

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

ENDEL FERRAZ DA ROCHA

**ANÁLISE DO ESCOAMENTO SANGUÍNEO EM ARTÉRIAS COM STENTS
UTILIZANDO INTERAÇÃO FLUIDO-ESTRUTURA E MODELO DE WINDKESSEL**

São Leopoldo

2024

Endel Ferraz da Rocha

**Análise do Escoamento Sanguíneo em Artérias com Stents Utilizando
Interação Fluido-Estrutura e Modelo de Windkessel**

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.^a Dra. Flávia Schwarz Franceschini Zinani

São Leopoldo

2024

R672a Rocha, Endel Ferraz da.
Análise do escoamento sanguíneo em artérias com stents utilizando interação fluido-estrutura e modelo de windkessel / Endel Ferraz da Rocha. – 2024.

84 f. : il. ; 30 cm.

Dissertação (mestrado) – Universidade do Vale do Rio dos Sinos, Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica, 2024.

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

1. Interação fluido-estrutura. 2. Fluidodinâmica computacional. 3. Hemodinâmica. 4. Stent. I. Título.

CDU 621

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

AGRADECIMENTOS À CAPES

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

RESUMO

A aterosclerose é um problema de saúde pública sério, resultando no endurecimento e na obstrução das paredes arteriais devido ao acúmulo de células lipídicas. O uso de stents tem sido eficaz no tratamento da doença, mas a reestenose é comum, possivelmente devido a condições desfavoráveis de fluxo sanguíneo próximo ao stent. Este estudo analisa o fluxo sanguíneo em artérias com stents, utilizando modelagem fluido-estrutura e hemodinâmica computacional, avaliando parâmetros que afetam a reestenose, como tensão de cisalhamento e índice de cisalhamento oscilatório. Uma revisão sistemática da literatura revelou poucos trabalhos usando Fenômeno de Interação Fluido-Estrutura (FSI) com o modelo de Windkessel como condição de contorno. Este modelo é crucial na simulação fluidodinâmica, capturando características de amortecimento e compliance arterial. Um código em MATLAB foi utilizado para obter condições de contorno em modelos de Windkessel com três elementos. Dois modelos de stents foram analisados: JANUS e Palmaz-Schatz. A análise Fluidodinâmica Computacional (CFD) e FSI destacou a importância de evitar geometrias de stents que acumulem tensão, potencialmente causando reestenose. O modelo de Windkessel revelou a sensibilidade da resistência e complacência arterial sobre a pressão de saída, afetando o índice de oscilação cisalhante e a tensão sobre o stent. Além disso, destacou a importância de considerar aspectos fluidodinâmicos e estruturais na avaliação do desempenho dos stents, contribuindo para avanços na compreensão e tratamento da aterosclerose e suas complicações.

Palavras-chave: Stent; Interação Fluido-Estrutura; Hemodinâmica; Fluidodinâmica Computacional.

ABSTRACT

Atherosclerosis is a serious public health problem, resulting in the hardening and obstruction of arterial walls due to the accumulation of lipid cells. The use of stents has been effective in treating the disease, but restenosis is common, possibly due to unfavorable blood flow conditions near the stent. This study examines blood flow in stented arteries using fluid-structure modeling and computational hemodynamics, evaluating parameters that affect restenosis, such as shear stress and oscillatory shear index. A systematic literature review revealed few studies using Fluid-Structure Interaction (FSI) phenomenon with the Windkessel model as a boundary condition. This model is crucial in fluid dynamic simulation, capturing arterial damping and compliance characteristics. A MATLAB code was used to obtain boundary conditions in Windkessel models with three elements. Two stent models were analyzed: JANUS and Palmaz-Schatz. Computational Fluid Dynamics (CFD) and FSI analysis highlighted the importance of avoiding stent geometries that accumulate stress, potentially causing restenosis. The Windkessel model revealed the sensitivity of arterial resistance and compliance on outlet pressure, affecting the shear oscillation index and stress on the stent. Additionally, it highlighted the importance of considering fluid dynamic and structural aspects in assessing stent performance, contributing to advances in understanding and treating atherosclerosis and its complications.

Key-words: Stent. Fluid-Structure Interaction. Hemodynamics. Computational Fluid Dynamics.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Conjunto de Imagens empilhadas, retiradas de ressonância magnética. .14	14
Figura 2 - Colocação de Stents.....16	16
Figura 3 - Diagrama do Coração.....22	22
Figura 4 - Representação das 7 fases do ciclo cardíaco.....24	24
Figura 5 - Variação da viscosidade em relação à taxa de deformação.26	26
Figura 6 – Perfil de Vazão periódico do Ciclo Cardíaco.26	26
Figura 7 - Dinâmica de Fluidos e Equivalentes de Circuitos Elétricos.....28	28
Figura 8 - Esquema de análises de FSI: a) One-Way; b) Two-Way.....32	32
Figura 9 – Diferentes Modelos de Stent que são utilizados atualmente.....33	33
Figura 10 - Tubo Construído para a simulação, representando uma artéria.35	35
Figura 11 - Roteiro para Utilização do Modelo de Windkessel.36	36
Figura 12 – Modelo de Stent de Palmaz-Schatz.37	37
Figura 13 - Modelo de Stent de Sorin Carbostent (JANUS).37	37
Figura 14 – Esquema Hidráulico em comparação com o Elétrico, onde simbolizam o modelo de 3 elementos de Windkessel.....39	39
Figura 15 - Arvore de Trabalho do Ansys.....44	44
Figura 16 – Pontos de Verificação do modelo em FSI.45	45
Figura 17 – Condições de contorno no modelo utilizado para a verificação do modelo de Windkessel.51	51
Figura 18 – Velocidade de pico no tubo.53	53
Figura 19 - TAWSS para Stent JANUS em CFD a) com Windkessel b) sem Windkessel.....61	61
Figura 20 - TAWSS para Stent JANUS em FSI a) com Windkessel b) sem Windkessel.61	61
Figura 21 - TAWSS para Stent Palmaz-Schatz em CFD a) com Windkessel b) sem Windkessel.63	63
Figura 22 - TAWSS para Stent Palmaz-Schatz em FSI a) com Windkessel b) sem Windkessel.63	63
Figura 23 - OSI para Stent JANUS em CFD a) com Windkessel b) sem Windkessel.64	64
Figura 24 - OSI para Stent JANUS em FSI a) com Windkessel b) sem Windkessel. 65	65

Figura 25 - OSI para Stent Palmaz-Schatz em CFD a) com Windkessel b) sem Windkessel.....	66
Figura 26 - OSI para Stent Palmaz-Schatz em FSI a) com Windkessel b) sem Windkessel.....	66
Figura 27 – Von-Mises para Stent JANUS a) com Windkessel b) sem Windkessel. .	68
Figura 28 - Von-Mises para Stent Palmaz-Schatz a) com Windkessel b) sem Windkessel.....	69
Figura 29 - TAWSS em CFD com alteração a) $C=0,01$ b) $C=0,1$ c) $R=10$ d) $R=30$...	72
Figura 30 – Tensão Localizada no Stent em CFD com alteração a) $C=0,01$ b) $C=0,1$ c) $R=10$ d) $R=30$	73
Figura 31 - OSI em CFD com alteração a) $C=0,01$ b) $C=0,1$ c) $R=10$ d) $R=30$	73

LISTA DE GRÁFICOS

Gráfico 1 – Curvas dos parâmetros cv e cu em função do número de Womersley...	29
Gráfico 2 – Perfil de Vazão de Entrada x Tempo.	41
Gráfico 3 – Perfil de Pressão de Saída x Tempo.	42
Gráfico 4 - Pulso de Velocidade de Entrada do modelo.	50
Gráfico 5 – Perfil de Velocidade Extraído do MatLab.	51
Gráfico 6 - Perfil de Pressão Extraído do MatLab.	52
Gráfico 7 – Pulso de Velocidade na Entrada e Saída do modelo.....	52
Gráfico 8 – Comparação da Pressão de Saída no modelo da simulação e do Artigo.	53
Gráfico 9 - Distribuição de WSS ao longo da parede arterial.	55
Gráfico 10 - Perfil de velocidade axial nos pontos a) $Z=1$ e b) $Z=4$ nos tempos $t=0,25s$ e $t=0,75s$	56
Gráfico 11 - Análise GCI Pressão de Entrada.	57
Gráfico 12 - Análise GCI Pressão de Saída.	57
Gráfico 13 - Análise GCI Velocidade de Entrada.	57
Gráfico 14 - Análise GCI Velocidade de Saída.....	57
Gráfico 15 – Diferença de Pressão Entrada e Saída do Stent modelo JANUS.	58
Gráfico 16 – Diferença de Pressão Entrada e Saída do Stent modelo Palmaz-Shatz.	59
Gráfico 17 – Diferentes curvas de pressão alterando a Complacência Arterial.....	70
Gráfico 18 - Diferentes curvas de pressão alterando a Resistência Arterial.	71

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Informações das Malhas Utilizadas.....	33
Tabela 2 - Propriedade do material utilizado para o Stent.	38
Tabela 3 - Dados de Entrada para cálculo do perfil de Pressão.	41
Tabela 4 - Constantes para o modelo de Carreau.	45
Tabela 5 - Propriedades do material utilizado para a artéria.....	47
Tabela 6 – Dados de Entrada para o Modelo de Windkessel.....	50
Tabela 7 - Condição Modificadas em cada Modelo de Windkessel.	69

LISTA DE SIGLAS

∂	Derivada Parcial
$\dot{\gamma}$	Tensor Taxa de Deformação
λ	Constante Temporal
ΔP	Diferença de pressão (entrada e saída)
Φ_1	Elemento de malha 1
Φ_2	Elemento de malha 2
Φ_3	Elemento de malha 3
ρ	Massa específica
ALE	<i>Arbitrary Lagrangian-Eulerian</i> (Lagrangiano-Euleriano Arbitrário)
AP	<i>Aortic Pressure</i> (Pressão Aortica)
BPM	Batimentos por Minuto
CFD	<i>Computational Fluid Dynamics</i> (Fluidodinâmica Computacional)
Co-Cr	Cobalto-Cromo
c_u	Coeficiente de Indutância
c_v	Coeficiente de Resistência
C_v	Complacência Arterial
D	Diâmetro
ε_{32}	Diferença de elemento de malha 1 e 2
ε_{21}	Diferença de elemento de malha 2 e 3
E	Modelo de Elasticidade
f_s^B	Forças do Corpo por Unidade de Volume
fc	Frequência
FEA	Análise De Elementos Finitos
FSI	Interação Fluido-Estrutura
$\vec{g}$	Aceleração da Gravidade
GCI	<i>Grid Convergence Method</i>
GCI_{fine}^{21}	Índice de convergência entre as malhas 1 e 2
GCI_{fine}^{32}	Índice de convergência entre as malhas 1 e 2
h	Espessura
HR	Frequência cardíaca
I_0	Amplitude Senoidal

L	Comprimento
LAP	<i>Left Atrial Pressure</i> (Pressão do Atrio Esquerdo)
L_v	Indutância Arterial
MRI	Ressonância Magnética
MVF	Método dos Volumes Finitos
MSE	Erro Quadrático Médio
M1	Malha 1
M2	Malha 2
M2	Malha 3
η	Índice Power-Law
η^∞	Viscosidade dinâmica em Taxa de Cisalhamento
NO	Nitric Oxide (Óxido Nítrico)
OSI	<i>Oscillatory Shear Index</i> (Índice de Oscilação Cisalhante)
p	Ordem da equação de convergência
P	Pressão
P_n	Pressão na Aorta normal
P_{obs}	Pressão na Aorta Obstruída
r_{21}	Razão de refinamento entre as malhas 1 e 2
r_{32}	Razão de refinamento entre as malhas 2 e 3
Re	Número de Reynolds
R_i	Raio do Modelo
RIS	<i>Reestenose intra-stent</i>
R_v	Resistência vascular periférica
s	Razão de elemento de malha
t	Tempo
τ	Tensor de Tensão.
TAWSS	<i>Timed-Average Wall Shear Stress</i> (Média Temporal de WSS)
μ	Viscosidade dinâmica
$\ddot{u}_s$	Aceleração Local
UDF	<i>User Defined Functions</i> (Funções Definidas pelo usuário)
$V_{média}$	Velocidade Média
V_{max}	Velocidade Máxima
$\vec{v}$	Vetor Velocidade

$\vec{w}$	Vetor Velocidade da Malha
Wo	Número Adimensional de Womersley
WSS	<i>Wall Shear Stress</i> (Tensão de Cisalhamento na Parede)
ω_{HR}	Velocidade angular de batimento cardíaco
Z	Distância Axial a Partir do Centro da Estenose
Z'	Distância Normalizada do Centro da Estenose

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	14
1.1	PROBLEMA	17
1.2	TEMA	17
1.3	OBJETIVOS	18
1.3.1	Objetivo geral.....	18
1.3.2	Objetivos específicos.....	18
1.4	JUSTIFICATIVA	18
2	REFERENCIAL TEÓRICO.....	20
2.1	TÓPICOS FISIOLÓGICOS.....	21
2.1.1	Anatomia do Coração	21
2.1.2	Ciclo Cardíaco	22
2.2	REOLOGIA DO SANGUE	24
2.2.1	Modelo de Carreau (Fluido não Newtoniano).....	25
2.3	PULSO SANGUÍNEO CORONÁRIO.....	26
2.4	NÚMERO DE WOMERSLEY	27
2.5	MODELO DE WINDKESSEL.....	27
2.6	HEMODINÂMICA COMPUTACIONAL	29
2.7	INTERAÇÃO FLUIDO-ESTRUTURA (FSI)	31
2.8	STENT.....	32
2.9	ANÁLISE DA QUALIDADE DA MALHA (GCI).....	33
3	METODOLOGIA	35
3.1	MODELAGEM FÍSICA.....	36
3.1.1	Modelagem do stent.....	38
3.2	MODELO MATEMÁTICO - WINDKESSEL	38
3.2.1	Modelo de 3 Elementos.....	39
3.2.2	Modelo de Escoamento da Aorta	40
3.3	DADOS DE ENTRADA.....	40
3.3.1	Perfil de Velocidade de Entrada	41
3.3.2	Perfil de Pressão de Saída.....	42
3.4	MODELO MATEMÁTICO - FSI	42
3.4.1	CFD	42
3.4.2	Acoplamento Domínio do Fluido	43

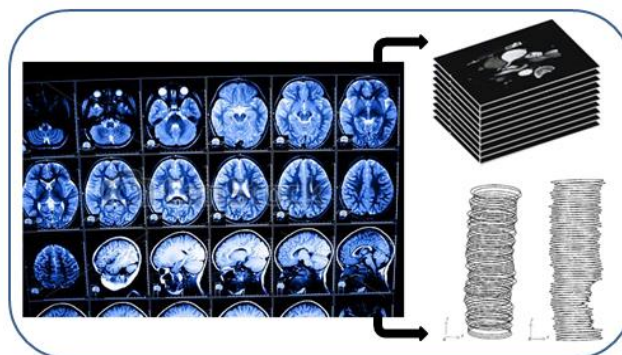
3.4.3	Domínio do sólido	43
3.4.4	Acoplamento entre os domínios (Interface).....	43
3.5	MODELO NUMÉRICO	44
3.5.1	Verificação Modelo de Carreau e Modelo FSI	44
3.5.2	Domínio Fluido	45
3.5.3	Domínio Sólido	46
3.5.3.1	Modelagem da Artéria	46
3.5.3.2	Modelagem do Stent	47
3.5.3.3	Acoplamento CFD-FSI	47
4	RESULTADOS E DISCUSSÃO	49
4.1	VERIFICAÇÃO DO MODELO WINDKESSEL	49
4.1.1	Resultados no MATLAB.....	51
4.1.2	Resultados no Ansys Fluent	52
4.2	VERIFICAÇÃO DO MODELO FSI.....	54
4.3	ANÁLISE DA INCERTEZA DE MALHA (GSI)	56
4.4	COMPARAÇÃO DE MODELOS.....	57
4.4.1	Curvas de Diferença de Pressão (ΔP)	57
4.4.2	Análise TAWSS.....	60
4.4.3	Análise OSI	64
4.4.4	Análise de Von Mises	67
4.5	ANÁLISE DE SENSIBILIDADE DO MODELO EM WINDKESSEL.....	69
5	CONCLUSÃO E PERSPECTIVAS FUTURAS	75
	REFERÊNCIAS.....	77
	APÊNDICE A – CÓDIGO MATLAB PARA O STENT	81
	APÊNDICE B – CÓDIGO MATLAB PARA VERIFICAÇÃO DO MODELO DE WINDKESSEL	83

1 INTRODUÇÃO

Os estudos de interação fluido-estrutura (FSI) emergiram como uma ferramenta valiosa na engenharia cardiovascular nos últimos 20 anos, onde combinam dinâmica de fluidos computacional (CFD) com análise de elementos finitos (FEA), permitindo a investigação do comportamento do fluido, comportamento estrutural e como eles interagem e afetam uns aos outros. O CFD tradicional, usando uma abordagem de volume finito, tem limitações na exploração de desafios na engenharia cardiovascular porque não pode representar como o fluido responderá a uma estrutura adjacente deformada devido à pressão do fluido ou outras forças (MENDEZ et al., 2018). A elasticidade e a complacência dos vasos são características integrais do sistema circulatório e não são bem modeladas com CFD. Da mesma forma, os métodos FEA não podem modelar a resposta estrutural à dinâmica dos fluidos se a física do fluido não for conhecida e for inerentemente dependente do comportamento da própria estrutura. O FSI aproveita CFD baseado em volume finito estabelecido e métodos computacionais de FEA estrutural, com isso, acopla a física dos domínios de fluido e estrutural por meio dos solucionadores de CFD e FEA (BOROWSKI et al., 2018).

As estratégias com FSI podem ser implementadas em geometrias de interesse e permitem a criação de modelos específicos do paciente a partir de dados de imagens de ressonância magnética ou tomografia computadorizada. Em geral, os estudos FSI cardiovasculares atuais são concluídos usando uma ou mais geometrias específicas do paciente (WANG et al., 2018). As fatias de varreduras de imagens 2D são empilhadas e mescladas, como é mostrado na Figura 1, criando uma geometria 3D específica do paciente.

Figura 1 - Conjunto de Imagens empilhadas, retiradas de ressonância magnética.



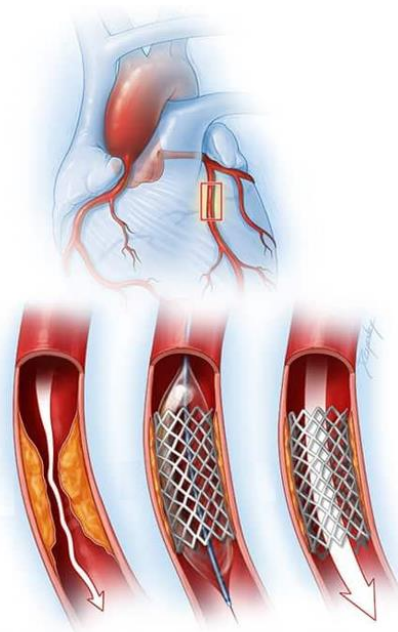
Fonte: Rocha et al. (2021).

Esses métodos estão bem estabelecidos em CFD cardiovascular e estão sendo aproveitados para criar estes modelos precisos. O FSI também permite o estudo de fenômenos físicos que não são facilmente mensurados e são fatores relevantes na iniciação, progressão, diagnóstico ou tratamento da doença. Por exemplo, a medição direta do estresse de cisalhamento da parede (WSS) em um vaso sanguíneo dentro do corpo é impossível, mas seus valores são significativos. Um WSS patologicamente baixo é um fator de risco importante para o início e a progressão da aterosclerose e se for muito alto, pode ocorrer acúmulo de coágulos de sangue, com isso podendo descolar e assim bloquear outros pontos da corrente sanguínea (HE et al., 2017). O FSI permite que as equipes clínicas considerem o impacto dos parâmetros, como WSS, e tomem decisões de tratamento com base em modelos específicos do paciente (DREWE et al., 2017).

Uma das doenças que podem ser prevenidas com a análise do WSS, é a aterosclerose, uma doença que afeta os vasos sanguíneos arteriais formando placas no interior da parede arterial, ocasionadas pela coagulação do sangue dentro da via, reduzindo ou até mesmo restringindo o fluxo. Quando o fluxo sanguíneo é reduzido nas artérias coronárias, uma angina (dor no peito) pode ser desenvolvida. A angina se desenvolve durante o esforço físico ou estresse emocional, quando o músculo cardíaco precisa de mais oxigênio (SIMÃO et al., 2017). Em pacientes com problemas de má circulação sanguínea, ocasionados pela limitação do escoamento sanguíneo nas artérias coronárias, o stent ou a angioplastia com balão podem ser usados como terapia médica (GOTTSCHELL; ESPECIAL, 2010).

Os stents coronários são pequenos tubos de malha de arame que fornecem suporte para sustentar a parede arterial danificada, reduzindo a estenose, como ilustrado na Figura 2. No entanto, na reestenose intra-stent (RIS) que pode ocorrer, o stent fecha novamente a via, continuando a ser um problema comum com diversos designs de stent, levando a diferentes taxas de estenose (JAYENDIRAN; NOUR; RUIMI, 2018). Além disso, pacientes com placas coronárias podem não ser passíveis de angioplastia com balão ou stent devido ao tamanho pequeno da artéria coronária ou ao bloqueio completo que não pode ser atravessado pelo balão. Assim, a angioplastia e o implante de stent devem ser considerados quando artérias únicas e/ou múltiplas se tornam estreitas (SIMÃO et al., 2017).

Figura 2 - Colocação de Stents.



Fonte: Rocha et al. (2021).

Dependendo do desenho do stent, a resposta arterial à implantação do stent pode mudar em cada paciente, mudando o escoamento sanguíneo e, por consequência, aumentando a pressão arterial no paciente (NESTOLA et al., 2021). Mudanças simples na configuração podem reduzir a lesão vascular e a formação de trombos. Assim, a disparidade no desempenho do stent pode ser atribuída a muitos fatores, como o tipo de lesão arterial, material do stent e forma construtiva. O tipo de stent utilizado para tratar um bloqueio é um fator predominante que afeta a estenose (LEE et al., 2020).

Com isso, os modelos computacionais de dinâmica de fluidos, incluindo a FSI, são utilizados para avaliar o impacto hemodinâmico na implantação de stents. Dessa forma, com o objetivo de compreender a aplicação dos modelos de stents em simulações de FSI, esses modelos são aplicados em diferentes tipos de stents. A análise abrange a utilização desses modelos em conjunto com modelos Windkessel, destacando os tipos de stents e validando os modelos para aplicação e análise em diferentes contextos de stents.

1.1 PROBLEMA

Os stents causam complicações no fluxo normal do sangue, causando assim tensões anormais, que acabam por aumentar o acúmulo de partículas e ocasionar outro problema de aterosclerose, onde seria necessário novamente uma intervenção clínica, o que gera riscos para o paciente, tanto na nova intervenção, quanto durante a RIS. Apesar da incidência de RIS, ter diminuído significativamente graças aos avanços das tecnologias em stents coronários e tecnologia de implantação (GIUSTINO et al., 2022), ainda são estudadas diferentes geometrias de stents, e novas formas de abordar estes estudos.

