg.266065035>

COONEY, David. Biomedical Engineering Principles: An Introduction to Fluid, Heat, and Mass Transport Processes. 1 ed. New York: Marcel Dekker, Inc., 1976.

COSTA, Matheus *et al.* Evaluation of Hemolytic Potentials by Eulerian Approach in Central Venous Access for Hemodialysis. Virtual Congress, Brazil. 2021.

COULTER, Fergal *et al.* Bioinspired Heart Valve Prosthesis Made by Silicone Additive Manufacturing. **Matter**, v. 1, p. 266-279, 2019. <https://doi.org/10.1016/j.matt.2019.05.013>

DASI, L. *et al.* Vorticity dynamics of a bileaflet mechanical heart valve in an axisymmetric aorta. **Physics of Fluids**, v. 19, p. 1-17, 2007. <https://doi.org/10.1063/1.2743261>

DE HART, J. *et al.* Collagen fibers reduce stresses and stabilize motion of aortic valve leaflets during systole. **Journal of Biomechanics**, v. 37, p. 303-311, 2004. [https://doi.org/10.1016/S0021-9290\(03\)00293-8](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(03)00293-8)

DE OLIVEIRA, Gonçalo. Plasma Humano: Componentes e Derivados Conservação e Utilização Terapêutica em Ambientes Hospitalar. Trabalho submetido para a obtenção do grau de Mestre em Ciências Farmacêuticas no Instituto Superior de Ciências da Saúde Egas Moniz, 2016.

DE VITA, F., TULLIO, M. VERZICCO, R. Numerical simulation of the non-Newtonian blood flow through a mechanical aortic valve. **Theoretical and Computational Fluid Dynamics**, v. 30, p. 129-138, 2016. <https://doi.org/10.1007/s00162-015-0369-2>

DOWELL, E. H. A modern course in aeroelasticity. 5th ed. Cham, Switzerland: Springer, 2015.

EMENDI, Monica *et al.* Patient-Specific Bicuspid Aortic Valve Biomechanics: A Magnetic Resonance Imaging Integrated Fluid-Structure Interaction Approach. **Annals of Biomedical Engineering**, v. 49, n. 2, p. 627-641, 2021. <https://doi.org/10.1007/s10439-020-02571-4>

FUKUTA, Hidekatsu; LITTLE, William. The Cardiac Cycle and the Physiologic Basis of Left Ventricular Contraction, Ejection, Relaxation, and Filling. **Heart Failure Clinics**, v. 4, p. 1-11, 2008. DOI: 10.1016/j.hfc.2007.10.004

GHOSH, Ram *et al.* Comparative Fluid-Structure Interaction Analysis of Polymeric Transcatheter and Surgical Aortic Valves Hemodynamics and Structural Mechanics. **Journal of Biomechanical Engineering**, v. 140, 2018. <https://doi.org/10.1115/1.4040600>

GILMANOV, Anvar *et al.* Image-Guided Fluid-Structure Interaction Simulation of Transvalvular Hemodynamics: Quantifying the Effects of Varying Aortic Valve Leaflet Thickness. **Fluids**, v. 4, 2019. <https://doi.org/10.3390/fluids4030119>

GONÇALVES, Saulo *et al.* Comparison of Different Rheological Models for Computational Simulation of Blood Flow in Central Venous Access. 2019, Uberlândia - MG: COBEM 2019, 2019.

GONÇALVES, Saulo. Avaliação Numérica do Efeito da Variação de Vazão na Hemodinâmica em Cateter Venoso central Para Hemodiálise. Dissertação apresentada no Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Minas Gerais, 2020.

GRIGIONI, M. *et al.* Laser doppler anemometry study of bidimensional flows downstream of three 19 mm bileaflet valves in the mitral position, under kinematic similarity. **Annals of Biomedical Engineering**, v. 28, p. 194–203, 2000. <https://doi.org/10.1114/1.244>

GUERCIOTTI, Bruno; VERGARA, Christian. Computational Comparison Between Newtonian and Non-Newtonian Blood Rheologies in Stenotic Vessels. **Biomedical Technology**, v. 84, p. 169-183, 2017. [https://doi.org/10.1007/978-3-319-59548-1\\_10](https://doi.org/10.1007/978-3-319-59548-1_10)

HALL, J. E.; HALL, M. E. Guyton and Hall textbook of medical physiology. 14. ed. Philadelphia: Elsevier, 2020.

