

**UNIVERSIDADE DO VALE DO RIO DOS SINOS - UNISINOS  
DIRETORIA DE PESQUISA, PÓS-GRADUAÇÃO E INOVAÇÃO  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA MECÂNICA  
NÍVEL MESTRADO**

**KRISTIAN NASCIMENTO TELÖKEN**

**ANÁLISE HEMODINÂMICA COMPUTACIONAL DE ARTÉRIAS  
CORONÁRIAS IDEALIZADAS COM STENTS CILÍNDRICOS E CÔNICOS**

**São Leopoldo**

**2023**

KRISTIAN NASCIMENTO TELÖKEN

**ANÁLISE HEMODINÂMICA COMPUTACIONAL DE ARTÉRIAS  
CORONÁRIAS IDEALIZADAS COM STENTS CILÍNDRICOS E CÔNICOS**

Dissertação apresentada como requisito parcial para obtenção do título de Mestre em Engenharia Mecânica, pelo Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica da Universidade do Vale do Rio dos Sinos (UNISINOS).

Orientadora: Prof.<sup>a</sup> Dra. Flávia Schwarz Franceschini Zinani

São Leopoldo

2023

T277a Telöken, Kristian Nascimento.  
Análise hemodinâmica computacional de artérias coronárias idealizadas com stents cilíndricos e cônicos / Kristian Nascimento Telöken. – 2023.  
80 f. : il. ; 30 cm.

Dissertação (mestrado) – Universidade do Vale do Rio dos Sinos, Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica, 2023.

“Orientadora: Profa. Dra. Flávia Schwarz Franceschini Zinani.”

1. Estenose. 2. Fluidodinâmica computacional (CFD). 3. Índice de oscilação cisalhante (OSI). 4. Interação fluido estrutura (FSI).  
I. Título.

CDU 621

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação (CIP)  
(Bibliotecária: Silvana Dornelles Studzinski – CRB 10/2524)

## **AGRADECIMENTOS**

O presente trabalho foi realizado com apoio da Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior - Brasil (CAPES) - Código de Financiamento 001.

Este trabalho contou com financiamento por parte da agência FAPERGS (Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado do Rio Grande do Sul), Processo número 21/2551-0002169-1.

## RESUMO

No Brasil, a maioria das internações hospitalares para o tratamento de doenças cardiovasculares envolve procedimentos de angioplastia coronariana com o uso de stents. No entanto, um desafio significativo é a reestenose intra-stent, que envolve o acúmulo de células, exigindo intervenções adicionais. Apesar de esforços para melhorar a geometria e material dos stents, uma abordagem recente propõe a transição da geometria do stent de cilíndrica para cônica, visando uma melhor adaptação à fisiologia dos vasos sanguíneos. Este estudo compara stents cilíndricos e cônicos, utilizando modelagem de Interação Fluido Estrutura (FSI) e Fluidodinâmica Computacional (CFD). Além disso, explora o impacto de diferentes espessuras dos struts (0,1 a 0,3 mm) em 12 simulações, 6 de CFD e 6 de FSI, em modelos de artérias cilíndricas e cônicas. Métodos dos volumes finitos e elementos finitos foram empregados para aproximar os domínios fluido e sólido, respectivamente. O sangue foi modelado como fluido não-Newtoniano, através do modelo de Carreau, com número de Womersley variando de 2,23 a 3,78, e número de Reynolds de 251 a 381. Foi utilizado um pulso de velocidade diferente para cada tipo de artéria, sendo o mesmo pulso de vazão. O domínio sólido foi representado pela parede arterial e pelo stent, suas propriedades foram obtidas através do software Granta Edupack. Os resultados destacam a importância da análise com o método FSI, revelando diferenças significativas em relação ao CFD, tanto em termos de Índice de Oscilação Cisalhante (OSI), diferenças de pressão e Média Temporal de Tensão de Cisalhamento na Parede (TAWSS), onde, a modelagem por FSI entregou grandes diferenças sobre a modelagem em CFD, confirmando a grande importância deste método de análise. Uma maior diferença foi alcançada também entre as diferentes espessuras dos stents, chegando a tensões três vezes menores para a espessura maior em comparação com a menor. A abordagem de FSI também proporcionou resultados promissores com tensões que alcançaram aproximadamente 25% da tensão limite de escoamento do material do stent, indicando um potencial substancial para a otimização do tratamento de estenoses coronarianas.

**Palavras-chave:** Interação Fluido Estrutura (FSI) ; Fluidodinâmica Computacional (CFD); stent cônico ; *strut* ; Índice de Oscilação Cisalhante (OSI) ; estenose.

## ABSTRACT

In Brazil, most hospital admissions for the treatment of cardiovascular diseases involve coronary angioplasty procedures with the use of stents. However, a significant challenge is in-stent restenosis, which involves the accumulation of cells, requiring additional interventions. Despite efforts to improve the geometry and material of stents, a recent approach proposes the transition from cylindrical to conical stent geometry, aiming for better adaptation to the physiology of blood vessels. This study compares cylindrical and conical stents using Fluid-Structure Interaction (FSI) modelling and Computational Fluid Dynamics (CFD). Additionally, it explores the impact of different strut thicknesses (0.1 to 0.3 mm) in 12 simulations, 6 CFD, and 6 FSI, in models of cylindrical and conical arteries. Finite volume and finite element methods were employed to approximate the fluid and solid domains, respectively. Blood was modelled as non-Newtonian fluid using the Carreau model, with Womersley number ranging from 2.23 to 3.78 and Reynolds number from 251 to 381. A different velocity pulse was used for each artery type, with the same flow pulse. The solid domain was represented by the arterial wall and the stent, with their properties obtained through Granta Edupack software. Results highlight the importance of FSI analysis, revealing significant differences compared to CFD in terms of Oscillatory Shear Index (OSI), pressure differences, and Temporal Average Wall Shear Stress (TAWSS), where FSI modelling showed substantial differences over CFD modelling, confirming the significant importance of this analysis method. A greater difference was also achieved between different stent thicknesses, with three times lower stresses for the larger thickness compared to the smaller one. The FSI approach also provided promising results with stresses reaching approximately 25% of the material yield stress of the stent, indicating substantial potential for optimizing coronary stenosis treatment.

**Keywords:** Fluid Structure Interaction (FSI); Computational Fluid Dynamics (CFD); conical stent; strut; Oscillatory Shear Index (OSI); stenosis.

## LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Procedimento de implantação do Stent: a) posicionamento do cateter balão com o Stent sob a lesão aterosclerótica; b) O balão é inflado e expande o stent contra a parede; c) O balão é desinflado e removido deixando o stent e mantendo a parede arterial desobstruída.....	14
Figura 2 - Diagrama do coração.....	20
Figura 3 - Representação das 7 fases do ciclo cardíaco.....	22
Figura 4 – Pulso sanguíneo de vazão periódico.....	23
Figura 5 - Estrutura comum da parede arterial.....	24
Figura 6 - Representação da complacência em uma artéria, quando ocorre a sístole (esquerda) e a diástole (direita).....	25
Figura 7 - Comportamento das células endoteliais para: A) $WSS < 0,4 \text{ Pa}$ ; B) $WSS > 1,5 \text{ Pa}$ .....	25
Figura 8 - Formação da placa ateromatosa e posterior rompimento da camada endotelial.....	27
Figura 9 - Tratamentos para Aterosclerose. a) CABG; b) PCI.....	28
Figura 10 - Esquema de análises de FSI: a) Uma via; b) Duas vias .....	33
Figura 11 – Variação da viscosidade em relação à taxa de deformação. ....	35
Figura 12 - Geometrias com dimensões do corpo fluido e sólido (parede); a) Cilíndrica; b) Cônica.....	40
Figura 13 - Geometria dos stents com detalhe da espessura dos <i>struts</i> ; a) Cilíndrico; b) Cônico.....	41
Figura 14 – Artéria idealizada com grau de estenose. ....	43
Figura 15 – Distribuição de WSS ao longo da parede arterial.....	50
Figura 16 – Perfil de velocidade axial em: a) $Z' = 1$ e b) $Z' = 4,3$ .....	51
Figura 17 – Detalhes da malha externa e interna para geometria cilíndrica. ....	53
Figura 18 – Detalhes da malha externa e interna para geometria cônica. ....	53
Figura 19 – Detalhes das malhas para a parede arterial e stent, para geometria cilíndrica e cônica.....	54
Figura 20 - Diferença de pressão entre as espessuras de <i>struts</i> para a geometria cilíndrica.....	55
Figura 21 - Diferença de pressão entre as espessuras de <i>struts</i> para a geometria cônica.....	56

Figura 22 – TAWSS, para geometria cilíndrica e <i>strut</i> de 0,1 mm: a) CFD e b) FSI .57	
Figura 23 – TAWSS, para geometria cilíndrica e <i>strut</i> de 0,2 mm: a) CFD e b) FSI .58	
Figura 24 – TAWSS, para geometria cilíndrica e <i>strut</i> de 0,3 mm: a) CFD e b) FSI .58	
Figura 25 – TAWSS, para geometria cônica e <i>strut</i> de 0,1 mm: a) CFD e b) FSI .....58	
Figura 26 – TAWSS, para geometria cônica e <i>strut</i> de 0,2 mm: a) CFD e b) FSI .....59	
Figura 27 – TAWSS, para geometria cônica e <i>strut</i> de 0,3 mm: a) CFD e b) FSI .....59	
Figura 28 – Comparação de TAWSS entre os <i>struts</i> cilíndricos através da modelagem de FSI: a) 0,1 mm, b) 0,2 mm e c) 0,3 mm.....61	
Figura 29 – Comparação de TAWSS entre os <i>struts</i> cônicos através da modelagem de FSI: a) 0,1 mm, b) 0,2 mm e c) 0,3 mm.....62	
Figura 30 – Comparação de TAWSS entre as geometrias para a espessura do <i>strut</i> de 0,3 mm através da modelagem de FSI: a) Cilíndrico e b) Cônico. ....63	
Figura 31 - OSI, para geometria cilíndrica e <i>strut</i> de 0,1 mm: a) CFD e b) FSI.....64	
Figura 32 - OSI, para geometria cilíndrica e <i>strut</i> de 0,2 mm: a) CFD e b) FSI.....64	
Figura 33 - OSI, para geometria cilíndrica e <i>strut</i> de 0,3 mm: a) CFD e b) FSI.....64	
Figura 34 - OSI, para geometria cônica e <i>strut</i> de 0,1 mm: a) CFD e b) FSI. ....65	
Figura 35 - OSI, para geometria cônica e <i>strut</i> de 0,2 mm: a) CFD e b) FSI. ....65	
Figura 36 - OSI, para geometria cônica e <i>strut</i> de 0,3 mm: a) CFD e b) FSI. ....66	
Figura 37 – Comparação de OSI entre os <i>struts</i> cilíndricos através da modelagem de FSI: a) 0,1 mm, b) 0,2 mm e c) 0,3 mm.....67	
Figura 38 – Comparação de OSI entre os <i>struts</i> cônicos através da modelagem de FSI: a) 0,1 mm, b) 0,2 mm e c) 0,3 mm.....67	
Figura 39 – Comparação de OSI entre as geometrias para a espessura do <i>strut</i> de 0,3 mm através da modelagem de FSI: a) Cilíndrico e b) Cônico. ....68	
Figura 40 – Comparação de OSI entre as geometrias para a espessura do <i>strut</i> de 0,2 mm através da modelagem de FSI: a) Cilíndrico e b) Cônico. ....69	
Figura 41 – Tensão de Von-Mises para a geometria cilíndrica: a) 0,1 mm, b) 0,2 mm e c) 0,3 mm. ....70	
Figura 42 – Tensão de Von-Mises para a geometria cônica: a) 0,1 mm, b) 0,2 mm e c) 0,3 mm. ....70	



## LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Constantes para o modelo de Carreau.....	44
Tabela 2 - Propriedades do material utilizado para a artéria.....	45
Tabela 3 - Propriedades do material utilizado para o stent. ....	46
Tabela 4 - Resultados para o teste de GCI. ....	52
Tabela 5 – TAWSS pontual para as geometrias estudadas.....	60

## LISTA DE SIGLAS

ALE	<i>Arbitrary Lagrangian-Eulerian</i> (Lagrangiano-Euleriano Arbitrário)
AP	Aortic Pressure (Pressão Aortica)
CABG	Coronary Artery Bypass Grafting (Enxerto de Ponte de Safena em Artérias Coronárias)
CFD	Computational Fluid Dynamics (Fluidodinâmica Computacional)
FEA	Finite Element Analysis (Análise dos Elementos Finitos)
FSI	Fluid Structure Interaction (Interação Fluido-Estrutura)
GCI	Grid Convergence Index (Índice de Convergência de Malha)
LAP	Left Atrial Pressure (Pressão do Atrio Esquerdo)
LPM	Lumped Parameter Model (Modelo de Parâmetros Concentrados)
MVF	Método dos Volumes Finitos
NO	Nitric Oxide (Óxido Nítrico)
OSI	Oscillatory Shear Index (Índice de Oscilação Cisalhante)
PCI	Percutaneous Coronary Intervention (Intervenção Coronária Percutânea)
RIS	Reestenose intra-stent
SIM	Sistema de Informação sobre Mortalidade
TAWSS	Timed-Average Wall Shear Stress (Média Temporal de WSS)
WSS	Wall Shear Stress (Tensão de Cisalhamento na Parede)

## LISTA DE SÍMBOLOS

$\eta$	Viscosidade Dinâmica	[Pa.s]
$\vec{v}$	Vetor Velocidade	[m/s]
$\vec{n}$	Vetor Normal	[-]
$T$	Período do Ciclo	[s]
$\eta_0$	Viscosidade Dinâmica em Taxa de Cisalhamento Zero	[Pa.s]
$\eta_\infty$	Viscosidade Dinâmica em Taxa de Cisalhamento Infinita	[Pa.s]
$\lambda$	Constante Temporal	[s]
$n$	Índice <i>Power-Law</i>	[-]
$\dot{\gamma}$	Tensor Taxa de Deformação	[s <sup>-1</sup> ]
$\rho$	Massa Específica	[kg/m <sup>3</sup> ]
$Re$	Número Adimensional de Reynolds	[-]
$V_{max}$	Velocidade Máxima do Pulso	[m/s]
$Wo$	Número Adimensional de Womersley	[-]
$\omega$	Frequência Angular	[rad/s]
$\vec{F}$	Forças Externas	[N]
$\vec{g}$	Aceleração da Gravidade	[m/s <sup>2</sup> ]
$\tau$	Tensor de Tensão	[Pa]
$\vec{w}$	Vetor Velocidade da Malha	[m/s]
$f^B$	Forças do Corpo por Unidade de Volume	[N]
$\ddot{u}$	Aceleração Local	[m/s <sup>2</sup> ]
$( )_s$	Subscrito para Sólido (Parede Arterial)	[-]
$( )_f$	Subscrito para Fluido (Sangue)	[-]
$Z$	Distância Axial a Partir do Centro da Estenose	[mm]
$Z'$	Distância Normalizada a Partir do Centro da Estenose	[-]
$D$	Diâmetro de entrada do Tubo	[mm]

## SUMÁRIO

<b>1 INTRODUÇÃO</b> .....	<b>13</b>
<b>1.1. Problema</b> .....	<b>16</b>
<b>1.2. Tema</b> .....	<b>17</b>
<b>1.3. Objetivos</b> .....	<b>18</b>
1.3.1. Objetivo geral .....	18
1.3.2. Objetivos específicos.....	18
<b>1.4. Justificativa</b> .....	<b>19</b>
<b>2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA</b> .....	<b>20</b>
<b>2.1. Tópicos fisiológicos</b> .....	<b>20</b>
2.1.1. Anatomia do coração.....	20
2.1.2. Ciclo cardíaco.....	21
2.1.3. Pulso sanguíneo coronário.....	22
2.1.4. Estrutura arterial.....	23
2.1.4.1. Complacência arterial.....	24
2.1.4.2. Camada endotelial.....	25
2.1.5. Aterosclerose .....	26
2.1.5.1. Tratamentos através de angioplastia coronariana.....	27
<b>2.2. Hemodinâmica computacional</b> .....	<b>28</b>
<b>2.3. Interação Fluido-Estrutura (FSI)</b> .....	<b>31</b>
<b>2.4. Reologia do sangue</b> .....	<b>33</b>
2.4.1 Modelo de Carreau.....	34
<b>2.5. Stents</b> .....	<b>35</b>
<b>2.6. FSI aplicado na área da hemodinâmica computacional no estudo de stents</b> .....	<b>37</b>
<b>3 METODOLOGIA</b> .....	<b>39</b>
<b>3.1. Geometria</b> .....	<b>39</b>
3.1.1. Geometria das Artérias.....	39
3.1.2. Geometria dos stents .....	40
<b>3.2. Discretização</b> .....	<b>41</b>
<b>3.3. Modelo numérico</b> .....	<b>42</b>
3.3.1. Verificação do modelo Carreau para viscosidade e modelagem através de FSI .....	43

3.3.3. Domínio sólido.....	44
3.3.3.1. Modelagem da artéria.....	45
3.3.3.2. Modelagem do stent.....	46
3.3.3.3 Configurações do acoplamento CFD – FSI.....	46
<b>3.4. Modelo matemático .....</b>	<b>47</b>
3.4.1. CFD.....	47
3.4.2. Acoplamento .....	48
3.4.2.1. Domínio do fluido.....	48
3.4.2.2. Domínio do sólido.....	48
3.4.2.3. Acoplamento entre os domínios (Interface).....	48
<b>4 RESULTADOS.....</b>	<b>50</b>
<b>4.1. Verificação para o modelo de Carreau e modelagem por FSI.....</b>	<b>50</b>
<b>4.2. Teste de convergência de malha (GCI).....</b>	<b>52</b>
<b>4.3. Diferença de pressão (<math>\Delta P</math>).....</b>	<b>54</b>
<b>4.4. Média temporal da tensão cisalhante na parede (TAWSS).....</b>	<b>57</b>
<b>4.5. Índice de oscilação cisalhante (OSI).....</b>	<b>63</b>
<b>4.6. Análise estrutural dos stents por meio do critério de Von-Mises.....</b>	<b>69</b>
<b>5 CONCLUSÃO E PERSPECTIVAS FUTURAS .....</b>	<b>72</b>
<b>6 REFERÊNCIAS.....</b>	<b>75</b>

## 1 INTRODUÇÃO

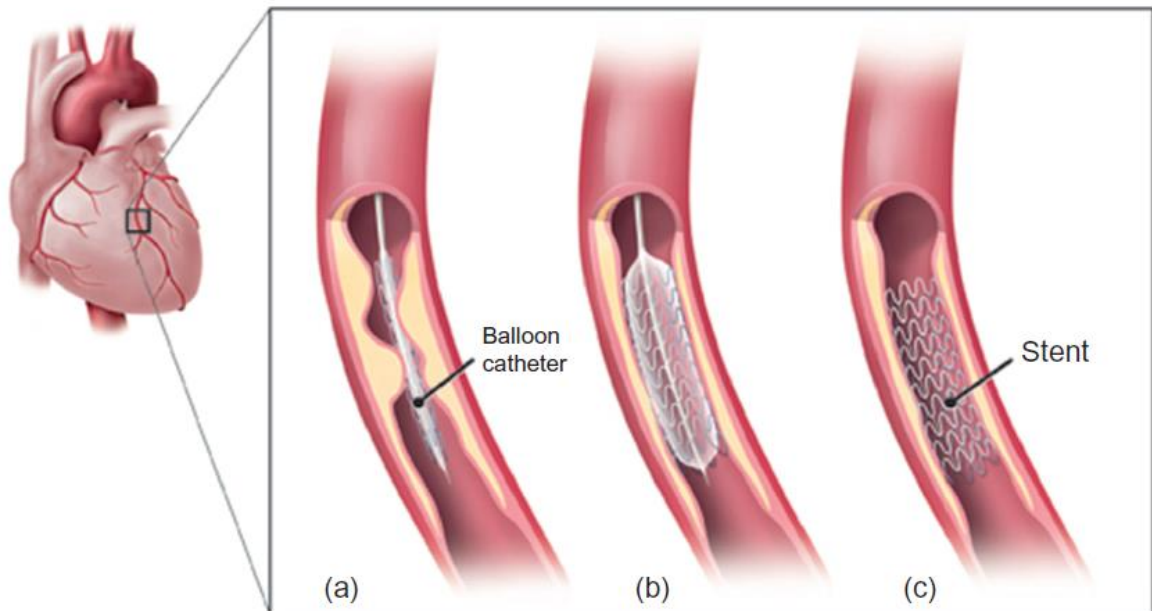
A busca pela melhoria na qualidade de vida e soluções na área da saúde transcende a Medicina. Atualmente, a Engenharia desempenha um papel fundamental nessa busca, oferecendo suporte em diversos contextos: da biofísica humana ao desenvolvimento de dispositivos e materiais para tratamentos. No caso específico da dinâmica dos fluidos, a pesquisa numérica do escoamento sanguíneo (também chamada de hemodinâmica computacional), é um campo em notável expansão. Pesquisas em hemodinâmica computacional têm contribuído para o desenvolvimento de dispositivos como corações artificiais (SONNTAG et al., 2013) e stents (BALOSSINO et al., 2008; LIU et al., 2022; HASSANI & GOLMOHAMMADI, 2022), além de auxiliar no entendimento e diagnóstico de aneurismas (ONG et al., 2020; BONFANTI et al., 2018) e estenoses (NØRGAARD et al., 2014).

No tratamento de doenças cardiovasculares, diversas abordagens clínicas são empregadas. De acordo com dados do sistema de vigilância epidemiológica brasileiro o SIM (Sistema de Informação sobre Mortalidade), somente em 2019, o número de internações hospitalares para procedimentos cirúrgicos relacionados à doenças cardiovasculares atingiu 131.238 casos, dos quais 85.518 foram procedimentos de angioplastia coronariana (OLIVEIRA et al., 2022). Esse valor representa quase 70% do total de hospitalizações.

A angioplastia coronariana, como visto na Figura 1, é um procedimento minimamente invasivo que envolve a inserção de um cateter balão com um stent. Conforme Simão et al. (2017), os stents coronários são pequenos tubos de malha metálica que desempenham um papel essencial na sustentação e suporte interno das paredes arteriais danificadas. O cateter é inflado dentro do canal com o propósito de corrigir a estenose, ou seja, restabelecer o fluxo sanguíneo em um vaso com estreitamento anormal na camada interna dos vasos sanguíneos.

No entanto, apesar desse ser o tratamento mais comum para casos de estenose, o uso do stent apresenta um significativo risco clínico de reestenose intra-stent (RIS), devido, entre outros, a alterações hemodinâmicas que resultam em tensões cisalhantes anormais nas células endoteliais (CHIASTRA et al., 2014). A presença do stent leva a modificações nas células endoteliais e ao acúmulo de outras células e partículas no interior do stent, obstruindo novamente o fluxo sanguíneo.

Figura 1 - Procedimento de implantação do Stent: a) posicionamento do cateter balão com o Stent sob a lesão aterosclerótica; b) O balão é inflado e expande o stent contra a parede; c) O balão é desinflado e removido deixando o stent e mantendo a parede arterial desobstruída.



Fonte: Chiastra e Migliavacca (2015).

Por mais que os vasos sanguíneos sejam naturalmente estruturados como partes cilíndricas semelhantes a tubos, eles apresentam uma diminuição progressiva em suas seções para otimizar a distribuição do fluxo sanguíneo no corpo. Isso ocorre desde a aorta, o maior vaso arterial, com um diâmetro próximo de 20 mm, até os minúsculos capilares, com diâmetros em torno de 0,005 mm (VASSILEVSKI et al., 2020). Portanto, é essencial estudar vasos com diferentes seções e diâmetros.

Nesse contexto, a geometria cônica dos stents proporcionaria um ajuste mais preciso em vasos com estreitamento natural da seção. Os stents cônicos se mostram compatíveis com a fisiologia dos diâmetros vasculares em casos de afunilamento do canal, ainda que os efeitos da implantação desses stents no fluxo sanguíneo permaneçam incertos (YU et al., 2017).

A simulação numérica do escoamento sanguíneo em vasos com stents, por meio da fluidodinâmica computacional (CFD - Computational Fluid Dynamics), oferece insights valiosos sobre as melhores técnicas de implante, os materiais ideais e as geometrias dos stents. Os resultados proporcionam uma visão detalhada e local de parâmetros cruciais, como velocidades, pressões e tensões. No entanto, o sistema de

circulação sanguínea nas artérias é complexo, e a modelagem dos fenômenos envolvidos está em constante evolução, visando criar modelos mais fiéis à fisiologia humana.

O avanço na modelagem computacional tridimensional, baseada em exames de imagem, atingiu um estágio avançado (KUMAR et al., 2023). Exames como ultrassom e ressonância magnética com contraste de fase permitem a medição da velocidade do sangue. Já exames mais simples fornecem informações sobre as pressões. Mesmo assim, a análise *in vivo* dessas variáveis em locais com stents implantados é complexa devido à falta de precisão dos equipamentos de medição para esse tipo de cenário (SIMÃO et al., 2017).

A confiabilidade dos resultados do CFD está intrinsecamente ligada à complexidade do modelo desenvolvido. Um estudo numérico depende da representação física precisa de seu problema. Ao analisar o escoamento sanguíneo, é essencial que o fluido se comporte de maneira fisiológica, e a geometria deve corresponder com precisão ao caso em estudo. Modelos específicos de pacientes (*patients specifics*) podem tornar isso possível. Além disso, é necessário dispor de dados de velocidade e pressão como condições de contorno nos modelos, e a obtenção e validação desses dados, mesmo por meio de exames clínicos, podem ser desafiadoras.

Assim, após a modelagem, é imprescindível realizar uma validação que demonstre a precisão do modelo em relação ao sistema real. Portanto, apesar da complexidade inerente, um modelo validado tem um grande potencial para gerar resultados de grande valor para análise médica e diagnóstico.

A CFD possibilita a modelagem do escoamento sanguíneo em vasos afetados por patologias, como estenose ou aneurismas, e em situações que envolvem a aplicação de stents. Através desses modelos, e com base nos resultados obtidos, é possível identificar áreas suscetíveis ao desenvolvimento de aneurismas, bem como graus de estenose, e auxiliando na tomada de medidas preventivas. Além disso, essa abordagem permite a análise de geometrias para stents, com o objetivo de reduzir a incidência de reestenose intra-stent (RIS).