1.2 TEMA

Uma forma relativamente barata e não invasiva para analisar e estudar aplicações como a de stents, se dá através de modelos numéricos, em abordagens *in silico*, ou seja, trabalhar com a simulação do corpo fluido através da geometria dos vasos com a aplicação dos stents. Ao tratar da simulação, há várias formas de se abordar um problema de escoamento do sangue, porém, recentemente estão sendo realizados estudos de simulação do escoamento, acoplado ao estudo de simulação estrutural da parede dos vasos. O modelo de *Fluid Structural Interaction (FSI)*, que seria o acoplamento entre *Computational Fluid Dynamic (CFD)* e *Finite Element Analysis (FEA)*, o qual é fundamental quando há a necessidade de entender e visualizar a transferência de esforços mecânicos do fluido para um corpo sólido e vice-versa. No presente caso, o meio fluido é o sangue, e o meio sólido é o stent e a parede dos vasos. A grande preocupação com as paredes internas dos vasos sanguíneos se dá pelo *Wall Shear Stress (WSS)*, *Time-Averaged Wall Shear Stress (TAWSS)* e *Oscillatory Shear Index (OSI)*, onde no futuro é esperado através das simulações e destas variáveis, atuar na prevenção e assim possibilitar um melhor tratamento de casos como aneurismas, entre outros (KHINSOE et al., 2022).

É possível encontrar incontáveis trabalhos de FSI relacionados a diferentes tipos de stents cilíndricos, a aneurismas e outros. As condições de contorno tendem a ser de diferentes métodos, sendo o mais utilizado o modelo de Windkessel. Este modelo tem a analogia de um circuito contendo uma bomba d'água conectada a uma câmara cheia d'água. À medida que bombeia água, comprime o ar, analogia que se

assemelha à mecânica do coração (CATANHO; SINHA; VIJAYAN, 2012). Assim, o estudo será delimitado pela análise dos stents, utilizando FSI com condições de contorno de Windkessel e comparado com o modelo de CFD.

1.3 OBJETIVOS

1.3.1 Objetivo geral

O objetivo do trabalho é analisar o escoamento sanguíneo em uma artéria com stent, utilizando a modelagem de interação fluido-estrutura e condições de contorno com modelos concentrados com respeito a parâmetros relacionados à reestenose.

1.3.2 Objetivos específicos

- a) Desenvolver um modelo para condições de contorno com parâmetros da literatura.
- b) Comparar a tensão de cisalhamento média na parede entre modelos de Windkessel e de pressão constante.
- c) Comparar o índice de cisalhamento oscilatório entre modelos concentrados e de pressão constante.
- d) Comparar a queda de pressão durante o intervalo de um pulso para os diferentes modelos.
- e) Analisar as tensões de Von-Mises nos stents para os diferentes modelos.
- f) Comparar dois Modelos de Stent, verificando a geometria mais adequada.
- g) Análise de sensibilidade dos parâmetros do modelo de Windkessel.

1.4 JUSTIFICATIVA

Nos trabalhos sobre o âmbito geral do estudo computacional em aplicações na saúde, observa-se uma lacuna de conhecimento a respeito da delimitação do tema proposto. A análise dos modelos de Windkessel juntamente com a análise da FSI é pouco explorada. Embora estudos de dinâmica de CFD já apresentem resultados promissores utilizando essas condições de contorno, a utilização dessas condições de contorno juntamente com FSI é pouco comum.

Para isto, se busca analisar a diferença da utilização do modelo de Windkessel e pressão constante na saída do modelo. Pois o modelo descreve o escoamento do sangue através das artérias como o de fluido através de tubos (CATANHO; SINHA; VIJAYAN, 2012).

2 REFERENCIAL TEÓRICO

À medida que os recursos computacionais se tornam prontamente disponíveis e avançados, e as modalidades de imagem continuam a aprimorar-se em resolução, os estudos de FSI totalmente acoplados continuarão a tornar-se mais comuns na engenharia cardiovascular. A mecânica da parede dos vasos e a dinâmica dos fluidos desempenham um papel importante na mediação das doenças cardiovasculares. Qualquer fator que module a parede do vaso, seja forças mecânicas ou fluidodinâmicas, pode afetá-lo, como por exemplo, o movimento arterial coronário.

Conforme o artigo em anexo, "A Systematic Literature Review on the use of Fluid-Structure Interaction Simulation for Systems of Blood Flow Through Arteries with Stents", publicado no 27º Congresso Internacional de Engenharia Mecânica, foi levantado 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, Malvè et al. (2012) publicaram um estudo onde analisaram 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. A pesquisa mostrou a pouca utilização do Windkessel juntamente com FSI.

Extensas pesquisas sobre a natureza localizada da aterosclerose levaram à hipótese de que o fluxo e os padrões sanguíneos afetam e modulam os processos que levam à aterosclerose. Essas questões são ainda mais complicadas pela presença de variações no módulo de elasticidade que podem ser causadas pela

aterosclerose ou pelos stents. O efeito das mudanças dinâmicas na geometria sob fluxo pulsátil, condições com variações no módulo de elasticidade hemodinâmico local, como visto nas artérias coronárias, não é totalmente compreendido.

As condições da modelagem do escoamento sanguíneo em modelos arteriais são a limitação mais óbvia, podendo ser observada na prescrição de condições de contorno retiradas da literatura, como evidenciado na separação dos perfis de velocidade de entrada e saída. Cada abordagem não precisa necessariamente levar a condições de fluxo reais encontradas no paciente específico, mas, pelo menos, oferece uma visão sobre a complexidade de viabilizar as condições de contorno. Entre elas, os modelos de Windkessel são comumente usados para representar a carga assumida pelo coração durante o ciclo cardíaco, relacionando a pressão arterial e o fluxo sanguíneo na aorta e caracterizando a complacência arterial, resistência das válvulas e a inércia do fluxo sanguíneo. Isso é relevante no contexto de, por exemplo, os efeitos de drogas vasodilatadoras ou vasoconstritoras, o desenvolvimento de corações mecânicos e máquinas coração-pulmão.

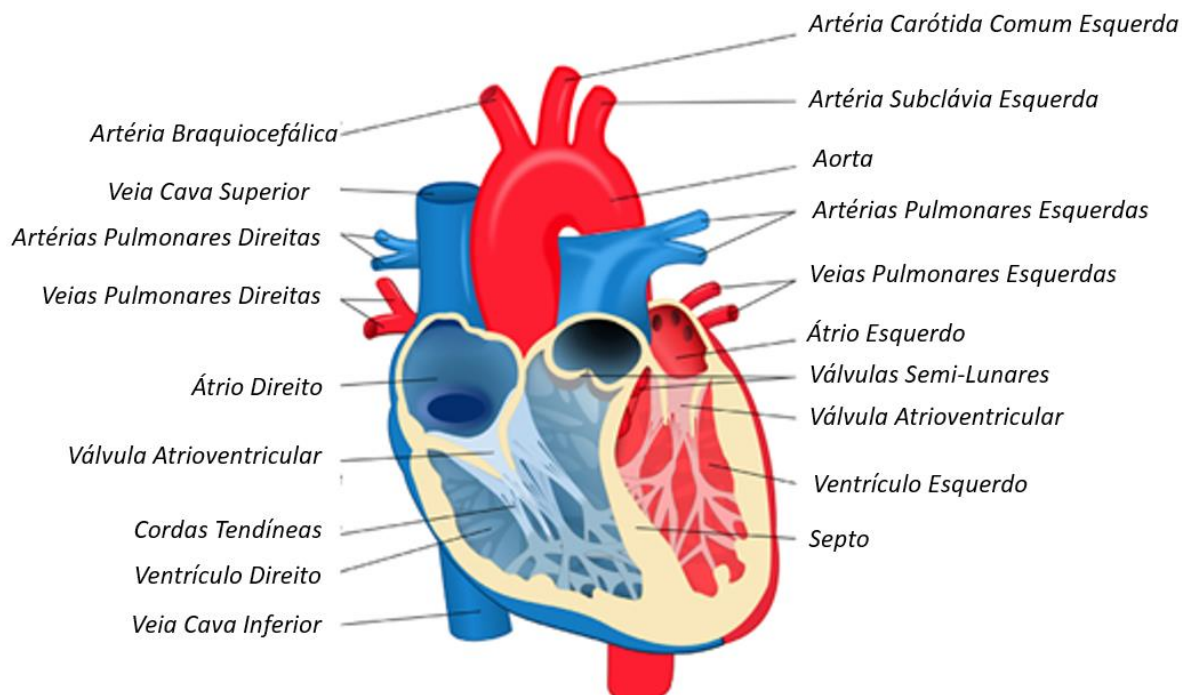
2.1 TÓPICOS FISIOLÓGICOS

2.1.1 Anatomia do Coração

O coração humano pode ser idealizado como duas bombas sucessivas, dividido entre lado esquerdo e direito, que são combinados devido ao sistema cardiovascular unidirecional, formando assim um ciclo (VASSILEVSKI et al., 2020). Na Figura 3, é possível visualizar que, cada um dos lados do coração é composto por duas câmaras, uma maior, os ventrículos, e uma menor, os átrios. Acima da câmara ventricular encontra-se a câmara atrial. Os ventrículos e átrios são separados pela válvula atrioventricular unidirecional. 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 através da veia cava inferior e superior, preenchendo o átrio direito, posteriormente o ventrículo direito, que bombeia o sangue venoso para os pulmões. No outro lado, o átrio esquerdo recebe o sangue arterial (rico em oxigênio), pelas artérias pulmonares, posteriormente o sangue passa para o ventrículo esquerdo e assim é bombeado para a aorta.

Figura 3 - Diagrama do Coração.



Fonte: Adaptado de Vassilevski et al. (2020).

2.1.2 Ciclo Cardíaco

Segundo Klabunde (2011), o ciclo cardíaco é dividido em 7 fases e seu funcionamento durante todo o ciclo é descrito da seguinte forma:

1. Sístole Atrial: a despolarização elétrica no átrio gera a contração muscular atrial, aumentando a pressão que leva o sangue para os ventrículos através da válvula atrioventricular. Isso, contudo, representa apenas 10% do enchimento ventricular, que pode aumentar para 40% durante exercícios físicos, enquanto o restante do sangue flui passivamente para os ventrículos.

2. Contração Isovolumétrica: No início da sístole, as células musculares do coração (miocárdio) se contraem, aumentando a pressão intraventricular de forma abrupta. Essa pressão se torna maior do que a pressão nos átrios, resultando no fechamento das válvulas atrioventriculares. Durante o período em que as válvulas atrioventriculares estão fechadas e as válvulas semilunares estão abertas, o volume dentro da câmara ventricular permanece constante, resultando em um aumento da pressão sem um aumento no volume (fase isovolumétrica).

3. Ejeção rápida: Quando a pressão intraventricular excede a pressão nas artérias aorta e pulmonar, as válvulas semilunares se abrem, permitindo que o sangue flua dos ventrículos para essas artérias. Embora o fluxo sanguíneo através das válvulas semilunares seja considerável, é essencial haver um gradiente mínimo de pressão para ejetar o sangue dos ventrículos.

4. Ejeção reduzida: Após a repolarização do ventrículo, que representa a desativação do estímulo elétrico, os músculos relaxam, diminuindo a ejeção de sangue, embora não seja uma interrupção completa devido às forças inerciais do sangue, que continuam a impulsionar o sangue para as artérias pulmonares e aorta. Durante esse período, a pressão atrial aumenta gradualmente devido ao contínuo fluxo de sangue venoso para os átrios.

5. Relaxamento Isovolumétrico: Após a sístole, os ventrículos continuam a relaxar até o momento em que a pressão arterial excede a pressão ventricular, o que resulta no fechamento abrupto das válvulas semilunares e marca o início da diástole. Durante a diástole, o volume dos ventrículos permanece constante, já que todas as válvulas estão fechadas. No entanto, em contraste com a rápida queda da pressão nos ventrículos, as artérias retêm parte dessa pressão na forma de energia potencial devido à resistência periférica do sistema cardiovascular, que atua como uma barreira à distribuição do sangue, causando a dilatação das paredes arteriais e armazenando essa energia potencial.

6. Enchimento rápido: À medida que os ventrículos continuam a relaxar, a pressão atrial se torna maior, resultando na abertura da válvula atrioventricular e permitindo o fluxo passivo de sangue para os ventrículos. Com a pressão atrial superando a pressão ventricular em declínio, ocorre uma sucção do sangue (sucção ventricular diastólica), resultando em um rápido enchimento dos ventrículos. À medida que os ventrículos atingem o relaxamento completo, a pressão começa a aumentar novamente devido ao enchimento, o que leva a uma diminuição na pressão atrial.

7. Enchimento reduzido: O ciclo cardíaco não possui uma demarcação clara entre o enchimento rápido e reduzido. O enchimento reduzido ocorre quando os ventrículos estão quase completamente preenchidos, tornando-se menos complacentes (mais rígidos) e aumentando a pressão intraventricular. Isso reduz o gradiente de pressão entre átrios e ventrículos, diminuindo a taxa de enchimento, mesmo com o contínuo fluxo de sangue venoso nos átrios, ao mesmo tempo em que

que representa a porcentagem de volume ocupada pelas hemácias em relação ao volume total do sangue (VASSILEVSKI et al., 2020).

2.2.1 Modelo de Carreau (Fluido não Newtoniano)

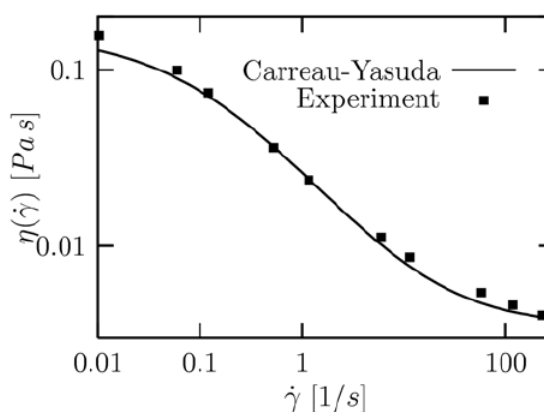
O modelo de Carreau é uma representação matemática utilizada para descrever o comportamento reológico de fluidos não newtonianos em uma ampla faixa de deformação e é amplamente utilizado para modelar a viscosidade não linear do sangue. Fluidos newtonianos têm viscosidade constante e exibem uma relação linear entre esforço cortante e taxa de cisalhamento. Já os fluidos não newtonianos têm viscosidade variável que depende da taxa de cisalhamento, resultando em comportamentos não lineares que podem incluir diminuição (pseudoplásticos), aumento (dilatantes) da viscosidade com o cisalhamento, ou exigência de um esforço inicial para fluir. Este modelo é aplicado por muitos autores em seus trabalhos, como Simão et al. (2017), Liu et al. (2022) e Jayendiran et al. (2018).

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. Esta viscosidade não linear é obtida através da seguinte equação:

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

onde η_0 é a viscosidade em taxa de cisalhamento zero, η_{∞} viscosidade em taxa de cisalhamento infinita, λ constante temporal, n índice de Power-Law e $\dot{\gamma}$ a magnitude do tensor taxa de deformação. Na Figura 5, é apresentada a curva da variação da viscosidade do sangue pela magnitude da taxa de deformação, através do próprio modelo de Carreau.

Figura 5 - Variação da viscosidade em relação à taxa de deformação.

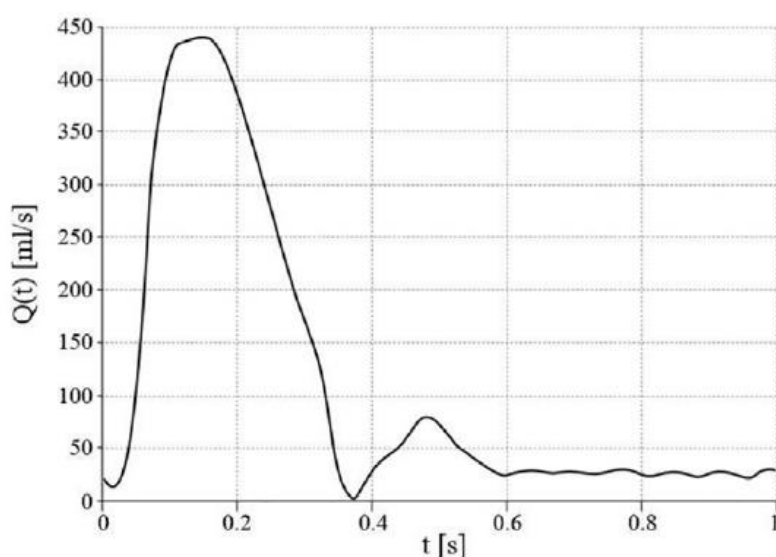


Fonte: Ternik et al. (2008).

2.3 PULSO SANGUÍNEO CORONÁRIO

Através de medições em pacientes é possível obter os perfis de vazão provenientes do ciclo cardíaco humano, já mostrado no item 2.1, o que posteriormente pode ser utilizado como parâmetro para iniciar um estudo numérico, como o perfil de vazão periódico (JONÁŠOVÁ; VIMMR, 2018). Na Figura 6 há um exemplo de perfil de vazão de um ciclo cardíaco, que pode ser utilizado como condição de entrada.

Figura 6 – Perfil de Vazão periódico do Ciclo Cardíaco.



Fonte: Jonášová e Vimmr (2018).

É possível observar dois picos de vazão neste perfil. O primeiro ocorre devido à sístole, caracterizada pela contração dos ventrículos e ejeção do sangue na rede

arterial. Já o segundo pico de vazão é resultado da expansão elástica da aorta e das grandes artérias, nos quais a capacidade de fluxo é limitada pelo sistema circular subsequente (periferia). Durante a sístole, o coração entrega uma alta pressão, conforme destacado por Vassilevski et al. (2020). Na diástole, essa expansão elástica comprime o fluxo sanguíneo de volta, originando assim o segundo pico de vazão.

2.4 NÚMERO DE WOMERSLEY

O número de Womersley (Wo) é um parâmetro adimensional que representa uma proporção de transitórias para forças viscosas, sendo útil na modelagem de fenômenos como a propagação de ondas de pulso, calculadas como:

$$Wo = Ri \left(\sqrt{\frac{\omega_{HR} \rho}{\mu}} \right) \quad (2)$$

onde Ri representa o raio por onde passa o fluido, ρ representa a densidade do sangue, μ viscosidade e ω_{HR} a velocidade angular de batimento cardíaco. Este que é produzido por:

$$\omega_{HR} = 2\pi f \quad (3)$$

onde f é a frequência (Hz) do batimento cardíaco, calculado através da conversão de HR , que representa a frequência cardíaca do sistema cardiovascular, em batimentos por minuto (BPM), usando a equação:

$$f = \frac{HR}{60} \quad (4)$$

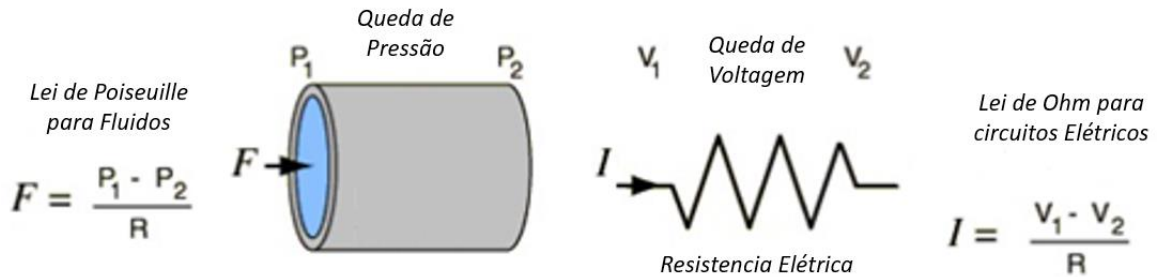
2.5 MODELO DE WINDKESSEL

Modelo de Windkessel descreve o coração e o sistema arterial sistêmico como um circuito hidráulico fechado. Considera o circuito contendo uma bomba de água conectada a uma câmara cheia de água, exceto por uma bolsa de ar. À medida que é bombeada, a água comprime o ar, que por sua vez empurra a água para fora da câmara. Essa analogia se assemelha à mecânica do coração. Os modelos de Windkessel são comumente usados para representar a carga assumida pelo coração durante o ciclo cardíaco (CATANHO; SINHA; VIJAYAN, 2012).

O modelo relaciona a pressão arterial e o fluxo sanguíneo na aorta e caracteriza a complacência arterial, resistência das válvulas e a inércia do fluxo sanguíneo. O Modelo de Windkessel é análogo à Lei de Poiseuille para um sistema hidráulico.

Descreve o escoamento do sangue através das artérias como o de fluido através de tubos, conforme apresentado na Figura 7.

Figura 7 - Dinâmica de Fluidos e Equivalentes de Circuitos Elétricos.



Fonte: Adaptado de Paisal et al. (2019).

O modelo de Windkessel leva em consideração os seguintes parâmetros ao modelar o ciclo cardíaco:

Complacência Arterial (C_V): sendo a elasticidade das paredes arteriais.

$$C_V = \frac{3\pi R_i^3 L}{2Eh} \quad (5)$$

onde R_i se refere ao raio do modelo da artéria por onde passa o fluido, L o comprimento do modelo e h a espessura.

Resistência vascular periférica (R_V): sendo resistência do sistema circulatório ao escoamento sanguíneo à medida que flui através do sistema arterial sistêmico.

$$R_V = L \left(c_V \frac{8\mu}{\pi R_i^4} \right) \quad (6)$$

onde μ representa a viscosidade do fluido e c_V coeficiente de resistência.

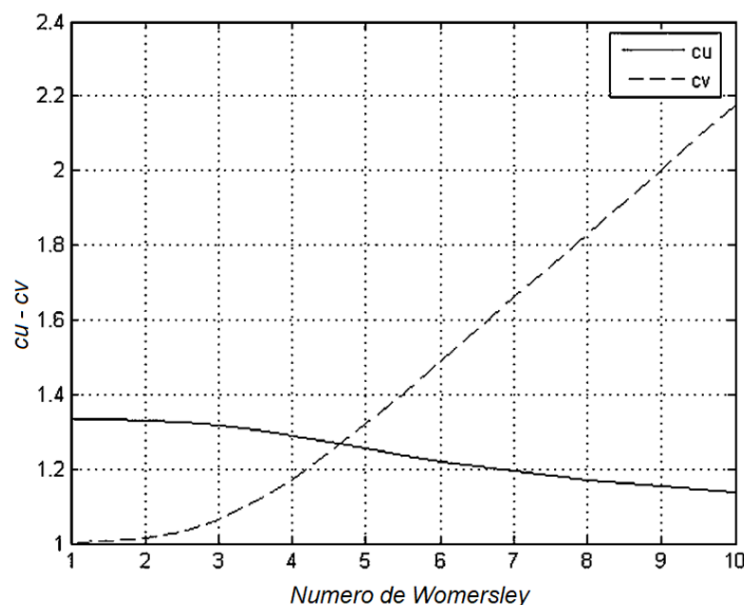
Indutância Arterial (L_V): simula a inércia do sangue à medida que circula pelo coração.

$$L_V = L \left(c_u \frac{\rho}{\pi R_i^2} \right) \quad (7)$$

onde ρ representa a densidade do fluido e c_u coeficiente de indutância.

Os coeficientes c_V e c_u , apresentados nas equações da Indutância e Resistência Arterial, são importantes para a analogia dos parâmetros do fluido como os do circuito elétrico. Eles dependem do número de Womersley (Equação 2), conforme mencionado por Paisal et al. (2019). Utilizando o Gráfico 1, é possível obter seus respectivos valores, sendo que os valores de c_V normalmente ficam entre 1,1 e 1,3 e c_u entre 1 e 2,2.

