

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

**ANÁLISE DO DESIGN DE STENTS ARTERIAIS CORONÁRIOS BASEADO
NA HEMODINÂMICA COMPUTACIONAL**

MOISÉS XAVIER GUIMARÃES VALENTIM

São Leopoldo, 21 de setembro de 2022

MOISÉS XAVIER GUIMARÃES VALENTIM

**ANÁLISE DO DESIGN DE STENTS ARTERIAIS CORONÁRIOS BASEADO
NA HEMODINÂMICA COMPUTACIONAL**

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, 21 de setembro de 2022

V155a Valentim, Moisés Xavier.
Análise do design de stents arteriais coronários baseado na hemodinâmica computacional / Moisés Xavier Guimarães Valentim. – 2022.
76 f. : il. ; 30 cm.

Dissertação (mestrado) – Universidade do Vale do Rio dos Sinos, Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica, 2022.
“Orientadora: Prof.^a Dra. Flávia Schwarz Franceschini Zinani.”

1. Hemodinâmica computacional. 2. Stent cônico. 3. Stent arterial. I. Título.

CDU 621

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação (CIP)
(Bibliotecária: Amanda Schuster – CRB 10/2517)

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.

AGRADECIMENTOS

A Deus, o Grande Engenheiro por excelência, por ter me proporcionado força, saúde, vigor e condições para conseguir finalizar esse trabalho.

A minha mãe, Raquel que foi a pessoa que mais me motivou para ingressar nesse mestrado e me ajudou durante sua execução.

A meu pai, Moisés, por todo apoio prestado durante a realização do trabalho.

A meu irmão, Hélio, que sempre me motiva a buscar novos desafios e atingir novas conquistas.

A minha Professora Orientadora, Dra. Flávia Zinani, que me apresentou a área de hemodinâmica computacional e teve um papel fundamental na construção e desenvolvimento dessa pesquisa.

A meus colegas Marcelo Gotardo, Endel Ferraz, Kristian Teloken que sempre estiveram dispostos a me ajudar, principalmente a resolver diversos problemas nas simulações.

Ao CBCM que gentilmente nos forneceu os modelos comerciais de stents cilíndricos.

RESUMO

Anualmente, milhares de pessoas morrem vítimas de aterosclerose, que é uma doença causada pelo enrijecimento das artérias que prejudicam o fluxo sanguíneo em seu interior. Um dos tratamentos mais utilizados corresponde à aplicação de stents, os quais são dispositivos inseridos no interior das artérias com o objetivo de restaurar o escoamento sanguíneo uma condição de menor resistência. No entanto, um problema recorrente nesse tipo de intervenção cirúrgica corresponde a reestenose, uma deposição de camadas de proteína e gordura na região do stent que ocasionam uma nova obstrução. Na intenção de se propor melhorias no design e geometria dos stent utilizados comercialmente, faz-se uso da mecânica dos fluidos computacional aplicada ao escoamento sanguíneo: a hemodinâmica computacional. Em vista disso, o presente trabalho faz uso dessa corrente teórica para analisar se a mudança de geometria de cilíndrica (utilizada comercialmente) para cônica, poderia aumentar o tempo de vida útil do stent no interior da artéria. Para isso, faz-se uso de condições de contorno que simulam a pulsação sanguínea (regime transiente com três diferentes tipos de modelos reológicos para o sangue: Newtoniano, Carreau (mais comuns) e Power-Law). Para analisar qual stent possui o melhor desempenho (diminui a ocorrência de reestenose) foram utilizados os parâmetros *WSS* (tensão de cisalhamento nas paredes) e *OSI* (índice de cisalhamento oscilatório) conforme indicado pela literatura. Quanto maior for o valor de *WSS* e menor o de *OSI*, menor são as chances de camadas de gordura ou células se depositarem nas regiões em que os stents estão inseridos. Como resultados principais, foi constatado que em todas as situações e para todos os modelos de escoamento sanguíneo utilizado, o modelo cônico apresenta melhor desempenho que o cilíndrico. Quanto aos modelos utilizados para o sangue, Newtoniano e Carreau apresentaram resultados bastantes semelhantes, enquanto Power-Law gerou resultados muito diversos e por isso deveriam ser realizadas mais análises para suas aplicações nos casos analisados. Portanto, o modelo cônico para as condições simuladas tem alto potencial para ser testado futuramente como solução para mitigar o processo de reestenose.