HASAN, Anwarul *et al.* Biomechanical properties of native and tissue engineered heart valve constructs. **Journal of Biomechanics**, New York, v. 47, p. 1949-1963, 2014.

HATOUM, Hoda *et al.* Effect of severe bioprosthetic valve tissue ingrowth and inflow calcification on valve-in-valve performance. **Journal of Biomechanics**, v. 74, p. 171-179, 2018. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2018.04.039>

HIROAKI, K.; WATANABE, M. Three-dimensional nonlinear analysis and wind-tunnel experiment of flutter generated on a rectangular sheet in uniform flow. **Journal of Fluids and Structures**, v. 101, 2021. <https://doi.org/10.1016/j.jfluidstructs.2021.103226>

HOU, Gene; WANG, Jin; LAYTON, Anita. Numerical Methods for Fluid-Structure Interaction – A Review. **Communications in Computational Physics**, v. 12, p. 337 – 377, 2012. Doi:10.4208/cicp.291210.290411s

HUFNAGEL, C. *et al.* Surgical correction of aortic insufficiency. **Surgery**, v. 35, n. 5, p. 673-683, 1954.

IÁSBECK, Gabriel. Modelagem Computacional de um Bioprótese de Válvula Cardíaca – Análise Dinâmica e Fenômeno de Flutter. Dissertação apresentada no Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Minas Gerais, 2019.

IONESCU, Clara. A memory-based model for blood viscosity. **Commun Nonlinear Sci Numer Simulat**, v. 45, p. 29-34, 2017. <https://doi.org/10.1016/j.cnsns.2016.09.017>

JODA, Akram *et al.* Multiphysics simulation of the effect of leaflet thickness inhomogeneity and material anisotropy on the stress-strain distribution on the aortic valve. **Journal of Biomechanics**, v. 49, p. 2502-2512, 2016. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2016.02.041>

JODA, Akram *et al.* Comparison of a fixed-grid and arbitrary Lagrangian-Eulerian methods on modeling fluid-structure interaction of the aortic valve. **Journal of Engineering in Medicine**, v. 233, 2019. <https://doi.org/10.1177/0954411919837568>

JOHNSON, Emily *et al.* Thinner biological tissues induce leaflet flutter in aortic heart valve replacements. **Proceeding of the National Academy of Sciences of the United States of America**, v. 117, n. 32, 2020. <https://doi.org/10.1073/pnas.2002821117>

JOHNSON, Emily *et al.* Effects of membrane and flexural stiffnesses on aortic valve dynamics: Identifying the mechanics of leaflet flutter in thinner biological tissues. **Forces in Mechanics**, v. 6, 2022. <https://doi.org/10.1016/j.finmec.2021.100053>

JUNQUEIRA, L.; CARNEIRO, José. *Histologia Básica: Texto e Atlas*. 12 ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2013.

JUVINAL, Robert; MARSHEK, Kurt. *Fundamentos do Projeto de Componentes de Máquinas*. 5 ed. Rio de Janeiro : LTC, 2016.

KADEL, Saurav. *Computational Assessment of Aortic Valve Function and Mechanics under Hypertension*. A Thesis submitted in partial fulfillment of the requirements for the degree of Master of Science in Renewable and Clean Energy Engineering 2020. Disponível em: [https://corescholar.libraries.wright.edu/etd\\_all/2338](https://corescholar.libraries.wright.edu/etd_all/2338)

KANNOJIYA, Vikas; DAS, Arup; DAS, Prasanta. Simulation of Blood as Fluid: A Review From Rheological Aspects. **IEEE Reviews in Biomedical Engineering**, v. 14, p. 327-341, 2020. DOI: 10.1109/RBME.2020.3011182

KERR, Monica; GOURLAY, Terence. Design and numerical simulation for the development of an expandable paediatric heart valve. **The International Journal of Artificial Organs**, v. 44, p. 518-524, 2021. DOI: 10.1177/0391398820977509

KHAN, Muhammad *et al.* Na Overview of Methods for investigation of Aeroelastic Response on High Aspect Ratio Fixed-Winged Aircraft. **IOP Conference Series: Materials Science and Engineering**, v. 899, 2020. DOI: 10.1088/1757-899X/899/1/012002

KHERADVAR, Arash. *Principles of heart valve engineering*. 1 ed. Londres. 2019.