Entretanto, na fisiologia humana, o escoamento sanguíneo é influenciado pelo comportamento estrutural das paredes arteriais, que exibem propriedades hiperelásticas. Essas paredes desempenham um papel crucial de resistência contra



as forças exercidas pelo escoamento sanguíneo, expandindo-se sob pressão e comprimindo-se posteriormente (CAMASÃO; MANTOVANI, 2021). A pesquisa avançada em modelagem hemodinâmica leva em consideração a interação fluido-estrutura, na qual o fluxo sanguíneo causa a deformação das paredes dos vasos, e essa, por sua vez, influencia o padrão de escoamento (WANG; LI, 2011).

Diante do exposto, o objetivo principal deste trabalho é realizar uma análise de um modelo de stent arterial, comparando diferentes espessuras da malha (*struts*) em perfis cilíndricos e cônicos. Em uma etapa subsequente, são conduzidas análises com acoplamento fluido-estrutura (FSI) para cada geometria, com foco na avaliação dos perfis de deformação de cada stent, visando identificar possíveis falhas críticas no dispositivo. Além disso, são investigadas variáveis cruciais relacionadas ao fluido corporal (sangue), permitindo a comparação dos resultados obtidos por meio de CFD e FSI.

Os resultados provenientes dessas simulações servem como base para orientar futuras pesquisas, com a finalidade de comparar o desempenho de geometrias cônicas em relação às cilíndricas, considerando a aplicação de diferentes *struts* nos stents. Isso contribui para a determinação da solução mais eficaz em casos de estenose e, conseqüentemente, para a minimização do risco de reestenose intra-stent. A comparação entre os resultados obtidos através do CFD e do FSI também representa um aspecto significativo deste trabalho.

### **1.1. Problema**

Os stents podem desencadear complicações no fluxo sanguíneo normal, resultando em tensões anormais que propiciam o acúmulo de partículas e aumentam o risco de aterosclerose. Isso, por sua vez, pode exigir uma nova intervenção clínica, representando riscos substanciais para o paciente, tanto durante a nova intervenção quanto no contexto da reestenose intra-stent (RIS). Embora a incidência de RIS tenha diminuído consideravelmente, graças aos avanços nas tecnologias de stents coronários e nas técnicas de implantação (GIUSTINO et al., 2022), continuam sendo exploradas diferentes geometrias de stents e novas abordagens de pesquisa para explorar esses desafios de forma eficaz.

## 1.2. Tema

Uma abordagem relativamente econômica e não invasiva para a análise e estudo de aplicações como o uso de stents é a utilização de modelos numéricos em simulações *in silico*. Isso envolve a simulação do comportamento do fluido corporal por meio da geometria dos vasos com a presença dos stents. No contexto das simulações, existem várias maneiras de abordar problemas relacionados ao fluxo sanguíneo. Recentemente, tem ocorrido um aumento nos estudos que exploram a simulação do escoamento sanguíneo em conjunto com a simulação da estrutura das paredes dos vasos.

O modelo de FSI ou Interação Fluido Estrutura, que envolve o acoplamento entre CFD ou Fluido Dinâmica Computacional e FEA ou Análise de Elementos Finitos, desempenha um papel fundamental quando se trata de compreender e visualizar a transferência de esforços mecânicos entre o fluido e um corpo sólido, neste caso, o fluido sendo o sangue e o corpo sólido consistindo no stent e nas paredes dos vasos. A atenção às paredes internas dos vasos sanguíneos é impulsionada pelos índices hemodinâmicos *Wall Shear Stress* (WSS), *Time-Averaged Wall Shear Stress* (TAWSS – Média Temporal da Tensão de Cisalhamento na Parede) e *Oscillatory Shear Index* (OSI – Índice de Cisalhamento Oscilatório), índices, os quais podem indicar pontos de baixas tensões ou até mesmo regiões com o escoamento perturbado, são comportamentos críticos para o entendimento do estudo. Com base nas simulações e na análise dessas variáveis, é esperado que estas, no futuro, possam atuar na prevenção de problemas, possibilitando um tratamento aprimorado para condições como aneurismas, entre outros (KHINSOE et al., 2022).

É verdade que há uma abundância de trabalhos relacionados a FSI em contextos que envolvem stents cilíndricos, aneurismas e outros tópicos similares. No entanto, a quantidade de estudos focados em stents cônicos é notavelmente limitada, e, até o momento atual, não foi encontrado nenhum artigo que aborde o modelo FSI aplicado a um stent cônico. Da mesma forma, embora haja diversos trabalhos que analisem a espessura de *struts* em stents cilíndricos, essa abordagem é escassa para stents cônicos. Portanto, o escopo deste estudo será definido pela análise da espessura dos *struts* em stents, seguida da aplicação de FSI em modelos de artérias

cilíndricas e cônicas idealizadas. Esses resultados serão comparados com o modelo de CFD.

### 1.3. Objetivos

#### 1.3.1. Objetivo geral

O objetivo geral deste trabalho consiste em avaliar o desempenho de distintas geometrias de stents, explorando variações tanto no formato (cilíndrico e cônico) quanto na espessura dos *struts* (0,1, 0,2 e 0,3 mm) por meio de simulações numéricas tanto em CFD quanto em FSI.

#### 1.3.2. Objetivos específicos

Os objetivos específicos do estudo incluem:

- a) Avaliar o impacto da variação na espessura dos *struts* nas seguintes variáveis:  $\Delta P$  (diferença de pressão), TAWSS, e OSI;
- b) Investigar como o perfil do stent, seja cilíndrico ou cônico, afeta as variáveis  $\Delta P$ , TAWSS e OSI;
- c) Comparar os resultados obtidos por meio de CFD com aqueles gerados a partir da abordagem de FSI, a fim de identificar eventuais discrepâncias ou semelhanças nas análises;
- d) Realizar uma análise das tensões de Von-Mises nos stents, permitindo uma compreensão mais completa dos esforços mecânicos envolvidos nas diferentes geometrias de stents.

Esses objetivos específicos direcionaram a pesquisa para uma análise abrangente do desempenho dos stents em relação a diversas variáveis e fatores de projeto.

#### 1.4. Justificativa

É interessante notar que, ao considerar o âmbito mais amplo do estudo de simulações computacionais aplicadas à área da saúde, existe, de fato, uma lacuna de conhecimento quando se trata da delimitação específica do tema proposto, isto é a análise da espessura dos *struts* em artérias idealizadas, sejam elas cilíndricas ou cônicas, seguida da análise com FSI. Isso se torna ainda mais relevante considerando que os estudos de CFD já forneceram resultados promissores em relação aos stents cilíndricos. Portanto, expandir a pesquisa para incluir uma variedade maior de cenários é uma iniciativa importante para preencher essa lacuna de conhecimento e fornecer uma compreensão mais abrangente e detalhada sobre o tema em questão.

Para isso busca-se analisar a diferença de pressão antes e depois do stent, o que é um excelente indicador de quão perturbadora a implantação do stent é para o escoamento. Além disso, procura-se analisar os parâmetros de tensões cisalhantes, os quais estão sendo usados constantemente em estudos de hemodinâmica envolvendo stents. Visto que estes parâmetros mencionados podem indicar desde tensões anormais, recirculação sanguínea ou pontos fracos na geometria de stents até a caracterização da urgência para um tratamento em caso de *patient specific*, é viável que se admita a visão futura da atuação de modelos simulados na predição e no auxílio diagnóstico de problemas cardiovasculares.

Ainda, visando a análise das geometrias e utilizando os critérios de deformação e tensão de Von-Mises, pode ser possível identificar as eventuais falhas críticas dos stents, como ruptura ou quebra da malha metálica.

## 2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

### 2.1. Tópicos fisiológicos

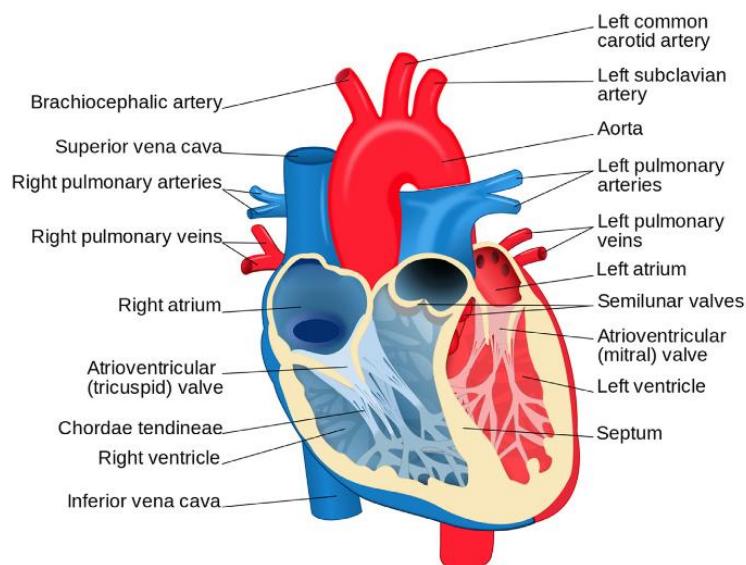
#### 2.1.1. Anatomia do coração

O coração humano pode ser conceituado como uma estrutura composta por duas bombas sequenciais, cada uma dividida em coração esquerdo e direito, ambas conectadas por meio do sistema cardiovascular de fluxo unidirecional, responsável pela formação de um ciclo (VASSILEVSKI et al., 2020).

A Figura 2 ilustra que cada um dos lados do coração, o qual é composto por duas câmaras: os ventrículos, as maiores, e acima deles, os átrios. Eles são ainda separados por válvulas atrioventriculares unidirecionais. Além disso, os ventrículos são separados da aorta (lado esquerdo) e da artéria pulmonar (lado direito) pelas respectivas válvulas aórtica e pulmonar (semilunares), também unidirecionais.

O sangue entra no coração por meio das veias cavas superior e inferior, preenchendo inicialmente o átrio direito e, em seguida, o ventrículo direito, que direciona o sangue desoxigenado (venoso) para os pulmões. No outro lado do coração, o átrio esquerdo recebe o sangue arterial, que é rico em oxigênio (arterial), proveniente das veias pulmonares. Posteriormente, o sangue passa para o ventrículo esquerdo e é bombeado para a aorta.

Figura 2 - Diagrama do coração.



Fonte: Vassilevski et al., (2020).

### 2.1.2. Ciclo cardíaco

Conforme Klabunde (2011), o ciclo cardíaco pode ser resumidamente dividido em sete fases distintas:

1. **Sístole Atrial:** Nesta fase, os átrios se contraem para impulsionar o sangue para os ventrículos, representando cerca de 10% do enchimento ventricular (podendo chegar a 40% durante atividade física). O restante do sangue flui passivamente para os ventrículos;

2. **Contração Isovolumétrica:** Marca o início da sístole ventricular, quando os ventrículos se contraem, elevando a pressão intraventricular abruptamente. Isso fecha as válvulas atrioventriculares, com ambas as válvulas fechadas, e a pressão intraventricular aumenta sem mudanças no volume (isovolumétrica);

3. **Ejeção Rápida:** As válvulas semilunares se abrem quando a pressão intraventricular supera a pressão nas artérias (aorta ou pulmonar), permitindo que o sangue flua para essas artérias;

4. **Ejeção Reduzida:** Após a ejeção rápida, a repolarização dos ventrículos começa resultando em uma redução significativa na ejeção de sangue. No entanto, o sangue continua a ser impulsionado pelas forças inerciais;

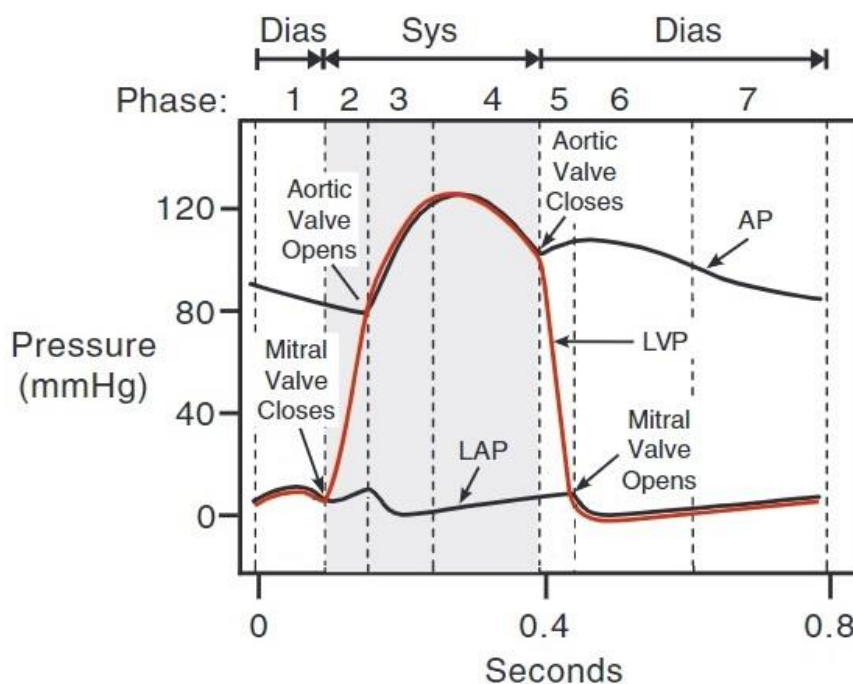
5. **Relaxamento Isovolumétrico:** Os ventrículos relaxam (diástole), e a pressão arterial torna-se maior do que a pressão ventricular, fechando abruptamente as válvulas semilunares, marcando o fim da sístole;

6. **Enchimento Rápido:** Com o relaxamento contínuo dos ventrículos, a pressão atrial se torna maior do que a pressão ventricular, abrindo a válvula atrioventricular e permitindo o fluxo passivo de sangue para os ventrículos;

7. **Enchimento Reduzido:** O enchimento passivo dos ventrículos quase se completa. À medida que os ventrículos se enchem mais, eles se tornam mais rígidos, reduzindo o gradiente de pressão entre átrios e ventrículos, diminuindo a taxa de enchimento.

A Figura 3 representa visualmente essas sete fases, com linhas em preto representando a pressão na aorta (AP) e a pressão no átrio esquerdo (LAP) e linhas vermelhas mostrando o pulso de pressão total ao longo do ciclo cardíaco.

Figura 3 - Representação das 7 fases do ciclo cardíaco



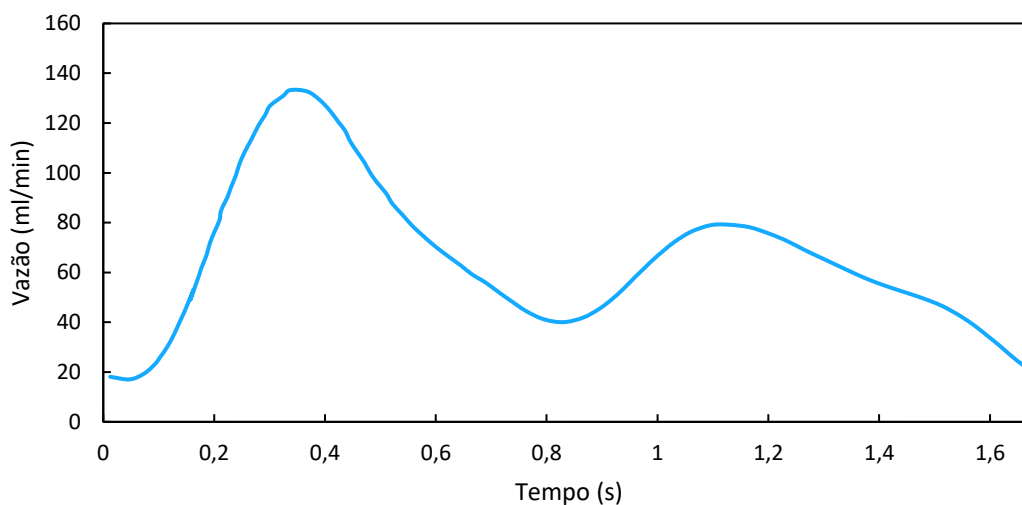
Fonte: Klabunde (2011).

### 2.1.3. Pulso sanguíneo coronário

É possível obter perfis de fluxo provenientes do ciclo cardíaco humano por meio de medições em pacientes, os quais podem servir como parâmetros para iniciar um estudo numérico, como o perfil de vazão periódico, utilizado por (VIMMER; JONÁŠOVÁ; BUBLÍK, 2012). Esse pulso foi medido durante descanso na artéria coronária direita em dois pacientes por (BERTOLOTTI et al., 2001), conforme demonstrado na Figura 4. Para isso foi utilizado a técnica de *doppler guide wire*, a qual, é inserido um fio guia que contém sensores de ultrassom, através disso, é possível calcular a velocidade do escoamento sanguíneo, e então calcular a vazão na artéria coronária.

É possível observar dois picos de vazão nesse perfil. O primeiro, devido à sístole, é a contração dos ventrículos e ejeção do sangue na rede arterial. O segundo, que se dá devido à expansão elástica da aorta e de grandes artérias, nas quais a capacidade de fluxo é limitada pelo sistema circular subsequente (periferia) e há uma alta pressão entregue pelo coração durante a sístole (VASSILEVSKI et al., 2020), fazendo com que, durante a diástole, essa expansão comprima de volta o fluxo sanguíneo e, assim, haja o segundo pico de vazão.

Figura 4 – Pulso sanguíneo de vazão periódico.



Fonte: Adaptado de Vimmr, Jonášová & Bublík (2012).

#### 2.1.4. Estrutura arterial

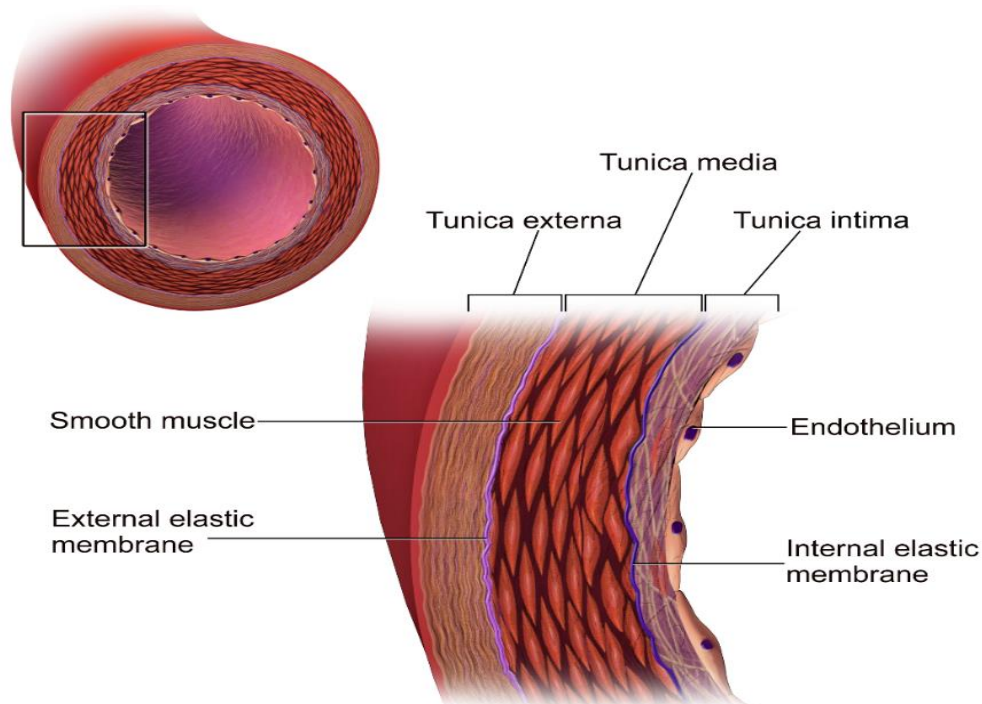
O corpo humano possui uma rede arterial complexa, na qual é possível observar diversas estruturas e propriedades mecânicas, levando em consideração os fatores relacionados à função das artérias e suas proximidades com o coração. Esses fatores podem influenciar a espessura da parede arterial e suas propriedades elásticas. As artérias maiores, como a aorta, são estruturalmente divididas em três camadas: túnica íntima, túnica média e túnica adventícia (externa), conforme ilustrado na Figura 5.

A túnica íntima é composta pelo tecido epitelial (endotélio) e por outra camada delicada de tecido conjuntivo (subendotelial). A túnica média é formada por células musculares lisas, membranas elásticas e fibras de colágeno, enquanto a túnica adventícia é composta por tecido conjuntivo rico em fibras colágenas, fibrócitos e fibroblastos. Além disso, vale ressaltar que a túnica média apresenta uma camada de membrana elástica em contato com as outras camadas.

Em comparação com a aorta, as artérias coronárias possuem mais células musculares do que tecido elástico, o que resulta em uma menor capacidade de estiramento. Essa característica permite um melhor controle sobre a contração e a dilatação por meio das células musculares presentes nas artérias menores, como as coronárias (CAMASÃO & MANTOVANI, 2021).



Figura 5 - Estrutura comum da parede arterial.



Fonte: Blausen.com staff (2014). "[Medical gallery of Blausen Medical 2014](#)". *WikiJournal of medicine* 1 (2). DOI:10.15347/wjm/2014.010. ISSN 2002-4436.

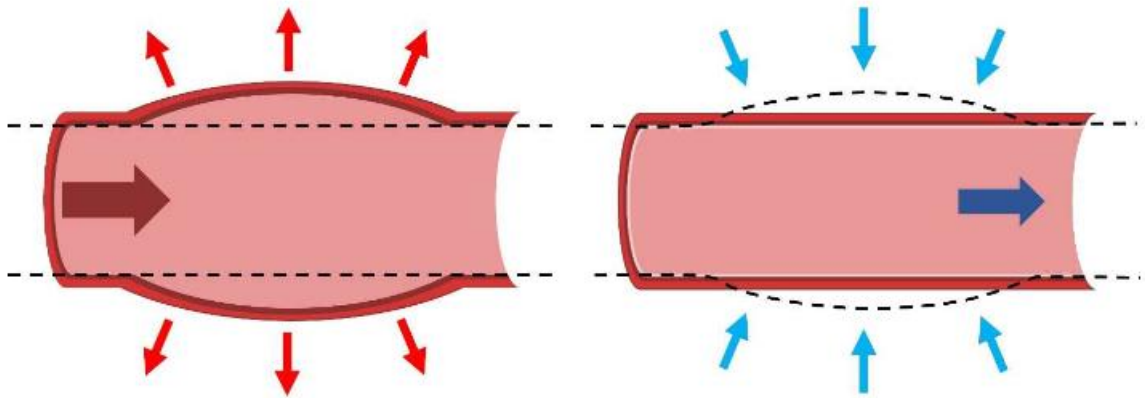
#### 2.1.4.1. Complacência arterial

A complacência refere-se à capacidade dos vasos de absorver uma determinada pressão enquanto aumentam o próprio volume. Em outras palavras, a complacência é definida como a razão entre a mudança de volume e de pressão no vaso sanguíneo (KLABUNDE, 2011).

As artérias podem ser classificadas como elásticas ou musculares, dependendo da composição da túnica média. As artérias elásticas geralmente possuem um diâmetro maior e estão localizadas próximas ao coração, como é o caso da aorta e da artéria carótida. Essas são as artérias nas quais podemos observar um comportamento de complacência mais significativo.

Durante a sístole, o coração ejeta uma grande quantidade de sangue na aorta e nos outros vasos arteriais. Com o aumento da pressão devido a essa ejeção, as paredes arteriais se dilatam para acomodar este grande fluxo sanguíneo. Na diástole, por outro lado, a pressão elevada diminui, e a parede dilatada comprime novamente o fluido, como mostrado na Figura 6.

Figura 6 - Representação da complacência em uma artéria, quando ocorre a sístole (esquerda) e a diástole (direita).



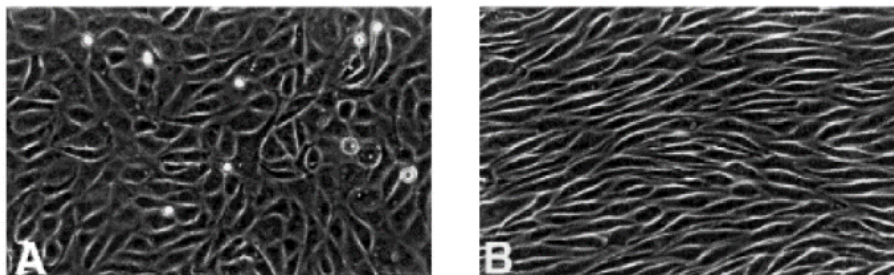
Fonte: Williamson (2022).

#### 2.1.4.2. Camada endotelial

A camada endotelial, que faz parte da túnica íntima, consiste em uma camada de células endoteliais que se comunicam entre si e têm a capacidade de se realinhar em resposta às tensões cisalhantes (WSS). Esse processo é conhecido como mecanotransdução e envolve diversos mecanismos biológicos das células endoteliais.

Quando submetidas a um WSS fisiológico normal maior que 1 Pa, as células endoteliais se alinham com o fluxo sanguíneo, promovendo um escoamento laminar que evita o acúmulo de células sanguíneas. No entanto, quando o WSS é baixo, menor que 0,4 Pa (CHIASTRA, 2013), as células endoteliais perdem essa orientação, como ilustrado na Figura 7. Esse comportamento foi observado em células endoteliais da aorta de um bovino por Malek & Izumo (1996).

Figura 7 - Comportamento das células endoteliais para: A)  $WSS < 0,4 \text{ Pa}$ ; B)  $WSS > 1,5 \text{ Pa}$ .



Fonte: Malek & Izumo (1996).

As células endoteliais não apenas respondem mecanicamente às baixas tensões de cisalhamento (WSS), mas também reagem biologicamente a essas mudanças. Em condições de WSS fisiológico, as células endoteliais continuamente produzem Óxido Nítrico (NO), uma substância de grande importância devido às suas propriedades anti-inflamatórias e antitrombóticas.

Todavia, quando as células são expostas a WSS baixos, a produção de NO é drasticamente reduzida, aumentando o risco de desenvolvimento de aterosclerose. Além disso, a produção de prostaciclina, uma substância vasodilatadora, é reduzida, enquanto a produção de uma molécula vasoconstritora é aumentada, elevando as chances de aterosclerose (CHATZIZISIS et al., 2007).