Palavras-chave: Hemodinâmica computacional, stent cônico, stent arterial.

ABSTRACT

Annually, thousands of people died from atherosclerosis, that is a disease caused by the hardening of the arteries which impair blood flow within them. One of the most used treatments is the application of stents, that are devices inserted in the interior of arteries with the aim to restore blood flow to its original condition. However, a recurrent problem in this type of surgical intervention is restenosis, a new deposition of fat layers in the region of stent which causes a new obstruction. To propose improvements in design and geometry for the stents commercially used, it is used fluid mechanics applied to blood flow: computational hemodynamics. For this, this present work makes use of the theory to analyze if the change of the cylindrical geometry (commercially used) to conical could increase the lifespan of the stent inside the artery. For this, it is used boundary conditions which simulates blood pulsation (transient regime) proposed by Vimmr et al (2012) and three different types of models for blood: Newtonian, Carreau (most commons) and Power-Law. To analyze which stent is the most efficient (minimize the occurrence of restenosis) the WSS and OSI parameters were used based in the studies in the literature. The higher WSS value and the lower OSI value, the lower the chances of fat layer or cells being deposited in the places where stents are inserted. As main results, it was found that in all situations and for all the models of blood used, the conical model is the more efficient than the cylindrical one. For the models used for blood, Newtonian and Carreau had very similar results, while Powe-Law generated very different numbers and therefore it should be further analyzed for its applications in the analyzed cases. Thus, the conical model, for the conditions simulated, has a high potential to be tested in the future as a solution to mitigate restenosis.

Keywords: Hemodynamics, conical stent, arterial stent.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1.1. Implantação de stent em artéria.....	14
Figura 2.1 Representação do Alinhamento das Hemácias.....	17
Figura 2.2. Pulso Sanguíneo ao longo do tempo.....	19
Figura 2.3. Classificação dos stents de acordo com os materiais.....	21
Figura 2.4. Classificação dos stents de acordo com a forma.....	22
Figura 3.1: Stent Cilíndrico (a) e perfil planificado (b).....	35
Figura 3.1: Stent Cônico (a) e perfil planificado (b).....	36
Figura 3.3: Domínio Fluido para o Stent Cilíndrico (a) e Zoom no Stent (b).....	36
Figura 3.4: Domínio Fluido para o Stent Cônico (a) e Zoom no Stent (b).....	37
Figura 3.5: Vazão volumétrica de entrada em função do tempo.....	39
Figura 3.6: Condições de Contorno	40
Figura 3.7: Malha utilizada.....	42
Figura 3.8: Geometria utilizada para a verificação.....	44
Figura 3.9: Tensão de Cisalhamento média.....	44
Figura 3.10: Seções A e B para análise do perfil de velocidade.....	45
Figura 3.11: Comparação dos perfis de velocidade na seção A.....	46
Figura 3.12: Comparação dos perfis de velocidade na seção B.....	47
Figura 4.1: Tensão de Cisalhamento Instantânea para todos os modelos.....	48
Figura 4.2: Tensão de Cisalhamento Instantânea para o Stent Cilíndrico.....	49
Figura 4.3: Tensão de Cisalhamento Instantânea para o Stent Cônico.....	50
Figura 4.4: WSS médio ao longo de sete ciclos de simulação.....	51
Figura 4.5: Contorno da Tensão de Cisalhamento para 0,35 s com o Modelo Newtoniano.....	52
Figura 4.6: Contorno da Tensão de Cisalhamento para 0,65 s com o Modelo Newtoniano.....	53
Figura 4.7: Contorno da Tensão de Cisalhamento para 1,12 s com o Modelo Newtoniano.....	54
Figura 4.8: Contorno da Tensão de Cisalhamento para 1,68 s com o Modelo Newtoniano.....	55
Figura 4.9: Contorno da Tensão de Cisalhamento para 0,35 s com Modelo de Carreau.....	56
Figura 4.10: Contorno da Tensão de Cisalhamento para 0,65 s com Modelo de Carreau.....	57
Figura 4.11: Contorno da Tensão de Cisalhamento para 1,12 s com Modelo de Carreau.....	58
Figura 4.12: Contorno da Tensão de Cisalhamento para 1,68 s com Modelo de Carreau.....	59
Figura 4.13: Contorno da Tensão de Cisalhamento para 0,35 s com Modelo de Power Law.....	60
Figura 4.14: Contorno da Tensão de Cisalhamento para 0,65 s com Modelo de Power Law.....	61