KIVI, Araz. Hemodynamics of aortic valve stenoses. A thesis submitted in fulfilment of the requirements for the degree of Ph.D. in Mechanical Engineering in University of Adelaide, Adelaide, Australia, 2021.

KOCH, T. *et al.* Aortic Valve Leaflet Mechanical Properties Facilitate Diastolic Valve Function. **Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering**, v. 13, n. 2, p. 225-234, 2010. DOI: 10.1080/10255840903120160

LAVON, Karin *et al.* Progressive Calcification in Bicuspid Valves: A Coupled Hemodynamics and Multiscale Structural Computations. **Annals of Biomedical Engineering**, v. 49, n. 12, p. 3310-3322, 2021. <https://doi.org/10.1007/s10439-021-02877-x>

LEE, Jae *et al.* Bioprosthetic aortic valve diameter and thickness are directly related to leaflet fluttering: results from a combined experimental and computational modeling study. **JTCVS open**, v. 6, p. 60-81, 2020. <https://doi.org/10.1016/j.xjon.2020.09.002>

LITVINUKOVA, Monika *et al.* Cells of adult human heart. **Nature**, v. 588, p. 466-472, 2020. <https://doi.org/10.1038/s41586-020-2797-4>

LIU, Shuqian; CAI, C.; YAN, Han. Time-domain simulations of turbulence effects on the aerodynamic flutter of long-span bridges. **Advances in Bridge Engineering**, v. 1, 2020. <https://doi.org/10.1186/s43251-020-00007-6>

LUCAS, T. C. *et al.* Blood Flow in Hemodialysis Catheters: A Numerical Simulation and Microscopic Analysis of In Vivo-Formed Fibrin. **Artificial Organs**, v. 38, n. 7, p. 556–565, 2014.

LURAGHI, Giulia; MIGLIAVACCA, Francesco; MATAS, José; Study on the Accuracy of Structural and FSI Heart Valves Simulations. **Cardiovascular Engineering and Technology**, v. 9, n. 4, p. 723-738, 2018. <https://doi.org/10.1007/s13239-018-00373-3>

MA, Xinrui *et al.* Hemodynamic study of the effect of the geometric height of leaflets on the performance of the aortic valve under aortic valve reconstruction. **Journal of Thoracic Disease**, v. 14, p. 1515-1525, 2022. DOI: 10.21037/jtd-22-425

MAIER, Suellen; FERNANDES, Paolla; DESSOTTE, Carina. Health-related quality of life of patients submitted to correction of heart valve diseases. **ABCS Health Sci**, 2021. DOI: 10.7322/abcshs.2021049.1779

MANJI, Rizwan *et al.* Bioprosthetic heart valves of the future. **Xenotransplantation**, v. 21, p. 1-10, 2014. DOI: 10.1111/xen.12080

MANJI, Rizwan; LEE, Whayoung; COOPER, David. Xenograft bioprosthetic heart valves: Past, present and future. **International Journal of Surgery**, v. 23, p. 280-284, 2015. <https://doi.org/10.1016/j.ijssu.2015.07.009>

MANNINI, C., BARTOLI, G. Aerodynamic uncertainty propagation in bridge flutter analysis. **Structural Safety**, v. 52, p. 29 - 39, 2015. <http://dx.doi.org/10.1016/j.strusafe.2014.07.005>

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. DOI: 10.1007/s13239-016-0285-7

MARTIN, Caitlin; SUN, Wei. Comparison of Transcatheter aortic valve and surgical bioprosthetic valve durability: A fatigue simulation study. **Journal of Biomechanics**, v. 48, p. 3026-3034, 2015. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2015.07.031>