Gráfico 1 – Curvas dos parâmetros c_v e c_u em função do número de Womersley.



Fonte: Adaptado de Waite e Fine (2017).

O modelo básico, de apenas 2 elementos, calcula a curva de pressão exponencial determinada pelas fases sistólica e diastólica do ciclo cardíaco. À medida que o número de elementos no modelo aumenta, um novo fator fisiológico é contabilizado e os resultados são mais precisos quando relacionados à curva original. Vários outros critérios, como complexidade computacional e formato da curva gerada, devem ser considerados ao decidir qual modelo escolher, conforme Catanho et al. (2012).

2.6 HEMODINÂMICA COMPUTACIONAL

O termo hemodinâmica descreve os fatores físicos que governam o escoamento do sangue no sistema circulatório, conforme Klabunde (2011). Estes fatores físicos definem o escoamento e o comportamento do sangue dentro dos vasos sanguíneos. Quando se trata de patologias que causam alterações nas seções transversais dos vasos, como a presença de stents no interior destes, torna-se muito importante entender a hemodinâmica para compreender como será o comportamento do sangue ao encontrar essas alterações não fisiológicas.

Dentro da hemodinâmica alguns parâmetros se destacam na simulação numérica como WSS ou Tensão Cisalhante na Parede, e outros dois que são encontrados através do WSS, como OSI ou Índice de Tensão Oscilatória, e TAWSS

ou Média Temporal da Tensão Cisalhante na Parede (Ku et al., 1985; Chiastra et al., 2013).

WSS: Calculado como uma função no tempo durante um ciclo completo, em todo o local (geometria discretizada), usando ajuste de mínimos quadrados, medidas nas 3 direções radiais, muito próximo da parede. E pode ser representado pela equação abaixo:

$$WSS = \mu \frac{\partial \vec{v}}{\partial \vec{n}_{wall}} \quad (8)$$

onde μ é a viscosidade dinâmica do fluido, v é o vetor velocidade e n é o vetor normal onde é computado a derivada da velocidade.

TAWSS: Com o estudo de casos dependentes do tempo (transientes), foi introduzido então a média temporal do *WSS*, encontrado através da Equação:

$$TAWSS = \frac{1}{T} \int_0^T WSS \, dt \quad (9)$$

onde T é o tempo em segundos da duração do ciclo cardíaco, *WSS* é a magnitude do *WSS* calculado nas 3 direções vetoriais.

OSI: O comportamento do *WSS*, induzido pelo fluxo pulsante de sangue, é mensurado pelo *OSI*:

$$OSI = \frac{1}{2} \left(1 - \frac{\left| \frac{1}{T} \int_0^T WSS \, dt \right|}{TAWSS} \right) \quad (10)$$

onde no numerador é obtida a magnitude das médias temporais das componentes vetoriais do *WSS*. Os valores de *OSI*, variam de 0 a 0,5, onde para 0, não há nenhuma perturbação no fluxo sanguíneo, ou seja, tanto a média temporal do *WSS* (*TAWSS*), quanto a magnitude da média das componentes vetoriais do *WSS*, estão alinhadas, resultando em um valor nulo, porém, no caso contrário a equação resultará em algum valor, o que indicará um fluxo distorcido do fluxo normal, ou seja, possibilitando uma reorientação das células endoteliais em relação ao fluxo de sangue, além da queda de produção de Óxido Nítrico (NO), assim aumentando a possibilidade de acúmulo de células sanguíneas, e aumentando o risco do estreitamento do canal.

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

$$Re = \frac{\rho \cdot V_{max} \cdot D}{\eta_{\infty}} \quad (11)$$

onde ρ é a massa específica do fluido, V_{max} é a velocidade máxima do pulso, D o diâmetro de entrada da artéria e η^∞ 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.

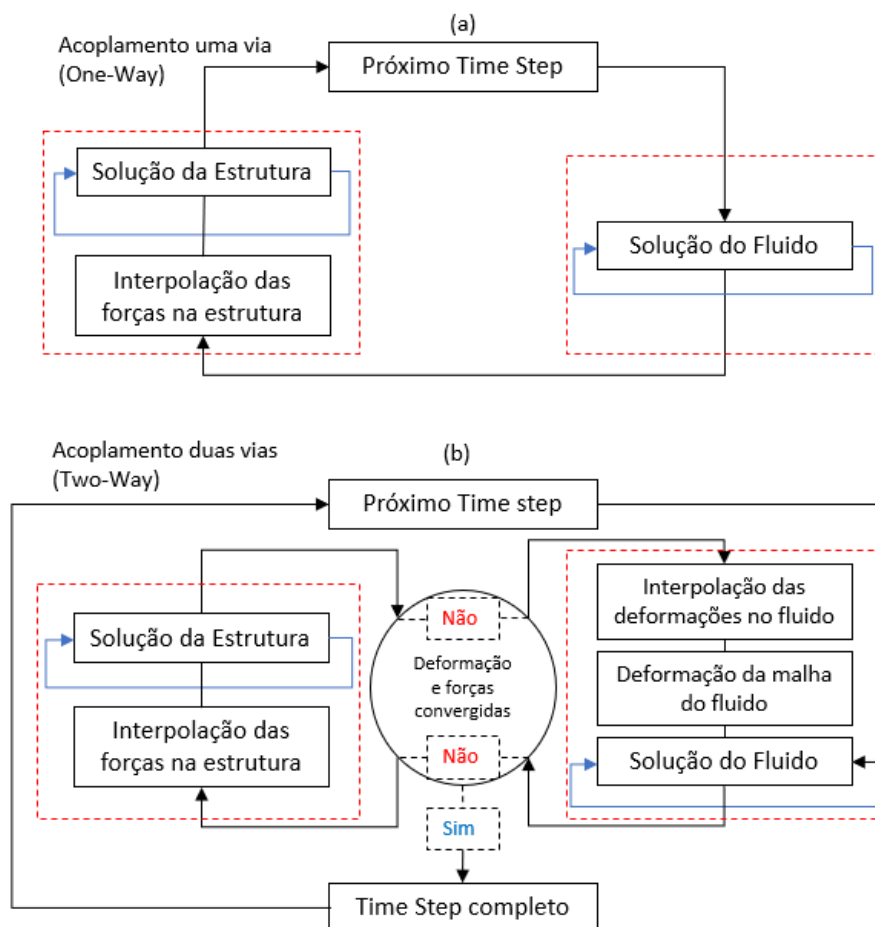
2.7 INTERAÇÃO FLUIDO-ESTRUTURA (FSI)

A simulação FSI sendo aplicada em estudos complexos relacionados à biomecânica, onde a interação entre o escoamento de sangue e as estruturas biológicas é crucial. Embora a CFD e FEA sejam comuns em problemas de fluxo sanguíneo e biomecânica, o FSI oferece vantagens significativas ao considerar a complacência das artérias e seu impacto no escoamento sanguíneo (BOROWSKI et al., 2018).

No FSI, é possível simular tanto a deformação das estruturas sólidas devido ao fluxo quanto o impacto dessas deformações no fluxo. Os autores citam um estudo que comparou FEA e FSI na análise de válvulas aórticas, demonstrando que o FSI superou as limitações do FEA ao usar os esforços do escoamento sanguíneo para modelar o comportamento das válvulas. Uma forma de melhor visualizar este efeito da complacência é através de perfis de *Windkessel*, que atuam como condições de contorno de pressão de saída, que levam em consideração a periferia e adaptam os esforços necessários para o fluxo de sangue prosseguir por este canal, e são modelados através de *lumped parameters* (parâmetros concentrados) (Boroski et al., 2018).

Há duas formas de realizar uma análise com FSI, segundo Benra et al. (2011). "One-way" (um caminho), é onde as forças são transferidas da simulação de fluido para a estrutura após a convergência do fluido, e "two-way" (dois caminhos), é onde as forças e deslocamentos são trocados durante cada passo da simulação transiente. Além disso, são mencionados os acoplamentos forte e fraco no contexto da análise "two-way". É possível observar isto, esquematizado na Figura 8.

Figura 8 - Esquema de análises de FSI: a) One-Way; b) Two-Way.

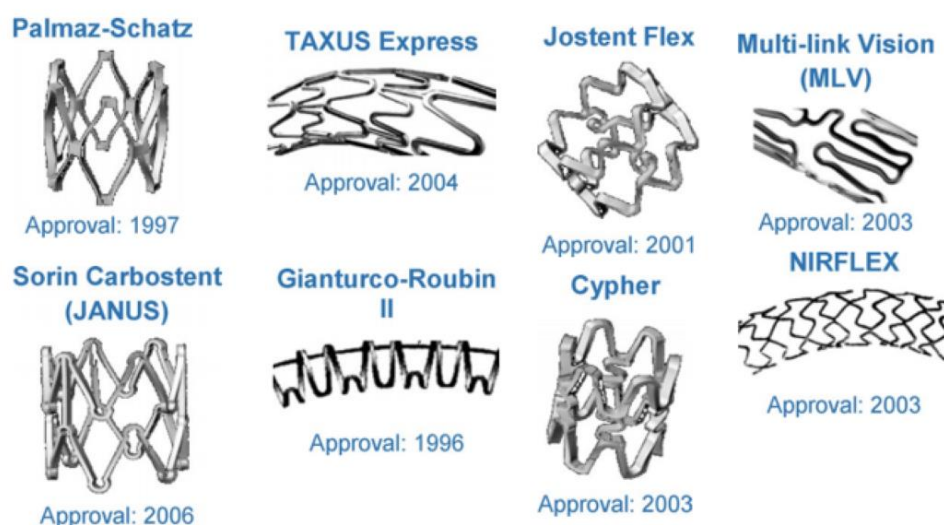


Fonte: Adaptado de Benra et al. (2011).

2.8 STENT

Os stents são cruciais no tratamento da aterosclerose, mas desafios pós-implantação impulsionam pesquisas para melhorá-los, focando na minimização das perturbações do fluxo sanguíneo e na prevenção da RIS, especialmente com stents revestidos de medicamentos. Seu design e material, frequentemente metálicos, como aço inoxidável, nitinol (uma liga de níquel e titânio), Co-Cr (uma liga de cobalto e cromo), entre outros (MALVÈ et al., 2011), são críticos para a eficácia e segurança. A Figura 9, mostra os diferentes modelos de stents que são encontrados atualmente. Stents farmacológicos com polímeros ou drogas reduzem a RIS inibindo a proliferação de células musculares lisas, embora possam afetar a reendotelização e aumentar o risco de trombose (SUN; CHAICHANA, 2010).

Figura 9 – Diferentes Modelos de Stent que são utilizados atualmente.



Fonte: Adaptado de Simão et al. (2017).

2.9 ANÁLISE DA QUALIDADE DA MALHA (GCI)

O método *Grid Convergence Method (GCI)* foi utilizado para prever a incerteza dos resultados devido à discretização (CELIK et al., 2008). Foram realizadas três simulações utilizando o mesmo passo de tempo, somente alterando a discretização da malha, conforme Tabela 1. As variáveis de controle utilizadas foram a queda de pressão entre a entrada e cada uma das saídas do domínio a cada passo de tempo, e a tensão de cisalhamento média nas paredes da artéria (WSS), a cada passo de tempo.

Tabela 1 - Informações das Malhas Utilizadas.

	M1	M2	M3
<i>Nº Elementos</i>	461279	310922	217566
<i>Volume da Malha</i>	$2,04 * 10^{-7} m^3$	$3,62 * 10^{-7} m^3$	$3,66 * 10^{-7} m^3$
<i>Tamanho do Elemento</i>	$7,62 * 10^{-5}$	$1,05 * 10^{-4}$	$1,19 * 10^{-4}$
<i>Razão de Refinamento de Malha</i>	$r_{21} = h2/h1$		$r_{32} = h3/h2$
	1,38		1,13

Fonte: Elaborado pelo autor.

Para a elaboração da análise da qualidade da malha, se define a ordem da equação de convergência p , seguindo as equações abaixo:

$$p = \frac{1}{\ln(r_{21})} \left| \ln \left| \frac{\varepsilon_{32}}{\varepsilon_{21}} \right| + \ln \left| \frac{r_{21}^{p-s}}{r_{32}^{p-s}} \right| \right|, \quad (12)$$

onde $\varepsilon_{32} = \Phi_3 - \Phi_2$, $\varepsilon_{21} = \Phi_2 - \Phi_1$, r_{21} e r_{32} é a razão de refinamento da malha apresentado na Tabela 1, sendo:

$$s = \operatorname{sgn} \left(\frac{\varepsilon_{32}}{\varepsilon_{21}} \right), \quad (13)$$

$$\Phi_{ext}^{21} = \frac{r_{21}^p * \Phi_1 - \Phi_2}{r_{21}^p - 1} \text{ e } \Phi_{ext}^{32} = \frac{r_{32}^p * \Phi_2 - \Phi_3}{r_{32}^p - 1}, \quad (14)$$

no qual Φ_1, Φ_2 e Φ_3 indicam o ponto da simulação que será analisado o valor de ΔP nas simulações consideradas, assim obtendo o erro estimado:

$$e_a^{21} = \frac{\Phi_1 - \Phi_2}{\Phi_1} \text{ e } e_a^{32} = \frac{\Phi_2 - \Phi_3}{\Phi_2}, \quad (15)$$

obtendo o índice de convergência:

$$GCI_{fine}^{21} = \frac{1,25 e_a^{21}}{r_{21} - 1} \text{ e } GCI_{fine}^{32} = \frac{1,25 e_a^{32}}{r_{32} - 1}, \quad (16)$$

onde GCI_{fine}^{21} consiste no índice de convergência entre a malha $M1$ e $M2$ e GCI_{fine}^{32} a convergência das malhas $M3$ e $M2$. Para obter a validação é ideal que $GCI_{fine}^{21} < GCI_{fine}^{32}$ e $GCI_{fine}^{21} < 5\%$. Não atingindo as duas comparações é recomendável realizar um teste com uma malha menor que $M1$ e analisar o índice de convergência entre esta e a malha $M1$ (CELIK et al., 2008).

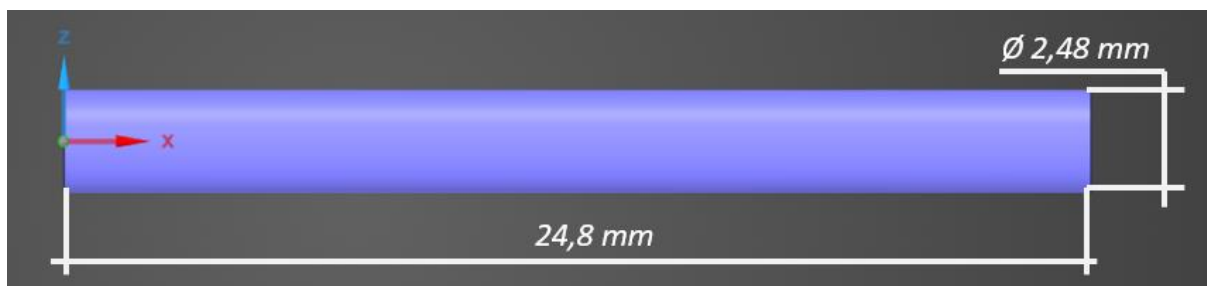
3 METODOLOGIA

O software utilizado para este trabalho é o software comercial ANSYS FLUENT 2023 R1. Para obter uma simulação com FSI, é necessário realizar um acoplamento através do "System Coupling", que envolve os módulos Transient Structural e Fluent dentro do Workbench (plataforma de trabalho). Portanto, é necessário dividir os setups em dois, um para cada módulo separado.

Primeiramente, verifica-se o modelo de Windkessel, que descreve matematicamente o escoamento sanguíneo na aorta, a relação entre a pressão arterial e o escoamento sanguíneo na aorta, a complacência dos vasos sanguíneos e calcular as soluções analíticas e numéricas para os mesmos, conforme apresentado por Catanho et al. (2012).

Um tubo idealizado foi construído com um diâmetro próximo ao de uma artéria sem stent e um comprimento dez vezes o diâmetro, como mostrado na Figura 10.

Figura 10 - Tubo Construído para a simulação, representando uma artéria.

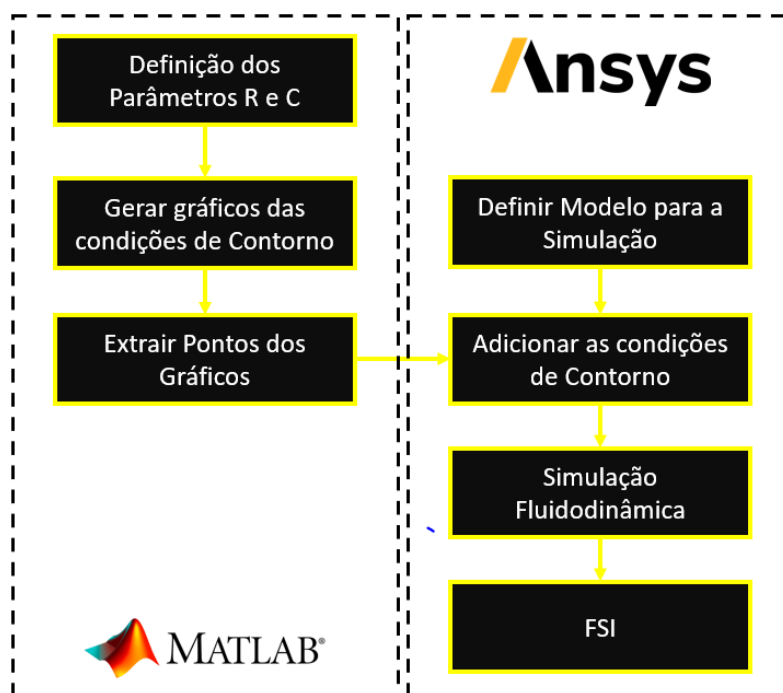


Fonte: Elaborado pelo autor.

A metodologia segue os passos do fluxograma apresentado na Figura 11. Nesse fluxograma, foi abordada uma análise inicial da condição de contorno na saída, conforme o modelo de Windkessel.

Após a análise e validação do modelo de Windkessel, o estudo em CFD de quatro geometrias diferentes foi realizado. Cada uma dessas geometrias consistia em um tubo com o mesmo diâmetro de 2,48 mm, com a adição de um stent diferente em cada caso. Os resultados almejados com essas simulações incluíram a diferença de pressão, calculada como a diferença entre as condições antes e depois da inserção do stent na artéria, bem como os esforços cisalhantes na parede, tais como WSS, TAWSS e OSI.

Figura 11 - Roteiro para Utilização do Modelo de Windkessel.



Fonte: Elaborado pelo autor.

Após a conclusão deste estudo em CFD, o próximo passo foi o estudo do acoplamento FSI nas mesmas quatro geometrias. Buscaram-se resultados semelhantes para fins de comparação entre os modelos CFD e FSI. A abordagem de acoplamento em FSI foi de duas vias, com o acoplamento forte e critério de convergência de 10^{-2} para finalização de cada time-step, configurando uma abordagem mais precisa para o estudo. Além disso, investigaram-se as deformações e tensões nos sólidos, avaliando como a estrutura dos stents suportou essas tensões e se houve risco de ocorrer alguma ruptura, ou seja, uma falha crítica no stent.

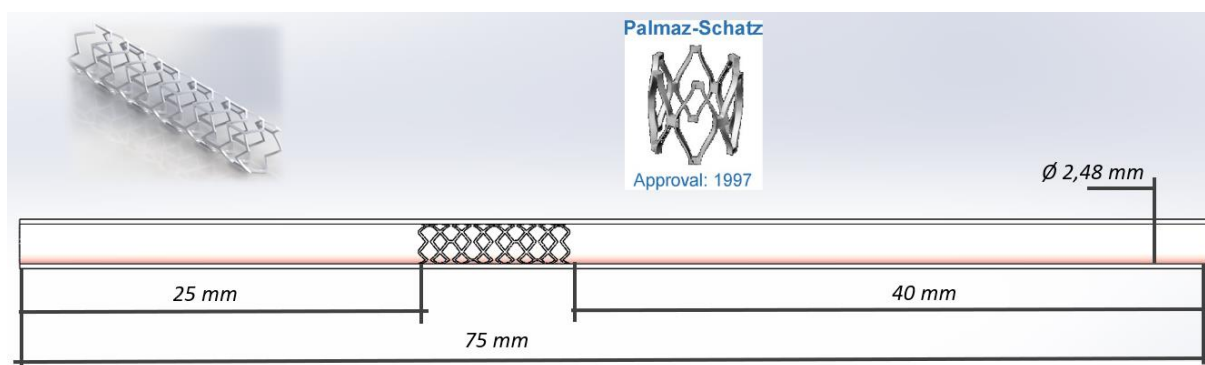
3.1 MODELAGEM FÍSICA

As geometrias foram tratadas de forma simultânea tanto para o corpo fluido quanto para a parede das artérias, com a única diferença sendo a adição de uma casca sólida à parte do fluido. O corpo fluido é baseado em uma artéria coronária idealizada, excluindo o stent, uma vez que apenas o domínio do fluido é necessário. Conforme Camasão e Mantovani (2021) relatam, as artérias coronárias podem apresentar diâmetros que variam de 6 mm a 1 mm, e a espessura das paredes desses

vasos pode variar de 0,125 mm a 0,8 mm. Portanto, para a parede sólida desta artéria idealizada, foi adotado um valor de espessura de 0,5 mm em toda a sua extensão.

Para as artérias idealizadas, temos dois modelos, todos com um corpo cilíndrico. O comprimento das partes entre esses modelos será determinado de acordo com o stent utilizado, mantendo o diâmetro constante. Cada um dos modelos de stent que será utilizado é de uso comercial. Um destes modelos é do tipo *Palmaz-Schatz*, conforme mostrado na Figura 12. São tubos de malha de diamante expansíveis com fendas, articulados em pontos específicos por elementos de ligação retos, espessura de 0,3 mm, conforme Simão et al. (2017).

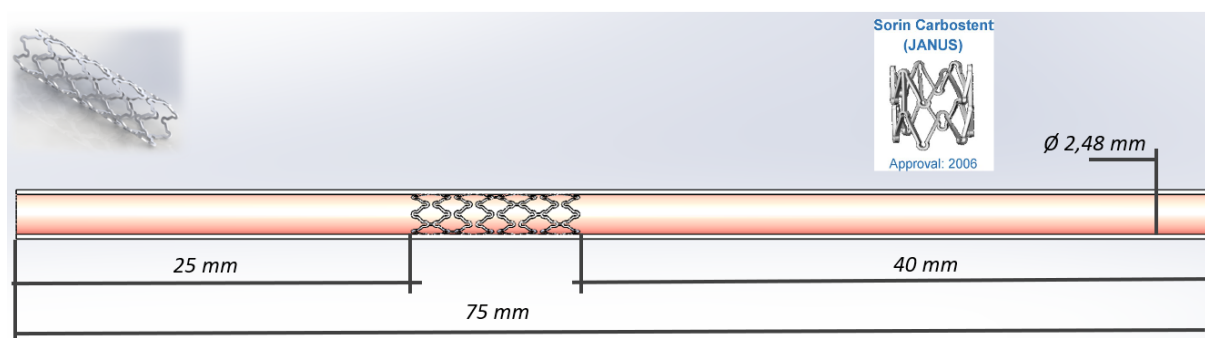
Figura 12 – Modelo de Stent de Palmaz-Schatz.



Fonte: Elaborado pelo autor.