Figura 4.15: Contorno da Tensão de Cisalhamento para 1,12 s com Modelo de Power Law.....	62
Figura 4.16: Contorno da Tensão de Cisalhamento para 1,68 s com Modelo de Power Law.....	63
Figura 4.17: Tensão de Cisalhamento Média nas Paredes com Modelo Newtoniano.....	64
Figura 4.18: Tensão de Cisalhamento Média nas Paredes com Modelo de Carreau.....	65
Figura 4.19: Tensão de Cisalhamento Média nas Paredes com Modelo Power-Law.....	66
Figura 4.20: OSI para o modelo Newtoniano no Stent.....	68
Figura 4.21: OSI para o modelo de Carreau.....	69
Figura 4.22: OSI para o modelo Power Law.....	70

LISTA DE QUADROS

Quadro 2.1. Lista de artigos selecionados para compor a revisão sistemática.....25

LISTA DE TABELAS

Tabela 2.1. Protocolo de revisão sistemática.....	23
Tabela 2.2. Palavras-chave utilizadas na pesquisa.....	24
Tabela 3.1 Modelagens matemáticas para o sangue.....	38
Tabela 3.2: Valores numéricos para o pulso.....	39
Tabela 3.3: Dados para realização do Cálculo do GCL.....	42
Tabela 3.4: Diferentes passos de tempo e sua influência no cálculo do WSS.....	43

LISTA DE SÍMBOLOS

μ	Viscosidade Cinemática, kg m/s
μ_0	Viscosidade à taxa de Cisalhamento 0, kg m/s
μ_∞	Viscosidade à taxa de Cisalhamento infinito, kg m/s
λ	Tempo característico, s
$\dot{\gamma}$	Taxa de Cisalhamento, s^{-1}
n	Índice de Power-Law
k	Índice de consistência do fluido
τ	Magnitude da Tensão de Cisalhamento, Pa
T	Período, s
$TAWSS$	Tensão de Cisalhamento média, Pa
v	Campo de velocidades, m/s
ρ	Massa específica, kg/m^3
p	Campo de pressões, Pa
Q	Vazão volumétrica, ml/min
ω	Frequência angular, rad/s

LISTA DE SIGLAS

CFD – *Computational Fluid Dynamics* (Dinâmica dos Fluidos Computacional)

DCV – Doenças Cardiovasculares

FSI – *Fluid Structure Interaction* (Interação Fluido Estrutura)

GCI – *Grid Convergence Index* (Índice de Convergência da Grade)

OSI – *Oscillatory Shear Index* (Índice Oscilatório de Cisalhamento)

WSS – *Wall Shear Stress* (Tensão de Cisalhamento na Parede)

TAWSS – *Time Average WASS Shear Stress* (Tensão Média de Cisalhamento na Parede)