MARX, Philipp *et al.* An *in vitro* comparison of flow dynamics of the Magna Ease and the Trifecta prostheses. **Minimally Invasive Therapy & Allied Technologies**, v. 29, p. 78-85, 2019. <https://doi-org/10.1080/3645706.2019.1586732>

MAUREL, Walter *et al.* Biomechanical Models for Soft Tissue Simulation. 1 ed. Berlin; Heidelberg; New York; Barcelona; Budapest; Hong Kong; London; Milan; Paris; Santa Clara; Singapore; Tokyo: Springer, 1998.

MINTZ, Gary; CARLSON, Eric; KOTLER, Morris .Comparison of non invasive techniques in evaluation of the non tissue cardiac valve prosthesis. **The American Journal of Cardiology**, v. 49, p. 39-44, 1982. [https://doi.org/10.1016/0002-9149\(82\)90275-2](https://doi.org/10.1016/0002-9149(82)90275-2)

MOORE, B.; DAS, L. P. Spatio temporal complexity of the aortic sinus vortex. **Experiments in Fluids**, Berlin, v. 55, n. 7, p. 1-12, 2014. <https://doi.org/10.1007/s00348-014-1770-0>

MORANY, Adi *et al.* Fluid-structure interaction modeling of compliant aortic valves using the lattice Boltzmann CFD and FEM methods. **Biomechanics and Modeling in Mechanobiology**, 2023. <https://doi.org/10.1007/s10237-022-01684-0>

MUTLU, Onur *et al.* Fluid Flow Characteristics of Healthy and Calcified Aortic Valves Using Three-Dimensional Lagrangian Coherent Structures Analysis. **Fluids**, v. 6, 2021. <https://doi.org/10.3390/fluids6060203>

NESTOLA, Maria *et al.* Fully coupled dynamic simulations of bioprosthetic aortic valves based on an embedded strategy for fluid-structure interaction with contact. **EP Europace**, v. 23, p. 96-104, 2021. <https://doi.org/10.1093/europace/euaa398>

NEWMAN, Karen; LAM, Charles; YIN, Frank. A Hyperelastic Constitutive Law for Aortic Valve Tissue. **Journal of Biomechanical Engineering**, v. 131, 2009. <https://doi.org/10.1115/1.3127261>

NOBARI, Soroush. Fluid Structure Interaction and Hemodynamic Analysis of the Aortic Valve. A thesis submitted to McGill University in partial fulfillment of the requirements for the degree of Doctor of Philosophy in Biomedical Engineering, 2012.

OVEISSI, Farshad *et al.* Materials and manufacturing perspectives in engineering heart valves: a review. **Materials Today Bio**, v. 5, 2020. <https://doi.org/10.1016/j.mtbio.2019.100038>

PASTA, Salvatore *et al.* Simulation study of transcatheter heart valve implantation in patients with stenotic bicuspid aortic valve. **Medical & Biological Engineering & Computing**, v. 58, p. 815-829, 2020. <https://doi.org/10.1007/s11517-020-02138-4>

PEACOCK, J. A. An in vitro study of the onset of turbulence in the sinus of valsalva. **Circulation Research**, Dallas, v. 67, p. 448-460, 1990. <https://doi.org/10.1161/01.RES.67.2.448>

PIL, Nikita *et al.* Influence of Aortic Valve Leaflet Material Model on Hemodynamic features in Healthy and Pathological States. **Mathematics**, v. 11, 2023. <https://doi.org/10.3390/math11020428>

PINTO, E. *et al.* Fine flutterings of the aortic valve as demonstrated by aortic valve echocardiograms. **American Heart Journal**, v. 95, n. 6, p. 807-808, 1978. DOI: 10.1016/0002-8703(78)90513-6

PONTEFRACT, David; IYENGAR, Srikanth; BARLOW, Clifford. Prosthetic cardiac valves. **Medicine**, v. 34, p. 234-238, 2006. <https://doi.org/10.1383/medc.2006.34.6.234>