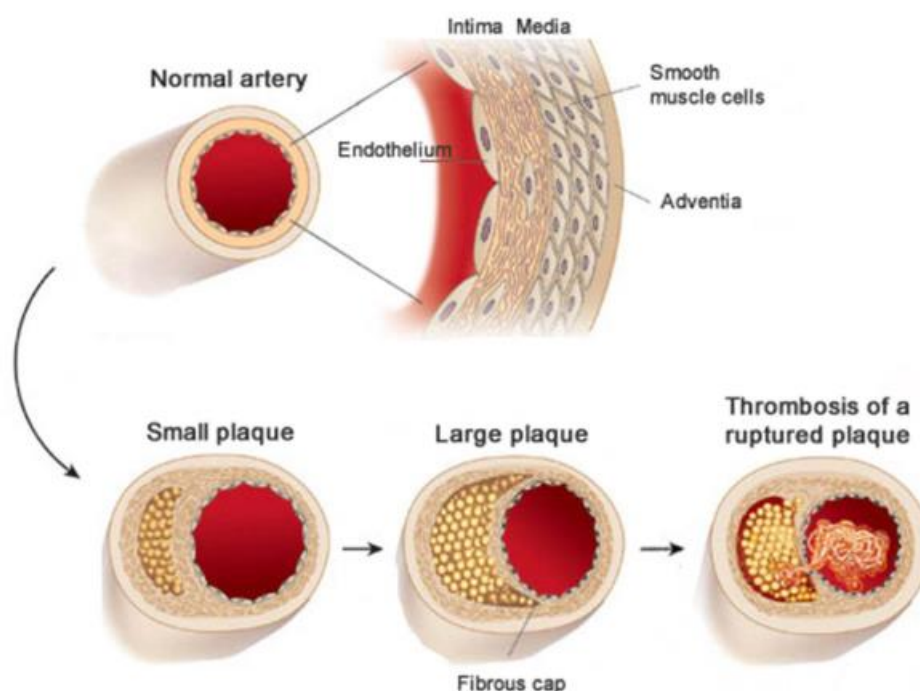
#### 2.1.5. Aterosclerose

Conforme Vassilevski et al. (2020), a aterosclerose é um processo que envolve a acumulação de lipídeos na camada subendotelial dos vasos sanguíneos. Esse acúmulo ocorre durante uma inflamação da parede do vaso ou devido a dislipidemia, que é um desequilíbrio nos níveis de lipídeos no sangue, especialmente de colesterol e triglicerídeos. Como resultado desse processo, forma-se a placa ateromatosa, composta por lipídeos.

A ausência de tratamento pode levar a duas situações com a progressão desse acúmulo. A primeira delas é a ruptura da parede endotelial, onde o acúmulo de placa ateromatosa pode formar um coágulo e, conseqüentemente, desenvolver êmbolos, que são partículas que se desprendem de estruturas maiores, conforme ilustrado na Figura 8. Estes êmbolos podem seguir o fluxo sanguíneo até atingirem uma artéria de menor calibre, causando assim o entupimento do vaso o que pode resultar em isquemia e ocasionar o infarto de um órgão ou tecido.

O segundo cenário, ocorre devido à cicatrização resultante de repetidas rupturas da parede endotelial. Esse processo leva ao estreitamento da túnica íntima do vaso, resultando em uma condição conhecida como estenose. Esta situação se caracteriza pela redução do diâmetro do vaso, o que, por sua vez, provoca uma acentuada diminuição no fluxo sanguíneo. Isso acarreta uma entrega insuficiente de oxigênio aos tecidos irrigados por essa artéria, o que pode resultar em danos ou disfunções nos órgãos formados por eles.

Figura 8 - Formação da placa ateromatosa e posterior rompimento da camada endotelial.



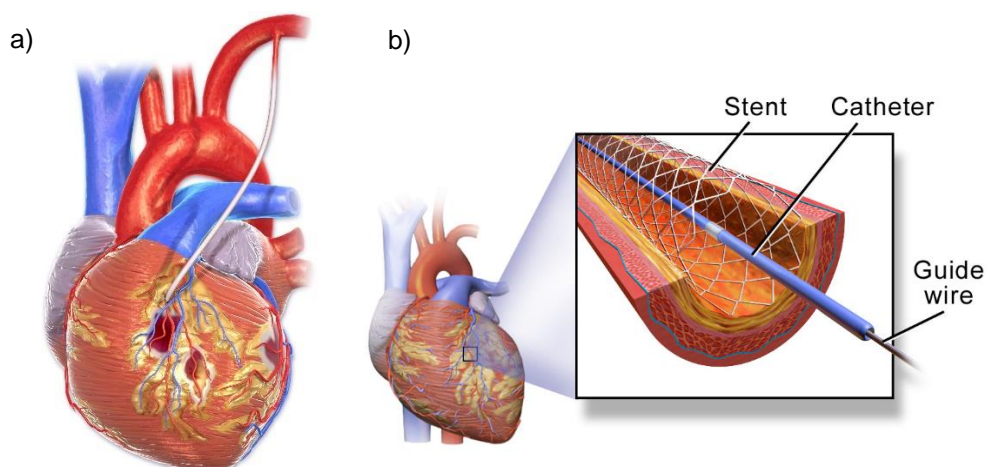
Fonte: Chiastra (2013).

#### 2.1.5.1. Tratamentos através de angioplastia coronariana

Existem duas abordagens possíveis para revascularizar vasos comprometidos com algum grau de entupimento: Enxerto de Ponte de Safena em Artérias Coronárias (Coronary Artery Bypass Grafting - CABG) e Intervenção Coronária Percutânea (Percutaneous Coronary Intervention - PCI). No caso do CABG, esse procedimento envolve o uso de um enxerto vascular, que age como uma ponte, para conectar uma parte do sistema vascular que está saudável a uma região localizada além da área comprometida, como ilustrado na Figura 9. No entanto, ele é um método altamente invasivo, que apresenta riscos significativos de complicações pós-operatórias.

Um desses problemas é a hiperplasia intimal, que ocorre devido a uma tentativa anormal de cicatrização na área de sutura entre o vaso enxertado e a artéria nativa. Isso causa o espessamento da túnica íntima, o que pode levar ao entupimento da artéria novamente. Essa condição é desencadeada por distúrbios no fluxo sanguíneo e pelas tensões cisalhantes anormais nas paredes do vaso (VIMMER; JONÁŠOVÁ; BUBLÍK, 2012).

Figura 9 - Tratamentos para Aterosclerose. a) CABG; b) PCI.



Fonte: Blausen.com staff (2014). "[Medical gallery of Blausen Medical 2014](#)". *WikiJournal of Medicine* 1 (2). DOI:10.15347/wjm/2014.010. ISSN 2002-4436.

O PCI, por outro lado, apresenta uma abordagem menos invasiva em comparação com o CABG. Esse procedimento, conhecido como angioplastia, envolve a implantação de dispositivos metálicos expandidos, chamados stents, dentro de artérias obstruídas. Durante o procedimento, o stent é inserido através de uma artéria, geralmente no braço ou na perna, e é guiado até o local da obstrução. Uma vez posicionado, o stent é inflado e firmemente fixado à parede da artéria, o que permite restaurar o fluxo sanguíneo adequadamente.

Os stents representam, num geral, uma opção minimamente invasiva e eficaz para tratar a aterosclerose e prevenir complicações graves. No entanto, assim como no caso do CABG, o PCI pode levar a problemas após a implantação. Esses problemas podem incluir a hiperplasia neointimal, que consiste na formação de uma camada de células endoteliais e musculares lisas que crescem para dentro do lúmen da artéria, resultando no estreitamento da artéria, ou a trombose do stent, que induz a formação de um coágulo de sangue dentro ou próximo ao stent.

## 2.2. Hemodinâmica computacional

O termo "hemodinâmica" descreve os fatores físicos que regem o fluxo do sangue no sistema circulatório (Klabunde, 2011). Estes fatores são essenciais para entender o escoamento sanguíneo e o comportamento deste fluido em todo o sistema vascular, especialmente em relação a patologias que podem causar alterações nas seções transversais dos vasos sanguíneos. Isso se torna ainda mais importante

quando se considera a presença de dispositivos como stents nos vasos, já que é fundamental compreender a hemodinâmica para prever como o sangue se comportará diante destas alterações não fisiológicas.

Na hemodinâmica, alguns parâmetros se destacam na simulação numérica, como o WSS ou Tensão de Cisalhamento na Parede. Há também outros dois parâmetros derivados do WSS: o OSI ou Índice de Cisalhamento Oscilatório, e o TAWSS ou Média Temporal da Tensão de Cisalhamento na Parede. Conforme mencionado por Ku et al. (1985) e Chiastra (2013):

- I.  $\overrightarrow{WSS}$ : Este vetor é calculado na parede interna da artéria, conforme a Equação 1:

$$\overrightarrow{WSS} = \mu \frac{\partial \vec{v}}{\partial \vec{n}_{wall}} \quad (1)$$

onde  $\mu$  é a viscosidade dinâmica do fluido,  $\vec{v}$  é o vetor velocidade e  $\vec{n}$  é o vetor normal exterior unitário à parede interna.

- II. WSS: é a magnitude do vetor  $\overrightarrow{WSS}$ , conforme a Equação 2:

$$WSS = \sqrt{\overrightarrow{WSS}_x^2 + \overrightarrow{WSS}_y^2 + \overrightarrow{WSS}_z^2} \quad (2)$$

onde  $\overrightarrow{WSS}_x$  é o vetor da tensão cisalhante no eixo x,  $\overrightarrow{WSS}_y$  o vetor da tensão cisalhante no eixo y e  $\overrightarrow{WSS}_z$  o vetor da tensão cisalhante no eixo z.

- III. TAWSS: Com o estudo de casos dependentes do tempo (transientes), foi introduzida a média temporal desse WSS encontrada através da Equação 3:

$$TAWSS = \frac{1}{T} \int_0^T WSS dt \quad (3)$$

onde T é o período tempo em segundos da duração do ciclo cardíaco.

- IV. OSI: O comportamento do WSS, induzido pelo fluxo pulsante de sangue, é mensurado pelo OSI, Equação 4:

$$OSI = \frac{1}{2} \left( 1 - \frac{\left| \frac{1}{T} \int_0^T \overrightarrow{WSS} dt \right|}{TAWSS} \right) \quad (4)$$

onde, no termo entre parêntesis a integral temporal no numerador da fração, leva em conta a direção do  $\overrightarrow{WSS}$ . O denominador desta fração representa a média temporal da magnitude de  $\overrightarrow{WSS}$ . Assim, quando não há inversão na direção do  $\overrightarrow{WSS}$ , o numerador e denominador, possuem o mesmo valor, assim o OSI é igual a zero. Quando a média temporal do  $\overrightarrow{WSS}$  é zero, quer dizer que a sua intensidade foi a mesma para direções opostas durante o ciclo, o que causa o valor máximo de OSI igual a 0,5. Para valores intermediários de OSI entre 0 e 0,5, significa que houve algum grau de inversão na direção de  $\overrightarrow{WSS}$ .

Sabe-se que, quanto maior o valor de OSI, maior a tendência de reorientação das células endoteliais em relação ao fluxo de sangue, redução na produção de Óxido Nítrico (NO) e aumento do risco de acúmulo de células sanguíneas, elevando o risco de estreitamento do canal.

Há também, dois números adimensionais, os quais, ajudam a descrever o comportamento do escoamento sanguíneo, um deles, o número adimensional de Reynolds, o qual descreve a relação das forças inerciais e as forças viscosas (ÇENGEL E CIMBALA, 2015), e pode ser mensurado pela Equação 5.

$$Re = \frac{\rho V_{max} D}{\eta_{\infty}} \quad (5)$$

onde  $\rho$  é a massa específica do fluido,  $V_{max}$  é a velocidade máxima do pulso, D o diâmetro de entrada da artéria e  $\eta_{\infty}$  a viscosidade dinâmica em taxa de cisalhamento infinita do fluido. Quando o número de Reynolds é menor que 2000, o fluxo é dominado pelas forças viscosas e tende a um comportamento laminar. Com o aumento do

número de Reynolds, as forças inerciais tornam-se mais significativas, e o fluxo passa a apresentar um comportamento mais complexo e turbulento. A partir de um número de Reynolds maior que 4000, esse comportamento turbulento torna-se predominante.

E o número adimensional de Womersley é utilizado para descrever o comportamento de escoamentos pulsáteis em tubos circulares, o qual indica a relação entre a frequência do escoamento pulsátil do sangue e sua viscosidade (IMPIOMBATO et al., 2021), e é definido através da Equação 6.

$$Wo = 0,5D \sqrt{\frac{\omega\rho}{\eta_{\infty}}} \quad (6)$$

onde  $\omega$  é a frequência angular definido por,  $\omega = 2\pi/T$ . Para números de Womersley menores que 1, as forças viscosas predominam o escoamento indicando um comportamento mais estável, o perfil de velocidade por sua vez tende a apresentar um perfil parabólico, para números de Womersley maiores que 1, as forças inerciais tornam-se mais significativas que as viscosas, e o escoamento se torna mais complexo, os perfis de velocidade para números de Womersley maiores que 1, tendem a apresentar um perfil em W, e o pico de velocidade pode não estar mais no centro.

### 2.3. Interação Fluido-Estrutura (FSI)

A interação fluido-estrutura refere-se à análise e compreensão do comportamento conjunto de fluidos (como líquidos ou gases) e estruturas (como sólidos) quando estão em contato ou interagem entre si. Essa interação é relevante em várias áreas, por exemplo, a interação fluido-estrutura é crucial ao projetar estruturas expostas a fluidos em movimento, como pontes, asas de aeronaves e cascos de navios. Entender como as forças do fluido afetam a estrutura e como a deformação da estrutura influencia o comportamento do fluido é crucial para esse tipo de análise.

É comum encontrar estudos de CFD que tratem de escoamento do sangue, da mesma forma, é comum encontrar estudos de FEA que tratem da deformação de stents, do comportamento de válvulas aórticas e de diversas deformações aplicadas



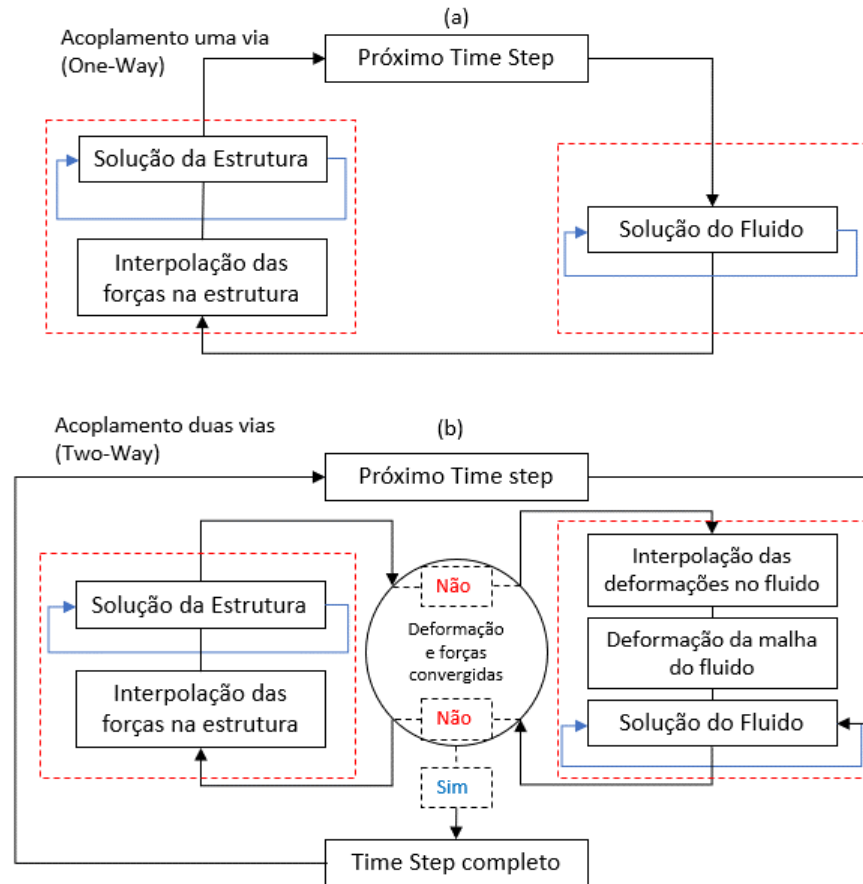
a casos biomecânicos. Porém, ao buscar por estudos mais complexos, como a simulação da complacência das artérias e seus efeitos no escoamento de sangue, o FSI tem uma grande vantagem neste tipo de modelagem. Ele permite realizar tanto a deformação de sólidos, devido aos esforços do escoamento, quanto aplicar os esforços resultantes dessas deformações de volta ao escoamento, afetando-o.

Outrossim, existem duas formas de realizar uma análise com FSI, como descrito por Benra et al. (2011). Na abordagem de uma via (*one-way*) o campo do fluido é resolvido até convergir e, em seguida, as forças calculadas na fronteira entre o fluido e a estrutura são transferidas para a estrutura, que é então calculada até a convergência.

Na abordagem de duas vias (*two-way*), durante um *time step* em simulação transiente, a solução convergente do domínio fluido é obtida, e as forças são fornecidas à malha de superfície da estrutura. A solução convergente da deformação estrutural é alcançada através das forças que atuam sobre ela. A resposta à deformação representa um deslocamento da malha do domínio estrutural, e esse deslocamento na fronteira é interpolado para a malha do domínio fluido, o que leva à sua deformação, encerrando o *time step*. É possível visualizar esse processo esquematizado na Figura 10.

Segundo os autores, na análise de duas vias, há a opção de acoplamento forte e fraco. No acoplamento forte, as etapas dentro de um *time step* são realizadas até que alcancem um valor estipulado entre as forças de fluxo e deslocamentos. No acoplamento fraco, não há um critério rígido para a convergência, e um ciclo é executado, com o próximo intervalo de tempo sendo iniciado.

Figura 10 - Esquema de análises de FSI: a) Uma via; b) Duas vias



Fonte: Adaptado de Benra et al., (2011).

## 2.4. Reologia do sangue

O sangue desempenha um papel vital no transporte de nutrientes, hormônios e, principalmente, oxigênio. Além disso, é fundamental na regulação da temperatura do corpo humano e na defesa imunológica. Composto por glóbulos vermelhos, que contêm hemoglobina, proteína responsável pelo transporte de oxigênio e dióxido de carbono; glóbulos brancos, células do sistema imunológico que possuem diferentes funções específicas; plaquetas, responsáveis pela prevenção e controle de sangramentos por meio da coagulação sanguínea; e o plasma, parte líquida composta principalmente por água, além de nutrientes, hormônios e eletrólitos. O plasma promove o transporte das células do sangue já mencionadas (VASSILEVSKI et al., 2020).

O sangue é modelado em diversos estudos, tanto como um fluido newtoniano quanto como um fluido não newtoniano. No entanto, considerá-lo como um fluido

newtoniano é uma simplificação, pois o sangue é, na verdade, um fluido não newtoniano. Os componentes celulares presentes no sangue, perturbam as linhas de corrente do escoamento e essa perturbação pode diminuir a viscosidade total do sangue em relação à do plasma.

Contudo, ainda é válido considerar o sangue como fluido newtoniano, pois, o plasma, normalmente a maior porcentagem da composição do sangue é um fluido newtoniano, visto que, sua principal composição é água. Também em vasos maiores de fluxo estável e zonas sem abrupta mudança na taxa de cisalhamento, os glóbulos vermelhos se comportam no sangue como gotas de fluido, orientadas ao longo das linhas de corrente, assim, predominando um comportamento newtoniano sem mudanças na viscosidade do fluido. Essa aplicação como fluido newtoniano pode se expandir até casos de pequenas artérias e com diversos graus de estenoses como é abordado por De Nisco et al. (2023).

Já com o aumento da taxa de cisalhamento no sangue, os glóbulos vermelhos se deformam e mudam sua orientação em relação às linhas de corrente, o que provocaria uma perturbação no escoamento e consequente diminuição na viscosidade do sangue. Esse comportamento é normalmente encontrado em pequenos vasos, no sistema venoso, em regiões com grau de estenose e em aneurismas (VASSILEVSKI et al., 2020).

Quanto à viscosidade do sangue, ela está diretamente relacionada ao hematócrito, que representa a porcentagem do volume ocupada pelas hemácias em relação ao volume total do sangue. Sendo assim, quanto maior for a quantidade de componentes celulares, maior a perturbação do fluxo sanguíneo, o que resulta em uma diminuição da viscosidade do sangue em comparação com sua porção plasmática.

#### 2.4.1 Modelo de Carreau

O modelo de Carreau é uma representação matemática, utilizada para descrever o comportamento reológico de fluidos não newtonianos, em uma ampla faixa de deformação e é amplamente utilizado para modelar a viscosidade não linear do sangue. Ele é aplicado em vários estudos, como em pesquisas relacionadas do Núcleo de Reologia, Escoamentos e Otimização (NucREO) da UNISINOS, bem como em trabalhos, como os de Dutra et al. (2021), Simão et al. (2017) e Amiri et al. (2019).

Esse modelo é valioso na representação do comportamento não newtoniano do sangue em diversas situações e cenários, contribuindo para uma modelagem mais precisa e realista da reologia sanguínea.

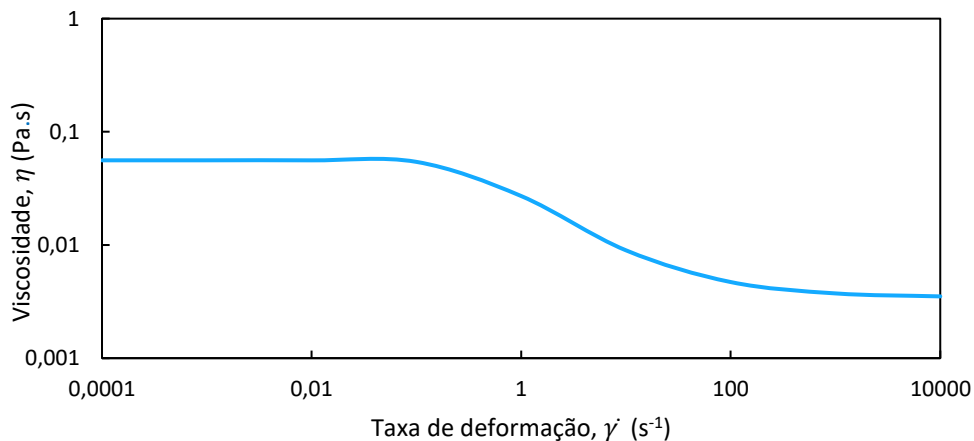
A viscosidade não linear é obtida através da Equação 7, a seguir:

$$\eta = \eta_{\infty} + (\eta_0 - \eta_{\infty}) \left(1 + (\lambda \dot{\gamma})^2\right)^{\frac{n-1}{2}} \quad (7)$$

onde  $\eta_0$  é a viscosidade em taxa de cisalhamento zero,  $\eta_{\infty}$  viscosidade em taxa de cisalhamento infinita,  $\lambda$  constante temporal,  $n$  índice de *Power-Law* e  $\dot{\gamma}$  a magnitude do tensor taxa de deformação.

Na Figura 11, é apresentada a curva da variação da viscosidade do sangue pela magnitude da taxa de deformação, através do próprio modelo de Carreau. Os valores utilizados para a construção da curva são os mesmos apresentados na Tabela 1, e representam valores usuais para modelagem do sangue.

Figura 11 – Variação da viscosidade em relação à taxa de deformação.



Fonte: Elaborado pelo Autor

## 2.5. Stents

Os stents desempenham um papel fundamental no tratamento da aterosclerose, mas os desafios relacionados aos problemas pós-implantação continuam a impulsionar pesquisas para aprimorar estes dispositivos. A busca por soluções visa não apenas minimizar as perturbações no fluxo sanguíneo, mas

também combater diretamente a reestenose intra-stent (RIS), especialmente através do desenvolvimento de stents revestidos com medicamentos.

O design e o material de construção dos stents são aspectos críticos para sua eficácia e segurança. Eles são frequentemente fabricados a partir de materiais metálicos, como aço inoxidável, nitinol (uma liga de níquel e titânio), CoCr (uma liga de cobalto e cromo), entre outros (PAN et al., 2023).

Para lidar com a RIS, alguns stents são revestidos com medicamentos como polímeros ou drogas, que ajudam a prevenir a recorrência da obstrução. Esses stents farmacológicos contêm agentes antiestenóticos que reduzem a proliferação de células musculares lisas, diminuindo a hiperplasia neointimal. Mesmo assim, é importante observar que eles também podem reduzir a reendotelização, acarretando no aumento do risco de trombose do stent (BUTALA; YEH, 2021).

Além de modificar a geometria dos stents por meio de diferentes propostas de malhas metálicas, é possível trabalhar com a mesma geometria, variando as espessuras dos *struts*. De acordo com uma meta-análise realizada por Iantorno et al. (2018), que incluiu mais de 22 mil pacientes, a espessura dos *struts* não teve um impacto significativo na mortalidade. No entanto, ela pode desempenhar papéis diferentes no que se refere aos riscos de trombose e RIS.

A análise considerou *struts* superfinos (espessura de 0,06 a 0,08 mm), finos (espessura de 0,081 a 0,1 mm), intermediários (espessura de 0,101 a 0,12 mm) e *struts* espessos (espessura maior que 0,12 mm). Os resultados demonstraram que os stents superfinos apresentaram a menor taxa de trombose do stent. Além disso, as taxas de infarto do miocárdio foram menores para os stents superfinos e finos em comparação com os espessos. Portanto, a espessura dos *struts* pode afetar os resultados relacionados a trombose e RIS.

Embora haja evidências que sugerem que os stents com *struts* superfinos e finos possam apresentar vantagens em termos de trombose e infarto do miocárdio, os dados de segurança e eficácia para esses tipos de stents ainda são limitados. É provável que, no futuro, os stents superfinos se tornem o padrão de tratamento para a maioria dos casos de revascularização. Para que isso aconteça, esses stents devem ser projetados de forma a oferecer resistência e flexibilidade aprimoradas, sem comprometer a capacidade de fornecer uma força radial adequada para manter a perviedade (fluxo desobstruído) do vaso (LEONE et al., 2022).

## 2.6. FSI aplicado na área da hemodinâmica computacional no estudo de stents

Dentro do grupo de pesquisa do NucREO, desenvolveu-se uma revisão sistemática (ROCHA et al., 2023), a fim de identificar o estado da arte no uso de FSI para o estudo de stents. Foram utilizados três termos para a busca de artigos: CFD, FSI e stent, resultando em 69 artigos encontrados. Após a aplicação de filtros e o seguimento do protocolo de revisão, foram selecionados 29 artigos.