UNISINOS – Universidade do Vale do Rio dos Sinos

SUMÁRIO

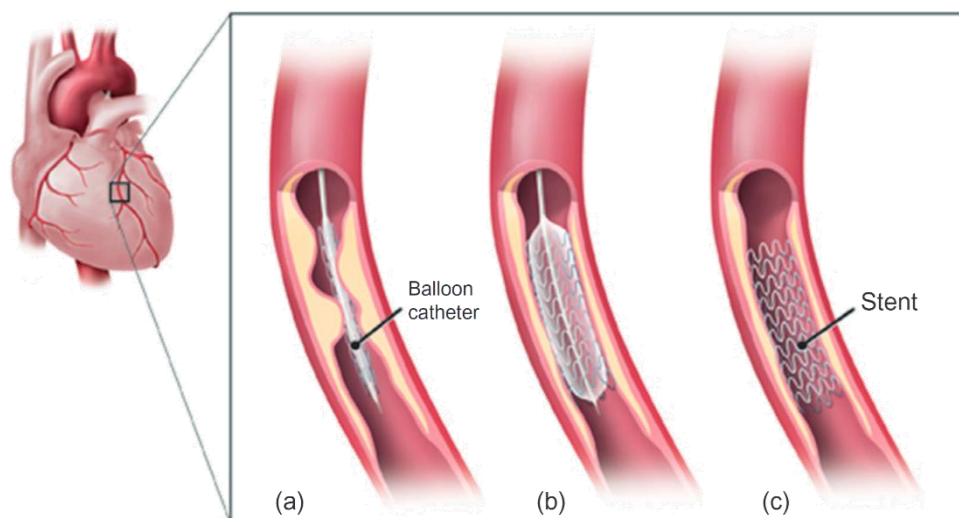
1. INTRODUÇÃO.....	13
1.1 Objetivos.....	15
1.1.1 Objetivo Geral.....	15
1.1.2 Objetivos Específicos.....	15
1.2 Justificativa.....	15
2. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA.....	16
2.1 Fundamentos da Hemodinâmica Computacional.....	16
2.1.1 Sangue.....	16
2.1.2 Modelo Reológico.....	17
2.1.3 Escoamento Pulsante.....	18
2.1.4 Grandezas de interesse para o desempenho de stents.....	19
2.2 Configurações de Stents	21
2.3 Estado da arte.....	23
3. METODOLOGIA.....	35
2.1 Geometria.....	35
3.1.1 Geometria dos stents.....	35
3.1.2 Artérias com inserção dos stents.....	36
3.1.3 Domínio Computacional.....	36
2.2 Modelagem matemática e numérica.....	37
2.3 Análise da Malha.....	41
2.4 Verificação.....	43
4. RESULTADOS E DISCUSSÃO.....	48
5. CONSIDERAÇÕES FINAIS.....	71
6. REFERÊNCIAS.....	74

1. INTRODUÇÃO

Doenças cardiovasculares (doravante DCV) tem sido uma das maiores causas de morte em todo o mundo nos últimos 20 anos e este número está crescendo. Enquanto em 2000 foram registradas cerca de 2 milhões de mortes, em 2019 o número subiu para quase 9 milhões (OPAS, 2020). No contexto brasileiro não é diferente, pois tal patologia é a que mais mata desde a década de 60 (DE OLIVEIRA; RIBEIRO, 2020). Dentre os tipos de DCV, o mais comum é a aterosclerose que corresponde a um enrijecimento das artérias, provocando sua obstrução parcial e, conseqüentemente, alterações no fluxo sanguíneo. Uma das formas mais comuns de tratamento é feita através da inserção de um by-pass arterial com objetivo de restaurar o escoamento. No entanto, tal procedimento é bastante invasivo e tem tempo de recuperação longo em torno de dois a três meses (MURPHY; BOYLE, 2010).

O primeiro registro de um tratamento menos invasivo data de 1977, chamado de angioplastia coronária transluminal percutânea a qual consiste na inserção de um cateter balão na tentativa de se restaurar o fluxo sanguíneo, como apresentado na Figura 1.1. Neste procedimento, é colocado um dispositivo denominado stent que corresponde a um tubo de formato cilíndrico que pode ser metálico, farmacológico (quando recobertos com medicamentos), biodegradável (MURPHY; BOYLE, 2010). Porém, tem sido observado (principalmente nos stents metálicos) que após a colocação do stent o paciente sofre a reestenose, ou seja, a artéria novamente é obstruída por causa de um acúmulo de tecido no interior do stent (CHIASTRA et al., 2015). Por exemplo, no caso dos stents metálicos por volta de 6 meses é necessário que seja feita a substituição.

Figura 1.1: Implantação de stent em artéria



Fonte: Chiastra et al. (2015).