Na Figura 13 observa-se o modelo de stent utilizado de Sorin Carbostent (JANUS), que tem um design multicelular de tubo com fendas que é seguro para ressonância magnética (MRI) e possui espessura de hastes de stent de 0,3 mm, conforme Simão et al. (2017).

Figura 13 - Modelo de Stent de Sorin Carbostent (JANUS).



Fonte: Elaborado pelo autor.

3.1.1 Modelagem do stent

Além do modelo de cada stent, a escolha do material deve ser feita considerando sua respectiva aplicação. Além de ser flexível para permitir a expansão, o material também deve manter a artéria desobstruída após a remoção do catéter-balão. Mais importante ainda, o material precisa ser biocompatível, caso contrário, o corpo humano poderá rejeitar o material devido a respostas imunológicas (JAYENDIRAN; NOUR; RUIMI, 2018).

Stents de Cobalto-Cromo (Co-Cr) possuem alta resistência específica, resistência à corrosão e excelente biocompatibilidade com sangue e tecidos moles. Atualmente, stents feitos com esse tipo de material têm os struts mais finos disponíveis no mercado (SUTTORP et al., 2015). Na Tabela 2, estão apresentadas as propriedades do material que será utilizado para a modelagem dos stents.

Tabela 2 - Propriedade do material utilizado para o Stent.

Material	Módulo de Young (GPa)	Coefficiente De Poisson	Massa Específica (kg/m³)	Limite de Escoamento (Yield Stress) (MPa)
Co-Cr	240	0.29	8500	560

Fonte: Adaptado de Jayendiran, Nour e Ruimi (2018).

3.2 MODELO MATEMÁTICO - WINDKESSEL

Como parâmetro inicial do modelo, o ciclo cardíaco começa na sístole é um dos parâmetros iniciais, sendo considerado 72 batimentos por segundo (T_c) e utilizando o período de:

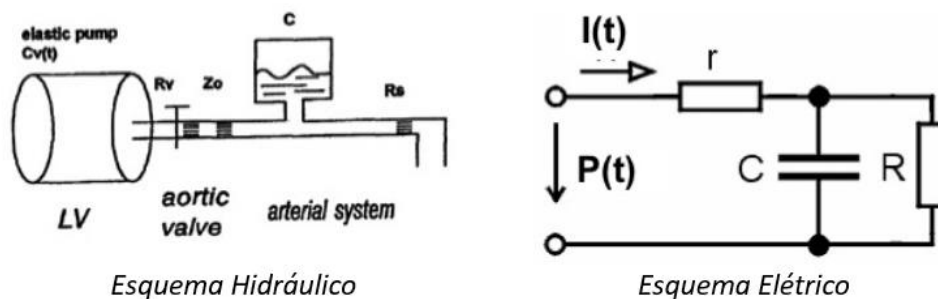
$$T_s = \left(\frac{2}{5}\right) \cdot (60/T_c) \quad (17)$$

A complacência arterial, a resistência periférica e a inércia são modeladas como um capacitor, um resistor e um indutor, respectivamente. A pressão arterial de uma pessoa saudável é de 120 mmHg a 80 mmHg, considerando a fase sistólica e diastólica. E é utilizado como condição inicial para o primeiro ciclo, a pressão de 80 mmHg.

3.2.1 Modelo de 3 Elementos

Para verificar a robustez dos parâmetros, utilizamos o modelo de Windkessel de 3 elementos. Este modelo simula a impedância característica da aorta, incorporando um resistor em série para representar a resistência ao fluxo sanguíneo causada pela válvula aórtica. Além disso, a combinação paralela existente de resistor-capacitor continua a representar a resistência periférica total e a complacência aórtica. Este esquema hidráulico deste modelo está ilustrado na Figura 14.

Figura 14 – Esquema Hidráulico em comparação com o Elétrico, onde simbolizam o modelo de 3 elementos de Windkessel.



Fonte: Adaptado de Catanho; Sinha; Vijayan, (2012).

A geometria do tubo representa a impedância aórtica característica. A resistência ao escoamento é variada pela abertura parcial e fechamento da válvula. E no análogo elétrico, a complacência arterial (C_v) é representada como um capacitor com propriedades de armazenamento de carga elétrica; resistência periférica do sistema arterial sistêmica (R_v) é representada como um resistor de dissipação de energia.

$$\left(1 + \frac{r}{R_v}\right) i(t) + C_v \cdot R_v \cdot \frac{di(t)}{dt} = \frac{P(t)}{R_v} + C_v \frac{dP(t)}{dt} \quad (18)$$

onde a vazão do sangue do coração $I(t)$ é análogo ao da corrente que flui no circuito e a pressão sanguínea na aorta $P(t)$ é modelada como um potencial elétrico variável no tempo.

3.2.2 Modelo de Escoamento da Aorta

O escoamento de sangue do ventrículo para a aorta durante o ciclo cardíaco é modelado como uma onda senoidal com amplitude I_0 . Na contração ventricular durante a sístole, o sangue é ejetado para a aorta e pode ser modelado como:

$$I_0 = \int_0^{T_c} \left(\frac{1}{90} \right) \sin \left(\pi \frac{\text{mod}(t, T_c)}{T_s} \right) dt \quad (19)$$

onde t o tempo, T_c é o período do ciclo cardíaco, T_s é o período da sístole, $\text{mod}(t, T_c)$ representa derivada t para T_c . Assim considerando $\frac{2}{5}T_c$, de acordo com a dinâmica do ciclo cardíaco e segundo a literatura, o escoamento sanguíneo em um ciclo cardíaco é de 0,00009 m³. Com isso, utilizando os dados para obter o valor da máxima amplitude de:

$$I_0 = 424,1 \text{ mL} \quad (20)$$

3.3 DADOS DE ENTRADA

Considerando os parâmetros do modelo de Windkessel de três elementos, os quais estão mostrados na Tabela 3, estes foram utilizados como dados de entrada para gerar o perfil de pressão que será obtido na saída do modelo. Com o auxílio do código desenvolvido no MatLab, conforme apresentado no APÊNDICE A – Código Matlab, foi considerado um valor médio para a viscosidade do sangue, diferentemente do modelo de Carreau, utilizado no Ansys.

Os dois modelos construídos para a simulação são idealizados. No entanto, os resultados da resistência e da capacitância da artéria sugerem que se trata de características associadas a uma pessoa idosa. A baixa capacitância e alta resistência observadas são sintomas comuns em pacientes de idade avançada e com hipertensão (BAKRIS, 2023).

Tabela 3 - Dados de Entrada para cálculo do perfil de Pressão.

Diâmetro do Modelo	0,00248 m
Período	1,67 s
Densidade do Sangue	1060 kg/m ³
Viscosidade do Sangue (Média)	0,004 Pa*s (Constante para modelo no Matlab)
Coeficiente de Resistência	1,0
Coeficiente de Indutância	1,35
Espessura da Artéria	0,5 mm
Modulo de Elasticidade	0,7 MPa
<u>Calculados</u>	
Número de Womersley	1,23
Resistência da Artéria	6462136,12 kPa*s/m ³
Capacitância da Artéria	68,43 kPa*s/m ³

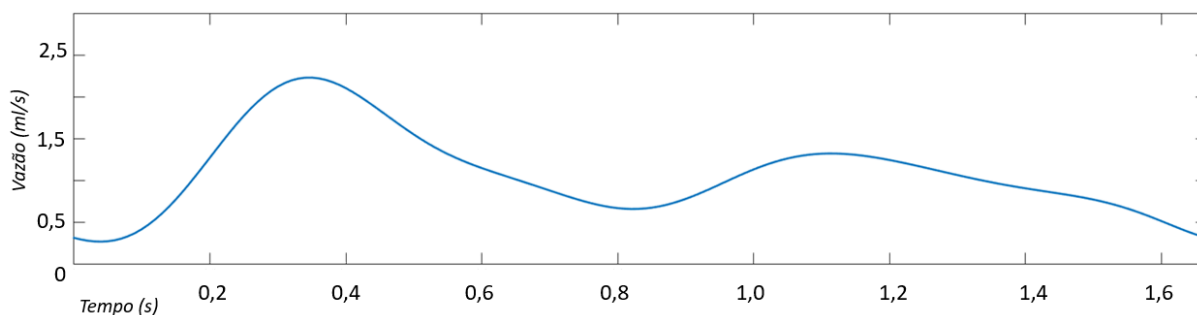
Fonte: Elaborado pelo autor.

3.3.1 Perfil de Velocidade de Entrada

O Gráfico 2 apresenta o perfil de vazão que foi utilizado como entrada nos modelos. No Ansys, esse perfil é empregado como velocidade, levando em consideração o diâmetro do modelo.

Essa distinção é crucial para garantir a precisão das simulações, já que o perfil de vazão fornece informações sobre a distribuição da velocidade do escoamento sanguíneo ao longo do tempo, enquanto o diâmetro do modelo é considerado na aplicação desse perfil de velocidade para replicar as condições de escoamento na artéria modelada.

Gráfico 2 – Perfil de Vazão de Entrada x Tempo.



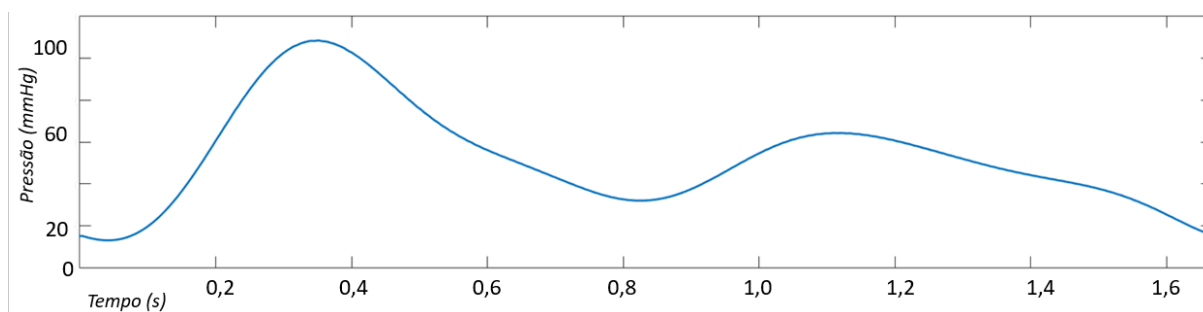
Fonte: Elaborado pelo autor.

3.3.2 Perfil de Pressão de Saída

Com base nos resultados obtidos, obtemos o perfil de pressão mostrado no Gráfico 3, que será utilizado como saída dos modelos.

Esse perfil de pressão captura as variações na pressão sanguínea ao longo do tempo e servirá como uma métrica importante para avaliar o desempenho dos modelos. A precisão e a fidelidade desse perfil de pressão são cruciais para garantir que os modelos reproduzam adequadamente as condições hemodinâmicas na artéria simulada.

Gráfico 3 – Perfil de Pressão de Saída x Tempo.



Fonte: Elaborado pelo autor.

3.4 MODELO MATEMÁTICO - FSI

O tratamento da simulação em CFD e do acoplamento foi dividido em partes distintas. No acoplamento, temos a parte estrutural e fluídica, juntamente com as equações necessárias para o acoplamento, conforme apresentado por Simão et al. (2017).

3.4.1 CFD

O Fluent da Ansys é baseado no Método dos Volumes Finitos (MVF), o qual se fundamenta na conservação de massa, momento e energia. Na simulação realizada, como não há transferência de energia, apenas são utilizadas as equações de conservação de massa e momento, que são, respectivamente:

$$\frac{\partial \rho}{\partial t} + \nabla \cdot (\rho \vec{v}) = 0 \quad (21)$$

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

$$\frac{\partial \rho \vec{v}}{\partial t} + \nabla \cdot (\rho \vec{v} \cdot \nabla) \vec{v} = \vec{\nabla} p + \vec{\nabla} \cdot (\tau) + \rho \vec{g} + \vec{F} \quad (22)$$

onde $\vec{F}$ representa as forças externas, $\vec{g}$, gravidade e τ é o tensor de tensão cisalhante obtido por:

$$\tau = \mu (\nabla \vec{v} + \nabla \vec{v}^T) \quad (23)$$

onde μ é a viscosidade dinâmica do fluido.

3.4.2 Acoplamento Domínio do Fluido

Durante a simulação do acoplamento, ocorrerá troca de dados entre o corpo fluido e sólido. O fluido deformará a parede arterial, enquanto a parede arterial ao cessar essa deformação, comprimirá o fluido. Portanto, é necessário adaptar as equações para esse movimento do fluido, que é realizado por meio do método *Arbitrary Lagrangian Eulerian* (ALE). Esse método utiliza variáveis do fluido relacionadas ao movimento da malha. Assim, a equação de conservação do momento assume a forma da equação abaixo:

$$\rho \frac{\partial v}{\partial t} + \rho ((\vec{v} - \vec{w}) \cdot \nabla) v - \nabla \cdot \tau = 0 \quad (24)$$

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

3.4.3 Domínio do sólido

A parte sólida da artéria é modelada seguindo a Equação 25 da conservação de movimento:

$$\nabla \tau_s + f_s^B = \rho_s \cdot \ddot{u}_s \quad (25)$$

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

3.4.4 Acoplamento entre os domínios (Interface)

Para resolver de forma simultânea os deslocamentos (u) e as tensões (τ), nos dois domínios, é necessário manter o equilíbrio das tensões na interface entre eles, conforme indicado pela Equação 26:

$$\tau_s \cdot n_s = \tau_f \cdot n_f \quad (x, y, z) \in \Gamma^s \cap \Gamma^f \quad (26)$$

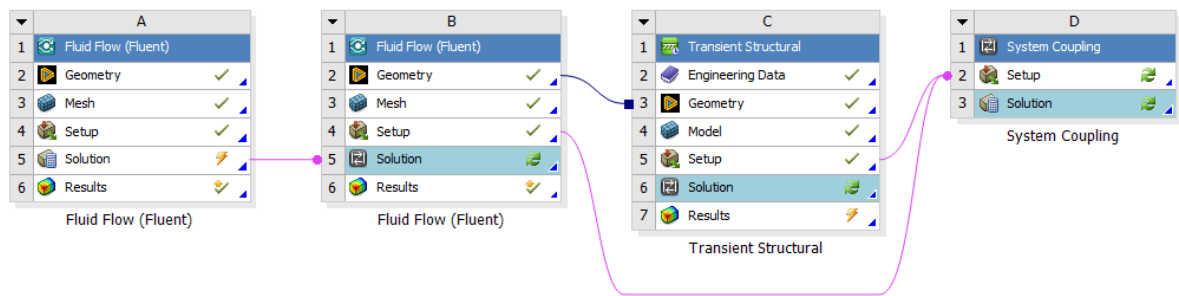
Além disso, o deslocamento em uma superfície comum entre os domínios deve ser igual, como descrito na Equação 27.

$$u_s = u_f \quad (x, y, z) \in \Gamma^s \cap \Gamma^f \quad (27)$$

3.5 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, como é mostrado na Figura 15.

Figura 15 - Arvore de Trabalho do Ansys.



Fonte: Elaborado pelo autor.

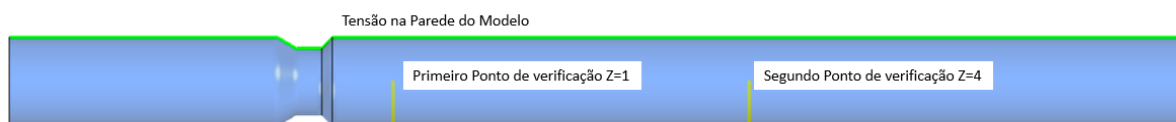
3.5.1 Verificação Modelo de Carreau e Modelo FSI

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 conforme a Figura 16. Foi utilizado o modelo de Carreau para a viscosidade do fluido e a simulação foi realizada por meio da 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 $T = 0,25*t$. Além disso,

os demais resultados referem-se à velocidade em uma linha perpendicular ao eixo (linhas amarelas) em duas diferentes distâncias: $Z=1$ e $Z=4,3$. 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: $T = 0,08$ s e $T = 0,25$ s.

Figura 16 – Pontos de Verificação do modelo em FSI.



Fonte: Elaborado pelo autor.

3.5.2 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 ambas as geometrias, pois as duas tem o mesmo diâmetro de 2,48 mm. O fluido é modelado como não-newtoniano, utilizando o modelo de Carreau, cujos parâmetros são apresentados na Tabela 4. A massa específica do fluido é de 1060 kg/m³.

Tabela 4 - Constantes para o modelo de Carreau.

η_0	η_∞	λ	n
0.056 Pa*s	0,00345 Pa*s	3,31 s	0,345

Fonte: Simão et al. (2017).

Para o acoplamento pressão-velocidade, foi empregado o esquema "*Coupled, Least Squares Cell Based*" para a solução dos gradientes e derivadas, juntamente com 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 obter as 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 s para estabilizar o escoamento dentro da artéria. Posteriormente, foi

executado um ciclo completo com um time step de 0,001 s, totalizando 1680 time steps, este procedimento foi utilizado em todos os modelos e situações diferentes.

3.5.3 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, são aplicadas as condições de contorno para a parede da artéria e o stent.

Primeiramente, os stents foram fixados à parede interna da artéria, permitindo apenas a deformação conjunta com a artéria. Quanto à parede interna, esta precisa ser fixada na 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 foi adicionada 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 s. 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 s, totalizando 200 times steps.

3.5.3.1 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 (Liu et al., 2022; Wang et al., 2017; Selvarasu et al., 2014). 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 5.

Tabela 5 - Propriedades do material utilizado para a artéria.

<i>Módulo de Young:</i>	<i>0,7 MPa</i>
<i>Coefficiente de Poisson:</i>	<i>0,45</i>
<i>Massa Específica:</i>	<i>1000 kg/m³</i>

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.

3.5.3.2 Modelagem do Stent

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

Considerando essas condições, stents de Cobalto-Cromo (Co-Cr) são uma escolha comum devido à sua alta resistência específica, resistência à corrosão e excelente biocompatibilidade com sangue e tecidos moles (CHIASTRA et al., 2014).

3.5.3.3 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, estava a ativação do *Dynamic Mesh*, que permite a deformação dos elementos da malha, possibilitando o comportamento de complacência dentro do domínio fluido. Além disso, foi criado o *Wall Coupling*, selecionando a parede da artéria, o que faz com que os esforços exercidos na parede sejam transferidos para a interface fluida-estrutura

criada para a parte estrutural. As demais configurações permaneceram as mesmas apresentadas para o modelo de CFD.

4 RESULTADOS E DISCUSSÃO

A seguir, serão apresentados os resultados da verificação, utilizando o Matlab para obter os gráficos de entrada e saída e a simulação fluidodinâmica de um modelo idealizado. Primeiramente, será realizada a verificação do modelo de Windkessel utilizando o código apresentado por Catanho et al. (2012), com o objetivo de analisar as diferenças que esta condição de contorno pode apresentar em relação à simulação.

Em seguida, serão apresentados os resultados do teste de GCI referentes ao segundo modelo de stent, uma vez que o primeiro stent utilizará o modelo apresentado por Telöken et al. (2023). Para concluir, serão exibidos os resultados da verificação do estudo realizado por Chan, Ding e Tu (2005) a fim de validar tanto o modelo de FSI quanto a utilização do modelo viscoso de Carreau para fluidos não newtonianos. Para efeito de comparação, cinco conjuntos de resultados serão confrontados com o trabalho dos autores.

Após todas as verificações necessárias, serão apresentados os resultados obtidos pelas simulações, tanto de CFD quanto de FSI, categorizados por tipo de análise e geometria. Também serão fornecidas comparações entre os métodos para cada tipo de análise, incluindo diferenças de pressão, TAWSS e OSI. Serão 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.

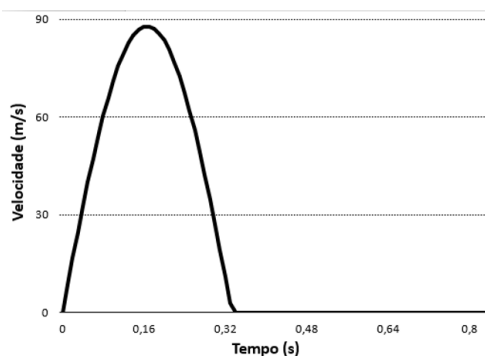
Os resultados da diferença de pressão serão apresentados na forma de gráficos, mostrando as variações de pressão para cada uma das espessuras do strut. Também serão exibidos contornos de superfície para o TAWSS, OSI, tensão Von-Mises e tensão cisalhante no stent, permitindo comparações entre os modelos com e sem Windkessel. Por fim, serão discutidos os efeitos que diferentes valores de resistência e complacência arterial podem ter sobre o modelo.

4.1 VERIFICAÇÃO DO MODELO WINDKESSEL

A configuração da parte fluida dentro do Fluent é realizada como um caso transiente, incompressível e laminar, com número de Reynolds máximo de 84,23 durante o pico de velocidade. É modelado como fluido newtoniano, portanto, com viscosidade de 3,2 Pa.s e massa específica de 1050 kg/m³. O número de Womersley é 0,1236 para o pico de velocidade na geometria. Para a entrada, foi selecionada uma

entrada de velocidade, e foi utilizado um pulso transiente de velocidade, como mostrado na Gráfico 4. O pulso completo representa um ciclo e possui uma duração de 0,83 s.

Gráfico 4 - Pulso de Velocidade de Entrada do modelo.



Fonte: Elaborado pelo autor.

Os parâmetros do modelo de Windkessel de três elementos são mostrados na Tabela 6, fornecidos por Catanho et al. (2012). São utilizados no código para ser aplicado no MatLab, anexado em APÊNDICE B – Código Matlab Para Verificação do modelo de WINDKESSEL, onde é fornecido os dados de entrada, como Resistência Arterial e Complacência Arterial para o modelo de Windkessel que será plotado o pulso de pressão de saída do modelo.

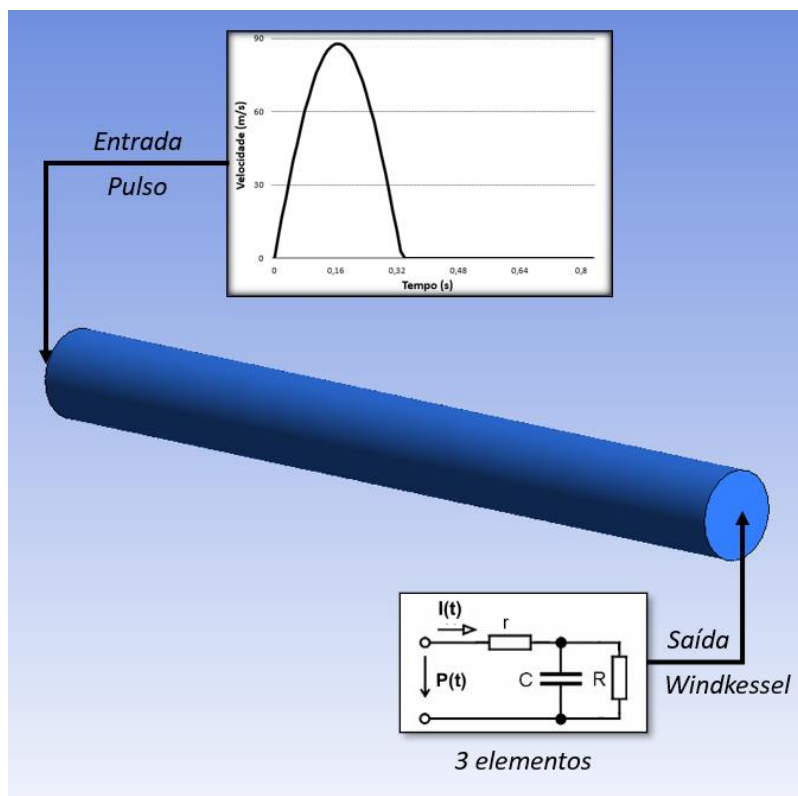
Tabela 6 – Dados de Entrada para o Modelo de Windkessel.