Ao analisar todos os artigos, verificou-se que diversos trabalhos abordaram diferentes aplicações de stents, como implantes para traqueia, aorta, vesícula biliar, e principalmente em artérias coronárias. No caso da traqueia, um estudo analisou a deformação após o implante do stent durante a respiração normal e tosses. Outro autor, analisando o mesmo caso, otimizou o escoamento através da traqueia, analisando diferentes geometrias de stents e utilizando a parede da traqueia como um material sólido hiperelástico.

A realização desse tipo de análise, como no caso da avaliação do escoamento durante tosses, seria extremamente complexa, se não impossível, utilizando apenas condições de paredes rígidas. A partir disso, podemos adaptar o uso de FSI, que permite aplicar deformações na parede e transferi-las para o domínio fluido através de interpolações da malha, obtendo assim, o escoamento deformado devido às vibrações causadas pela tosse.

Outro trabalho utilizou ainda os parâmetros de *windkessel* para aplicar melhores condições de entrada e saída à geometria de uma artéria aorta. Esses parâmetros consideram toda a periferia pela qual o sangue deve percorrer a partir do momento em que sai da geometria, transformando isso em uma resistência ao escoamento, representada como uma curva de pressão. Além disso, o FSI foi empregado para considerar a elasticidade da aorta, permitindo que toda a energia armazenada pela parede da artéria fosse novamente entregue ao escoamento. Contrastando isso com a abordagem CFD, nota-se a influência destes parâmetros, já que essa última simplesmente negligencia esta energia.

A revisão conclui que a modelagem utilizando FSI é extremamente útil na engenharia cardiovascular, dada a presença de diversos sistemas estruturais flexíveis, tanto naturais quanto sintéticos (próteses), que interagem com o sangue. Para uma compreensão mais aprofundada dos casos estudados, essa abordagem

deve ser levada em consideração, visando analisar todos os parâmetros importantes que possam influenciar significativamente os resultados de alguma maneira.

### 3 METODOLOGIA

O presente estudo foi realizado em duas partes. Inicialmente, conduziu-se o estudo de CFD em seis geometrias, incluindo três artérias cilíndricas e três artérias cônicas, com variações de espessura de 0,1 mm, 0,2 mm e 0,3 mm. Os resultados procurados nessas simulações incluem a diferença de pressão, calculada como a diferença entre os valores antes e depois da implantação do stent na artéria, bem como os esforços cisalhantes na parede, como WSS, TAWSS e OSI.

Posteriormente, após a conclusão do estudo de CFD, realizou-se o estudo de acoplamento fluido-estrutura (FSI) nas mesmas seis geometrias. Os resultados buscados nessa etapa incluíram as mesmas métricas utilizadas no estudo de CFD, com o objetivo de comparar os resultados entre os modelos CFD e FSI. Além disso, investigou-se as deformações e tensões nos sólidos, avaliando a capacidade das estruturas dos stents de suportar essas tensões ou a possibilidade de ocorrer alguma ruptura, o que poderia ser considerada uma falha crítica do stent.

#### 3.1. Geometria

##### 3.1.1. Geometria das Artérias

Tratando a geometria simultaneamente para o corpo fluido e para a parede das artérias, a principal diferença entre esses dois modelos reside na inclusão de uma casca sólida na parte da parede do domínio fluido. O corpo fluido é baseado em uma artéria coronária idealizada, excluindo a presença do stent, uma vez que apenas o domínio do fluido é necessário.

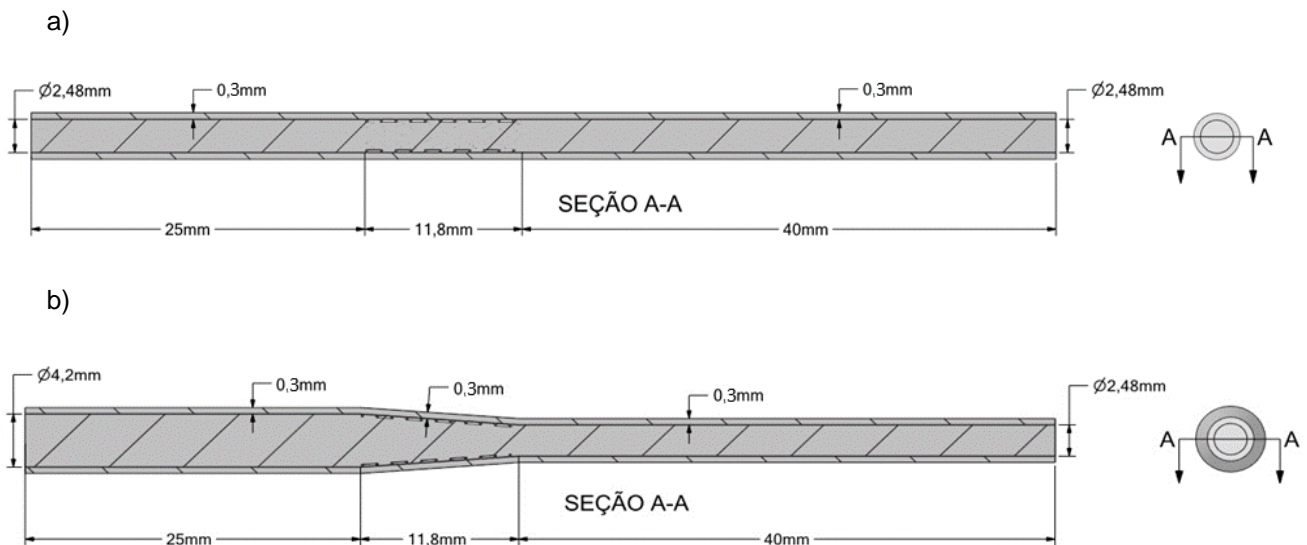
Conforme indicado por Camasão & Mantovani (2021), as artérias coronárias podem variar de 1 mm a 6 mm de diâmetro, com espessuras das paredes variando de 0,125 mm a 0,8 mm. Portanto, para a parede sólida desta artéria idealizada, foi adotado um valor de espessura de 0,3 mm em toda a sua extensão.

Os modelos de artérias idealizados compreendem dois tipos: um corpo cilíndrico e um corpo cônico. Ambos possuem o mesmo comprimento nas diferentes partes do modelo, com 25 mm na parte inicial (antes do stent), 11,8 mm na parte do stent e 40 mm na parte final (depois do stent). A diferença entre esses modelos está relacionada ao diâmetro da seção da parte inicial e da parte do stent.



No caso da artéria cilíndrica, o corpo tem um único diâmetro de 2,48 mm, conforme mostrado na Figura 12a, na artéria cônica, a parte inicial possui um diâmetro de 4,2 mm, e a parte do stent inicia com 4,2 mm de diâmetro, convergindo até um diâmetro de 2,48 mm na parte final como ilustrado na Figura 12b. A espessura da parede arterial de 0,3 mm é mantida em ambas as geometrias.

Figura 12 - Geometrias com dimensões do corpo fluido e sólido (parede); a) Cilíndrica; b) Cônica.

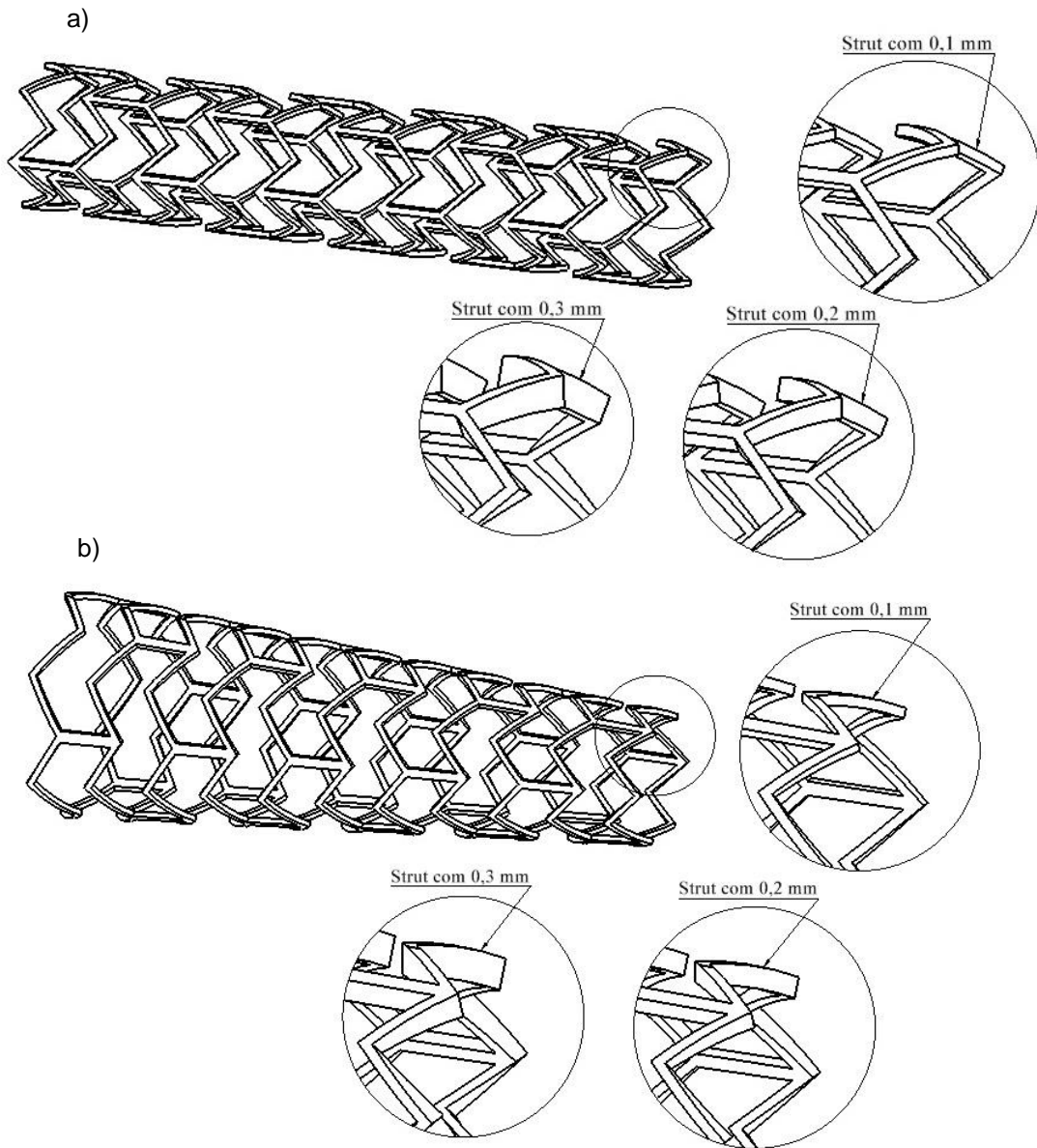


Fonte: Elaborado pelo Autor.

### 3.1.2. Geometria dos stents

Os stents utilizados como ferramenta de estudo possuem a espessura do *strut*, variando em 0,1 mm, 0,2 mm e 0,3 mm. Além disso, foram criadas duas geometrias base para o estudo: uma cilíndrica e outra cônica. O stent cônico foi derivado da modificação de um stent cilíndrico e podem ser visualizados na Figura 13.

Figura 13 - Geometria dos stents com detalhe da espessura dos *struts*; a) Cilíndrico; b) Cônico.



Fonte: Elaborado pelo Autor.

### 3.2. Discretização

A discretização do corpo fluido consiste em elementos tetraédricos em toda a geometria, com exceção nas áreas próximas à parede, nas quais são utilizadas camadas de prismas para captar de forma mais precisa os valores de tensão na parede.

Para conferir a qualidade da malha foi utilizado o teste de GCI (Índice de Convergência de Malha), através do software GCI Calculator, produzido por

Cunegatto, Gotardo, Zinani (2021), o GCI é uma medida da porcentagem em que o valor calculado está longe do valor numérico assintótico (solução numérica verdadeira), ele utiliza três malhas diferentes, uma refinada, média e grosseira. Além de, necessitar de uma variável para a comparação, uma variável global como as velocidades e pressão, são interessantes para este tipo de análise, visto que não é uma variável tratada por pós processamento.

Foram selecionadas duas geometrias: uma cônica e outra cilíndrica, ambas com stent de 0,2 mm de espessura do *strut*. A variável  $\varphi$  analisada foi a velocidade média em um plano logo após o stent, e a diferença de pressão entre planos antes e depois do stent.

Para cada uma das duas geometrias, foram geradas três malhas: refinada, intermediária e grossa. No caso da geometria cilíndrica, as malhas continham 368.330, 168.100 e 77.921 elementos, respectivamente. Na geometria cônica, as malhas continham 587.710, 265.100 e 114.000 elementos, respectivamente.

A discretização das geometrias para o estudo de FSI foi realizada de forma simultânea, o que possibilita a melhor conexão entre a parte estrutural e a parte do fluido. Para isso, foram aproveitadas as mesmas configurações de malha do corpo fluido, adicionando apenas o stent e a parede da artéria, cada um com seu nível de refinamento, utilizando elementos tetraédricos. Dessa forma, a malha do corpo fluido estará alinhada com a malha da parte estrutural.

### **3.3. Modelo numérico**

Para realizar este trabalho, utilizou-se o software comercial ANSYS FLUENT 2023 R1. Para obter uma simulação com FSI, foi necessário acoplar os módulos Transient Structural e Fluent dentro da plataforma de trabalho (Workbench). Portanto, foi preciso dividir os setups em dois, cada qual para um módulo separado.

A abordagem de acoplamento em FSI foi de duas vias, com o acoplamento forte, com critério de convergência de  $10^{-2}$  para finalização de cada *time-step*, configurando uma abordagem mais precisa para o estudo.

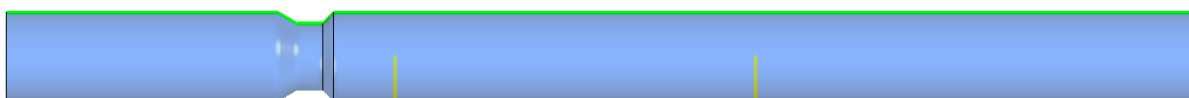
Para acelerar o progresso das simulações, foram utilizadas duas máquinas, cada uma equipada com um processador AMD Ryzen 9 5900 X, que possui 12 núcleos, 24 processadores lógicos, e 64 GB de memória RAM. Os casos simulados foram distribuídos entre as duas máquinas.

### 3.3.1. Verificação do modelo Carreau para viscosidade e modelagem através de FSI

Para verificar a validade dos modelos propostos para a modelagem do fluido não newtoniano e a interação fluido-estrutura, foi fundamental a realização de verificações que estabelecessem uma coerência com os métodos já apresentados na literatura. Nesse sentido, recorreu-se ao trabalho de Chan, Ding e Tu (2007), que examinou o modelo de FSI em uma artéria idealizada com a aplicação de diferentes modelos de fluido não newtoniano, incluindo o modelo de Carreau.

O estudo de verificação baseou-se em uma artéria idealizada com um certo grau de estenose, Figura 14. Foi utilizado o modelo de Carreau para a viscosidade do fluido e a simulação foi realizada por meio da interação fluido-estrutura (FSI). Foram comparados cinco resultados com os do autor. Esses resultados incluem a tensão cisalhante em uma linha que percorre a parede da geometria (linha verde), em  $T = 0,25t$ , conforme. Além disso, os demais resultados referem-se à velocidade em uma linha perpendicular ao eixo (linhas amarelas) em duas diferentes distâncias:  $Z' = 1$ , Figura 15a, e  $Z' = 4,3$ , Figura 15b. Nesses casos,  $Z'$  é a distância normalizada a partir do centro da estenose, obtida por  $Z' = Z/D$ , e em dois diferentes momentos do ciclo:  $T = 0,25t$  e  $T = 0,75t$ . Os resultados estão apresentados a seguir.

Figura 14 – Artéria idealizada com grau de estenose.



Fonte: Elaborado pelo Autor.

### 3.3.2. Domínio fluido

A configuração da parte fluida no software Fluent foi realizada como um caso transiente, incompressível e laminar. O número de Reynolds, que ocorre durante o pico de velocidade, é de 356 para a geometria cilíndrica e de 206 para a geometria cônica (no maior diâmetro).

O fluido é modelado como não-newtoniano, utilizando o modelo de Carreau, os parâmetros são apresentados na Tabela 1. A massa específica do fluido é de  $1060 \text{ kg/m}^3$ , e os números de Womersley para as geometrias cilíndrica e cônica são 2,23 e 3,78, respectivamente, considerando o maior diâmetro (geometria cônica).

Tabela 1 – Constantes para o modelo de Carreau.

$\eta_0$	$\eta_\infty$	$\lambda$	$n$
0,056 Pa.s	0,00345 Pa.s	3,31 s	0,345

Fonte: Simão et al. (2017).

As condições de contorno utilizadas para o estudo de CFD foram as seguintes: para as paredes, foram definidas condições de não deslizamento e estacionárias; na saída, foi estabelecida uma condição de pressão com o valor de 13,3 kPa, que representa a pressão média para uma pessoa com pressão arterial normal; na entrada, foi definida uma condição de velocidade com a utilização de um pulso transiente de vazão (conforme mostrado na Figura 4), que foi transformado em um pulso de velocidade para cada uma das geometrias, cilíndrica com velocidade do pulso máxima de 0,46 m/s e na geometria cônica de 0,16 m/s. O pulso completo representa um ciclo e possui uma duração de 1,68 segundos.

Para o acoplamento pressão-velocidade, foi empregado o esquema *Coupled, Least Squares Cell Based* - para a solução dos gradientes e derivadas - e as equações de pressão e momento, que foram tratadas com funções de segunda ordem. O critério de convergência adotado foi de  $10^{-4}$  para as equações de continuidade e momento.

Para a obtenção de tensões médias ao longo do tempo, necessárias para determinar os parâmetros de tensão cisalhante, como WSS, TAWSS e OSI, a aquisição de dados médios temporais foi ativada. Em seguida, foram realizados 4 ciclos com um *time step* de 0,0168 segundos para estabilizar o escoamento dentro da artéria, e posteriormente, foi executado um ciclo completo com um *time step* de 0,001 segundo, totalizando 1680 *time steps*.

O tempo de simulação para o caso cilíndrico foi de 19 horas e 26 minutos, e para o caso cônico, foi de 31 horas e 41 minutos. Esse processo foi repetido para cada uma das 3 espessuras diferentes de *strut*, resultando em um total de 6 simulações.

### 3.3.3. Domínio sólido

O setup estrutural começa com a implementação das propriedades e dos modelos de deformação dos materiais que foram utilizados, como será apresentado nos próximos subcapítulos. Após a seleção do material, aplica-se as condições de contorno para a parede da artéria e o stent.

Primeiramente, o stent foi fixado à parede interna da artéria, permitindo apenas a deformação conjunta com a artéria. Quanto à parede interna, essa precisa ser fixada em ambas entrada e saída, de forma que as duas extremidades não permitam movimentos axiais nem transversais, o que vai contra a fisiologia natural das artérias, uma vez que há ocorrência de tais movimentos nelas, como discutido por Malvè et al. (2012).

No entanto, essa condição é aceita para possibilitar o estudo. Também se adicionou a condição de contorno de *fluid-structure interface* às paredes que estão em contato com o fluido (sangue), permitindo assim a troca de informações entre as partes estrutural e fluida.

O setup transiente para a configuração de FSI consistiu em dois ciclos de 1,68 segundos. O primeiro ciclo foi dedicado à estabilização do modelo estrutural, e o segundo para a coleta dos resultados. Foi utilizado um *time step* de 0,0168 segundos, totalizando 200 *time steps*. O caso cilíndrico levou 25 horas e 56 minutos para ser concluído, e o caso cônico 46 horas e 56 minutos.

### 3.3.3.1. Modelagem da artéria

Referente à modelagem do material das artérias, de acordo com Chiastra et al. (2014), a parede arterial pode ser modelada como um material isotrópico hiperelástico, incompressível e homogêneo. Neste trabalho, no entanto, a artéria foi modelada e aproximada com elasticidade isotrópica linear, conforme abordado em vários trabalhos, entre eles, (CHAN; DING; TU, 2005; LOPES et al., 2019; WANG; LI, 2011). Essa configuração aumenta a estabilidade da simulação estrutural.

Para a modelagem da artéria, foram utilizados dados do software ANSYS GRANTA EDUPACK 2022 R1, que possui um amplo banco de dados de vários materiais. Foram obtidas as propriedades das artérias do nível 2 dos materiais de Bioengenharia, conforme apresentado na Tabela 2.

Tabela 2 - Propriedades do material utilizado para a artéria.

<b>Material</b>	<b>Módulo de Young (MPa)</b>	<b>Coefficiente De Poisson</b>	<b>Massa Específica (kg/m<sup>3</sup>)</b>
<b>Artéria</b>	0,7	0,45	1000

Fonte: Elaborado pelo Autor.

Esse modelo apenas considera a complacência da artéria como um todo, não levando em conta o comportamento específico das diferentes posições e orientações possíveis para as fibras musculares e colágenas, tal qual a orientação das células endoteliais.

### 3.3.3.2. Modelagem do stent

A escolha do material do stent foi realizada levando em consideração algumas condições. Além de necessitar de flexibilidade para permitir a expansão, o material deve manter a artéria desobstruída após a remoção do cateter-balão. Mais importante ainda, o material deve ser biocompatível, pois, do contrário, o corpo humano pode rejeitá-lo devido a respostas imunológicas (JAYENDIRAN; NOUR; RUI MI, 2018).

Considerando essas condições, stents de Cobalto-Cromo (Co-Cr) apresentam alta resistência específica, resistência à corrosão e excelente biocompatibilidade com sangue e tecidos moles. Atualmente, stents feitos com esse tipo de material possuem os *struts* mais finos disponíveis no mercado (SUTTORP et al., 2015).

Na Tabela 3 a seguir, são apresentadas as propriedades do material utilizado para a modelagem dos stents desta pesquisa. Essas propriedades foram obtidas da mesma forma que as propriedades da artéria através do Granta Edupack, por meio do nível de dispositivos médicos.

Tabela 3 - Propriedades do material utilizado para o stent.

<b>Material</b>	<b>Módulo de Young (GPa)</b>	<b>Coefficiente De Poisson</b>	<b>Massa Específica (kg/m<sup>3</sup>)</b>	<b>Limite de escoamento (Yield Stress) (MPa)</b>
<b>Co-Cr</b>	215	0,29	8310	486

Fonte: Elaborado pelo Autor.

### 3.3.3.3 Configurações do acoplamento CFD – FSI

Dentro da modelagem em FSI, o modelo de CFD precisou de alguns ajustes para que o acoplamento pudesse ser aplicado. Dentre esses ajustes, estavam, a ativação do *Dynamic Mesh*, que ativa a deformação dos elementos da malha, possibilitando o comportamento de complacência dentro do domínio fluido, e a criação

do *Wall Coupling*, selecionando a parede da artéria, isso faz com que os esforços exercidos na parede sejam transferidos para a *fluid structure interface* criada para a parte estrutural. As demais configurações permaneceram as mesmas apresentadas para o modelo de CFD.

### 3.4. Modelo matemático

Para tratar a simulação separadamente em CFD e FSI, o modelo matemático foi dividido em duas partes: CFD e acoplamento. No acoplamento, tem-se a parte estrutural, a parte fluidica e as equações de tratamento para o acoplamento, conforme apresentado por Simão et al. (2016).

#### 3.4.1. CFD

O Fluent da Ansys é baseado no Método dos Volumes Finitos (MVF). Esse método se baseia na conservação de massa, movimento e energia. Na simulação realizada, como não há transferência de energia, são utilizadas apenas as equações para a conservação da massa e do momento, sendo elas, respectivamente:

$$\frac{\partial \rho}{\partial t} + \nabla \cdot (\rho \vec{v}) = 0 \quad (8)$$

onde  $\rho$  é a massa específica, e  $\vec{v}$  o vetor velocidade.

$$\frac{\partial \rho \vec{v}}{\partial t} + \nabla \cdot (\rho \vec{v} \cdot \nabla) \vec{v} = \overline{\nabla p} + \vec{\nabla} \cdot (\tau) + \rho \vec{g} + \vec{F} \quad (9)$$

onde  $\vec{F}$  representa as forças externas,  $\vec{g}$  aceleração da gravidade e  $\tau$  é o tensor de tensão cisalhante obtido segundo a Equação 10.

$$\tau = \eta(\nabla \vec{v} + \nabla \vec{v}^T) \quad (10)$$

onde  $\eta$  é a viscosidade dinâmica do fluido obtido através da Equação 7.



### 3.4.2. Acoplamento

#### 3.4.2.1. Domínio do fluido

Durante a simulação do acoplamento, houve troca de dados entre o corpo fluido e sólido. O fluido deformou a parede arterial, e quando a parede arterial cessou essa deformação, houve a compressão do fluido. Portanto, adaptou-se as equações para esse movimento do fluido, pelo método *Arbitrary Lagrangian Eulerian* (ALE). Esse método, que utiliza variáveis do fluido relacionadas ao movimento da malha. Assim, a equação de conservação do momento toma a seguinte forma:

$$\rho \frac{\partial v}{\partial t} + \rho((\vec{v} - \vec{w}) \cdot \nabla)\vec{v} - \nabla \cdot \tau = 0 \quad (11)$$

onde  $\vec{w}$  é o vetor velocidade do movimento da malha e  $\tau$  o tensor de tensão.

#### 3.4.2.2. Domínio do sólido

A parte sólida da artéria é modelada seguindo a Equação 12 da conservação de movimento:

$$\nabla \tau_s + f_s^B = \rho_s \cdot \ddot{u}_s \quad (12)$$

onde  $\tau_s$  é o tensor tensão da parede arterial,  $f_s^B$  são as forças do corpo por unidade de volume,  $\rho_s$  é a massa específica da parede arterial e  $\ddot{u}_s$  é a aceleração local do sólido.