PRABHU, Annappa; HWANG, Ned. Dynamic Analysis of flutter in Disk Type Mechanical Heart Valve Prostheses. **Journal of Biomechanics**, v.21, n. 7, p. 585-590. 1988. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(88\)90221-7](https://doi.org/10.1016/0021-9290(88)90221-7)

RAHMANI, Benyamin *et al.* A Durable Porcine Pericardial Surgical Bioprosthetic Heart Valve: a Proff of Concept. **Journal of Cardiovascular Translational Research**, v. 12, p. 331-337, 2019. <https://doi.org/10.1007/s12265-019-09868-3>

RAINER, Gerald *et al.* Dynamic Behavior of Prosthetic Aortic Tissue Valves as Viewed by High-Speed Cinematography. **The Annals of Thoracic Surgery**, v. 28, p. 274-280, 1979. [https://doi.org/10.1016/S0003-4975\(10\)63120-7](https://doi.org/10.1016/S0003-4975(10)63120-7)

RAO, Singiresu. Mechanical Vibrations. 5th ed. New Jersey, USA: Prentice Hall, 2011.

RHIE, C.M. and CHOW, W.L. Numerical Study of the Turbulent Flow Past an Airfoil with Trailing Edge Separation. **AIAA Journal**, v. 21, n. 11, p. 1525-1532, 1983. <https://doi.org/10.2514/3.8284>

SADRABADI, Mohammadreza *et al.* Fluid-Structure biotransport processes in aortic valve disease. **Journal of Biomechanics**, 2021. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2021.110239

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. <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2012.03.006>

SALMAN, Huseyin; SALTIK, Levent; YALCIN, Huseyin. Computational Analysis of Wall Shear Stress Patterns on Calcified and Bicuspid Aortic Valves: Focus on Radial and Coaptation Patterns. **Fluids**, v. 8, 2021. <https://doi.org/10.3390/fluids6080287>

SIDDIQUI, Raheela; ABRAHAM, Johnathan; BUTANY, Jagdish. Bioprosthetic heart valves: modes of failure. **Histopathology**, v. 55, p. 135-144, 2009. DOI: 10.1111/j.1365-2559.2008.03190.x

SILVA, Mário *et al.* Comparative Study of Rheological Models for Pulsatile Blood Flow in Realistic Aortic Arch Aneurysm Geometry by Numerical Computer Simulation, Congresso Virtual, Brasil, 2020.

SINGUENZA, Julien *et al.* Fluid-Structure interaction of a pulsatile flow with an aortic valve model: A combined experimental and numerical study. **International Journal for Numerical Methods in Biomedical Engineering**, v. 34, 2018. <https://doi.org/10.1002/cnm.2945>

SIMIONESCU, Dan *et al.* Form Follows Function: Advances in Trilayered Structure Replication for Aortic Heart Valve Tissue Engineering. **Journal of Healthcare Engineering**, v. 3, n. 2, p. 179-202, 2012. <https://doi.org/10.1260/2040-2295.3.2.179>

SINGH, Reet *et al.* Age-related changes in the aortic valve affect leaflet stress distributions: implications for aortic valve degeneration. **The Journal of Heart Valve Diseases**, Middlesex, U.K., v. 17, n. 3, p. 290-299, 2008.

SOARES, Joao *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. DOI: 10.1007/s13239-016-0276-8

SZE, Karl; NANDA, Navin; GRAMIAK, Raymond. Systolic flutter of the mitral valve. **American Heart Journal**, v. 96, p. 157-162, 1978. [https://doi.org/10.1016/0002-8703\(78\)90079-0](https://doi.org/10.1016/0002-8703(78)90079-0)

TANGO, Anna *et al.* Validation and Extension of a Fluid-Structure Interaction Model of the Healthy Aortic Valve. **Cardiovascular Engineering and Technology**, v. 9, n. 4, p. 739-751, 2018. <https://doi.org/10.1007/s13239-018-00391-1>

TANGO, Anna. Fluid-structure interaction analysis of the aortic valve in young healthy, ageing and post treatment conditions. A thesis submitted for the degree of Doctor of Philosophy, 2020.