<i>Resistencia Arterial total (kPa*s/m³)</i>	<i>126656,27</i>
<i>Resistencia Arterial 1 (kPa*s/m³)</i>	<i>6666,12</i>
<i>Resistencia Arterial 2 (kPa*s/m³)</i>	<i>119990,15</i>
<i>Complacência Arterial (m³/kPa)</i>	<i>0,000008</i>
<i>72 Batimentos por segundo</i>	

Fonte: Catanho, Sinha e Vijayan (2012).

Assim extraíndo os gráficos de velocidade de entrada e pressão de saída do modelo juntamente com o modelo de tubo idealizado, temos as condições de contorno para a simulação, conforme Figura 17.

Figura 17 – Condições de contorno no modelo utilizado para a verificação do modelo de Windkessel.

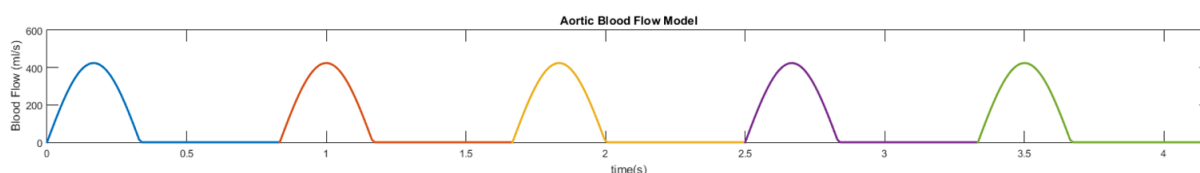


Fonte: Elaborado pelo autor.

4.1.1 Resultados no MATLAB

A solução analítica fornecida por Catanho et al. (2012) do modelo de Windkessel, o qual simula a pressão arterial durante um ciclo cardíaco, durante 5 ciclos cardíacos, foi utilizada e o Gráfico 5 apresenta os perfis de velocidade de entrada.

Gráfico 5 – Perfil de Velocidade Extraído do MatLab.

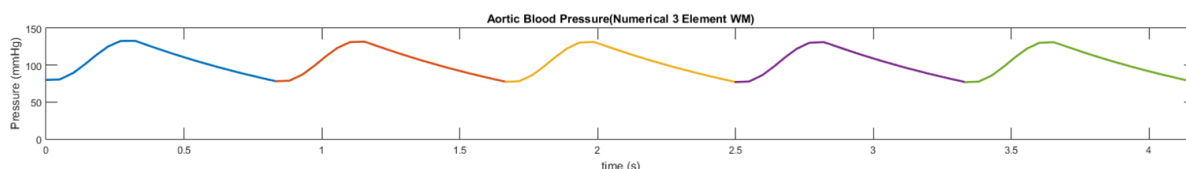


Fonte: Adaptado de Catanho, Sinha e Vijayan (2012).

O Gráfico 6 mostra a pressão arterial aórtica para a solução numérica, que varia entre a faixa de 80 a 120mmHg. Com estes dados de entrada, os dois perfis são

extraídos com seus respectivos pontos e adicionados com condições de entrada e saída para a simulação fluidodinâmica.

Gráfico 6 - Perfil de Pressão Extraído do MatLab.

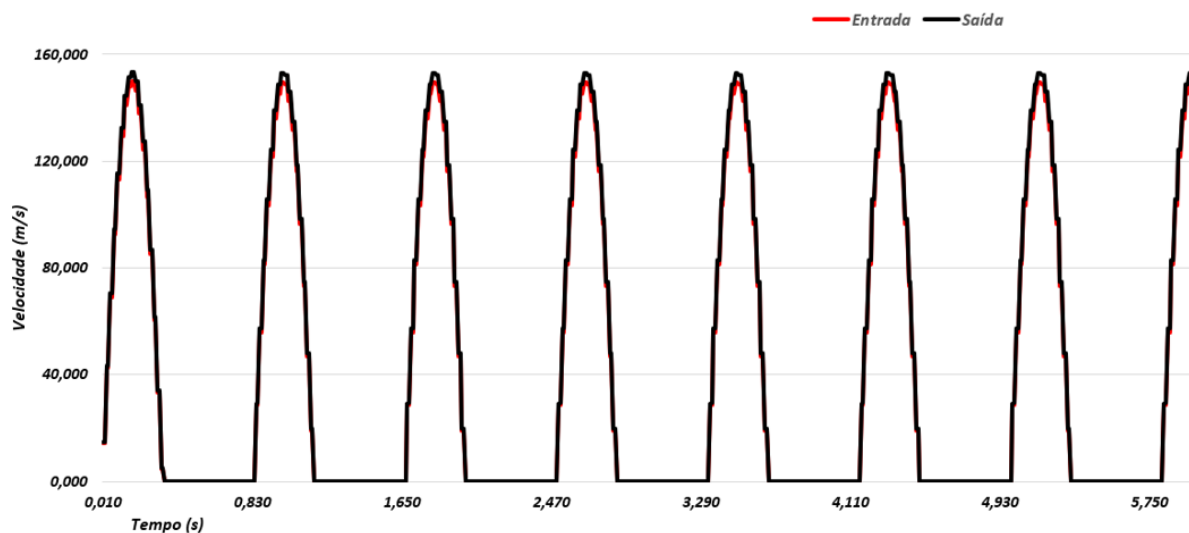


Fonte: Adaptado de Catanho, Sinha e Vijayan (2012).

4.1.2 Resultados no Ansys Fluent

A partir do tubo idealizado, criou-se uma malha simples, com aproximadamente 24.431 elementos. Não foram realizados testes na malha, pois o objetivo da simulação é apenas verificar a viabilidade dos dados fornecidos no artigo. A simulação utilizou steps de 0,01 s e um total de 600 interações, considerando que um pulso tem 0,83 s, gerando assim aproximadamente 7 pulsos e meio, como ilustrado no Gráfico 7, que mostra o perfil de velocidade de entrada e saída do modelo.

Gráfico 7 – Pulso de Velocidade na Entrada e Saída do modelo.

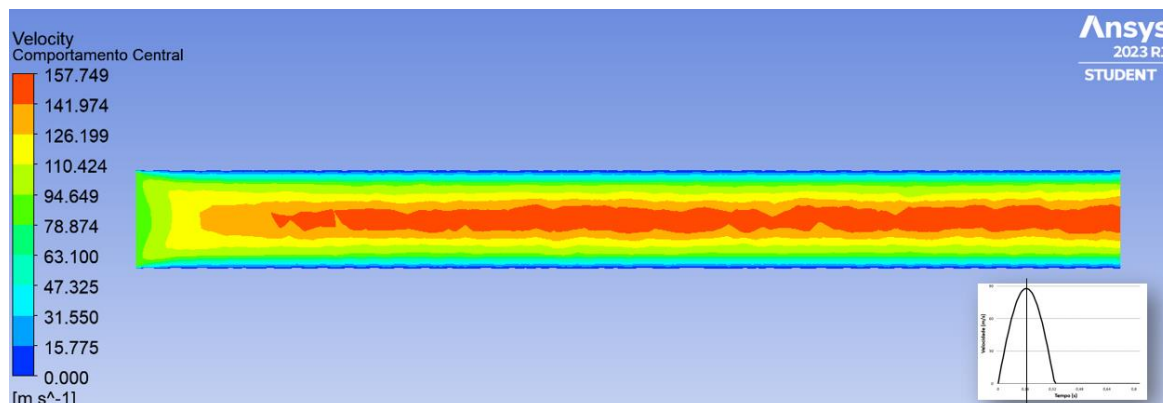


Fonte: Elaborado pelo autor.

O perfil de velocidade de entrada, obtido a partir dos pontos gerados no Matlab, permaneceu perfeitamente constante e de acordo com a lei de conservação de massa de um fluido incompressível. E como pode ser observado na Figura 18, no pico de

velocidade do modelo, seu comportamento ao longo da via sendo constante, com pontos de maior velocidade estão no centro do tubo.

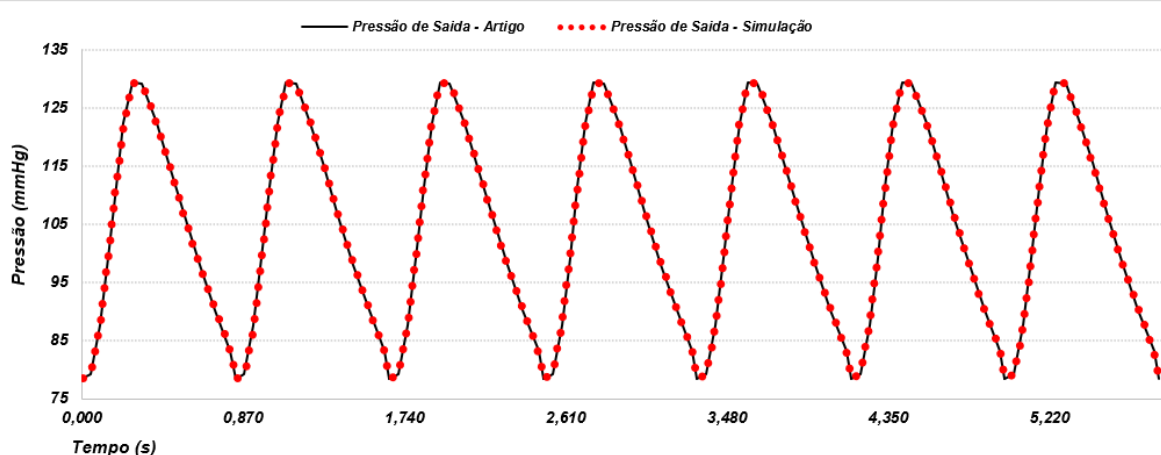
Figura 18 – Velocidade de pico no tubo.



Fonte: Elaborado pelo autor.

Na saída do modelo, foi empregado o perfil de pressão extraído do modelo de Windkessel do MATLAB. Em comparação com o gráfico gerado no perfil do Gráfico 8, a pressão variou dentro da faixa de 80 a 120 mmHg. Ao comparar o perfil extraído e o simulado, utilizando a mesma unidade de pressão (mmHg) a diferença é praticamente zero, como evidenciado pelos dois perfis sobrepostos. Isso ressalta a precisão e a validade do modelo de Windkessel utilizado neste estudo.

Gráfico 8 – Comparação da Pressão de Saida no modelo da simulação e do Artigo.



Fonte: Elaborado pelo autor.

Conforme citado por Jonášová et al. (2018), em simulações numéricas, o modelo de Windkessel desempenha o papel de aproximar a resposta de um leito

vascular real à jusante de qualquer mudança de fluxo potencial e fornece um valor fisiológico da pressão arterial para o modelo de fluxo 3D. Isso ocorre porque os modelos vasculares frequentemente têm paredes maleáveis que sofrem grandes oscilações. Essa abordagem é motivada pelas dificuldades associadas à determinação dessas oscilações de pressão na prática clínica, que geralmente envolvem técnicas de medição invasivas.

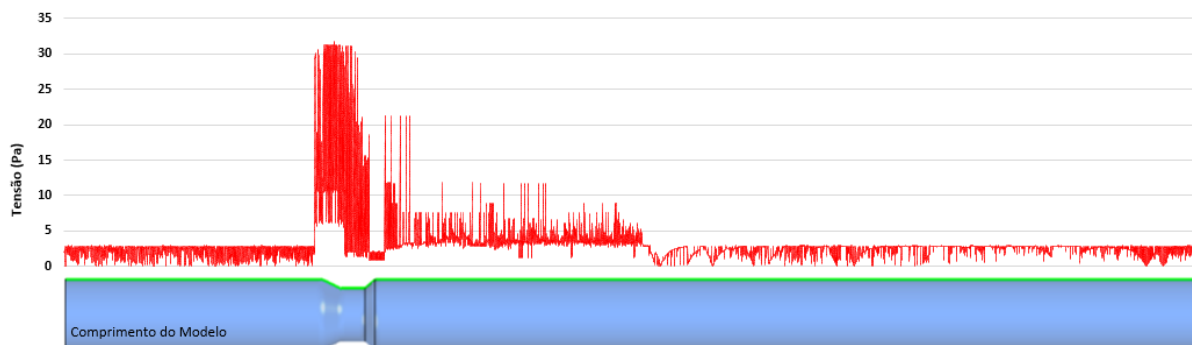
4.2 VERIFICAÇÃO DO MODELO FSI

Os resultados obtidos para a verificação podem ser visualizados no Gráfico 9 para tensão cisalhante na parede. Os perfis de velocidade nos dois pontos e tempos diferentes pode ser observado no

Esses resultados demonstram que o modelo utilizado conseguiu reproduzir o comportamento obtido pelo autor, apresentando resultados bastante próximos, conforme evidenciado nos gráficos. Para avaliar a proximidade dos dados, utilizou-se o método do Erro Quadrático Médio (MSE), que verifica se o modelo proposto neste trabalho está ajustado aos dados do autor. Esse método calcula a média dos quadrados dos erros entre os valores propostos e os valores de referência, onde quanto menor o erro, mais ajustado está o modelo.

Gráfico 10, onde também apresenta as curvas comparativas com os valores obtidos por Chan, Ding e Tu (2007).

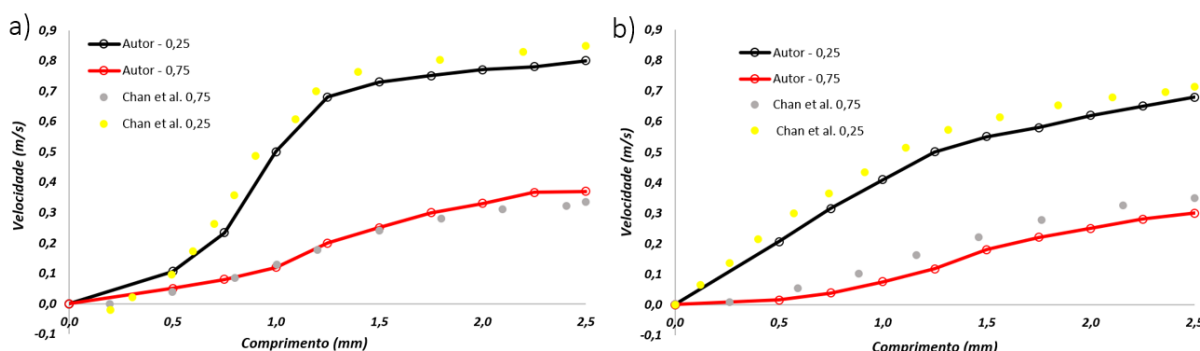
Gráfico 9 - Distribuição de WSS ao longo da parede arterial.



Fonte: Elaborado pelo autor.

Esses resultados demonstram que o modelo utilizado conseguiu reproduzir o comportamento obtido pelo autor, apresentando resultados bastante próximos, conforme evidenciado nos gráficos. Para avaliar a proximidade dos dados, utilizou-se o método do Erro Quadrático Médio (MSE), que verifica se o modelo proposto neste trabalho está ajustado aos dados do autor. Esse método calcula a média dos quadrados dos erros entre os valores propostos e os valores de referência, onde quanto menor o erro, mais ajustado está o modelo.

Gráfico 10 - Perfil de velocidade axial nos pontos a) Z=1 e b) Z=4 nos tempos $t=0,25s$ e $t=0,75s$.



Fonte: Elaborado pelo autor.

Para o primeiro gráfico da distribuição de WSS, foi encontrado um erro de 1,4496%. Para os perfis de velocidade em $Z=1$, para $t=0,25s$ e $t=0,75s$, foram encontrados erros de 0,0026, respectivamente. Para $Z=4$ em $t=0,25s$ e $t=0,75s$, o erro foi encontrado como sendo 0,003. Assim, validou-se o procedimento do FSI.

4.3 ANÁLISE DA INCERTEZA DE MALHA (GSI)

Segundo a análise descrita no item 2.9, onde os Gráficos 11 a 14 foram montados e mostram os resultados da análise de qualidade de malha GCI para as malhas empregadas e, utilizando como referência de análise um pulso de 3,36 s e utilizando um passo de tempo de 0,01 s, foram analisadas as pressões e velocidades de entrada e saída de cada malha.

As análises GCI_{fine}^{21} e GCI_{fine}^{32} , no qual a malha utilizada no modelo será a $M1$, se mostrou uma malha com bom nível de validação, pois é indicado que os valores fiquem abaixo de 5%, como indicado por Celik et al. (2008), sendo que a análise dos outros dois conjuntos o GCI é superior. Assim, considerou-se a malha de 461279 volumes poliédricos com camadas de prismas como adequada.

Gráfico 11 - Análise GCI Pressão de Entrada.

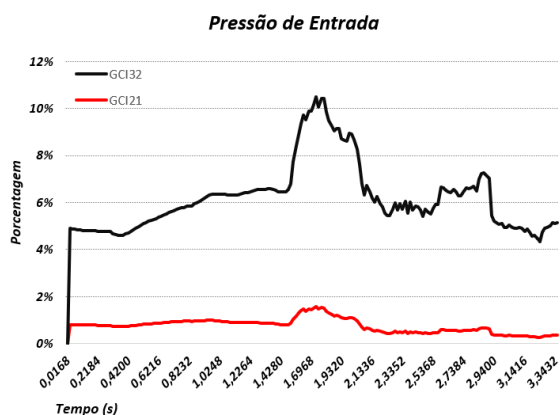


Gráfico 12 - Análise GCI Pressão de Saída.

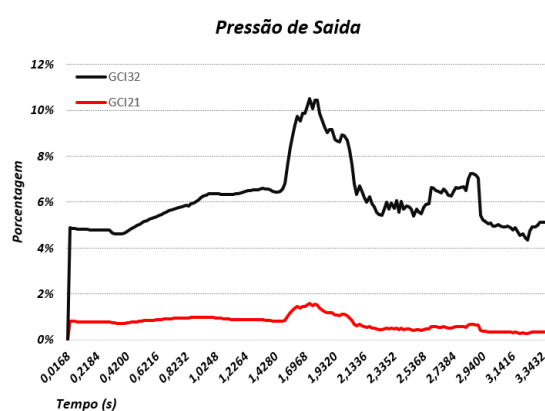


Gráfico 13 - Análise GCI Velocidade de Entrada.

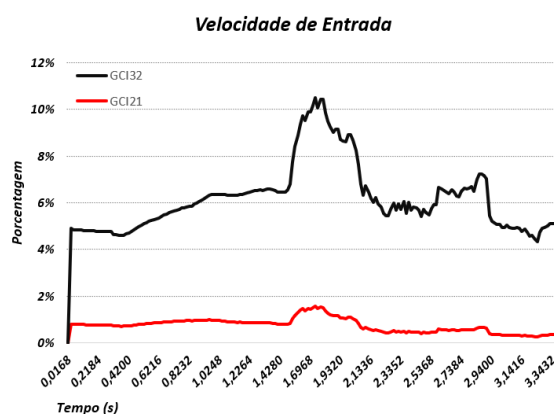
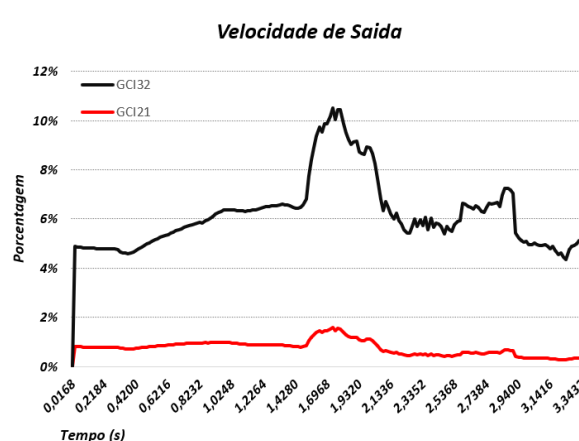


Gráfico 14 - Análise GCI Velocidade de Saída.



Fonte: Elaborado pelo autor.

4.4 COMPARAÇÃO DE MODELOS

Os próximos tópicos serão dedicados à comparação dos resultados dos dois modelos de stent, Palmaz-Schatz e Janus. Serão avaliadas as diferenças nos resultados de ambos os modelos, tanto com quanto sem a utilização do modelo de Windkessel na saída de cada item.

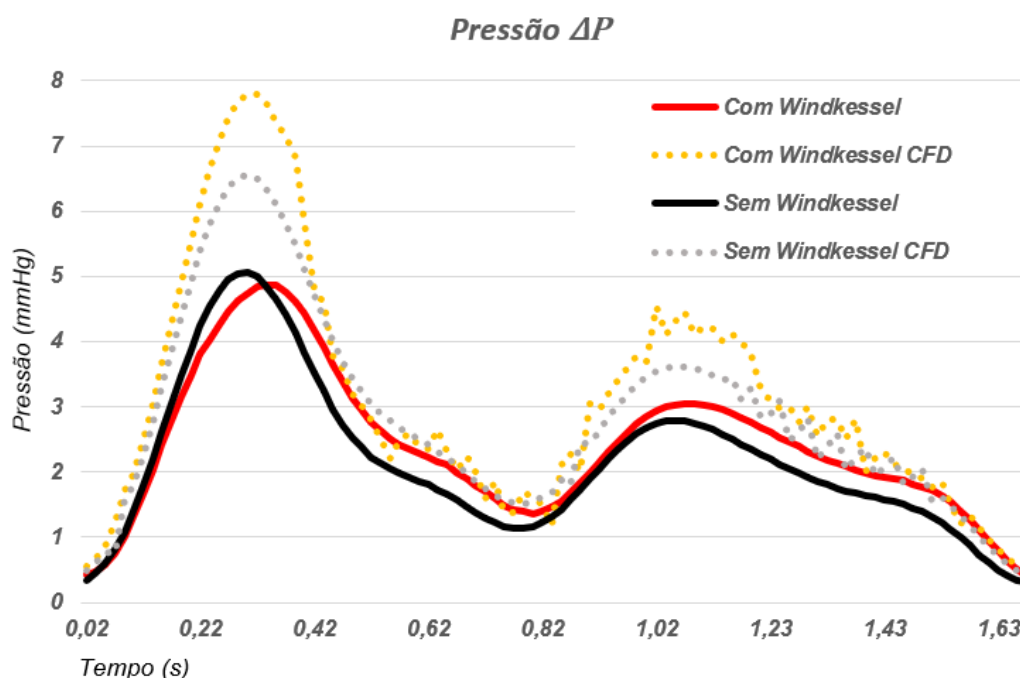
4.4.1 Curvas de Diferença de Pressão (ΔP)

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 os planos de entrada e saída de cada 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 cada geometria, conforme mostrado no Gráfico 15 e Gráfico 16.

Gráfico 15 – Diferença de Pressão Entrada e Saída do Stent modelo JANUS.