#### 3.4.2.3. Acoplamento entre os domínios (Interface)

Para resolver de forma simultânea entre os dois domínios, tanto os deslocamentos ( $u$ ) quanto as tensões ( $\tau$ ), deve-se manter em equilíbrio as tensões na interface entre os dois domínios, Equação 13, e o deslocamento entre as superfícies comuns entre os domínios deve ser o mesmo, Equação 14.

$$\tau_s \cdot n_s = \tau_f \cdot n_f \quad (x, y, z) \in \Gamma^s \cap \Gamma^f \quad (13)$$

$$u_s = u_f \quad (x, y, z) \in \Gamma^s \cap \Gamma^f \quad (14)$$

## 4 RESULTADOS

Primeiramente, foi realizada a verificação do estudo, na qual foi utilizado o trabalho de Chan, Ding e Tu (2005) para verificar tanto o modelo de FSI quanto a utilização do modelo viscoso de Carreau para fluidos não newtonianos. Para realizar a comparação, cinco conjuntos de resultados foram comparados com o trabalho do autor.

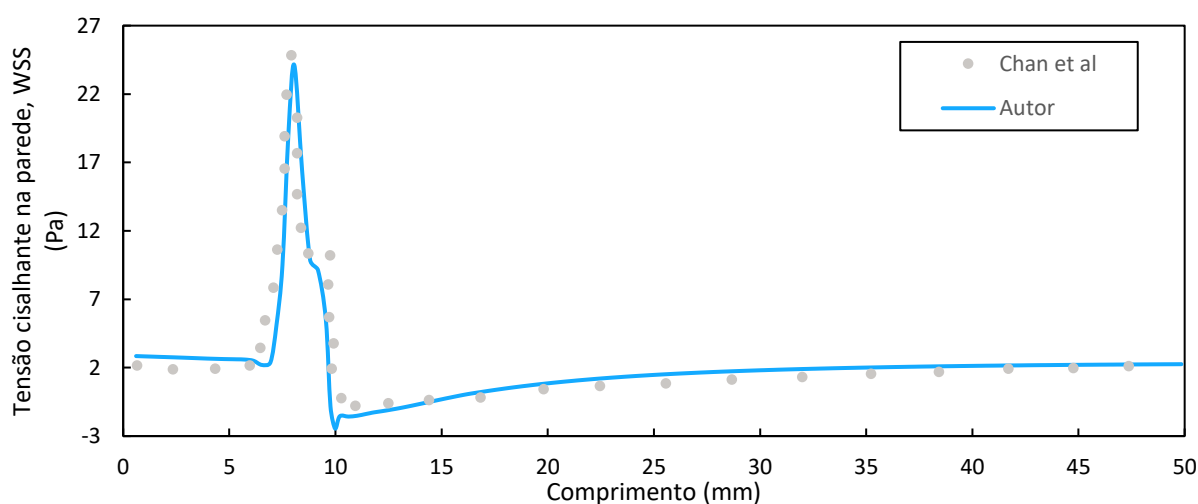
Em seguida, será apresentado os resultados para o teste de convergência de malha e posteriormente serão apresentados os resultados obtidos pelas simulações, tanto de CFD quanto de FSI, categorizados por tipo de análise e geometria. Também serão fornecidas as comparações entre os métodos para cada tipo de análise, incluindo diferença de pressão, TAWSS e OSI. São expostos os resultados obtidos apenas por meio de FSI, como a análise de tensão von Mises e a análise de tensão cisalhante, ambas para os stents.

Os resultados da diferença de pressão são apresentados na forma de gráficos, mostrando a diferença de pressão para cada uma das espessuras do *strut*. Também são exibidos contornos de superfície para o TAWSS, OSI, tensão Von-Mises e tensão cisalhante no stent, permitindo comparações entre as diferentes espessuras do *strut*.

### 4.1. Verificação para o modelo de Carreau e modelagem por FSI

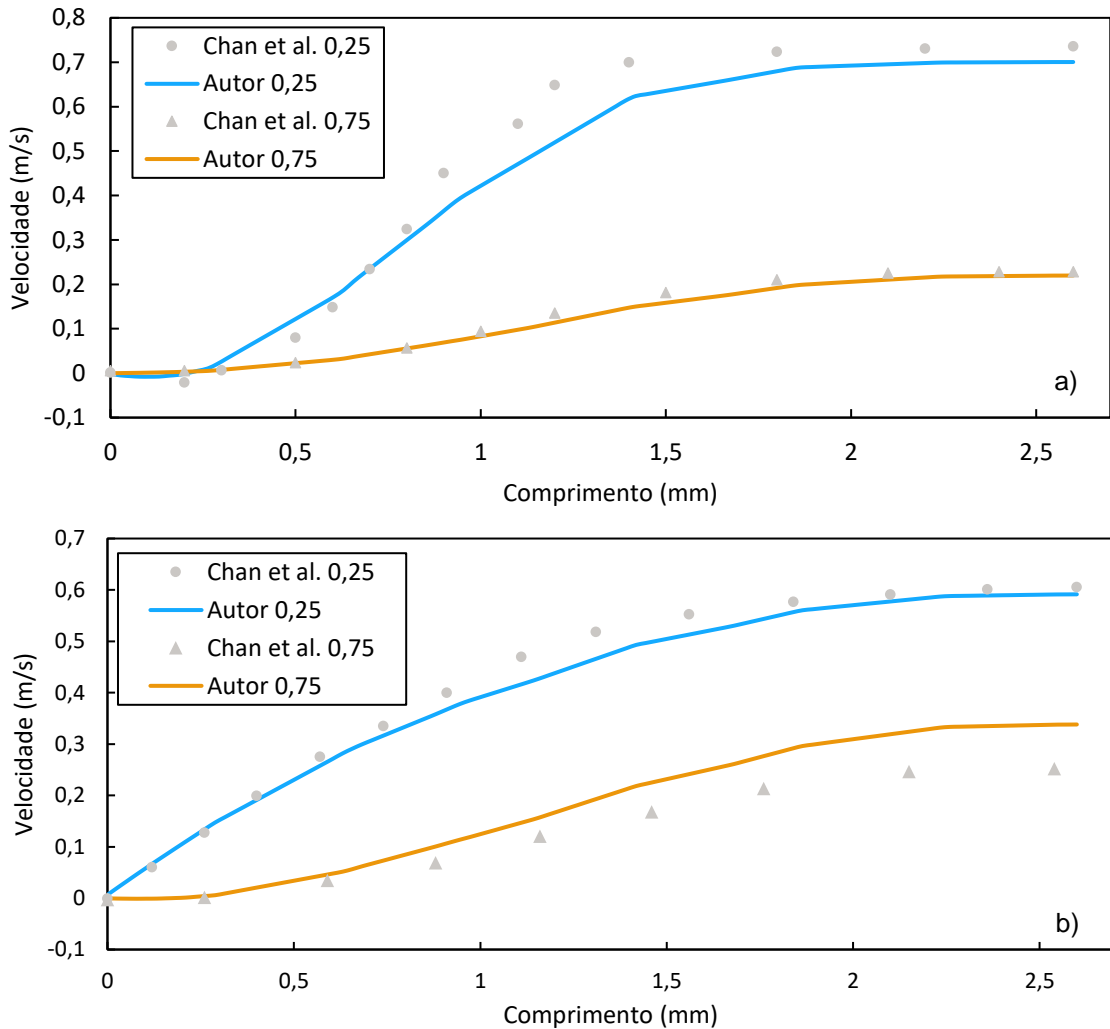
Os resultados obtidos para a verificação podem ser visualizados abaixo, para tensão cisalhante na parede na Figura 15 e perfis de velocidade nas Figura 16 a, b.

Figura 15 – Distribuição de WSS ao longo da parede arterial.



Fonte: Elaborado pelo Autor

Figura 16 – Perfil de velocidade axial em: a)  $Z' = 1$  e b)  $Z' = 4,3$ .



Fonte: Elaborado pelo Autor.

Esses resultados mostram que o modelo utilizado conseguiu reproduzir o comportamento obtido pelo autor, que obteve resultados bastante próximos, como evidenciado nos gráficos. Para averiguar a proximidade dos dados, foi utilizado o método do Erro Quadrático Médio (MSE), o qual verifica se o modelo proposto por este trabalho, está ajustado aos dados do autor, calculando a média dos quadrados dos erros, entre os valores propostos e os valores de referência, assim, quanto menor o erro, mais ajustado o modelo está. Para o primeiro gráfico da distribuição de WSS, foi encontrado um erro de 1,4496, para os perfis de velocidade em  $Z' = 1$ , para  $T = 0,25t$  e  $T = 0,75t$ , foi encontrado erros de 0,0031 e 0,0001 respectivamente e para  $Z' = 4,3$  em  $T = 0,25t$  e  $T = 0,75t$ , foi encontrado 0,007 e 1,73 respectivamente.

## 4.2. Teste de convergência de malha (GCI)

Os resultados obtidos para o teste de convergência de malha podem ser observados na Tabela 4.

Tabela 4 - Resultados para o teste de GCI.

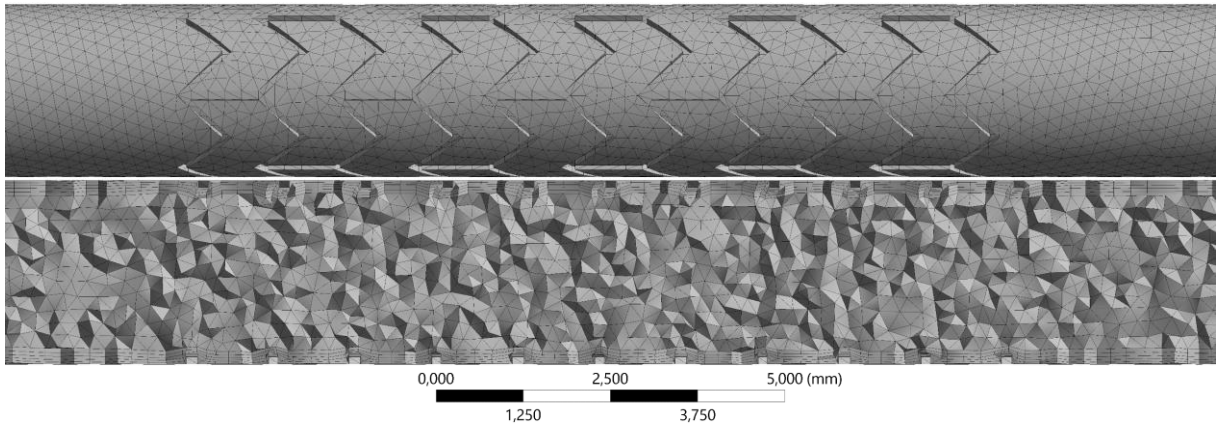
	<b>Cônico</b>	<b>Cônico</b>	<b>Cilíndrico</b>	<b>Cilíndrico</b>
	$\varphi_1 = Vel_{med} \left[ \frac{m}{s} \right]$	$\varphi_2 = \Delta P [Pa]$	$\varphi_1 = Vel_{med} \left[ \frac{m}{s} \right]$	$\varphi_2 = \Delta P [Pa]$
<b>N<sub>1</sub></b>	587710	-	368330	-
<b>N<sub>2</sub></b>	265100	-	168100	-
<b>N<sub>3</sub></b>	114000	-	77921	-
<b>r<sub>21</sub></b>	1,303929	-	1,298842	-
<b>r<sub>32</sub></b>	1,32468	-	1,292125	-
<b><math>\varphi_{N_1}</math></b>	0,12691	30,415	0,14061	39,908
<b><math>\varphi_{N_2}</math></b>	0,12654	29,713	0,13957	40,1
<b><math>\varphi_{N_3}</math></b>	0,0438	30,225	0,13292	25,947
<b>GCI<sub>21</sub>(%)</b>	<b>0.074400</b>	<b>1,463816</b>	<b>0,162631</b>	<b>0,007581</b>
<b>GCI<sub>32</sub>(%)</b>	<b>0.192670</b>	<b>0,487297</b>	<b>1,095275</b>	<b>0,607422</b>

Fonte: Elaborado pelo Autor.

Os resultados obtidos a partir desse software demonstraram que a malha está bem desenvolvida, apresentando valores muito satisfatórios de GCI tanto para o caso 1-2 (Refinada-Média) quanto para o caso 2-3 (Média-Grosseira).

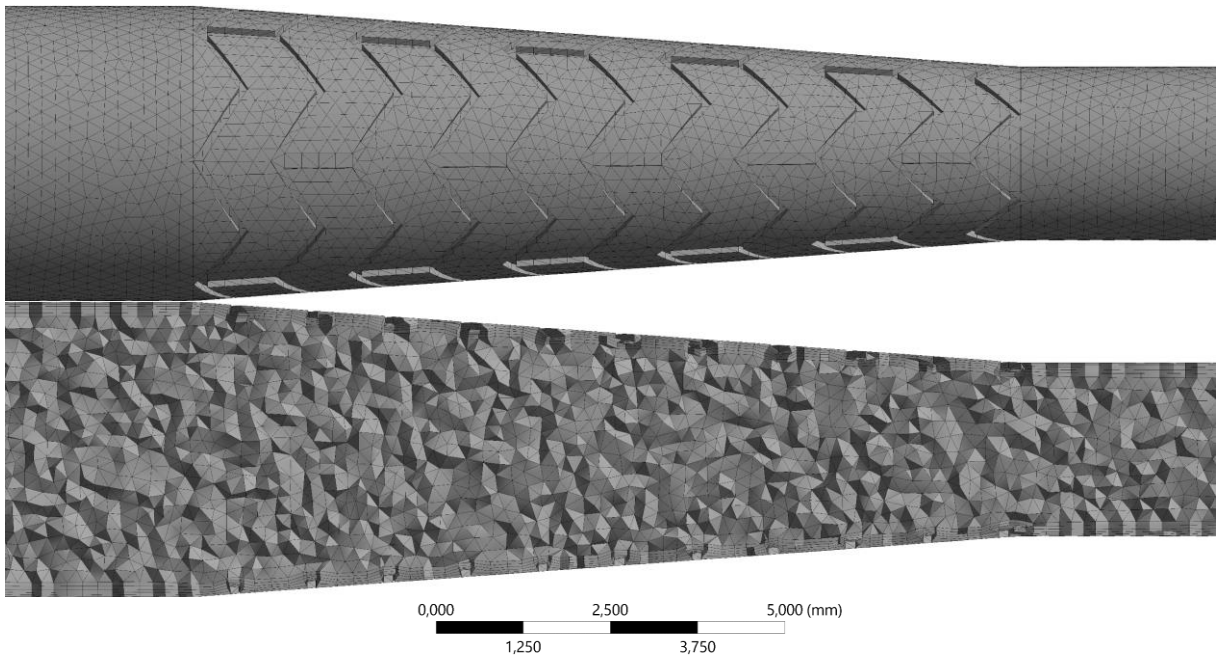
Para o desenvolvimento deste trabalho, a malha mais refinada foi selecionada para ambas as geometrias, as malhas são apresentadas a seguir, com foco na região de interesse (stent), geometria cilíndrica Figura 17 e cônica Figura 18. Também, na Figura 19, é possível visualizar a malha do domínio sólido, ou seja, o stent e parede da artéria, para as duas geometrias.

Figura 17 – Detalhes da malha externa e interna para geometria cilíndrica.



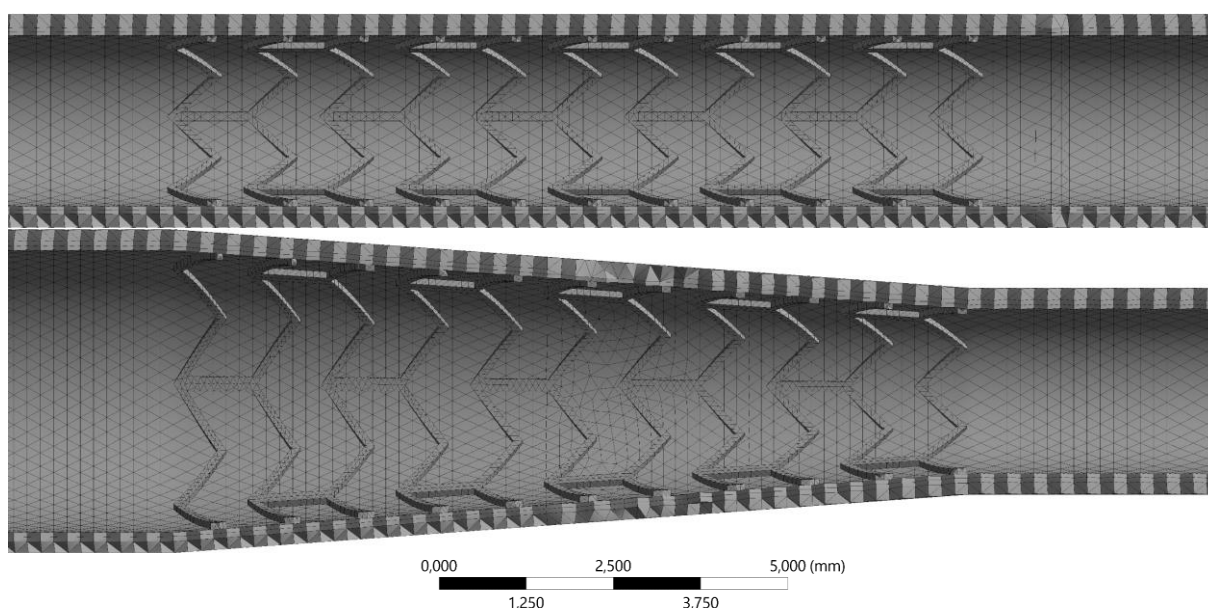
Fonte: Elaborado pelo Autor

Figura 18 – Detalhes da malha externa e interna para geometria cônica.



Fonte: Elaborado pelo Autor

Figura 19 – Detalhes das malhas para a parede arterial e stent, para geometria cilíndrica e cônica.



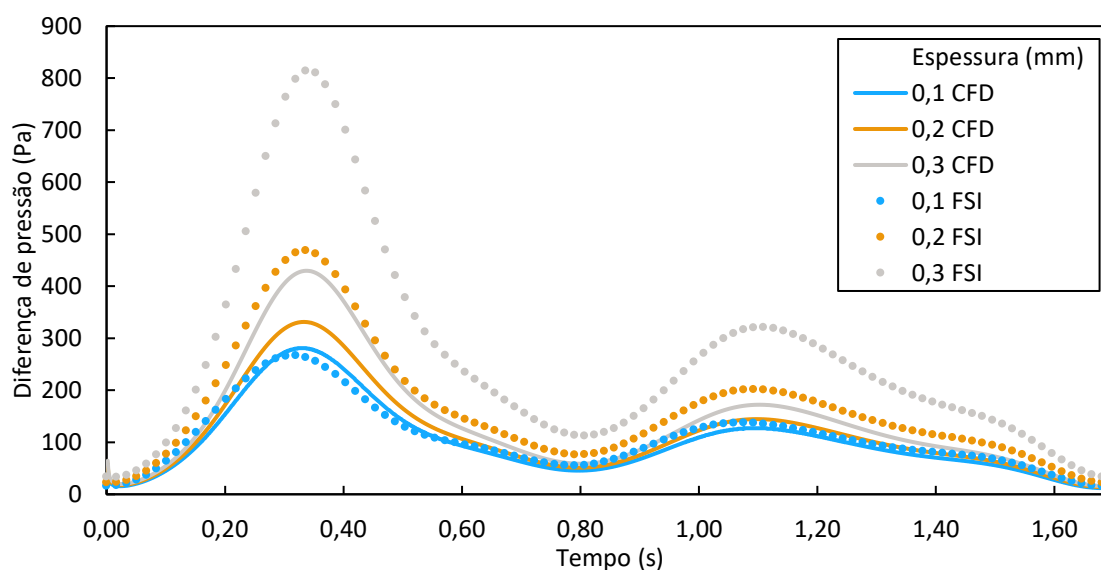
Fonte: Elaborado pelo Autor

### 4.3. Diferença de pressão ( $\Delta P$ )

A partir de uma simulação de CFD, é possível obter resultados relacionados ao fluido, como a diferença de pressão antes e depois do stent, um dado de extrema importância. Isso ocorre porque uma grande diferença de pressão entre esses pontos exigiria um esforço maior do coração para superar a resistência causada pela implantação do stent. Assim, por meio de uma análise de FSI, é possível complementar essa avaliação com informações sobre a complacência das artérias, permitindo identificar se há alguma alteração entre os modelos de simulação e as diferentes geometrias apresentadas.

Para conduzir essa análise, foram estabelecidos dois planos: um localizado a 5 mm antes do início do stent e outro situado a 5 mm do término da geometria do stent. A análise consistiu em calcular a média da pressão nesses planos e, em seguida, determinar a diferença entre eles. Com isso, foram obtidos os gráficos que ilustram a variação de pressão durante um ciclo cardíaco para a geometria cilíndrica, como mostrado na Figura 20, para a geometria cônica, Figura 21.

Figura 20 - Diferença de pressão entre as espessuras de *struts* para a geometria cilíndrica.



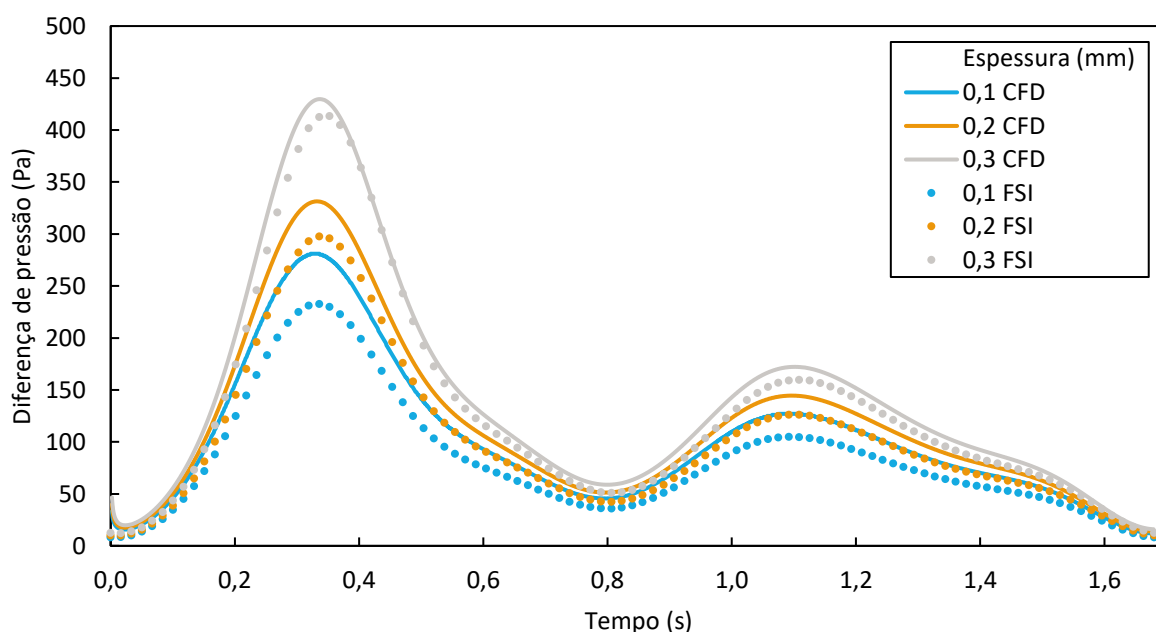
Fonte: Elaborado pelo Autor.

É possível observar uma grande discrepância nas diferenças de pressão entre os modelos CFD e FSI, especialmente nos casos dos *struts* mais espessos, nos quais o modelo FSI resulta em quase o dobro da pressão obtida pelo modelo CFD. Essa diferença substancial se deve, em grande parte, à elasticidade das paredes da artéria, ou seja, à complacência arterial, uma vez que o *strut* de 0,3 mm causa uma perda de carga significativa na artéria durante o pico de velocidade.

As paredes arteriais se deformam naturalmente para armazenar essa energia em forma de pressão e, posteriormente, a libera para um segundo pico de pressão sanguínea durante a diástole. Isso resulta no aumento de volume, aumentando então o diâmetro da seção que, quando combinado à perda de carga causada pelo stent, leva a uma grande diferença de valores, especialmente se utilizado o *strut* de 0,3 mm para a comparação. No entanto, na análise de CFD, essa variação de pressão ocorre de forma quase linear, isso poderia levar a uma análise errônea do estudo, quando na verdade, a diferença de pressão é relativamente maior como visualizado na curva de FSI.



Figura 21 - Diferença de pressão entre as espessuras de *struts* para a geometria cônica.



Fonte: Elaborado pelo Autor.

Na geometria cônica, não se observa uma grande diferença nos resultados de diferença de pressão entre as espessuras dos *struts*, uma vez que a própria geometria facilita o direcionamento do fluxo, comprimindo-o em direção ao centro do stent. Isso resulta em uma condição mais favorável em relação à perda de carga.

Porém, o comportamento esperado para a modelagem de FSI era de valores maiores em relação à CFD, como apresentado para a geometria cilíndrica, mas na geometria cônica acontece o oposto. A complacência atua da mesma forma, porém, a geometria cônica sofre uma perda de carga menor na modelagem de FSI, absorvendo parte da pressão mantendo-a baixa, enquanto que na CFD essa pressão não é amortecida pela complacência causando esse leve aumento em relação à FSI.

No que se refere à análise dos resultados em relação à comparação das espessuras dos *struts*, é evidente que quanto menor for a espessura do *strut*, menor será a diferença de pressão entre os planos. Consequentemente, quanto maior for a espessura do *strut*, maior será a discrepância.

A pressão é um indicador crucial quando se trata de um fluxo que deve ser entregue com o mínimo de esforço possível nas posteriores ramificações da circulação cardiovascular. Portanto, os melhores resultados, são obtidos com *struts* de 0,1 mm de espessura para ambas as geometrias, uma vez que *struts* maiores

causam perturbações mais significativas no fluxo, o que leva a um aumento da pressão necessária para o escoamento do sangue.

#### 4.4. Média temporal da tensão cisalhante na parede (TAWSS)

A análise do WSS na parede das artérias é bastante delicada, pois as tensões não podem ser excessivamente altas nem baixas. Tensões elevadas podem danificar a camada das células endoteliais e desencadear processos inflamatórios que podem levar ao desenvolvimento de placas ateroscleróticas ou aneurismas. Tensões baixas, por outro lado, podem não estimular adequadamente as células endoteliais a desempenhar suas funções fisiológicas, o que também contribui para o desenvolvimento da aterosclerose.

De acordo com Chiu e Chien (2011), o WSS pode variar de 1 a 7 Pa em artérias. Entretanto, em situações de alto grau de estenose, esse índice é frequentemente reportado como sendo maior que 7 Pa (MASCHIO, 2019).