Embora tenham surgido os stents farmacológicos em 2004, os quais contribuíram para minimizar a reestenose, ainda se observa sua ocorrência, acarretando a necessidade de um novo procedimento cirúrgico (CHIASTRA et al., 2015). Dessa forma, ao longo do tempo se procurou otimizar o tempo de duração dos stents modificando seu material através dos farmacológicos e mais recentemente com os biodegradáveis, mas em todas as tentativas ainda continua ocorrendo a reestenose. Entretanto, em pesquisas recentes foi proposta a modificação não apenas do material, mas do formato geométrico. Isto é, ao invés de se utilizar stents cilíndricos, como é feito comercialmente, propõem-se o uso de um formato cônico que atualmente não está disponível no mercado. Inclusive, de fato a artéria não mantém seu diâmetro constante em toda a sua forma, sofrendo pequenas alterações que se assemelham mais com o formato cônico (YU et al., 2017).

Embora ainda não sejam completamente compreendidos as causas e os mecanismos que fazem parte da reestenose, é sabido que a tensão de cisalhamento nas paredes (doravante WSS, para *wall shear stress*) é um parâmetro muito importante. Células endoteliais com valores elevados dessa tensão (maior que 1 Pa) apresentam a tendência de se orientarem no sentido do fluxo em que estão submetidas, enquanto outras com valores menores (inferior a 0,4 Pa) ou oscilatórios tem um perfil circular. Nesse sentido, tem sido observado que esta última situação está associada à reestenose (CHIASTRA et al., 2015) e que a WSS pode ser utilizada em simulações numéricas para analisar a eficiência de stents.

Por conta disso, foi sugerido na literatura através de mecânica dos fluidos computacional que os stents cônicos são mais eficientes que os cilíndricos (ZHOU et al., 2017). No entanto,

naquele trabalho o modelo utilizado é bastante simplificado e se faz necessário utilizar condições de contorno mais precisas como o modelo de escoamento pulsante para o sangue (no artigo de Yu et al. (2017) as condições não levam esse aspecto em consideração). Por não se ter encontrado aplicações deste método na análise de stents, a presente pesquisa é pioneira na sua aplicação como forma de melhorar o desempenho de stents e reduzir a incidência de reestenose.

1.1 Objetivos

1.1.1 Objetivo Geral

O presente trabalho tem por objetivo investigar o desempenho da geometria de stent cônica (em tese mais eficiente que as comerciais), baseado em análise fluidodinâmica.

1.1.2 Objetivos Específicos

Os objetivos específicos do estudo são:

- a) Analisar o desempenho de diferentes tipos de stents baseado na hemodinâmica computacional;
- b) Estudar a modelagem de um sistema para análise hemodinâmica composto por um vaso e um stent, com escoamento pulsante e não newtoniano;
- c) Analisar as características hemodinâmicas em stents cônicos, com foco na WSS e OSI;

1.2 Justificativa

Devido ao alto índice de mortes anuais e a incidência de reestenose, essa pesquisa procura aumentar o tempo de vida útil de stents com utilização de uma geometria não usual. Espera-se com este trabalho que a eficácia desta configuração seja demonstrada para condições de contorno e geometria mais precisa com objetivo de se evitar novas intervenções cirúrgicas nos procedimentos cirúrgicos para tratamento das DCV.

2. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

2.1 Fundamentos da Hemodinâmica Computacional

A mecânica dos fluidos é um campo da engenharia mecânica bastante vasto, possuindo aplicações em diversas áreas. Dentre estas, na área médica ela pode ser útil no combate a várias patologias como aneurismas, trombose, DCV etc. Isso é possível, pois o sangue pode ser analisado e modelado como um fluido, daí o nome hemodinâmica. Quando a metodologia utilizada se vale do cálculo numérico (no caso do presente trabalho, o método dos volumes finitos), o campo de estudos no qual essa pesquisa se enquadra é denominado hemodinâmica computacional.