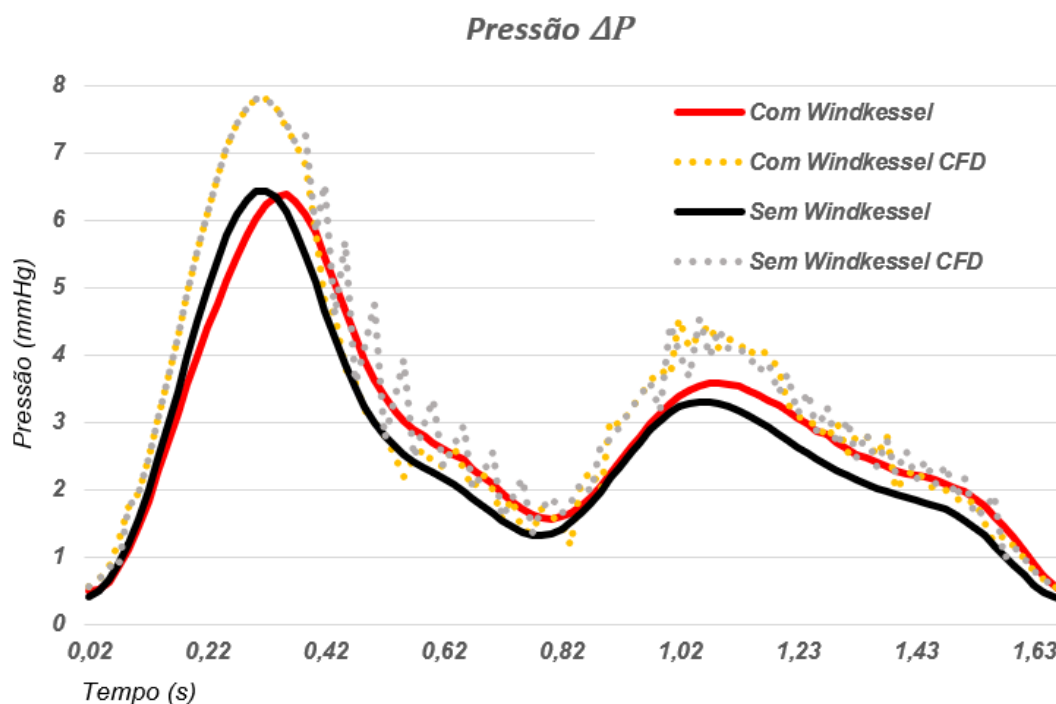
Fonte: Elaborado pelo autor.

Os gráficos fornecem uma representação visual da distribuição de pressão ao longo do ciclo cardíaco, auxiliando na compreensão das diferenças entre os modelos de stent e seus efeitos na hemodinâmica arterial. Observa-se uma grande discrepância nas variações de pressão entre os modelos CFD e FSI, com e sem Windkessel, especialmente no caso do modelo de Janus, apresentado no Gráfico 15. Nele, o modelo CFD resulta em uma diferença de quase 3 mmHg na pressão em

comparação com o modelo FSI. Essa disparidade é atribuída à elasticidade proporcionada pela artéria na simulação FSI, onde consideramos a complacência arterial para sua deformação, enquanto a pressão no modelo CFD tende a concentrar-se na parede rígida do modelo.

No caso do Stent modelo Palmaz-Shatz, conforme mostrado no Gráfico 16, a diferença é bastante pequena em ambos os modelos. Tanto no modelo CFD quanto no FSI, em ambas as situações com e sem Windkessel, as diferenças de pressão foram bastante semelhantes. Isso se deve em grande parte à geometria pontiaguda do stent, que facilita o escoamento do sangue e acumula tensão nesses pontos, ao contrário de outras geometrias com pontos ondulados.

Gráfico 16 – Diferença de Pressão Entrada e Saída do Stent modelo Palmaz-Shatz.



Fonte: Elaborado pelo autor.

As paredes arteriais se deformam naturalmente para armazenar essa energia em forma de pressão e, posteriormente, a liberam 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, pois consideramos o batimento cardíaco e suas respectivas pressões sanguíneas na via de acordo com seu batimento.

No que se refere à análise dos resultados em relação à comparação em ambos os modelos, fica claro a importância do Windkessel na análise fluidodinâmica, pois com ele é possível verificar um aumento de pressão na via. 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.

4.4.2 Análise 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. Por outro lado, tensões baixas 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, 2018).

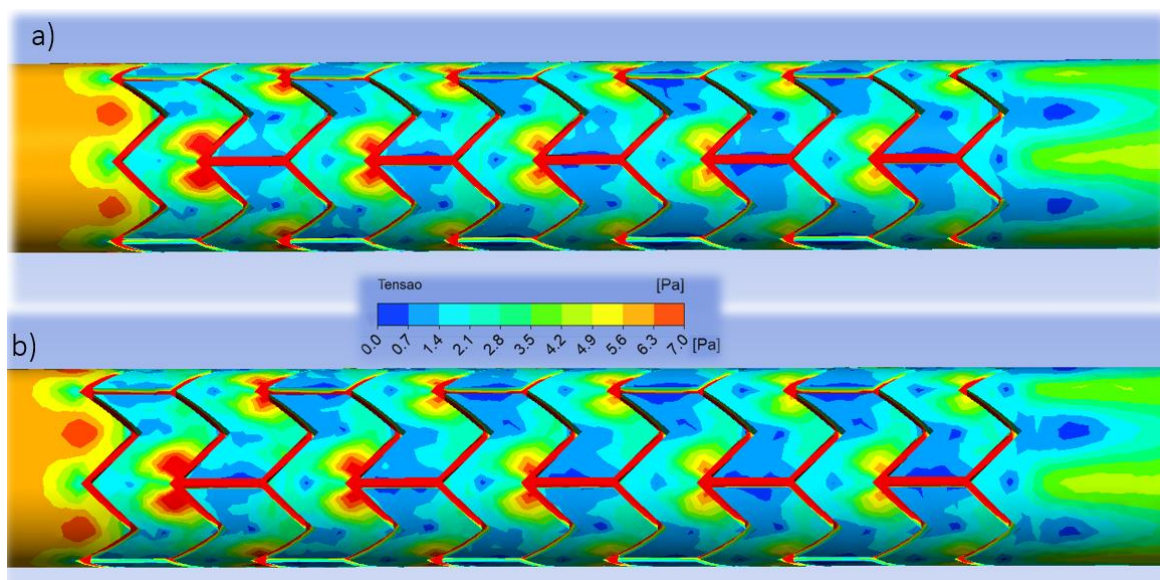
O TAWSS é um parâmetro que integra o WSS ao longo de um ciclo, calculando a média dos valores de tensão. Essa abordagem permite uma análise mais prática dos resultados. O valor máximo do TAWSS foi estabelecido em 7 Pa, tornando possível identificar regiões com alto WSS de interesse e excluir regiões 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.

A Figura 19 apresenta os resultados em CFD, e a Figura 20 mostra os resultados em FSI, e em todos os casos se verifica alta tensão em suas entradas, conforme os valores apresentados nas legendas. No entanto, diferenciando o CFD e o FSI, a Figura 19 apresentou uma tensão mais uniforme em todo o modelo, ao contrário do FSI, onde a entrada exibiu uma tensão alta, devido à entrada do fluido no stent e à consideração da deformação da superfície.

Observando a tensão apresentada nas superfícies em ambos os casos, o único modelo em que é notada uma tensão inferior a 7 Pa é o modelo FSI com Windkessel, embora esteja no limite. Nas paredes arteriais situadas entre as paredes do stent, é possível observar pontos críticos, acima de 7 Pa. Esse fator pode acarretar, a longo

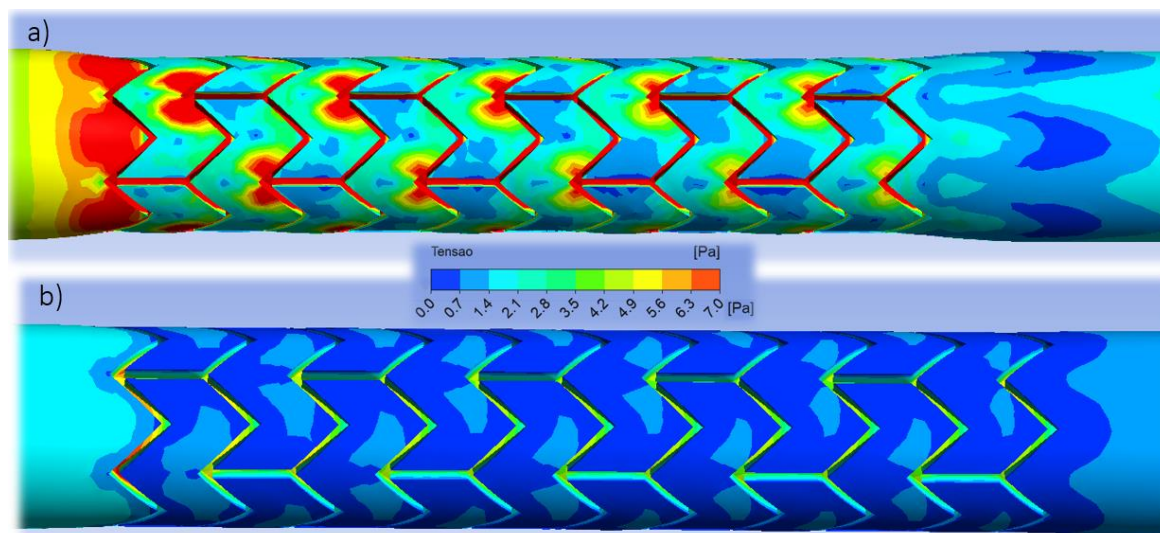
prazo, o acúmulo de células e possível reestenose, devido ao afastamento do fluxo de sangue da parede arterial. Assim, em um modelo sem Windkessel, as análises que podem ser feitas indicam possíveis restenoses com alto grau de criticidade.

Figura 19 - TAWSS para Stent JANUS em CFD a) com Windkessel b) sem Windkessel.



Fonte: Elaborado pelo Autor.

Figura 20 - TAWSS para Stent JANUS em FSI a) com Windkessel b) sem Windkessel.



Fonte: Elaborado pelo autor.

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

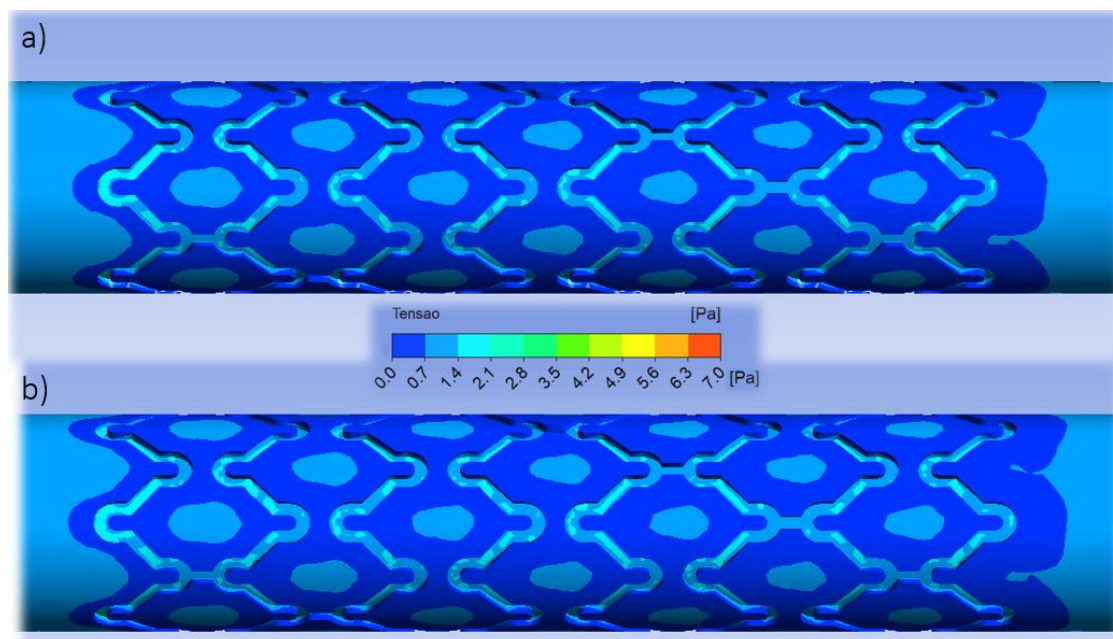
poderia levar a uma interpretação favorável do caso estudado, visto que tensões maiores são interessantes para o estudo. No entanto, ao analisar os resultados do FSI, método que se aproxima mais da fisiologia cardiovascular, percebe-se o oposto, especialmente ao considerar o modelo de Windkessel como condição de contorno, que engloba o comportamento do sangue na artéria em virtude das batidas do coração.

Há um forte acoplamento entre a deformação dos vasos sanguíneos e o fluxo sanguíneo. O Windkessel nos proporciona uma boa ilustração desse resultado, onde a conformidade das artérias próximas ao coração converte o escoamento pulsátil em um escoamento mais constante e suave. Com efeito, após a sístole, metade do sangue é direcionada para a circulação e, graças à sua conformidade, a artéria armazena energia "elástica" do impulso. Então, durante a diástole, a artéria libera essa energia "elástica", encaminhando a outra metade do sangue (SIMÃO et al., 2017).

No segundo Stent analisado, modelo de Palmaz-Schatz, as mesmas considerações se aplicam, onde suas respectivas entradas apresentam uma alta tensão, portanto não são de importância, apenas a interface do stent na artéria. Assim como ocorreu no outro Stent, o modelo CFD (Figura 21), apresentou uma tensão um pouco maior no corpo da artéria, enquanto na superfície do stent a tensão é mais elevada, porém ainda dentro de limites aceitáveis. Isso se deve principalmente à geometria do stent, que possui um perfil arredondado e sem pontos que possam acumular tensão e ocasionar possíveis reestenoses.

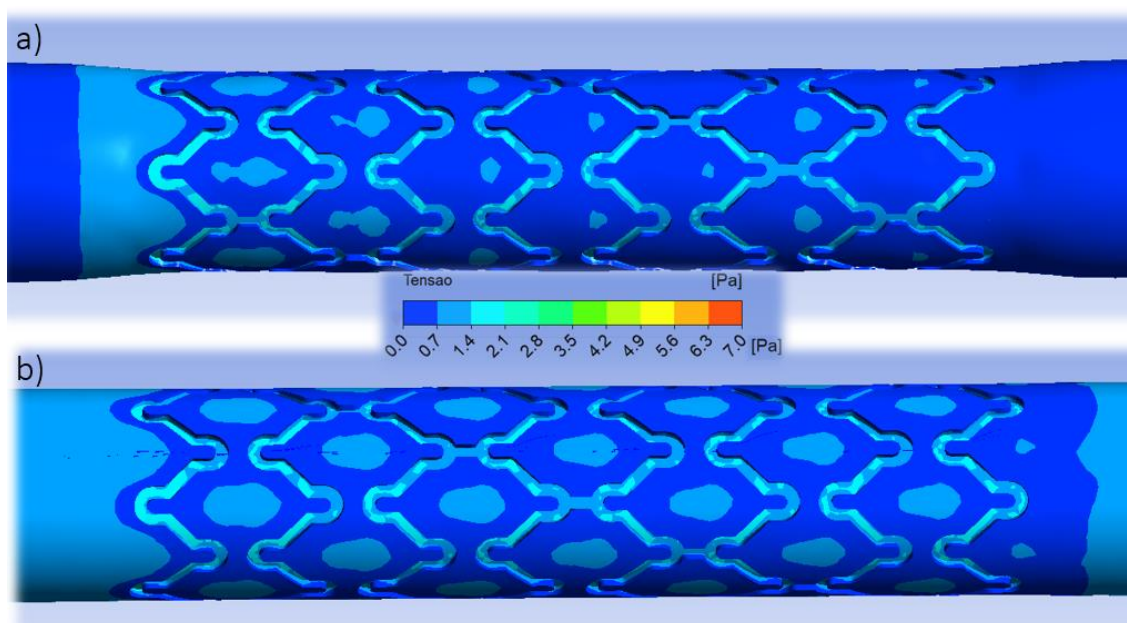
No FSI, como mostrado na Figura 22 e considerando a deformação das paredes do modelo, a tensão mais elevada se concentra nas interfaces do stent na artéria. No entanto, a tensão não ultrapassa os 3 Pa, o que comprova porque este modelo de stent com perfis arredondados é um dos mais utilizados atualmente no mercado.

Figura 21 - TAWSS para Stent Palmaz-Schatz em CFD a) com Windkessel b) sem Windkessel.



Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 22 - TAWSS para Stent Palmaz-Schatz em FSI a) com Windkessel b) sem Windkessel.



Fonte: Elaborado pelo autor.

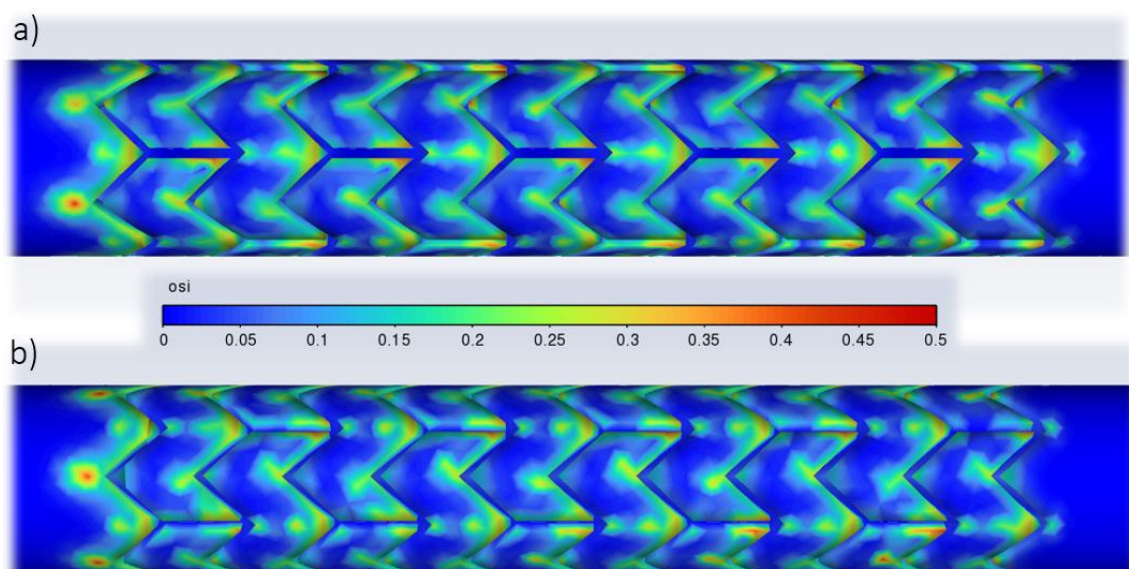
4.4.3 Análise OSI

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 Figura 23 e 24 para o stent do modelo JANUS e nas Figuras 25 e 26 para o stent do modelo Palmaz-Schatz.

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.

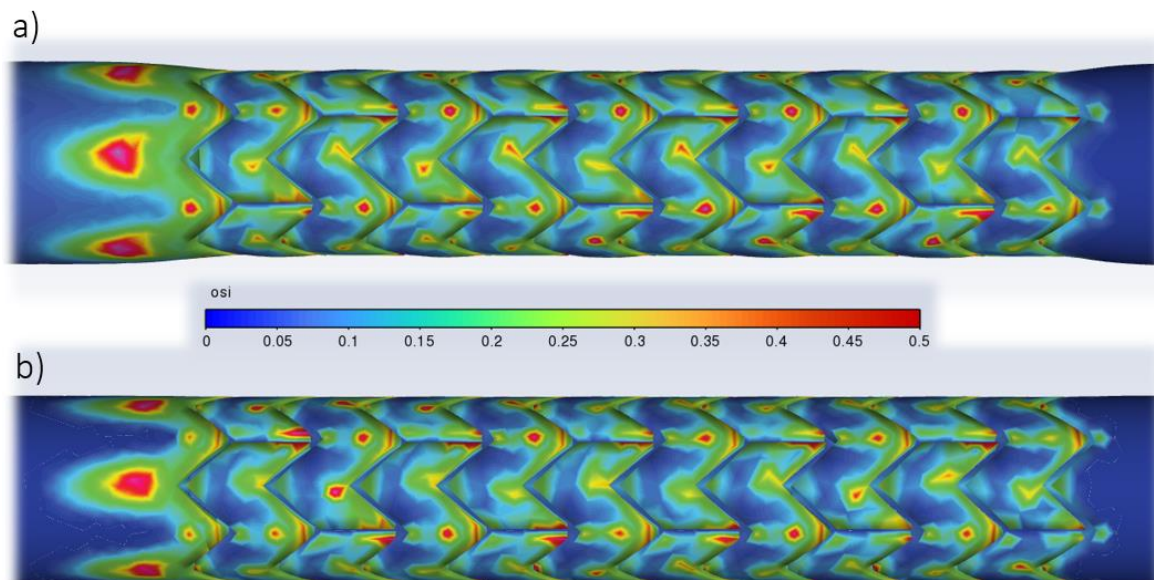
Bonfanti et al. (2018), ao abordarem uma comparação entre CFD e FSI em uma aorta, chegaram à mesma conclusão, onde foram obtidos valores maiores de OSI através do FSI, enquanto o modelo rígido (CFD) obteve valores significativamente mais baixos de OSI nas mesmas regiões observadas. Concluíram que o movimento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

Figura 23 - OSI para Stent JANUS em CFD a) com Windkessel b) sem Windkessel.



Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 24 - OSI para Stent JANUS em FSI a) com Windkessel b) sem Windkessel.

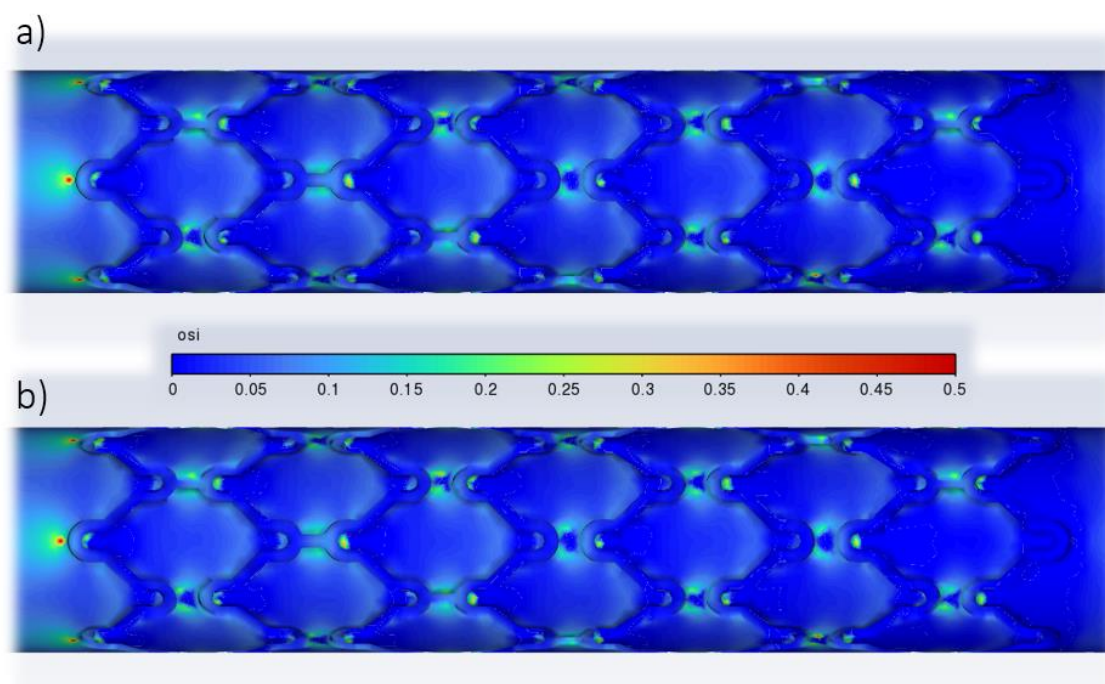


Fonte: Elaborado pelo autor.