TAYAMA, Eiki *et al.* Prosthetic cardiac valves: history and review of cardiac prostheses clinically available in Japan. **Surgery Today**, v. 52, p. 521-531, 2022. <https://doi.org/10.1007/s00595-021-02361-y>

THOMASSON, William. Flutter: History, Theory and Simulation. A thesis submitted in partial fulfillment of the requirements of the Bachelor of Engineering degree in Mechanical and Aerospace Engineering, 2016.

URUGAL, Ansel; FENSTER, Saul. *Advanced Strength and Applied Elasticity*. 4 ed. New Jersey, 2003.

VENNEMANN, Bernhard *et al.* Leaflet kinematics of Mechanical and Bioprosthetic Aortic Valve Prostheses. **ASAIO Journal**, v. 64, p. 651-661, 2028. DOI: 10.1097/MAT.0000000000000687

VERSTEEG, H. K.; MALALASEKERA, W. *An Introduction to Computational Fluid Dynamics- The Finite Volume Method*. 2nd. ed. [S.l.]: Pearson Education Limited, 1995.

VONGPATANASIN, Wanpen; HILLIS, David; LANGE, Richard. Prosthetic Heart Valves. **Medical Progress**, v. 335, n. 6, p. 407-416, 1996. DOI: 10.1056/NEJM199608083350607

WIESE, Nelson. Quantification of leaflet flutter in bioprosthetic heart valves using fluid-structure interaction analysis. A thesis submitted to the graduate faculty in partial fulfillment of the requirements for the degree of Master of Science in Iowa State University, 2018.

WALD, Shaily; LIBERZON, Alex; AVRAHAMI, Idit. A numerical study of the hemodynamic effect of the aortic valve on coronary flow. **Biomech Model Mechanobiol**, v. 17, p. 319-338, 2018. <https://doi.org/10.1007/s10237-017-0962-y>

WEINBERG, Eli; MOFRAD, Mohammad. On the Constitutive Models for Heart Valve Leaflet Mechanics. **Cardiovascular Engineering: An International Journal**, v. 5, n.1, 2005. DOI: 10.1007/s10558-005-3072-x

WEINHAUS, Anthony; ROBERTS, Kenneth. Anatomy of the Human Heart. **Handbook of Cardiac Anatomy, Physiology and Devices**, 2005. [https://doi.org/10.1007/978-1-59259-835-9\\_4](https://doi.org/10.1007/978-1-59259-835-9_4)

WEX, Cora *et al.* Isotropic incompressible hyperelastic models for modeling the mechanical behavior of biological tissues: a review. **Biomedical Engineering**, 2015. <https://doi.org/10.1515/bmt-2014-0146>

WHITE, F. M. *Mecânica dos Fluidos*. 6th. ed. [S.l.]: McGrawHill, 2011.

XU, Fei *et al.* Computational investigation of left ventricular hemodynamics following bioprosthetic aortic and mitral valve replacement. **Mechanics Research Communications**, 2020. <https://doi.org/10.1016/j.mechrescom.2020.103604>

YOGANATHAN, Ajit; HE, Zhaoming; JONES, Casey. Fluid mechanics of heart valves. **Annual Review of Biomedical Engineering**, Palo Alto, USA, v. 6, p. 331-362, 2004.

ZAKERZADEH, Rana; HSU, Ming-Chen; SACKS, Michael. Computational methods for the aortic heart valve and its replacements. **Expert Review of Medical Devices**, v. 14, 2017. DOI: 10.1080/17434440.2017.1389274.

ZHENG, Yun; YANG, Hui. Coupled Fluid-Structure Flutter Analysis of a Transonic Fan. **Chinese Journal of Aeronautics**, v. 24, p. 258-264, 2011. [https://doi.org/10.1016/S1000-9361\(11\)60031-9](https://doi.org/10.1016/S1000-9361(11)60031-9)

ZHU, Yuanjia *et al.* Biomechanical Engineering Analysis of Pulmonary Valve Leaflet Hemodynamics and kinematics in the Ross Procedure. **Journal of Biomechanical Engineering**, v. 145, 2023.<https://doi.org/10.1115/1.4055033>