O TAWSS é um parâmetro que integra o WSS ao longo de um ciclo, calculando a média dos valores de tensão. Essa abordagem permite uma análise mais prática dos resultados. O valor máximo do TAWSS foi estabelecido em 7 Pa, tornando possível identificar regiões com alto WSS de interesse e, excluir regiões com WSS elevado que não fazem parte da análise, como a entrada da artéria (*inlet*) e a parede do stent em contato com o escoamento. Isso se aplica aos diferentes casos dos *struts* e pode ser observado os contornos nas geometrias cilíndricas Figuras 22, 23 e 24 e cônicas Figuras 25, 26 e 27, tanto para CFD quanto para FSI, diferenciando-se pela espessura do *strut*.

Figura 22 – TAWSS, para geometria cilíndrica e *strut* de 0,1 mm: a) CFD e b) FSI

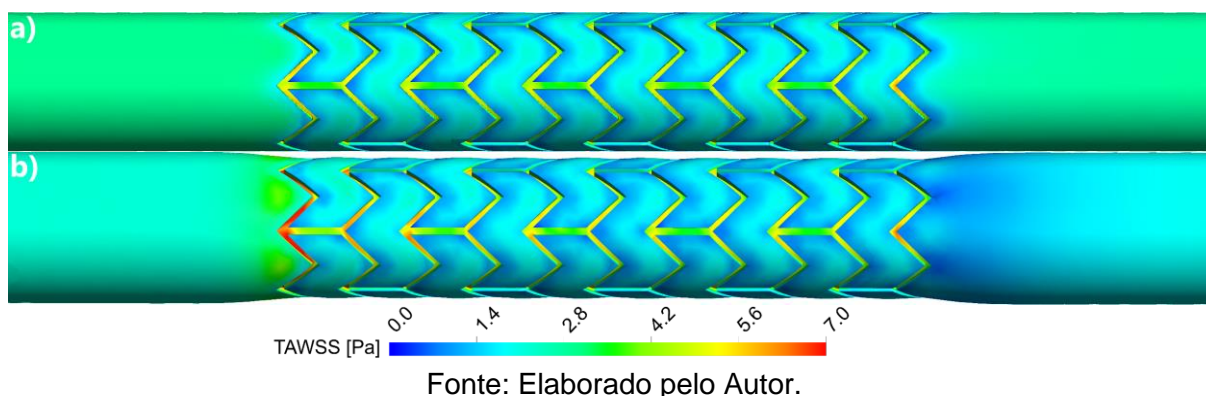


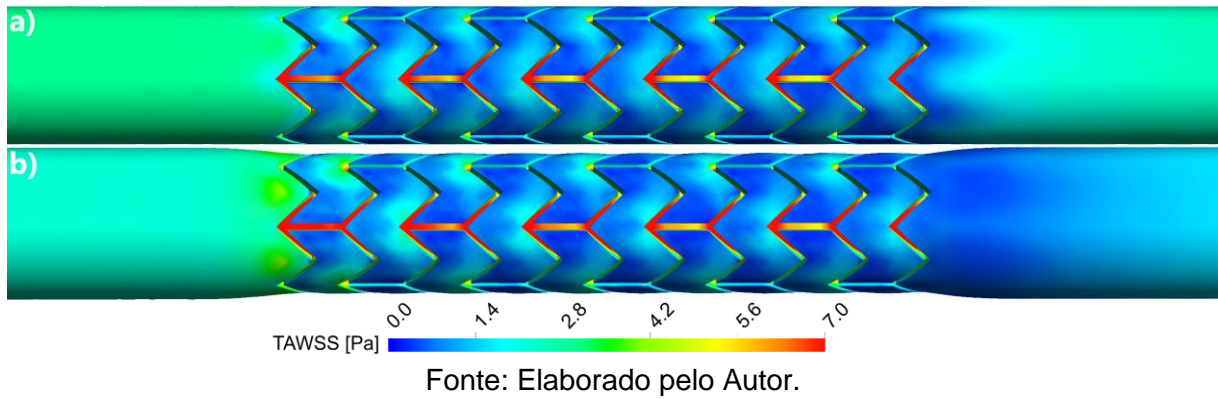
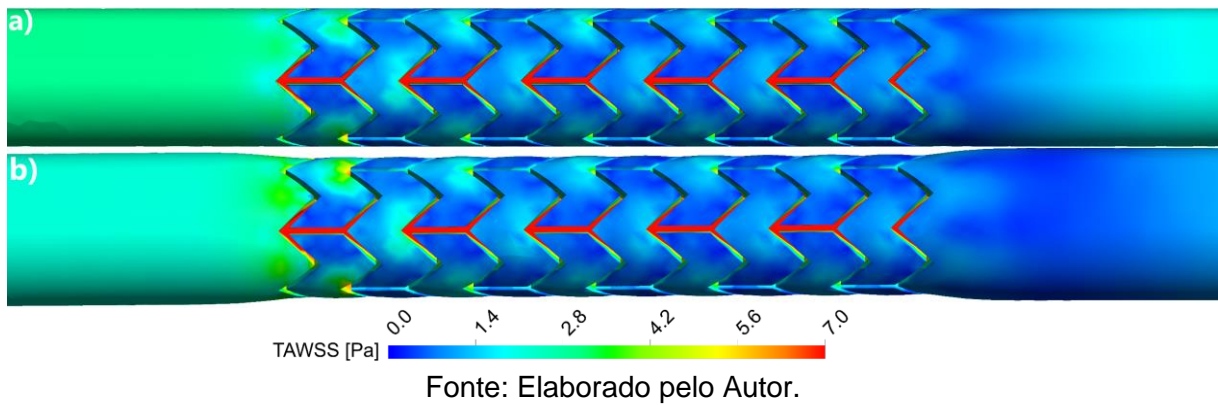
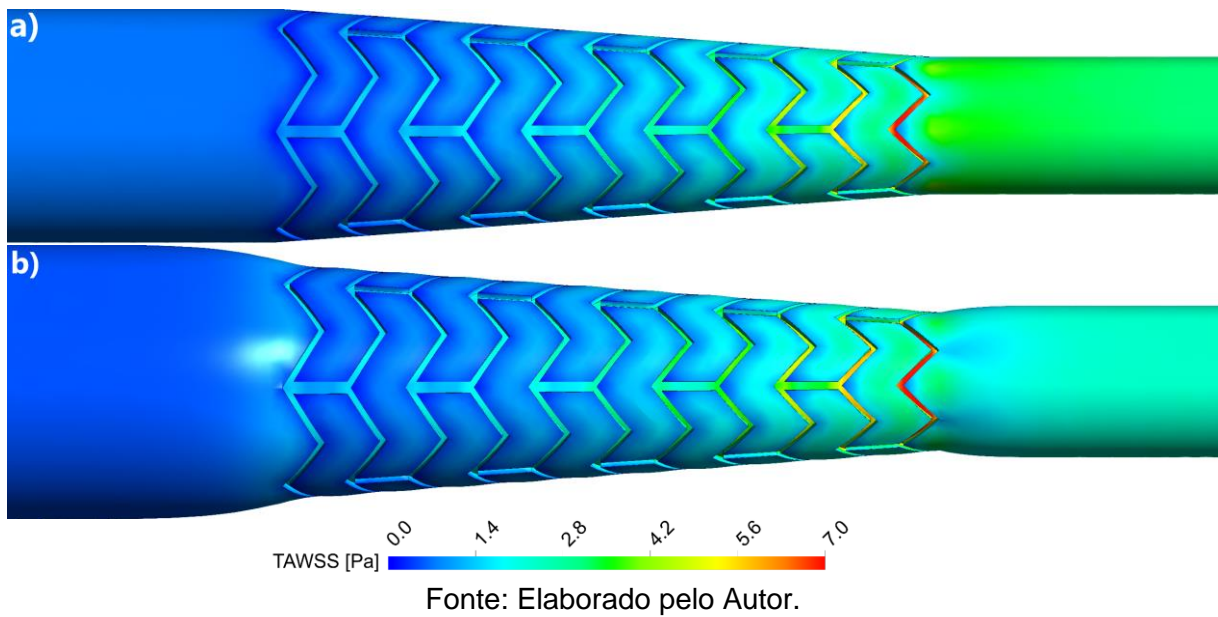
Figura 23 – TAWSS, para geometria cilíndrica e *strut* de 0,2 mm: a) CFD e b) FSIFigura 24 – TAWSS, para geometria cilíndrica e *strut* de 0,3 mm: a) CFD e b) FSIFigura 25 – TAWSS, para geometria cônica e *strut* de 0,1 mm: a) CFD e b) FSI

Figura 26 – TAWSS, para geometria cônica e *strut* de 0,2 mm: a) CFD e b) FSI

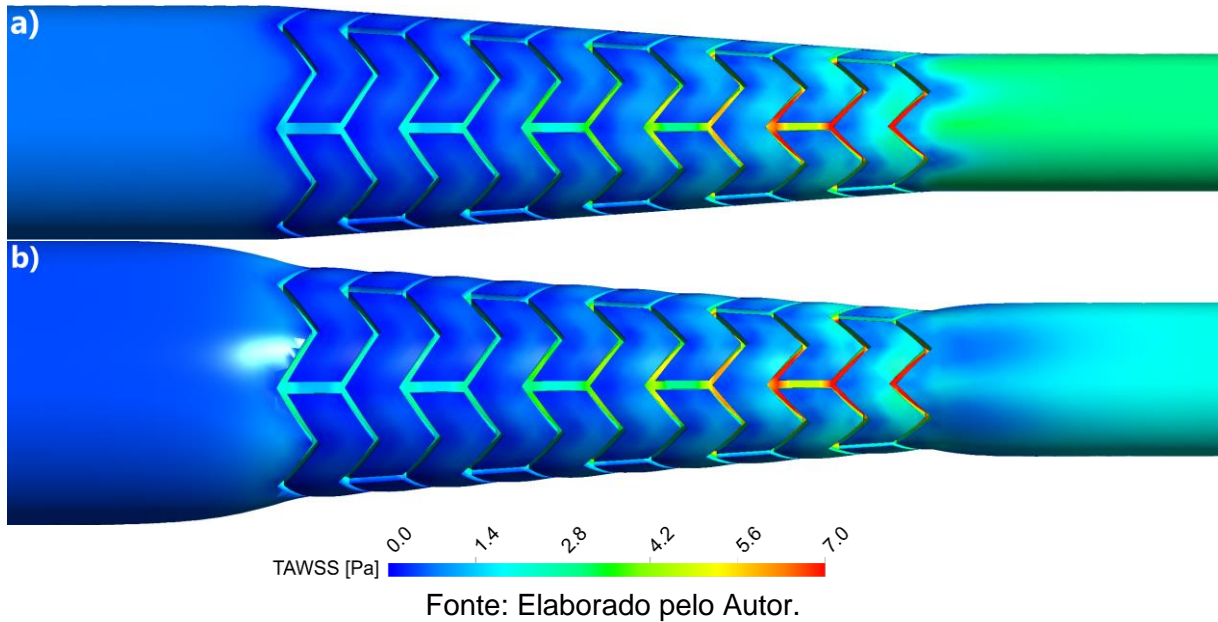
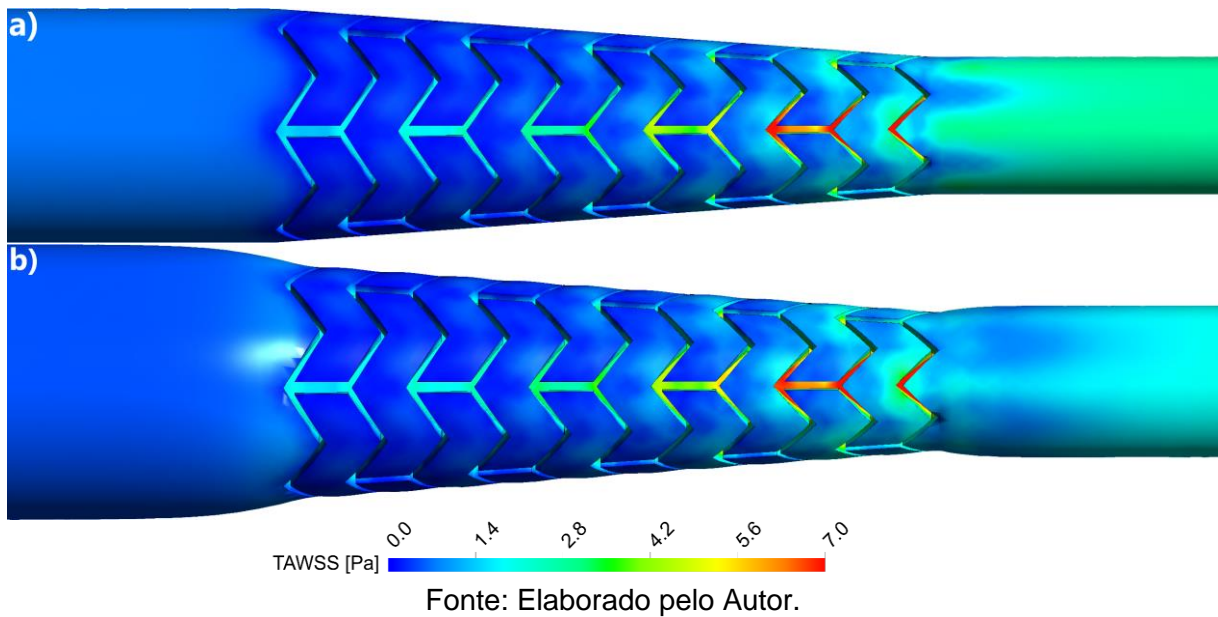


Figura 27 – TAWSS, para geometria cônica e *strut* de 0,3 mm: a) CFD e b) FSI

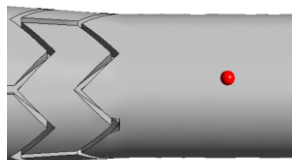


O TAWSS proporciona uma visão geral do comportamento dos diferentes *struts*. Quanto maior a espessura do *strut*, maior a compressão do escoamento, resultando em maiores vetores de velocidade e influenciando diretamente as tensões cisalhantes na parede. Contudo, mesmo com a espessura aumentada, a média do WSS para valores mais elevados permanece abaixo do limite de 7 Pa estabelecido neste estudo para o TAWSS, porém, há regiões com baixos ou quase nulos valores de TAWSS, como nas extensões antes e após o stent.

Para avaliar quantitativamente os resultados obtidos foi realizada uma medição em um ponto específico da artéria 2 mm após o stent em todas as geometrias, pois este ponto configura uma região crítica de análise, visto que, é a região mais provável para apresentar problemas de RIS, depois da região dentro do stent. Estes resultados são observados na Tabela 5.

Tabela 5 – TAWSS pontual para as geometrias estudadas.

Geometria	Strut (mm)	CFD (Pa)	FSI (Pa)
<b>Cilíndrica</b>	0,1	2,7385	1,4410
	0,2	2,1301	0,7345
	0,3	1,0884	0,3916
<b>Cônica</b>	0,1	3,3556	2,1574
	0,2	3,0463	1,7256
	0,3	2,7039	1,4665



Fonte: Elaborado pelo Autor.

Nas paredes arteriais situadas entre as paredes do stent, é possível observar pontos críticos com tensões mínimas. Esse fator pode acarretar, a longo prazo, em acúmulo de células e possível reestenose.

Essas complicações ocorrem devido ao afastamento do fluxo de sangue da parede arterial. Quanto maior a espessura do *strut*, maior é o degrau, causando assim áreas de recirculação ou no mínimo, uma diminuição nas velocidades próximas as paredes internas da artéria. Isso contribui para as baixas tensões cisalhantes próximas às paredes do stent.

Balossino et al. (2008) encontraram resultados diferentes ao utilizar um mesmo stent com espessuras diferentes de 0,05 mm e 0,15 mm. Foi realizada a deformação dos stents no interior da artéria com uma camada de placa (estenose), e a partir dessa geometria deformada, foi realizada a simulação em CFD. Constatou-se que o stent com maior espessura entregou uma porcentagem de área com WSS menor que 0,5 Pa, comparativamente menor em relação ao de menor espessura, condizendo com melhores resultados para o *strut* mais espesso.

Como observado na Tabela 5 e visualizado de melhor forma a comparação entre as espessuras, utilizando apenas a modelagem de FSI nas Figuras 28 e 29 para a geometria cilíndrica e cônica respectivamente, é apresentado o oposto do obtido pelos autores, onde *struts* menos espessos entregam tensões maiores. A diferença entre os comportamentos apresentado pelos autores e por este trabalho, pode se dar devido à utilização de uma modelagem de fluido diferente (newtoniano ou não newtoniano), tanto quanto também, uma influência direta da geometria do stent, os quais são diferentes entre os estudos.

Figura 28 – Comparação de TAWSS entre os *struts* cilíndricos através da modelagem de FSI: a) 0,1 mm, b) 0,2 mm e c) 0,3 mm.

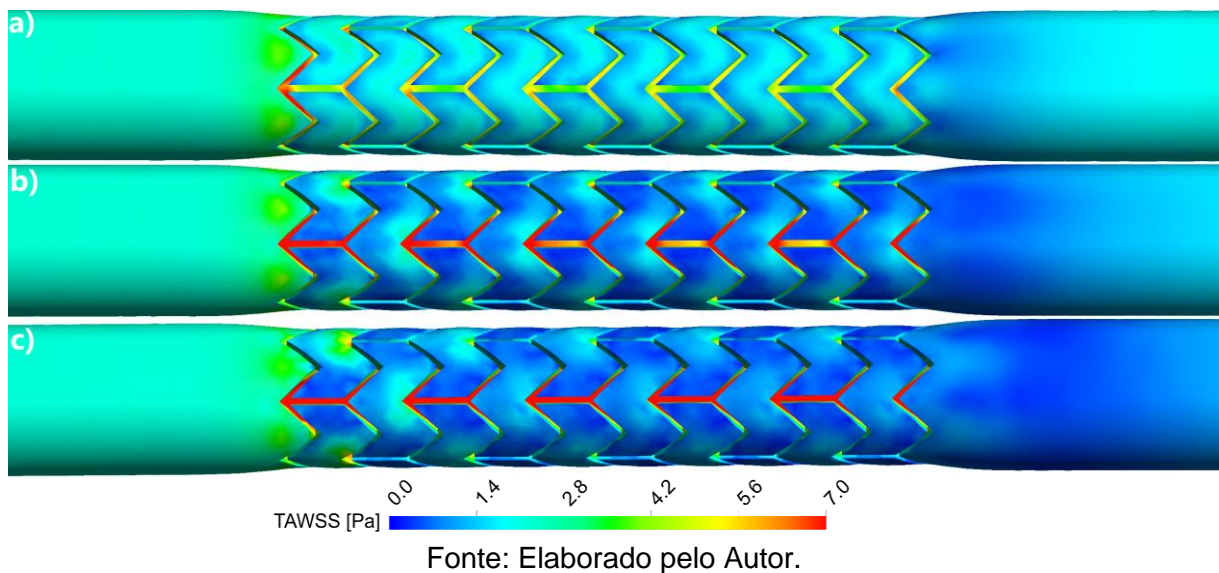
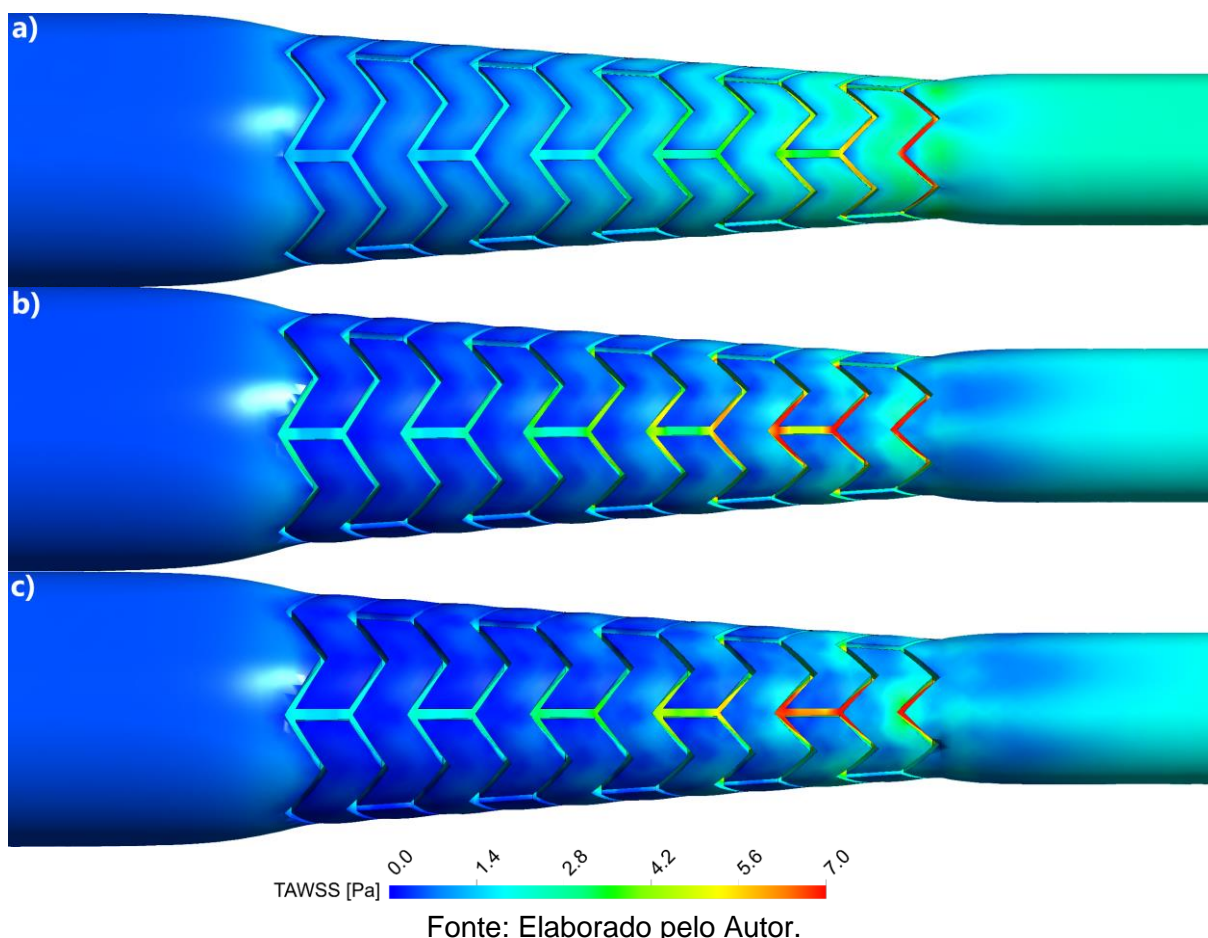


Figura 29 – Comparação de TAWSS entre os *struts* cônicos através da modelagem de FSI: a) 0,1 mm, b) 0,2 mm e c) 0,3 mm.

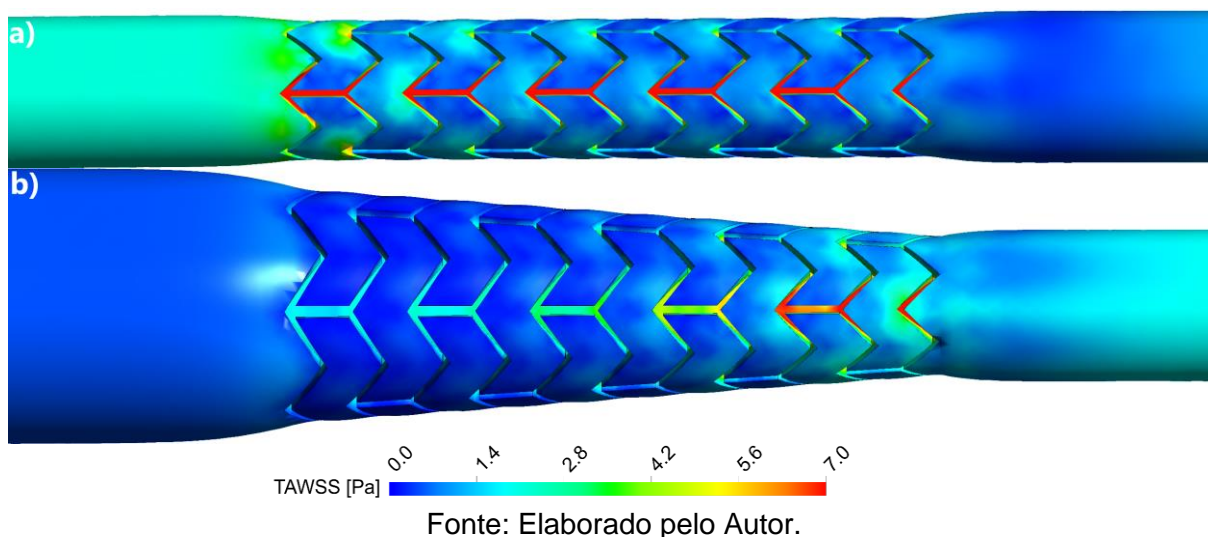


Ao comparar os modelos de CFD e FSI, é possível observar que o modelo de CFD fornece valores mais elevados em comparação com o modelo de FSI. Isso poderia levar a uma interpretação favorável do caso estudado, visto que, tensões maiores são interessantes para o estudo, mas, ao analisar os resultados de FSI, método o qual se aproxima mais da fisiologia cardiovascular, percebe-se o oposto. Enquanto isso, ao observar as paredes arteriais localizadas dentro da malha do stent, não são observadas diferenças visíveis entre os modelos.

Analisando as diferentes geometrias de stent e usando apenas os casos de FSI para a espessura do *strut* de 0,3 mm, através da Figura 30, observa-se que o formato cilíndrico apresenta um valor mais alto de TAWSS na parte inicial, uma distribuição uniforme na parte do stent e um valor baixo na parte posterior dele. No caso cônico, há uma região com valores mais baixos de TAWSS no início e uma distribuição desigual na parte do stent, em que há regiões com valores maiores de TAWSS no final do stent. Além disso, a parte posterior do stent na geometria cônica apresenta

resultados melhores em comparação à cilíndrica, alcançando valores de tensões maiores.

Figura 30 – Comparação de TAWSS entre as geometrias para a espessura do *strut* de 0,3 mm através da modelagem de FSI: a) Cilíndrico e b) Cônico.