Na Figura 23 do estudo de CFD, observa-se que a perturbação no escoamento é principalmente concentrada nas regiões pontiagudas do stent, embora em uma escala menor. Entretanto, ao analisarmos a Figura 24, percebemos áreas com escoamento oscilatório de maior intensidade, alcançando até 0,35 em certos pontos. Esta variação na intensidade do escoamento sugere a presença de fenômenos complexos que merecem uma análise mais detalhada.

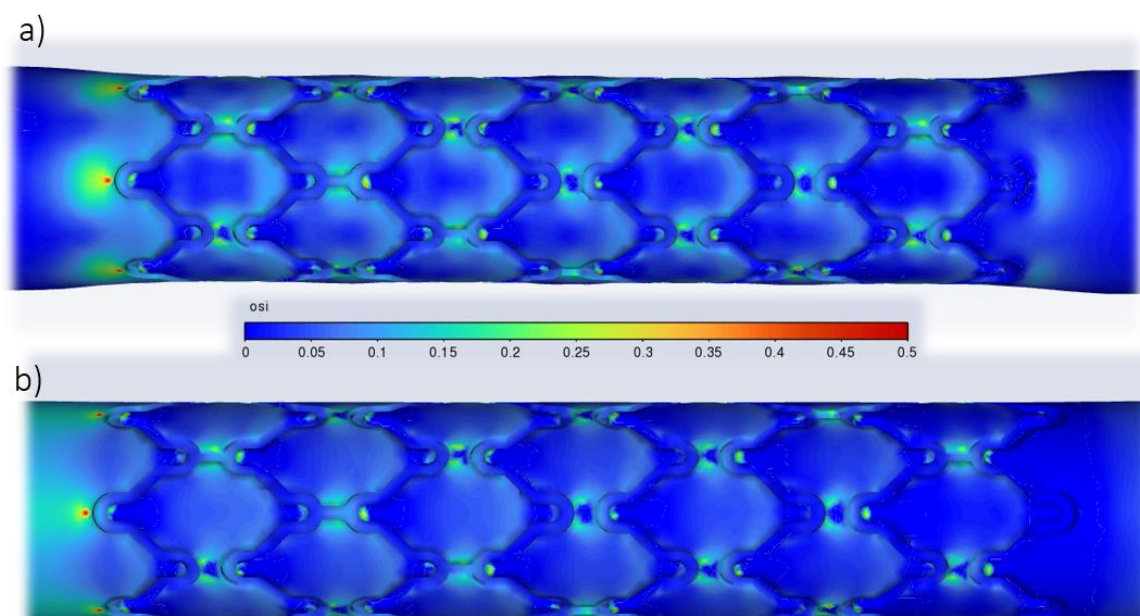
Ao avançarmos para a Figura 25 e Figura 26, notamos que as regiões de oscilação estão localizadas muito próximas às paredes do stent, apresentando uma distribuição mais uniforme. Essa proximidade com as paredes pode influenciar significativamente a dinâmica do escoamento e o comportamento fluidodinâmico na artéria. A compreensão dessas características é crucial para otimizar o design e o desempenho do stent, visando melhorias na eficácia do tratamento médico.

Figura 25 - OSI para Stent Palmaz-Schatz em CFD a) com Windkessel b) sem Windkessel.



Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 26 - OSI para Stent Palmaz-Schatz em FSI a) com Windkessel b) sem Windkessel.



Fonte: Elaborado pelo autor.

Ao comparar os dois modelos, notamos diferenças significativas em relação à distribuição das áreas de recirculação e oscilação do fluido. No modelo de Windkessel acoplado com FSI, tanto para o stent JANUS quanto para o Palmaz-Schatz, observamos uma maior incidência de pontos de recirculação do fluido em comparação com os modelos em CFD. Esse fenômeno sugere que a presença do modelo de Windkessel, combinado com a FSI, influencia a dinâmica do fluxo, resultando em regiões de recirculação mais pronunciadas.

No caso do modelo de stent JANUS, os pontos de recirculação são mais elevados e concentrados, indicando uma maior turbulência e complexidade no escoamento ao redor do dispositivo. Por outro lado, no modelo de Palmaz-Schatz, o ponto de maior oscilação está mais concentrado no lado da saída do stent, com uma propagação mais ampla ao longo do fluxo. Essa diferença sugere que as características geométricas e estruturais dos stents podem desempenhar um papel crucial na distribuição e na intensidade das áreas de circulação e oscilação do fluido.

4.4.4 Análise de Von Mises

A análise estrutural de stents, que inclui a identificação de critérios de falha, é conduzida utilizando a tensão de Von-Mises. Essa medida combina tensões normais e de cisalhamento e pode ser diretamente comparada com a tensão de escoamento do material do stent. Essa verificação é fundamental para identificar possíveis falhas críticas na estrutura do stent.

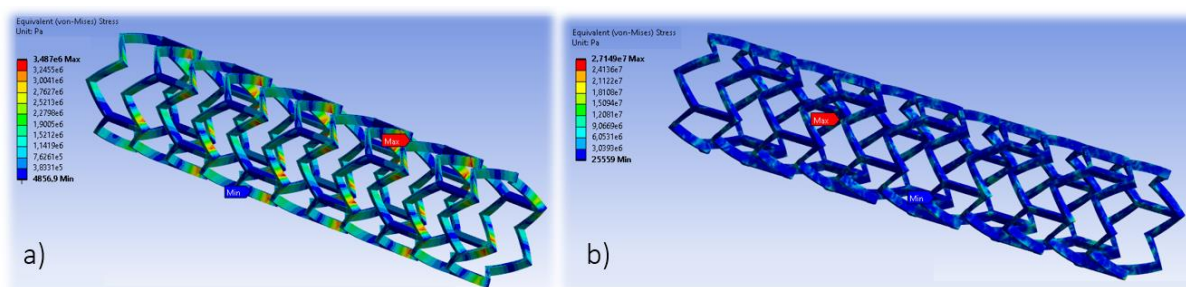
Nesse contexto, a análise estrutural exige a aplicação de tensões à parede do stent. Uma abordagem simplificada pode ser realizada por meio de simulações de CFD de uma via (one-way), onde as pressões derivadas do escoamento sanguíneo são aplicadas ao modelo estrutural do stent. No entanto, para o presente estudo, foi adotada uma abordagem mais complexa e precisa utilizando simulações de FSI de duas vias (two-way).

Nesse cenário, em cada passo de tempo, o stent recebe 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 nas Figuras 27 e 28, oferecendo uma visão detalhada das tensões experimentadas pela estrutura do stent sob diferentes condições de escoamento sanguíneo.

Na Figura 27, é apresentada a deformação no modelo de JANUS. Observa-se que o modelo com a condição de contorno de Windkessel revela uma maior incidência de pontos de tensão elevada, em comparação com o modelo sem Windkessel. Essa diferença sugere que a presença da condição de contorno de Windkessel influencia significativamente a distribuição das tensões na estrutura do stent.

No modelo com Windkessel, as regiões de maior tensão tendem a se concentrar em áreas específicas da geometria do stent, o que pode indicar pontos críticos de estresse mecânico. Por outro lado, no modelo sem Windkessel, a tensão é mais uniformemente distribuída ao longo da estrutura do stent, com as regiões de maior tensão localizadas principalmente nos pontos de maior complexidade geométrica.

Figura 27 – Von-Mises para Stent JANUS a) com Windkessel b) sem Windkessel.



Fonte: Elaborado pelo autor.

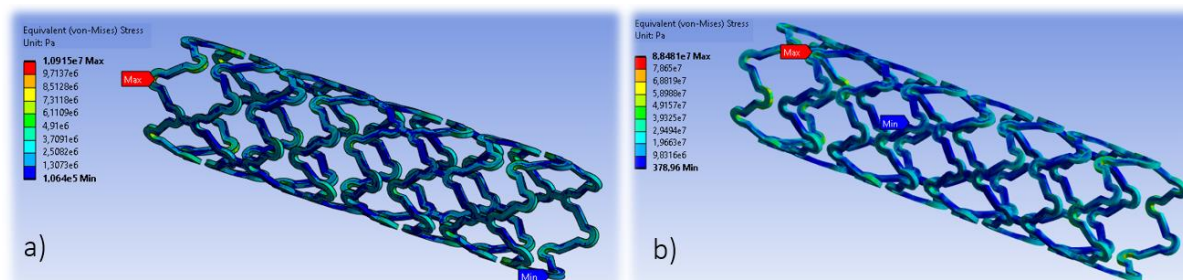
Na Figura 28, é exibida a deformação no modelo de Palmaz-Schatz. Devido à geometria do Palmaz-Schatz apresentar pontos mais arredondados em comparação com o modelo de JANUS, visualmente, a distribuição das deformações nos dois modelos, com e sem Windkessel, parece semelhante.

A principal diferença entre os dois modelos reside na distribuição da pressão. No modelo com Windkessel, a pressão aplicada é menor. Isso ocorre porque a geometria arredondada do Palmaz-Schatz distribui a pressão de forma mais uniforme sobre o modelo, resultando em tensões mais equilibradas ao longo da estrutura do stent.

Essa análise evidencia a importância da consideração das condições de contorno do fluxo sanguíneo na avaliação da resposta estrutural dos stents. Compreender como diferentes condições de fluxo afetam a distribuição das tensões é

fundamental para o desenvolvimento de stents mais eficazes e seguros para o tratamento de doenças cardiovasculares.

Figura 28 - Von-Mises para Stent Palmaz-Schatz a) com Windkessel b) sem Windkessel.



Fonte: Elaborado pelo autor.

4.5 ANÁLISE DE SENSIBILIDADE DO MODELO EM WINDKESSEL

Com o intuito de examinar a sensibilidade dos parâmetros do modelo de Windkessel e seu impacto nos resultados da simulação fluidodinâmica da artéria, além de modificar o perfil de pressão de saída, foram conduzidos experimentos utilizando os mesmos dados de entrada da Tabela 3, com variação em um único fator em cada condição. Os fatores modificados foram a resistência arterial e a complacência arterial, apresentados na Tabela 7.

Tabela 7 - Condição Modificadas em cada Modelo de Windkessel.

Condição "a" Complacência Arterial	0,01 cm ³ /mmHg
Condição "b" Complacência Arterial	0,1 cm ³ /mmHg
Condição "c" Resistencia Arterial	10 mmHg*s/cm ³
Condição "d" Resistencia Arterial	30 mmHg*s/cm ³

Fonte: Elaborado pelo autor.

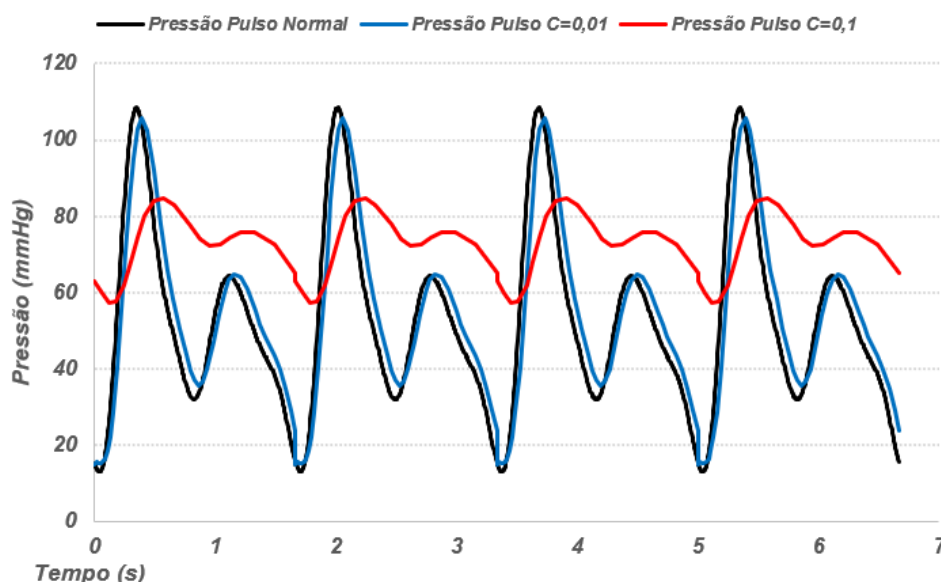
Essa abordagem permitiu uma análise minuciosa dos efeitos individuais de cada parâmetro do modelo de Windkessel na dinâmica do escoamento sanguíneo e nas características hemodinâmicas da artéria. Ao alterar apenas um fator por vez, foi possível isolar as influências específicas de cada parâmetro, facilitando a compreensão de sua contribuição para a resposta global do sistema cardiovascular.

Essa investigação é fundamental para aprimorar a precisão e a confiabilidade das simulações fluidodinâmicas empregadas no estudo de condições patológicas e no desenvolvimento de estratégias terapêuticas. Com um melhor entendimento de como os parâmetros do modelo de Windkessel afetam os resultados da simulação, torna-se possível aprimorar a capacidade de prever e diagnosticar distúrbios circulatórios e desenvolver intervenções mais eficazes para o tratamento de doenças cardiovasculares.

O Gráfico 17 ilustra duas modificações na complacência arterial, nas quais foram atribuídos dois valores maiores do que os observados no pulso normal. Como resultado dessas modificações, observa-se que o comportamento do gráfico tende a diminuir sua amplitude ao longo do tempo, até atingir um valor de pressão contínua no modelo.

Essa redução gradual na amplitude do pulso arterial reflete a resposta do sistema cardiovascular às alterações na complacência arterial. À medida que a complacência aumenta, a capacidade das artérias de se expandirem e contraírem em resposta ao escoamento sanguíneo também aumenta, resultando em uma redução na variação da pressão arterial ao longo do ciclo cardíaco (JONÁŠOVÁ et al., 2018).

Gráfico 17 – Diferentes curvas de pressão alterando a Complacência Arterial.



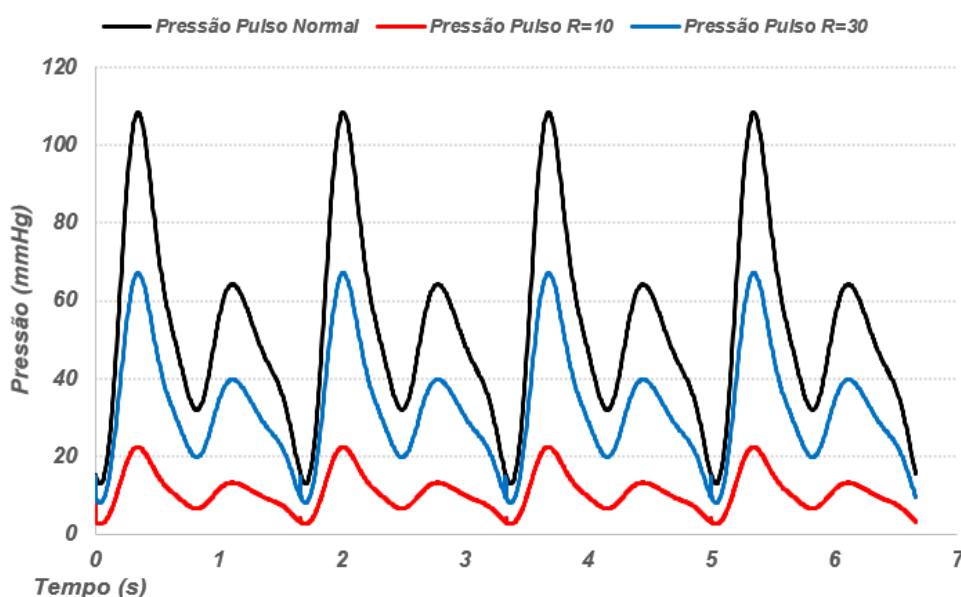
Fonte: Elaborado pelo autor.

No Gráfico 18, foi realizada uma alteração na resistência arterial, utilizando valores menores do que os originalmente empregados na simulação. Observa-se que,

à medida que a resistência arterial diminui, o perfil da pressão permanece essencialmente o mesmo, com apenas a modificação da amplitude.

Essa variação na amplitude do pulso de saída do modelo arterial, representando a sístole e a diástole, é diretamente influenciada pela resistência arterial. À medida que a resistência diminui, há uma diminuição na resistência ao escoamento sanguíneo, resultando em uma amplitude maior do pulso arterial (JONÁŠOVÁ et al., 2018).

Gráfico 18 - Diferentes curvas de pressão alterando a Resistência Arterial.



Fonte: Elaborado pelo autor.

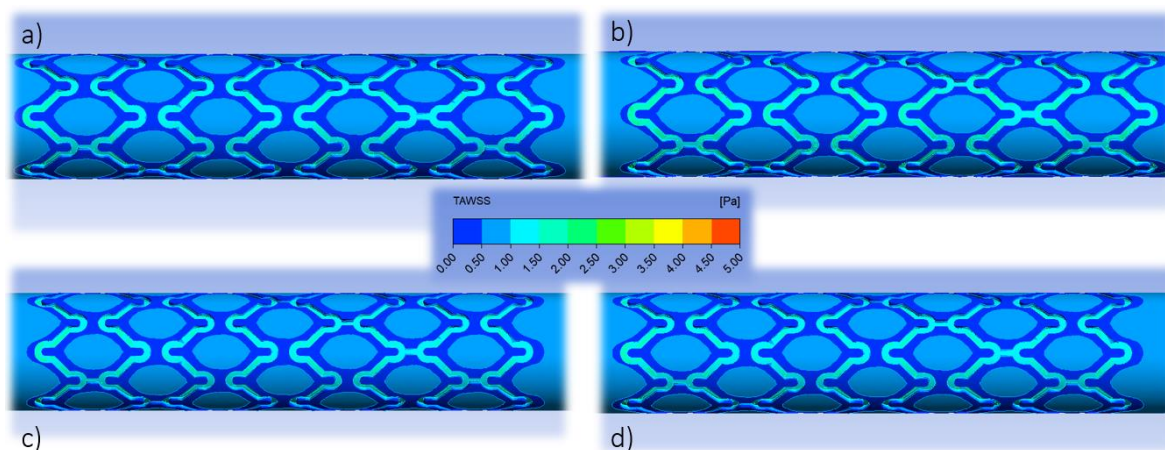
Com base nos gráficos gerados, foi conduzida a mesma simulação do modelo original, porém, modificando o pulso de saída de acordo com cada alteração realizada. Este procedimento permitiu avaliar, por meio do CFD, as respectivas alterações de tensão na parede do modelo e o índice de oscilação de cisalhamento (OSI) para cada pulso, apresentados nas Figuras 29, 30 e 31.

Essa integração entre os dados gerados pelos gráficos e as simulações de CFD permite uma compreensão mais abrangente dos efeitos das modificações nos parâmetros do modelo de Windkessel sobre a biomecânica vascular. Essas informações são cruciais para o desenvolvimento de estratégias de tratamento mais eficazes e personalizadas para pacientes com doenças cardiovasculares.

Com base na análise do WSS (cisalhamento de parede) nas artérias em cada pulso (Figura 29), não foram observadas diferenças significativas ao longo de cada

modelo, e não foram registradas tensões elevadas. De fato, a tensão em todas as quatro condições não ultrapassou 2 Pa.

Figura 29 - TAWSS em CFD com alteração a) $C=0,01$ b) $C=0,1$ c) $R=10$ d) $R=30$.

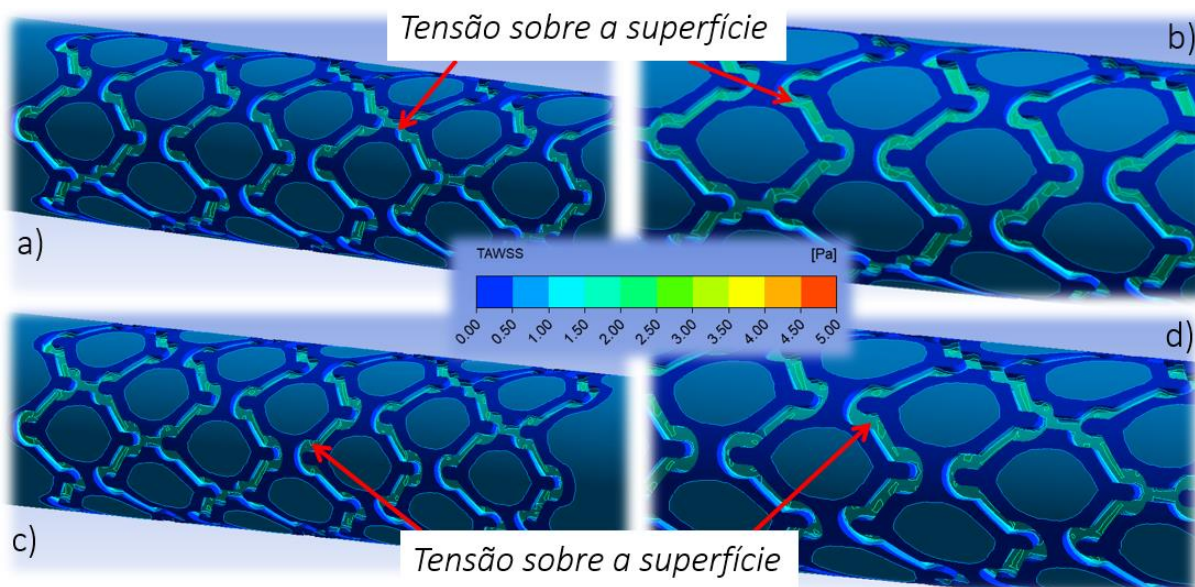


Fonte: Elaborado pelo autor.

Esses resultados indicam que as alterações nos parâmetros do modelo de Windkessel, especificamente na complacência arterial e na resistência arterial, não tiveram um impacto substancial nas tensões experimentadas pela parede das artérias durante o ciclo cardíaco simulado. Isso sugere que, dentro da faixa de valores testados para esses parâmetros, o sistema cardiovascular é capaz de manter uma resposta biomecânica estável, sem exposição a níveis elevados de tensão. A única diferença apresentada, são tensões localizadas na região do stent que está em contato com o fluido (Figura 30).

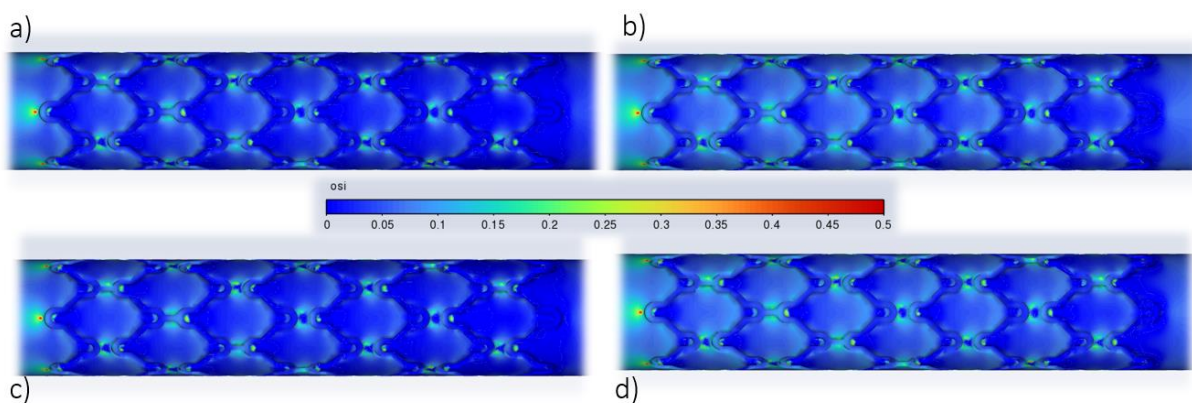
Na análise do OSI (Figura 31), foram observadas alterações pontuais nos modelos. Quando o valor da capacitância arterial aumenta, a oscilação do fluido no modelo também aumenta de maneira mais uniforme. O mesmo padrão foi observado na resistência arterial, onde o aumento da oscilação do fluido se propaga de maneira mais uniforme sobre o modelo.