Yu et al. (2017), foram os primeiros a abordar o uso de stents cônicos, e chegaram a mesma conclusão sobre a comparação dos modelos cilíndricos e cônicos, ainda que a geometria cilíndrica tenha proporções diferentes das apresentadas neste trabalho, que o stent cônico conseguiu entregar uma melhor distribuição das tensões, e conseqüentemente diminuir a incidência de complicações pós implantação do stent.

#### 4.5. Índice de oscilação cisalhante (OSI)

Através do OSI, é possível identificar locais com fluxo oscilante, ou seja, perturbado. Este parâmetro adimensional é avaliado em uma escala de 0 a 0,5, com 0 representando um escoamento ordenado, seguindo o comportamento esperado do escoamento fisiológico e 0,5 indicando que o escoamento está no sentido oposto, mostrando áreas em que ele está completamente perturbado. Os resultados de contornos de OSI podem ser observados na Figuras 31, 32 e 33 para a geometria cilíndrica e na Figuras 34, 35 e 36 para a cônica.



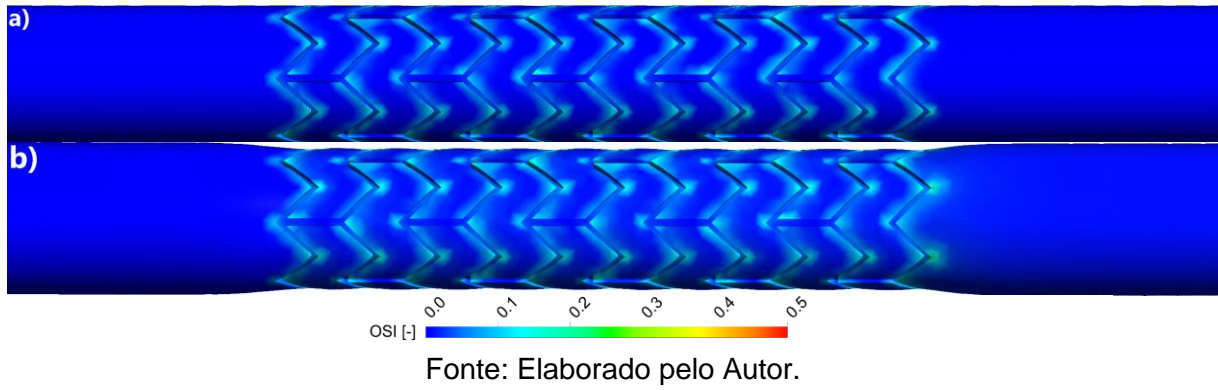
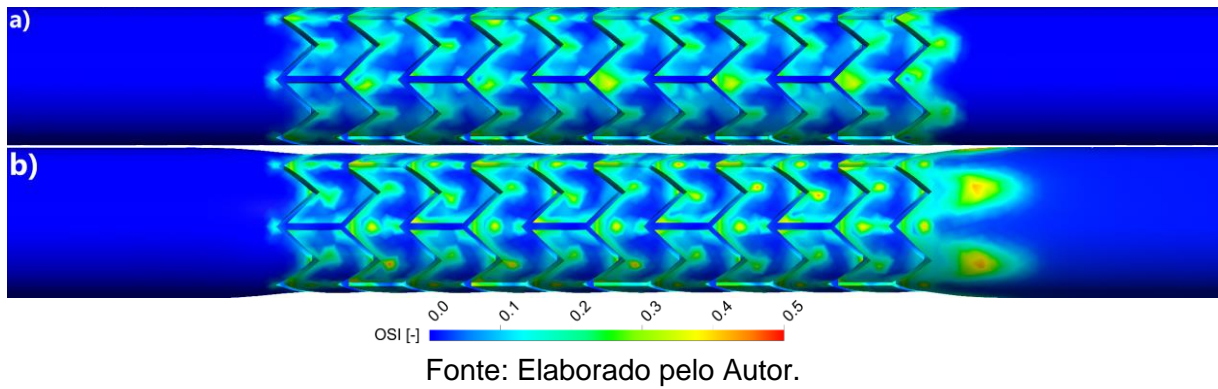
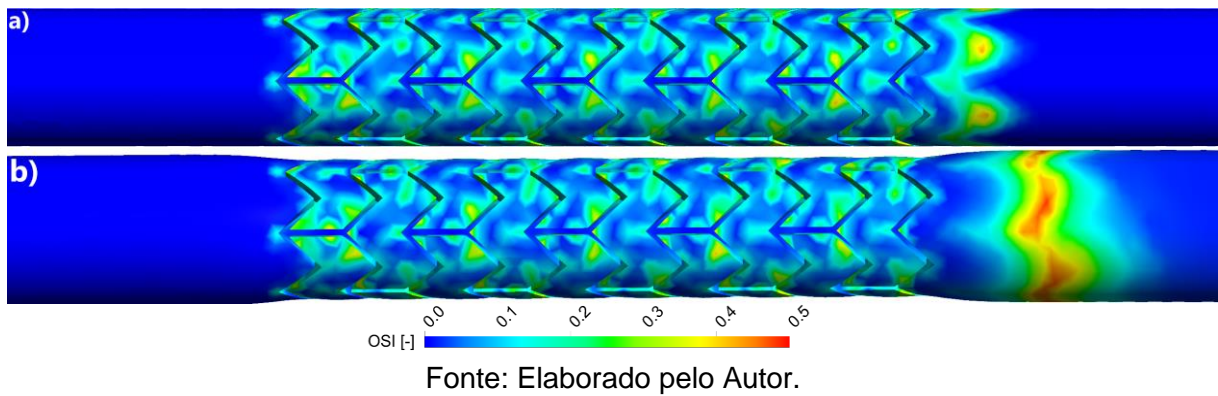
Figura 31 - OSI, para geometria cilíndrica e *strut* de 0,1 mm: a) CFD e b) FSI.Figura 32 - OSI, para geometria cilíndrica e *strut* de 0,2 mm: a) CFD e b) FSI.Figura 33 - OSI, para geometria cilíndrica e *strut* de 0,3 mm: a) CFD e b) FSI.

Figura 34 - OSI, para geometria cônica e *strut* de 0,1 mm: a) CFD e b) FSI.

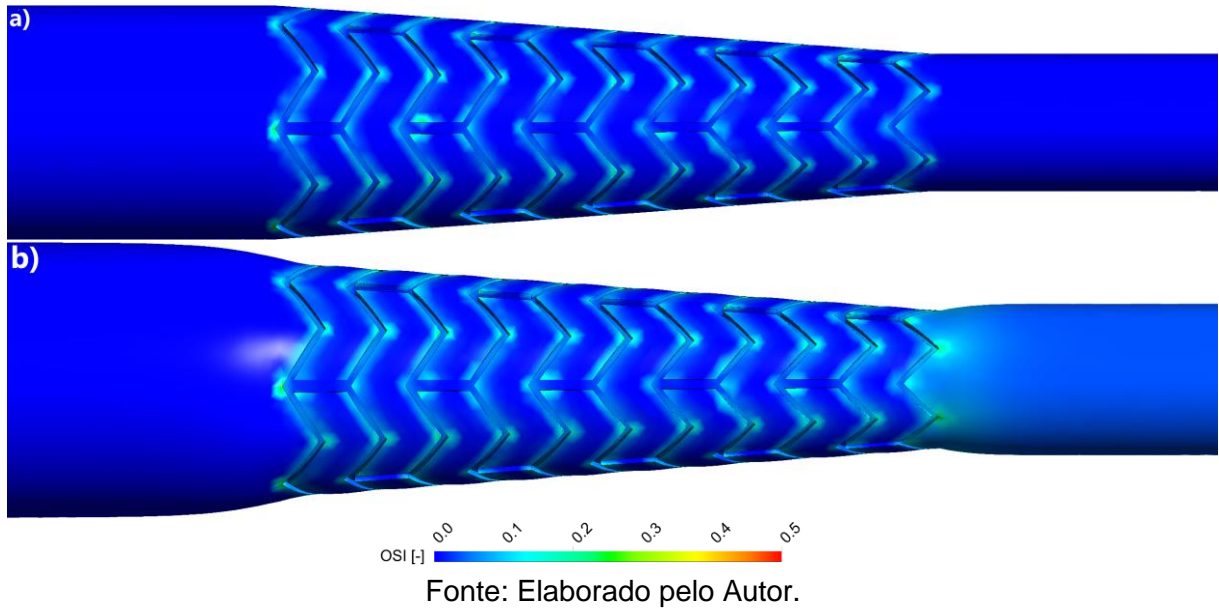


Figura 35 - OSI, para geometria cônica e *strut* de 0,2 mm: a) CFD e b) FSI.

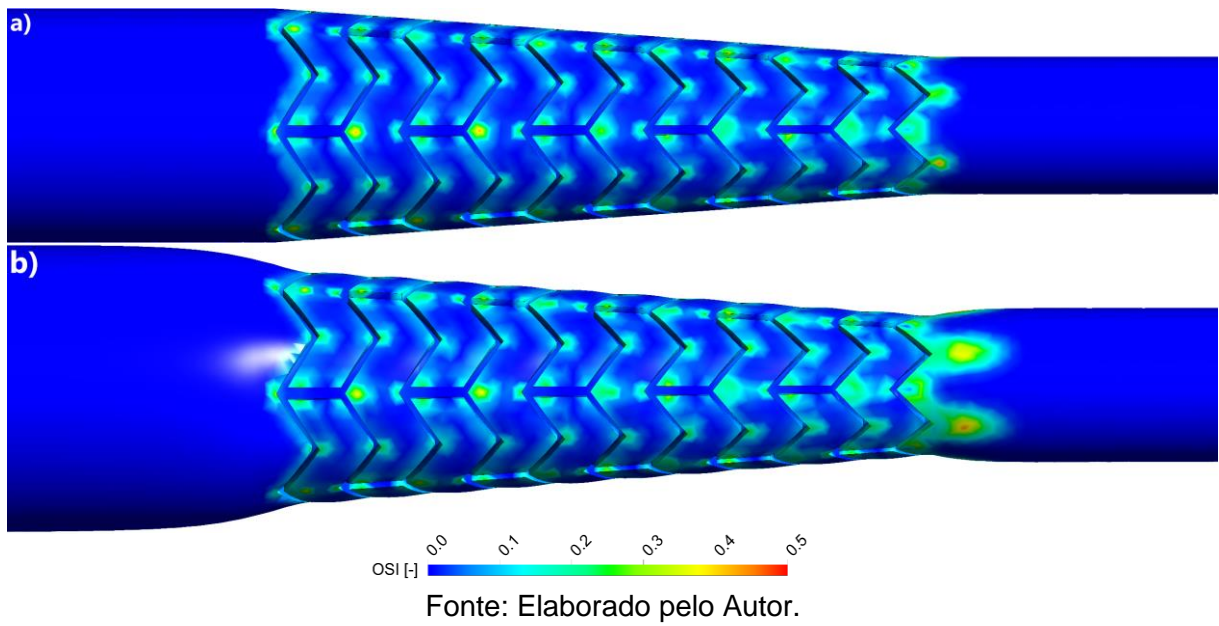
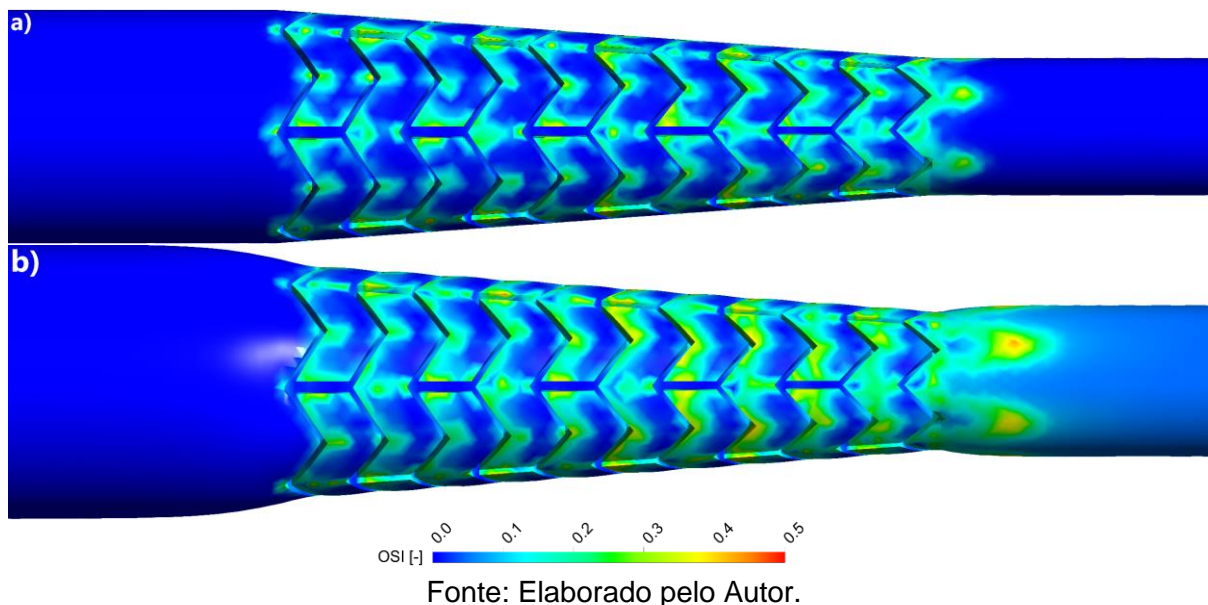


Figura 36 - OSI, para geometria cônica e *strut* de 0,3 mm: a) CFD e b) FSI.



Nos resultados do FSI, observa-se um aumento significativo no OSI, devido ao aumento da seção causado pela complacência das artérias. Isso resulta em um aumento no degrau que o escoamento precisa superar, entre o stent e a parede arterial, gerando regiões de maior recirculação.

Bonfanti et al. (2018), ao abordaram uma comparação entre CFD e FSI em uma aorta, chegaram a mesma conclusão, onde foram obtidos valores maiores de OSI, através do FSI e o modelo rígido (CFD) obteve valores significativamente mais baixos de OSI nas mesmas regiões observadas. E concluíram que, o movimento da parede afeta intensamente o escoamento, onde a expansão e contração alternadas do vaso devido às flutuações de pressão aprimoram a natureza oscilatória do escoamento.

Em relação à espessura do *strut*, é evidente que quanto maior a espessura do *strut*, maior é a perturbação no escoamento, resultando em mais áreas com escoamento oscilatório e com maior intensidade. Para as geometrias com *struts* de 0,1 mm de espessura, as regiões de oscilação estão localizadas muito próximas às paredes do stent, enquanto em outras geometrias, o fluxo oscilatório se irradia no sentido do escoamento, gerando mais áreas de perturbação do fluxo, a comparação entre as espessuras do *strut*, utilizando a modelagem de FSI, é observado nas Figuras 37 e 38, para as geometrias cilíndricas e cônicas respectivamente.

Figura 37 – Comparação de OSI entre os *struts* cilíndricos através da modelagem de FSI: a) 0,1 mm, b) 0,2 mm e c) 0,3 mm.

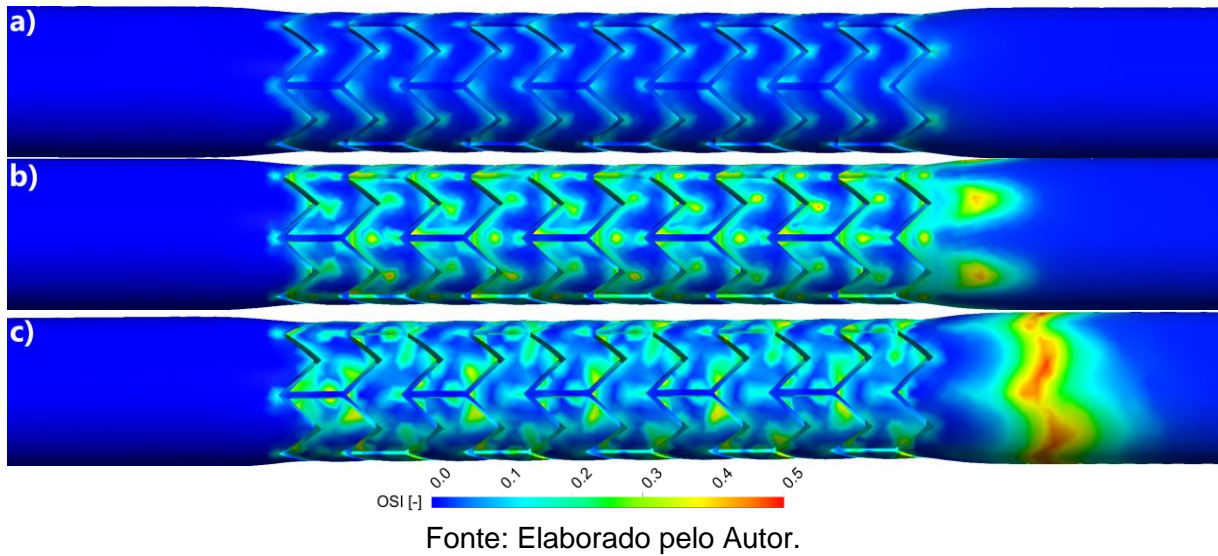
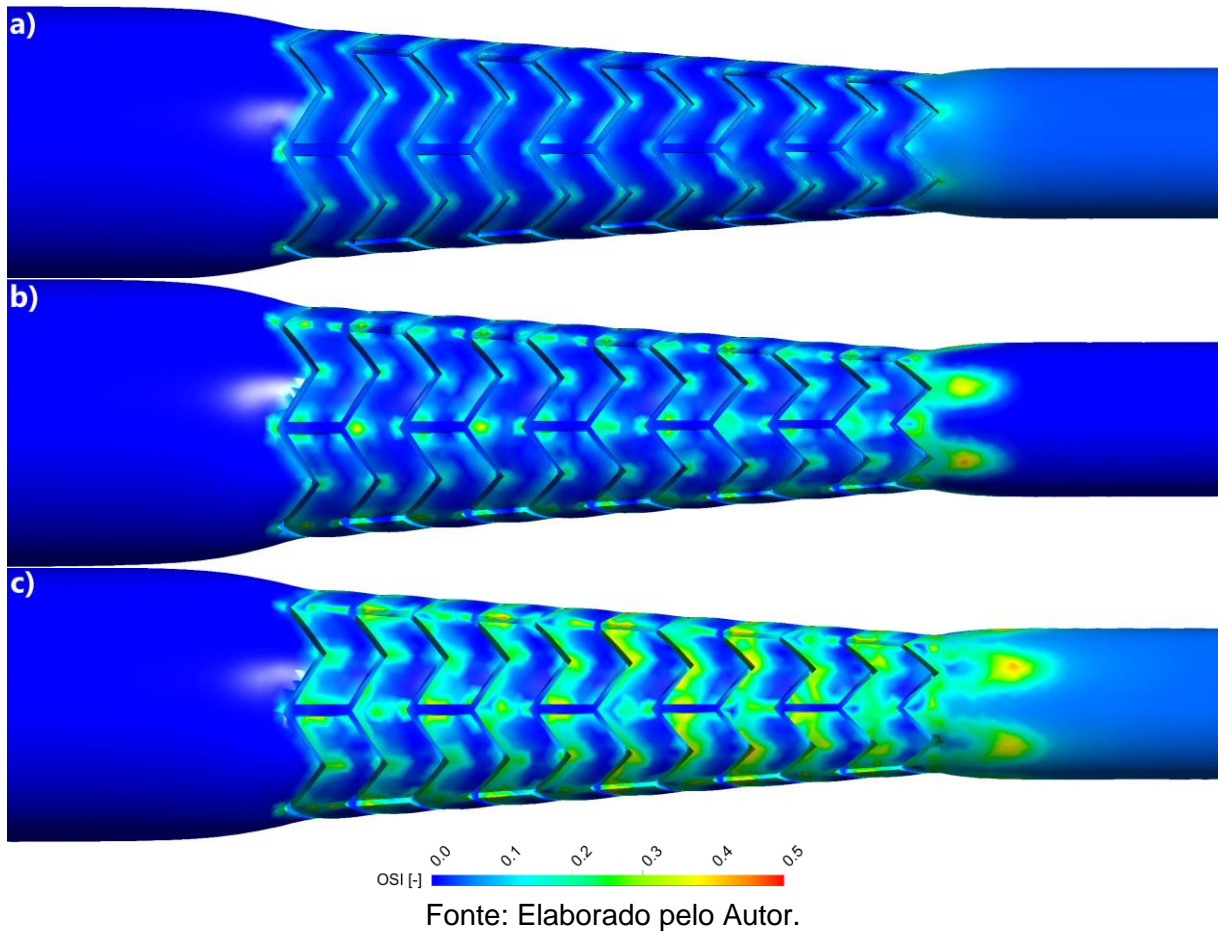
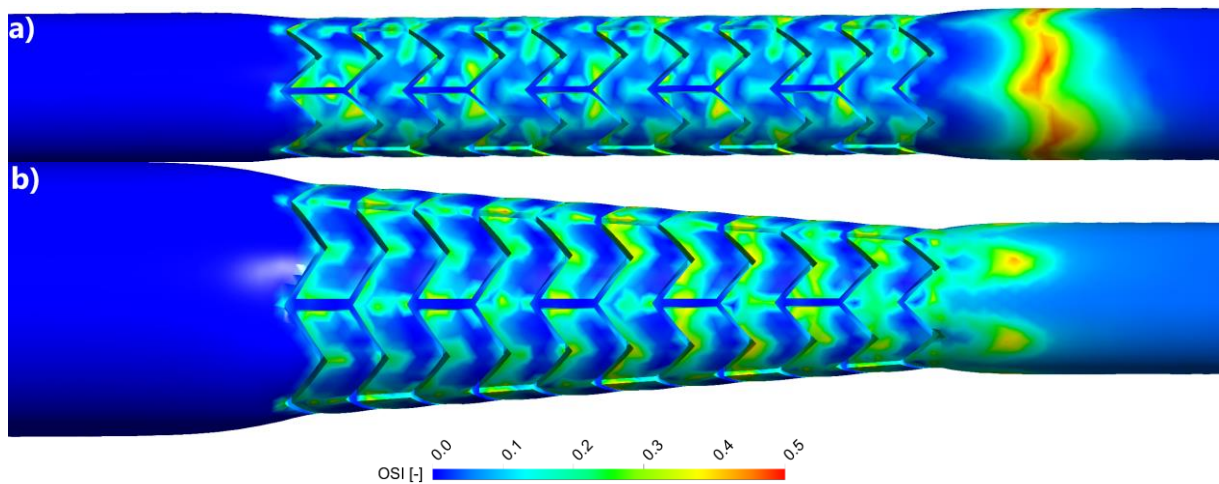


Figura 38 – Comparação de OSI entre os *struts* cônicos através da modelagem de FSI: a) 0,1 mm, b) 0,2 mm e c) 0,3 mm.



Ao considerar os resultados da análise FSI e fazer uma comparação entre as geometrias dos stents, cilíndricos e cônicos, é possível observar uma maior eficácia na geometria cônica. Utilizando a comparação entre as geometrias para o *strut* de 0,3 mm, na Figura 39, é possível observar que o formato cilíndrico apresenta uma região mais ampla com fluxo oscilatório, incluindo a região do stent e a área posterior a ele.

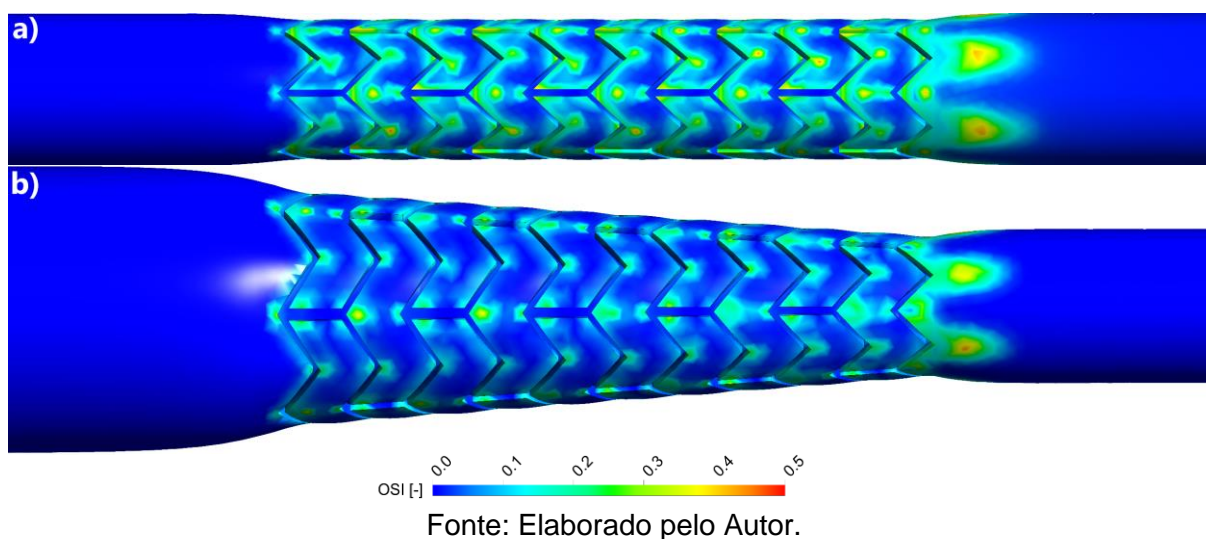
Figura 39 – Comparação de OSI entre as geometrias para a espessura do strut de 0,3 mm através da modelagem de FSI: a) Cilíndrico e b) Cônico.



Fonte: Elaborado pelo Autor.

Todavia, no stent cônico, essa área de fluxo oscilatório é limitada a uma pequena região próxima às paredes do stent, a qual logo se estabiliza, algo que também acontece nas geometrias de 0,2 mm, Figura 40. Mas não são visualizadas com grandes diferenças nos *struts* de 0,1 mm.

Figura 40 – Comparação de OSI entre as geometrias para a espessura do strut de 0,2 mm através da modelagem de FSI: a) Cilíndrico e b) Cônico.



#### 4.6. Análise estrutural dos stents por meio do critério de Von-Mises

A análise estrutural de stents, incluindo a identificação de critérios de falha, é realizada utilizando a tensão de Von-Mises, a qual combina tensões normais e de cisalhamento e pode ser comparada diretamente com a tensão de escoamento do material do stent. Essa verificação ajuda a identificar possíveis falhas críticas para a estrutura do stent.

Essa análise estrutural exige a aplicação de uma tensão à parede do stent e pode ser realizada de forma simplificada, usando simulações de FSI de uma via (*one-way*). Neste caso, as pressões derivadas do fluxo sanguíneo, obtidas por meio de simulações de CFD, são aplicadas ao módulo estrutural do stent.

Para o presente estudo, foi realizado uma abordagem mais complexa e precisa através da simulação por meio de FSI de duas vias (*two-way*). Nesse cenário, em cada passo de tempo, o stent recebeu as tensões provenientes do fluxo sanguíneo, permitindo uma análise mais detalhada da interação entre o stent e o fluido (sangue). Os resultados obtidos para cada um dos stents estão apresentados na Figura 41, para a geometria cilíndrica, e Figura 42, para a geometria cônica.

Figura 41 – Tensão de Von-Mises para a geometria cilíndrica: a) 0,1 mm, b) 0,2 mm e c) 0,3 mm.

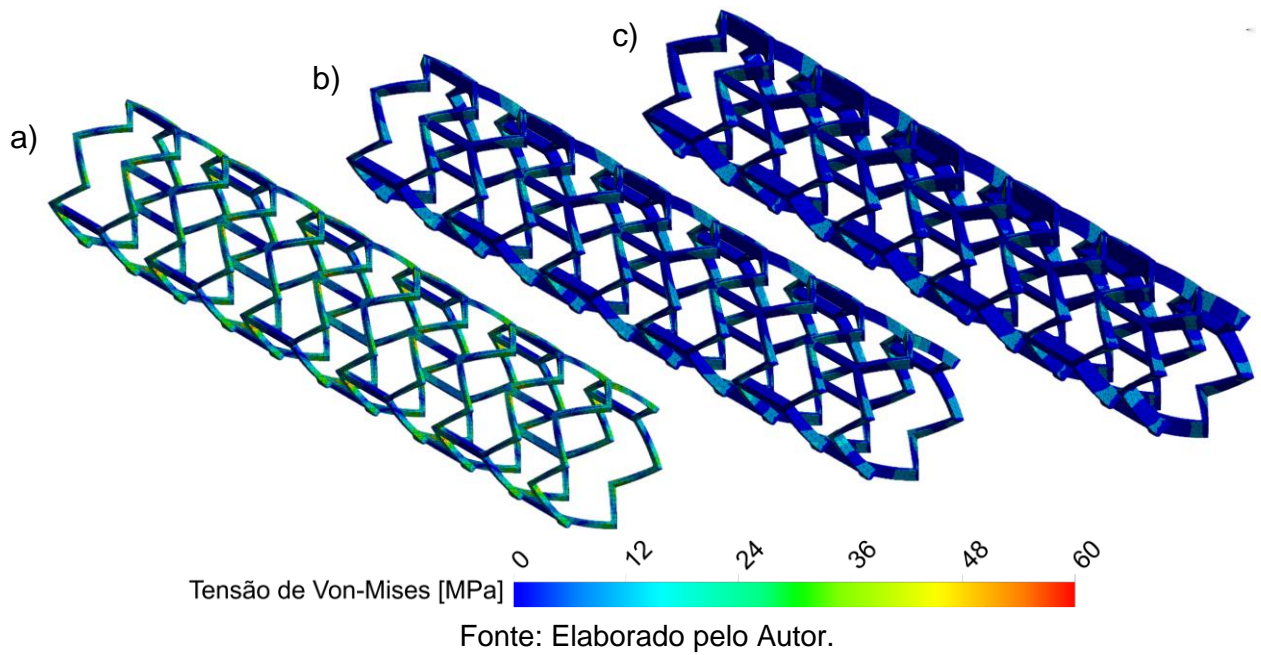
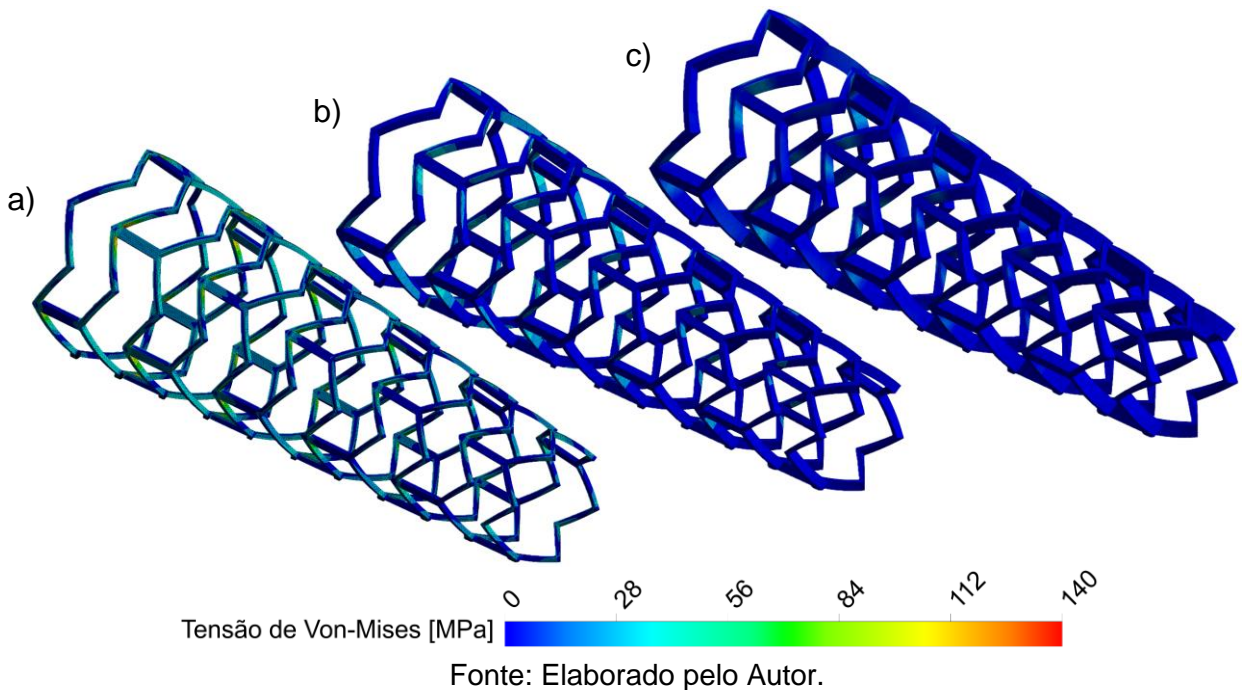


Figura 42 – Tensão de Von-Mises para a geometria cônica: a) 0,1 mm, b) 0,2 mm e c) 0,3 mm.



Analisando os resultados, observa-se uma notável disparidade entre diferentes geometrias de stents (cilíndricos e cônicos) e as diferentes espessuras dos *struts*. Comparativamente, as tensões de Von-Mises variam significativamente.

Na comparação das geometrias, as tensões de Von-Mises na geometria cilíndrica são resultantes, principalmente, das forças exercidas pelo fluxo sanguíneo bombeado pelo coração, sendo distribuídas quase que homogeneamente na extensão do stent. Já a geometria cônica enfrenta tensões adicionais devido ao afunilamento do escoamento. Nesse caso, é possível observar as maiores tensões justamente na parte inicial do stent, onde a velocidade é menor, e a pressão é maior, o que resulta em níveis de tensão mais elevados.

No que diz respeito às espessuras dos *struts*, observa-se que os stents com *struts* de 0,1 mm exibem as tensões de Von-Mises mais elevadas. Isso ocorre devido à área da seção transversal da geometria ser menor quando comparada aos stents com *struts* de 0,3 mm.

Jayendiran, Nour e Ruimi (2018), alcançaram o mesmo resultado ao simular diferentes stents de diferentes materiais com diferentes espessuras de *struts*, onde variando a espessura de 0,3 mm a 1 mm, as maiores tensões de Von-Mises, foram obtidas pelas geometrias com os *struts* menos espessos.



## 5 CONCLUSÃO E PERSPECTIVAS FUTURAS

A pesquisa sobre o uso de stents cônicos em comparação com stents cilíndricos, combinada com técnicas avançadas de modelagem, como a *Fluid Structure Interaction* (FSI), apresenta uma perspectiva promissora no tratamento de estenoses coronarianas. Os resultados obtidos não apenas confirmam a viabilidade dessa abordagem, mas também revelam seu potencial para melhorar o tratamento de doenças cardiovasculares, reduzindo reestenoses intra-stent e a necessidade de intervenções clínicas repetidas. Este estudo destaca a importância de considerar a geometria do stent assim como a influência das diferentes espessuras dos *struts*, abrindo caminho para avanços significativos na cardiologia e melhorias na qualidade de vida dos pacientes.

A aplicação de técnicas avançadas de modelagem, como a *Fluid Structure Interaction* (FSI), desempenha um papel crucial na pesquisa sobre o uso de stents cilíndricos e stents cônicos no tratamento de estenoses coronarianas. A FSI permite uma análise abrangente, considerando não apenas o comportamento fluidodinâmico, mas também a interação entre o stent e as estruturas circundantes. A simulação computacional usando *Computational Fluid Dynamics* (CFD) oferece esclarecimentos detalhados sobre os padrões de fluxo sanguíneo, enquanto a FSI incorpora a resposta estrutural do stent às condições dinâmicas do ambiente vascular. Essa abordagem combinada permite uma avaliação mais precisa do desempenho do stent em condições próximas às reais, proporcionando uma base robusta para decisões clínicas.

A pesquisa também se concentra na influência da geometria do stent, comparando stents cilíndricos e cônicos. A escolha entre estas formas geométricas pode ter implicações significativas no tratamento de estenoses coronarianas.

Enquanto os stents cilíndricos apresentam características específicas, como distribuição uniforme de forças, os stents cônicos oferecem a vantagem de se adaptar melhor às variações naturais do vaso sanguíneo. A geometria cônica também pode reduzir o risco de reestenose intra-stent, proporcionando um suporte mais eficaz nas áreas de maior necessidade. Essa análise geométrica aprofundada destaca a importância de personalizar a escolha do stent com base nas características específicas de cada lesão coronariana.

Além disso, a pesquisa também considera a influência das diferentes espessuras dos *struts*, elementos estruturais do stent. Eles desempenham um papel crucial na integridade mecânica do stent e na resposta vascular. Variações na espessura dos *struts* podem afetar a hemodinâmica local e a probabilidade de reestenose. Ao compreender melhor como a espessura dos *struts* influencia na resposta do tecido vascular, os pesquisadores podem otimizar o design do stent para alcançar um equilíbrio entre suporte estrutural e biocompatibilidade. Essa investigação sobre *struts* oferece *insights* valiosos para o desenvolvimento de stents mais eficazes e personalizados, promovendo avanços significativos no campo da cardiologia intervencionista.

A partir deste trabalho, foi possível destacar as diferenças entre os modelos estudados, CFD e FSI. A proposta de FSI apresenta maior compatibilidade com a fisiologia humana e mesmo com um custo operacional mais elevado, sua utilização é altamente justificável. Cada vez mais, busca-se uma modelagem tão próxima quanto possível da fisiologia natural do corpo humano, especialmente em contextos cardiocirculatórios, como trata este trabalho.

O FSI é apenas uma das modelagens necessárias para alcançar simulações extremamente realistas. Outras modelagens podem abordar conceitos como o tratamento das condições de contorno por *Windkessel*, de forma a representar a interação do coração com a circulação periférica. Essa modelagem pode levar em conta a resistência periférica, ou seja, a resistência ao escoamento oferecida pelos vasos periféricos, e pode considerar a complacência e a inércia sanguínea, que seriam a capacidade das artérias de se expandirem e contraírem, e a aceleração e desaceleração do sangue enquanto flui pelas artérias, respectivamente.

A representação do sangue como um fluido de uma ou duas fases, a obtenção da geometria por meio de exames de imagem, como ressonância magnética ou tomografia (*patient specific*), entre outras, são também contempladas. A agregação de várias condições pode elevar ainda mais o nível da simulação, indicando um caminho promissor a ser explorado na área.

Diante disso, algumas sugestões para trabalhos futuros incluem a aplicação de stents cilíndricos e cônicos em geometrias *patient specific*, permitindo uma análise mais realista e aplicada. Juntamente a isso, propõem-se a realização de simulações estruturais para avaliar o posicionamento e a expansão do stent de forma cirúrgica

dentro de uma artéria com estenose, proporcionando uma análise mais precisa das condições nas paredes do stent em resposta às tensões da parede arterial.

A aplicação de modelos de *Windkessel* em conjunto com simulações de FSI pode oferecer condições de entrada e saída mais próximas das fisiológicas, proporcionando uma simulação mais realista da interação fluido-estrutura nas artérias. Além disso, uma análise também de FSI, com foco na análise estrutural dos stents, realizando uma análise de fadiga do material, visto que ocorrem muitos ciclos durante sua vida útil. Essas sugestões representam oportunidades de estudos relevantes para avançar ainda mais na compreensão e otimização dos stents coronarianos.

Por fim, este trabalho cumpriu com seus objetivos de estudos e comparações entre diferentes formatos de stents, trazendo conhecimentos acerca da fisiologia cardiocirculatória e de simulações computacionais. A tarefa de agregar problemas cardíacos de saúde com técnicas capazes de modelar numericamente casos reais foi desafiadora, porém seus resultados são significativos e relevantes, capazes de trazer inovações em uma área tão necessitada de novas tecnologias, como a área da saúde.

Os dados coletados servem de base para pesquisas futuras, assim como para instigar o desenvolvimento de novos modelos de stents que sejam mais eficazes e promovam mais durabilidade de tratamento e, conseqüentemente, mais qualidade de vida aos pacientes. Tendo em mente o rápido avanço de tecnologias em áreas de simulação numérica, a ideia para que futuros projetos sejam cada vez mais precisos e permitam respostas melhores se torna mais concreta, ampliando assim o horizonte de possibilidades das pesquisas da área e possibilitando mais longevidade e saúde à população.

## 6 REFERÊNCIAS

AMIRI, M. H. et al. A 3-D numerical simulation of non-Newtonian blood flow through femoral artery bifurcation with a moderate arteriosclerosis: investigating Newtonian/non-Newtonian flow and its effects on elastic vessel walls. **Heat and Mass Transfer**, v. 55, n. 7, p. 2037–2047, 12 jul. 2019. Disponível em: <http://doi.org/10.1007/s00231-019-02583-4>

BALOSSINO, R. et al. Effects of different stent designs on local hemodynamics in stented arteries. **Journal of Biomechanics**, v. 41, n. 5, p. 1053–1061, 2008. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2007.12.005>

BENRA, F.-K. et al. A Comparison of One-Way and Two-Way Coupling Methods for Numerical Analysis of Fluid-Structure Interactions. **Journal of Applied Mathematics**, v. 2011, p. 1–16, 2011. Disponível em: <https://doi.org/10.1155/2011/853560>

BERTOLOTI, C. et al. Numerical and experimental models of post-operative realistic flows in stenosed coronary bypasses. **Journal of Biomechanics**, v. 34, n. 8, p. 1049–1064, 2001. Disponível em: [http://doi.org/10.1016/S0021-9290\(01\)00027-6](http://doi.org/10.1016/S0021-9290(01)00027-6)

BONFANTI, M. et al. A simplified method to account for wall motion in patient-specific blood flow simulations of aortic dissection: Comparison with fluid-structure interaction. **Medical Engineering & Physics**, v. 58, p. 72–79, 2018. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2018.04.014>

BOROWSKI, F. et al. Fluid-structure interaction of heart valve dynamics in comparison to finite-element analysis. **Current Directions in Biomedical Engineering**, v. 4, n. 1, p. 259–262, 1 set. 2018. Disponível em: <http://doi.org/10.1515/cdbme-2018-0063>

BUTALA, N. M.; YEH, R. W. Improvements in Coronary Stent Design Translate to Better Real-World Outcomes\*. **JACC: Asia**, v. 1, n. 3, p. 357–359, 2021. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.jacasi.2021.10.004>

CAMASÃO, D. B.; MANTOVANI, D. The mechanical characterization of blood vessels and their substitutes in the continuous quest for physiological-relevant performances. A critical review. **Materials Today Bio**, v. 10, p. 100106, 2021. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.mtbio.2021.100106>

CARMINES, D. V.; MCELHANEY, J. H.; STACK, R. A piece-wise non-linear elastic stress expression of human and pig coronary arteries tested in vitro. **Journal of Biomechanics**, v. 24, n. 10, p. 899–906, jan. 1991. Disponível em: [http://doi.org/10.1016/0021-9290\(91\)90168-M](http://doi.org/10.1016/0021-9290(91)90168-M)

ÇENGEL, Y. A; CIMBALA, J. M; **Mecânica dos Fluidos: Fundamentos e Aplicações**. 3. ed. Porto Alegre: AMGH, 2015.

CHAN, W. Y.; DING, Y.; TU, J. Y. **Modeling of non-Newtonian blood flow through a stenosed artery incorporating fluid-structure interaction**. (A. Stacey et al., Eds.) Proceedings of the 7th Biennial Engineering Mathematics and Applications Conference, EMAC-2005. **Anais...: ANZIAM J.**jan. 2007. Disponível em: <https://doi.org/10.21914/anziamj.v47i0.1059>

CHATZIZISIS, Y. S. et al. Role of Endothelial Shear Stress in the Natural History of Coronary Atherosclerosis and Vascular Remodeling: Molecular, Cellular, and Vascular Behavior. **Journal of the American College of Cardiology**, v. 49, n. 25, p. 2379–2393, 2007. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.jacc.2007.02.059>

CHIASTRA, C. et al. On the necessity of modelling fluid–structure interaction for stented coronary arteries. **Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials**, v. 34, p. 217–230, jun. 2014. Disponível em: <http://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2014.02.009>

CHIASTRA, C. **Bioengineering Numerical modeling of hemodynamics in stented coronary arteries**. 2013. Thesis (Ph.D. Degree in Bioengineering) -Dottorato di Ricerca in Bioingegneria, Politecnico Di Milano, 2013.

CHIASTRA, C.; MIGLIAVACCA, F. Chapter 12 - Modeling of Blood Flow in Stented Coronary Arteries. Em: BECKER, S. M.; KUZNETSOV, A. V (Eds.). **Heat Transfer and Fluid Flow in Biological Processes**. Boston: Academic Press, 2015. p. 335–370. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/B978-0-12-408077-5.00012-2>

CHIU, J.-J.; CHIEN, S. Effects of Disturbed Flow on Vascular Endothelium: Pathophysiological Basis and Clinical Perspectives. **Physiological Reviews**, v. 91, n. 1, p. 327–387, jan. 2011. Disponível em: <http://doi.org/10.1152/physrev.00047.2009>

CUNEGATTO, E. H. T.; GOTARDO M.; ZINANI, F. S. F. **Programa de computador: GCI Calculator**. Depositante: INPI - Instituto Nacional da Propriedade Industrial. BR nº 512021003000-1. Depósito: 14 de dezembro de 2021.

DE NISCO, G. et al. Modelling blood flow in coronary arteries: Newtonian or shear-thinning non-Newtonian rheology? **Computer Methods and Programs in Biomedicine**, v. 242, p. 107823, 1 dez. 2023. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.cmpb.2023.107823>

DUTRA, R. F. et al. Effect of non-Newtonian fluid rheology on an arterial bypass graft: A numerical investigation guided by constructal design. **Computer Methods and Programs in Biomedicine**, v. 201, p. 105944, 2021. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.cmpb.2021.105944>

GIUSTINO, G. et al. Coronary In-Stent Restenosis: JACC State-of-the-Art Review. **Journal of the American College of Cardiology**, v. 80, n. 4, p. 348–372, 2022. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.jacc.2022.05.017>

IANTORNO, M. et al. Meta-Analysis of the Impact of *Strut* Thickness on Outcomes in Patients With Drug-Eluting Stents in a Coronary Artery. **The American Journal of Cardiology**, v. 122, n. 10, p. 1652–1660, nov. 2018. Disponível em: <http://doi.org/10.1016/j.amjcard.2018.07.040>

IMPIOMBATO, A. N. et al. A Simple Transient Poiseuille-Based Approach to Mimic the Womersley Function and to Model Pulsatile Blood Flow. **Dynamics**, v. 1, n. 1, p. 9–17, 28 abr. 2021. Disponível em: <https://doi.org/10.3390/dynamics1010002>

JAYENDIRAN, R.; NOUR, B.; RUI MI, A. Fluid-structure interaction (FSI) analysis of stent-graft for aortic endovascular aneurysm repair (EVAR): Material and structural considerations. **Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials**, v. 87, p. 95–110, 1 nov. 2018. Disponível em: <http://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2018.07.020>

KLABUNDE, R. E. **Cardiovascular Physiology Concepts**. 2. ed. Philadelphia, PA: Lippincott Williams and Wilkins, 2011.

KU, D. N. et al. Pulsatile flow and atherosclerosis in the human carotid bifurcation. Positive correlation between plaque location and low oscillating shear stress. **Arteriosclerosis: An Official Journal of the American Heart Association, Inc.**, v. 5, n. 3, p. 293–302, 1985. Disponível em: <http://doi.org/10.1161/01.ATV.5.3.293>

KUMAR, N. et al. Advances in the application of computational fluid dynamics in cardiovascular flow. **Cogent Engineering**, v. 10, n. 1, p. 2178367, 2023. Disponível em: <http://doi.org/10.1080/23311916.2023.2178367>

LEONE, A. et al. Ultrathin *Struts* Drug-Eluting Stents: A State-of-the-Art Review. **Journal of Personalized Medicine**, v. 12, n. 9, 2022. Disponível em: <http://doi.org/10.3390/jpm12091378>

LIU, X. et al. Fluid-Structure Interaction Analysis on the Influence of the Aortic Valve Stent Leaflet Structure in Hemodynamics. **Frontiers in Physiology**, v. 13, 2022. Disponível em: <http://doi.org/10.3389/fphys.2022.904453>

LOPES, D. et al. Influence of arterial mechanical properties on carotid blood flow: Comparison of CFD and FSI studies. **International Journal of Mechanical Sciences**, v. 160, p. 209–218, 2019. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.ijmecsci.2019.06.029>

MALEK, A. M.; IZUMO, S. Mechanism of endothelial cell shape change and cytoskeletal remodeling in response to fluid shear stress. **Journal of Cell Science**, v. 109, n. 4, p. 713–726, 1 abr. 1996. Disponível em: <http://doi.org/10.1242/jcs.109.4.713>

MALVÈ, M. et al. Unsteady blood flow and mass transfer of a human left coronary artery bifurcation: FSI vs. CFD. **International Communications in Heat and Mass Transfer**, v. 39, n. 6, p. 745–751, 2012. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.icheatmasstransfer.2012.04.009>

MASCHIO, V. **Exploring in-stent hemodynamics after abdominal aortic endovascular interventions: a computational study**. 2019. Thesis (Master Thesis in Biomedical Engineering) – Polytechnic of Turin. 2019

NØRGAARD, B. L. et al. Diagnostic Performance of Noninvasive Fractional Flow Reserve Derived From Coronary Computed Tomography Angiography in Suspected Coronary Artery Disease: The NXT Trial (Analysis of Coronary Blood Flow Using CT Angiography: Next Steps). **Journal of the American College of Cardiology**, v. 63, n. 12, p. 1145–1155, 2014. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.jacc.2013.11.043>

ONG, C. W. et al. Computational Fluid Dynamics Modeling of Hemodynamic Parameters in the Human Diseased Aorta: A Systematic Review. **Annals of Vascular Surgery**, v. 63, p. 336–381, 1 fev. 2020. Disponível em: <http://doi.org/10.1016/j.avsg.2019.04.032>

PAN, C. et al. Recent advances in surface endothelialization of the magnesium alloy stent materials. **Journal of Magnesium and Alloys**, 2023. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.jma.2022.12.017>

ROCHA, E. F. et al. **A systematic literature review on the use of fluid-structure interaction simulation for systems of blood flow through arteries with stents**. Proceedings of the 27th International Congress of Mechanical Engineering, COBEM-2023. Florianópolis: 3 dez. 2023. Disponível em: <https://abcm.org.br/proceedings/view/COB2023/2127>

SCHOENBORN, S. et al. Fluid-structure interactions of peripheral arteries using a coupled in silico and in vitro approach. **Computers in Biology and Medicine**, v. 165, p. 107474, 2023. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.compbiomed.2023.107474>

SIMÃO, M. et al. Behaviour of two typical stents towards a new stent evolution. **Medical & Biological Engineering & Computing**, v. 55, n. 6, p. 1019–1037, 26 jun. 2017. Disponível em: <http://doi.org/10.1007/s11517-016-1574-x>

SONNTAG, S. J. et al. Simulation of a pulsatile total artificial heart: Development of a partitioned Fluid Structure Interaction model. **Journal of Fluids and Structures**, v. 38, p. 187–204, 2013. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.jfluidstructs.2012.11.011>

SUTTORP, M. J. et al. Ultra-thin *strut* cobalt chromium bare metal stent usage in a complex real-world setting. (SOLSTICE registry). **Netherlands Heart Journal**, v. 23, n. 2, p. 124–129, 2015. Disponível em: <http://doi.org/10.1007/s12471-014-0629-6>

VASSILEVSKI, Y. et al. Chapter 2 - Basic facts about human cardiovascular system. Em: VASSILEVSKI, Y. et al. (Eds.). **Personalized Computational Hemodynamics**. [s.l.] Academic Press, 2020. p. 5–29. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/B978-0-12-815653-7.00002-6>

VIMMER, J.; JONÁŠOVÁ, A.; BUBLÍK, O. Effects of three geometrical parameters on pulsatile blood flow in complete idealised coronary bypasses. **Computers & Fluids**, v. 69, p. 147–171, 2012. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.compfluid.2012.08.007>

WANG, X.; LI, X. Computational simulation of aortic aneurysm using FSI method: Influence of blood viscosity on aneurysmal dynamic behaviors. **Computers in Biology and Medicine**, v. 41, n. 9, p. 812–821, 2011. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.compbiomed.2011.06.017>



WILLIAMSON, P. N. **In-Vitro Analysis of Haemodynamics in Stented Arteries**. 2022. Thesis (Doctor of Philosophy in Mechanical Engineering) – Department of Mechanical Engineering, University of Canterbury, New Zeland. 2022.

YU, Y. et al. The conical stent in coronary artery improves hemodynamics compared with the traditional cylindrical stent. **International Journal of Cardiology**, v. 227, p. 166–171, 15 jan. 2017. Disponível em: <http://doi.org/10.1016/j.ijcard.2016.11.065>