Figura 30 – Tensão Localizada no Stent em CFD com alteração a) $C=0,01$ b) $C=0,1$ c) $R=10$ d) $R=30$.



Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 31 - OSI em CFD com alteração a) $C=0,01$ b) $C=0,1$ c) $R=10$ d) $R=30$.



Fonte: Elaborado pelo autor.

Essa diferença nos valores de OSI sugere que tanto a complacência arterial quanto a resistência arterial desempenham um papel importante na geração de padrões de escoamento sanguíneo oscilatórios ao longo do ciclo cardíaco. À medida que esses valores aumentam, acabam permitindo uma expansão mais significativa das artérias durante a sístole, resultando em variações mais pronunciadas na velocidade do escoamento sanguíneo e, conseqüentemente, em valores mais altos de OSI.

Essas observações destacam a importância dos parâmetros relacionados à complacência e à resistência arteriais no escoamento sanguíneo e na distribuição do OSI ao longo do sistema cardiovascular. Compreender essas relações é fundamental para avaliar a saúde arterial e desenvolver estratégias de tratamento mais eficazes para distúrbios circulatórios.

5 CONCLUSÃO E PERSPECTIVAS FUTURAS

A pesquisa, ao empregar modelos de Windkessel em conjunto com simulações de FSI, proporciona condições de entrada e saída mais próximas das fisiológicas, resultando em uma simulação mais realista da interação fluido-estrutura nas artérias. Os resultados obtidos revelam uma perspectiva promissora no tratamento de estenoses coronarianas, não apenas confirmando a viabilidade dessa abordagem, mas também destacando seu potencial para aprimorar o tratamento de doenças cardiovasculares. Isso inclui a redução de reestenoses intra-stent e a necessidade de intervenções clínicas repetidas.

Este estudo ressalta a importância de considerar a geometria do stent, especialmente sua forma, evidenciando que stents com geometrias que não concentram tensão (pontos retos) apresentam menor risco de reestenose em comparação com modelos que não consideram essa característica. A aplicação de técnicas avançadas de modelagem, como a FSI, desempenha um papel crucial na pesquisa sobre o uso de stents e seus diferentes modelos 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 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. Em conjunto, desempenham um papel significativo na dinâmica do fluxo sanguíneo, resultando em regiões de recirculação mais pronunciadas. Embora inicialmente pudesse parecer que tensões mais elevadas seriam benéficas, uma análise mais aprofundada revela que, ao considerar o FSI, os resultados sugerem o contrário, especialmente quando o modelo de Windkessel é incorporado como condição de contorno.

Essa abordagem combinada proporciona uma avaliação mais precisa do desempenho do stent em condições próximas às reais, fornecendo uma base robusta para decisões clínicas. Além disso, o modelo de Windkessel apresentado demonstra a sensibilidade de algumas condições de contorno, como resistência e complacência arterial, ressaltando a importância de se obter uma condição de contorno adequada. Há muitas propriedades que precisam ser consideradas para que os dados sejam sincronizados em termos de pressão arterial, circunstâncias arteriais e idade do

paciente. Por outro lado, o modelo matemático é muito útil para o estudo do escoamento sanguíneo de forma invasiva por meio do método computacional de fluidodinâmica (PAISAL et al., 2019).

A conexão intrínseca entre a deformação dos vasos sanguíneos e o escoamento sanguíneo é enfatizada, especialmente com relação ao papel do Windkessel na conversão do escoamento pulsátil em um escoamento mais constante e suave. As variações observadas nos valores de OSI ao longo do ciclo cardíaco ressaltam a influência significativa da complacência e resistência arteriais na geração de padrões de escoamento sanguíneo oscilatórios. Essas observações sublinham a grande importância de compreender os parâmetros relacionados à complacência e resistência arteriais para avaliar a saúde arterial e desenvolver estratégias de tratamento mais eficazes para distúrbios circulatórios. A integração desses insights é essencial para avançar na área de intervenções cardiovasculares, visando resultados mais eficazes e seguros para os pacientes.

Para trabalhos e pesquisas futuras, sugere-se a aplicação deste modelo dentro do próprio software Fluent, por meio de *User Defined Functions* (UDFs), o que poderia deixar os resultados mais próximos do ideal. Isso possibilitaria a implementação do modelo de Carreau dentro da própria condição de contorno. Além disso, a utilização em geometrias "patient-specific" é outra sugestão para trabalhos futuros, visando uma análise ainda mais realista e aplicada.

Em síntese, este estudo alcançou seus objetivos ao analisar e comparar diferentes formatos de stents, introduzindo a abordagem do modelo de Windkessel e aplicando-o juntamente com FSI. A integração de problemas cardíacos de saúde com técnicas capazes de modelar numericamente casos reais representa um avanço significativo e relevante, capaz de gerar inovações em uma área tão necessitada de novas tecnologias, como a saúde. Os dados coletados servem como base para pesquisas futuras e o desenvolvimento de novos modelos de stents mais eficazes, promovendo uma maior durabilidade de tratamento e, conseqüentemente, uma melhor qualidade de vida para os pacientes. Com o avanço contínuo das tecnologias de simulação numérica, a perspectiva de projetos futuros cada vez mais precisos e eficazes se torna mais tangível, ampliando o horizonte de possibilidades de pesquisa na área e contribuindo para uma maior longevidade e saúde da população.

REFERÊNCIAS

- BAKRIS, G. L. **Hipertensão arterial-Distúrbios do coração e dos vasos sanguíneos-Manual MSD Versão Saúde para a Família Hipertensão arterial (Hipertensão arterial) MANUAL MSD Versão Saúde para a Família.** [s.l.: s.n.]. Disponível em: <<https://www.msmanuals.com/pt/casa/disturbios-do-coracao-e-dos-vasos-sanguineos/hipertensao-arterial/hipertensao-arterial>>.
- BENRA, F. K.; DOHMEN, H. J.; PEI, J.; SCHUSTER, S.; WAN, B. 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. DOI: <https://doi.org/10.1155/2011/853560>
- BONFANTI, M.; BALANABI, S.; ALIMOHAMMADI, M.; AGU, O.; HOMER-VANNIASINKAM, S.; DÍAZ-ZUCCARINI, V. 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. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2018.04.014>
- BOROWSKI, F.; SAMANN, M.; PFENSIG, S.; WÜSTENHAGEN, C.; OTT, R.; KAULE, S.; SIEWERT, S.; GRABOW, N.; SCHMITZ, K. P.; STIEHM, M. 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, 2018. DOI: <http://doi.org/10.1515/cdbme-2018-0063>
- 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. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.mtbio.2021.100106>
- CATANHO, M.; SINHA, M.; VIJAYAN, V. **BENG 221-Mathematical Methods in Bioengineering Model of Aortic Blood Flow Using the Windkessel Effect.** [s.l.: s.n.]. Disponível em: <<http://www.beltina.org/health-dictionary/>>.
- CELIK, I. B. et al. Procedure for estimation and reporting of uncertainty due to discretization in CFD applications. **Journal of Fluids Engineering, Transactions of the ASME**, v. 130, n. 7, p. 0780011–0780014, 2008. DOI: <https://doi.org/10.1115/1.2960953>
- 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 Journal**. 2007. DOI: <https://doi.org/10.21914/anziamj.v47i0.1059>
- ÇENGEL, Y. A.; CIMBALA, J. M.; **Mecânica dos Fluidos: Fundamentos e Aplicações.** 3. ed. Porto Alegre: AMGH, 2015.
- CHIASTRA, C.; MIGLIAVACCA, F.; MARTÍNEZ, M. A.; MALVÈ, M. 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, 2014. DOI: <http://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2014.02.009>

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, 2011. DOI: <http://doi.org/10.1152/physrev.00047.2009>

DREWE, C. J.; PARKER, L. P.; KELSEY, L. J.; NORMAN, P. E.; POWELL, J. T.; DOYLE, B. J. Haemodynamics and stresses in abdominal aortic aneurysms: A fluid-structure interaction study into the effect of proximal neck and iliac bifurcation angle. **Journal of Biomechanics**, v. 60, p. 150–156, 2017. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2017.06.029>

GALLO SABRINA BEN AHMED, D. **Exploring in-stent hemodynamics after abdominal aortic endovascular interventions: a computational study**. [s.l: s.n.].

GIUSTINO, G.; COLOMBO, A.; CAMAJ, A.; YASUMURA, K.; MEHRAN, R.; STONE, G. W.; KINI, A.; SHARMA, K. 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. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.jacc.2022.05.017>

GOTTSCHALL, C. A. M. 1929-2009: 80 Anos de Cateterismo Cardíaco – uma História Dentro da História. **Rev Bras Cardiol Invas**, v. 17, n. 2, p. 246-68, 2009.

HE, F.; HUA, L.; GAO, L. Computational analysis of blood flow and wall mechanics in a model of early atherosclerotic artery. **Journal of Mechanical Science and Technology**, v. 31, p. 1015–1020, 2017. DOI: <http://doi.org/10.1007/s12206-017-0154-9>

JAYENDIRAN, R.; NOUR, B.; RUIMI, 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, 2018. DOI: <http://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2018.07.020>

JONÁŠOVÁ, A.; VIMMER, J. Noninvasive assessment of carotid artery stenoses by the principle of multiscale modelling of non-Newtonian blood flow in patient-specific models. **Applied Mathematics and Computation**, v. 319, p. 598–616, 2018. DOI: <http://dx.doi.org/10.1016/j.amc.2017.07.032>

KHINSOE, G.; BAPPOO, N.; KELSEY, L. J.; BLOM, D.; DOYLE, B. J.; JANSEN, S. Computational biomechanics: a potential new tool for the vascular surgeon in personalized management. **ANZ Journal of Surgery**, v. 92, n. 6, p. 1308–1311, 2022. DOI: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1111/ans.17476>

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

KU, D. N.; GIDDENS, D. P.; ZARINS, C. K.; GLAGOV, S. 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. DOI: <http://doi.org/10.1161/01.ATV.5.3.293>

LEE, W.; CHO, S. W.; ALLAHWALA, U. K.; BHINDI, R. Numerical study to identify the effect of fluid presence on the mechanical behavior of the stents during coronary stent expansion. **Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering**, v. 23, n. 11, p. 744–754, 2020. DOI: <https://doi.org/10.1080/10255842.2020.1763967>

LIU, X.; ZHANG, W.; YE, P.; LUO, Q. Y.; CHANG, Z. H. Fluid-Structure Interaction Analysis on the Influence of the Aortic Valve Stent Leaflet Structure in Hemodynamics. **Frontiers in Physiology**, v. 13, 2022. DOI: <http://doi.org/10.3389/fphys.2022.904453>

MALVÈ, M.; GARCIA, A.; OHAYON, J.; MARTÍNEZ, M. A. Numerical modeling of a human stented trachea under different stent designs. **International Communications in Heat and Mass Transfer**, v. 38, n. 7, p. 855–862, 2011. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.icheatmasstransfer.2012.04.009>

MENDEZ, V.; DI GIUSEPPE, M.; PASTA, S. Comparison of hemodynamic and structural indices of ascending thoracic aortic aneurysm as predicted by 2-way FSI, CFD rigid wall simulation and patient-specific displacement-based FEA. **Computers in Biology and Medicine**, v. 100, p. 221–229, 2018. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.combiomed.2018.07.013>

NESTOLA, M. G. C.; ZULIAN, P.; GAEDKE-MERZHÄUSER, L.; KRAUSE, R. Fully coupled dynamic simulations of bioprosthetic aortic valves based on an embedded strategy for fluid-structure interaction with contact. **Europace**, v. 23, p. I96–I104, 2021. DOI: <http://doi.org/10.1093/europace/euaa398>

ROCHA, E. F., TELÖKEN, K. N., GHISLENI, I. D., GOETZ, J. L., ZINANI, F. S. F. **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>

SELVARASU, N. K. C.; TAFTI D. K. Effects of elastic modulus change in helical tubes under the influence of dynamic changes in curvature and torsion, **ASME J. Biomechanical Engineering**, v. 13, n. 8, 081001, 2014. DOI: <https://doi.org/10.1115/1.4027661>

SIMÃO, M.; FERREIRA, J. M.; MORA-RODRIGUEZ, J.; FRAGTA, J.; RAMOS, H. M. Behaviour of two typical stents towards a new stent evolution. **Medical and Biological Engineering and Computing**, v. 55, n. 6, p. 1019–1037, 2017. Disponível em: <http://doi.org/10.1007/s11517-016-1574-x>

PAISAL, M. S. A.; TAIB, I.; ISMAIL, A. E.; ARIFIN, A. M. T.; DARLIS, N. An analysis of blood pressure waveform using Windkessel model for normotensive and hypertensive conditions in carotid artery. **Journal of Advanced Research in Fluid Mechanics and Thermal Sciences Journal homepage**, v. 57, p. 69–85, 2019. DOI: www.akademiabaru.com/arfmts.html

SUN, Z.; CHAICHANA, T. Fenestrated stent graft repair of abdominal aortic aneurysm: Hemodynamic analysis of the effect of fenestrated stents on the renal arteries. **Korean Journal of Radiology**, v. 11, n. 1, p. 95–106, 2010. DOI: <http://doi.org/10.3348/kjr.2010.11.1.95>

SUTTORP, M. J.; STELA, P. R.; DENS, J.; MCKENZIE, J. M.; PARK, K. S.; FRAMBACH, P. 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. DOI: <http://doi.org/10.1007/s12471-014-0629-6>

TELÖKEN, K. N.; LEOPOLDO, S. **UNIVERSIDADE DO VALE DO RIO DOS SINOS-UNISINOS DIRETORIA DE PESQUISA, PÓS-GRADUAÇÃO E INOVAÇÃO PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA MECÂNICA NÍVEL MESTRADO**. [s.l: s.n.].

TERNIK, P. Symmetry breaking phenomena of purely viscous shear-thinning fluid flow in a locally constricted channel. **International Journal of Simulation Modelling**, v. 7, p. 186–197, 2008. DOI: [http://doi.org/10.2507/IJSIMM07\(4\)3.107](http://doi.org/10.2507/IJSIMM07(4)3.107)

VASSILEVSKI, Y.; OLSHANSKI, M.; SIMAKOV, S.; KOLOBOV, A.; DANILOV, A. Chapter 2 - Basic facts about human cardiovascular system. **Personalized Computational Hemodynamics**. [s.l.] Academic Press, 2020. p. 5–29. Disponível em: <http://doi.org/10.1016/B978-0-12-815653-7.00002-6>

VIMMR, 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. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.compfluid.2012.08.007>

WAITE, L.; FINE, J. **Applied Biofluid Mechanics**. 2nd Edition ed. New York: McGraw-Hill Education, 2017. Disponível em: <https://www.accessengineeringlibrary.com/content/boo>

WANG, S.; LI, X. Y. Influence of overlapping pattern of multiple overlapping uncovered stents on the local mechanical environment: A patient-specific parameter study. **Journal of Biomechanics**, v. 60, p. 188–196, 2017. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.combiomed.2011.06.017>

APÊNDICE A – CÓDIGO MATLAB PARA O STENT

```

Di= 0.00248; %Diâmetro do Modelo (m)
ri=Di/2; %raio do modelo (m)
Area=pi*(ri^2);
HR=36; %Batimento cardíaco (batimento/minuto)
f=HR/60; %Batimento cardíaco (batimento/segundo)
w_HR=2*pi*f; %Velocidade angular de batimento cardíaco
rho=1060; %Densidade do sangue (kg/m^3)
mu=0.004; %viscosidade do sangue (Pa*s)
Wo=ri*sqrt(w_HR*rho/mu); %Numero de Womersley
cv= 1.0; %Coeficiente de resistência (gráfico)
cu= 1.35; %Coeficiente de indutância (gráfico)
L=0.15; %Comprimento (m)
E=0.7; %Modulo de elasticidade (MPa)
h=0.0005; %Espessura da Artéria (m)

Tc= 60/HR ; %72 batimentos por segundo
Ts=(2/5)*Tc ; %Período da sístole
cycle=1; %Numero de Ciclos
V_ciclo=90; %Volume do ciclo cardíaco (cm^3)

%-----Calculado-----%
%Resistência vascular periférica (R, mmHg*s/cm³)
R=L*100*((cv*8*mu*0.075)/(pi*((ri*100)^4)));
R1=0.90*R;
R2=0.10*R;
%Complacência Arterial (C, cm³/mmHg)
C=(3*pi*((ri*100)^3)*L*100)/(2*E*h*7501*100);
%Indutância Arterial (L, mmHg*s²/cm³)
Lv=L*100*((cu*rho)/(pi*((ri*100)^2)));
%-----%

%Modelando o escoamento do sangue na Aorta
syms ti q
I0= solve(V_ciclo-int(q*(sin(pi*ti/Ts)),ti,0,Ts),q); %resolver a equação
I0=subs(I0,'3.14',pi); %substituir os valores
I0=double(I0);
sine=@(t) sin(pi*t/Ts);
I=@(t) I0*sine(t).*( t <= Ts); %para um ciclo

for n=1:cycle
t=(n-1)*Tc:.01:n*Tc;
% Escoamento Sanguíneo
I=@(t) 1000000*Area*(((65.07*0.000001/60)+(18.149*0.000001/60)*cos(1*
(2*pi/Tc)*t - 1.944)+(34.828*0.000001/60)*cos(2*(2*pi/Tc)*t-
2.836)+(12.329*0.000001/60)*cos(3*(2*pi/Tc)*t+2.124)+(9.107*0.000001/60)*co
s(4*(2*pi/Tc)*t+1.875)+(2.944*0.000001/60)*cos(5*(2*pi/Tc)*t+0.447)))/Area)
;
subplot (2,1,1)
plot (t,I(t),'LineWidth',2)
%hold on
xlim ([0 n*Tc])
ylim ([0 3])
title ('Aortic Blood Flow Model')
ylabel ('Blood Flow (ml/s)')
xlabel ('time(s)')
%Condições Iniciais

```

```

if (n==1)
    P_ss=15;
    P_ss2=15;
    P_ss3=15;
end

%Solução Analítica do ciclo da Sístole
ts=(n-1)*Tc:.01:(n-1)*Tc+Ts;
P0=P_ss+I0*Ts*R*(C*pi*R)/((Ts^2+C^2*pi^2*R^2));
P_s=@(t) P0*exp(-((t-ts(1))/(R*C)))-I0*Ts*R*(C*pi*R*cos(pi*(t-ts(1))/Ts)-
Ts*sin(pi*(t-ts(1))/Ts))/(Ts^2+C^2*pi^2*R^2);
P_sd=P_s(ts(end)); %IC for the diastolic phase

%Solução Analítica do ciclo da Diástole
td=(n-1)*Tc+Ts:.01:n*Tc;
P_d=@(t) P_sd*exp(-(t-td(1))/(R*C));
P_ss=P_d(td(end)); % IC for the systolic phase

%Solução Numérica para 3 Elementos
Y3=@(t,y3) (-y3/(R2*C)+I(t)*(R2+R1)/(R2*C)+R1);
[t_m3,P_m3]= ode23(Y3,[(n-1)*Tc; n*Tc], P_ss3);
P_ss3=P_m3(end);
subplot(2,1,2)
plot(t_m3,P_m3,'LineWidth',2)
hold on
ylim([0 120])
xlim([0 n*Tc])
title('Aortic Blood Pressure(Numerical 3 Element WM)')
ylabel('Pressure (mmHg)')
xlabel('time (s)')

%Extraindo os valores de pressão arterial para todos os modelos para um
ciclo
if (n==1)
    t2s=ts;
    P2s=P_s(ts); %Solução Analítica para a Sístole
    t2d=td;
    P2d=P_d(td); %Solução Analítica para a Diástole
    t3=t_m3;
    P3=P_m3; %Solução Numérica para 3 elementos
end
end

```

APÊNDICE B – CÓDIGO MATLAB PARA VERIFICAÇÃO DO MODELO DE WINDKESSEL

```

R = 0.95000;          %Resistencia arterial total (mmHg/cm^3/sec)
C = 1.0666;          %Complacência arterial (cm^3/mmHg)
R1=0.05;             %Resistencia arterial 1 (mmHg/cm^3/sec)
R2=0.9000 ;          %Resistencia arterial 2 (mmHg/cm^3/sec)

%Modelando o escoamento do sangue na Aorta
syms ti q
I0= solve(V_ciclo-int(q*(sin(pi*ti/Ts)),ti,0,Ts),q); %resolver a equação
I0=subs(I0,'3.14',pi);
I0=double(I0);
sine=@(t) sin(pi*t/Ts);
I=@(t) I0*sine(t).*( t <= Ts); %para um ciclo

for n=1:cycle
t=(n-1)*Tc:.01:n*Tc;
% Escoamento Sanguineo
I=@(t) I0*sine(t-(n-1)*Tc).*(t <= ((n-1)*Tc+Ts));
subplot (2,1,1)
plot (t,I(t),'LineWidth',2)
%hold on
xlim ([0 n*Tc])
ylim ([0 3])
title ('Aortic Blood Flow Model')
ylabel ('Blood Flow (ml/s)')
xlabel ('time(s)')
%Condições Iniciais
if (n==1)
    P_ss=15;
    P_ss2=15;
    P_ss3=15;
end

%Solução Analítica do ciclo da Sístole
ts=(n-1)*Tc:.01:(n-1)*Tc+Ts;
P0=P_ss+I0*Ts*R*(C*pi*R)/((Ts^2+C^2*pi^2*R^2));
P_s=@(t) P0*exp(-((t-ts(1))/(R*C)))-I0*Ts*R*(C*pi*R*cos(pi*(t-ts(1))/Ts)-
Ts*sin(pi*(t-ts(1))/Ts))/(Ts^2+C^2*pi^2*R^2);
P_sd=P_s(ts(end)); %IC for the diastolic phase

%Solução Analítica do ciclo da Diástole
td=(n-1)*Tc+Ts:.01:n*Tc;
P_d=@(t) P_sd*exp(-(t-td(1))/(R*C));
P_ss=P_d(td(end)); % IC for the systolic phase

%Solução Numérica para 3 Elementos
Y3=@(t,y3) (-y3/(R2*C)+I(t)*(R2+R1)/(R2*C)+R1);
[t_m3,P_m3]= ode23(Y3,[(n-1)*Tc; n*Tc], P_ss3);
P_ss3=P_m3(end);
subplot (2,1,2)
plot (t_m3,P_m3,'LineWidth',2)
hold on
ylim([ 0 120])
xlim([0 n*Tc])
title('Aortic Blood Pressure(Numerical 3 Element WM)')

```

```
ylabel('Pressure (mmHg)')
xlabel('time (s)')

%Extraindo os valores de pressão arterial para todos os modelos para um
ciclo
if (n==1)
    t2s=ts;
    P2s=P_s(ts);           %Solução analítica para a Sístole
    t2d=td;
    P2d=P_d(td);           %Solução analítica para a Diástole
    t3=t_m3;
    P3=P_m3;               %Solução Numérica para 3 elementos
end
end
```