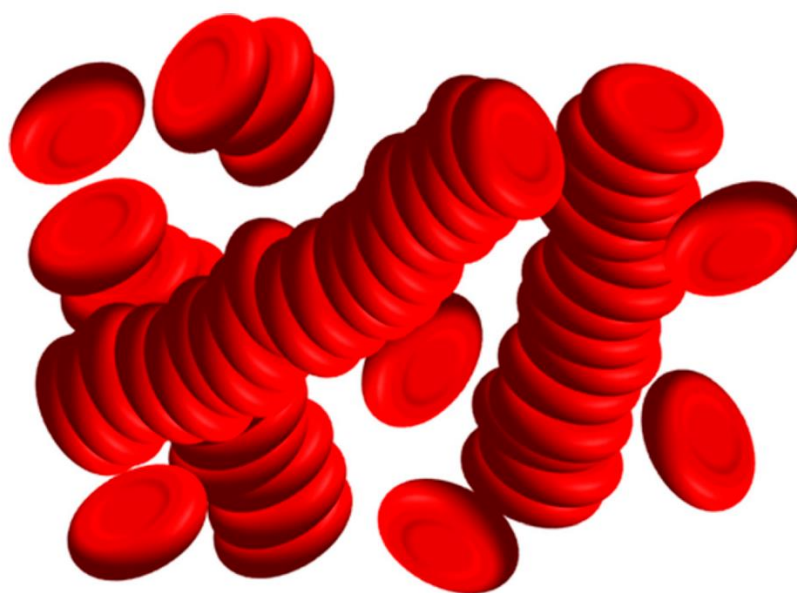
Morris et al. (2015) atesta a ampla gama de aplicações de CFD na medicina cardiovascular como auxílio no tratamento de aneurismas cerebrais, hipertensão pulmonar, design de stents etc. Tais análises são interessantes, pois permitem avaliar e otimizar a forma como tais patologias são tratadas, diminuindo as intervenções nos pacientes. Quanto ao objeto de pesquisa deste trabalho, design de stents, a hemodinâmica computacional pode contribuir na avaliação das configurações geométricas mais eficientes e de perfis não comerciais. Para isso, faz-se necessário modelar o sangue e o escoamento com base nos conceitos da mecânica dos fluidos e analisar certas variáveis (no caso, a tensão de cisalhamento nas paredes) que possibilitem verificar o desempenho dos stents.

Quanto a modelagem do escoamento do sangue, este é considerado viscoso, laminar, incompressível, interno e transiente. A primeira consideração é utilizada para que de fato sejam considerados os efeitos viscosos do sangue, opondo-se a classificação de não viscoso. Laminar diz respeito ao movimento semelhante a lâminas, ou seja, as partículas apresentam um movimento em camadas, não turbulento. Esta consideração é possível, visto que o número de Reynolds, parâmetro adimensional que corresponde a razão entre forças de inércia e viscosas, não é elevado (abaixo de 2000). Além disso, o sangue pode ser considerado um fluido incompressível, em virtude das variações da massa específica serem desprezíveis. Por fim, interno está relacionado ao fato do sangue se movimentar no interior de uma artéria, e transiente corresponde a uma aproximação da pulsação, dado que o escoamento sanguíneo é bombeado pelo coração.

2.1.1 Sangue

O sangue é um tipo de fluido que é composto em sua maior parte de uma suspensão de hemácias (células vermelhas), leucócitos (células brancas) e plaquetas. A maior parte das características reológicas do sangue estão relacionadas às interações entre as células vermelhas que estão em suspensão (HORNER et al., 2018). Caso o cisalhamento seja maior que 1 Pa, as hemácias têm a tendência de se alinharem e se pode modelar o sangue de uma maneira contínua na direção de alinhamento dessas células (CHIASTRA et al., 2015). Dessa maneira, considera-se que o fluido tem característica monofásica e contínua, o que é uma simplificação. Existem trabalhos que não adotam essa hipótese, como aponta Horner et al. (2018), porém não são aplicáveis para a presente pesquisa. Para ilustração desse alinhamento das hemácias, tem-se a Figura 2.1 abaixo:

Figura 2.1: Representação do Alinhamento das Hemácias



Fonte: Horner et al. (2018).

2.1.2 Modelo reológico

Embora alguns trabalhos utilizem modelos multifásicos para modelar o sangue como um meio contínuo com a suspensão de hemáceas (Kumar e Graham, 2012), a maioria dos trabalhos modela o sangue como um fluido contínuo e monofásico. Alguns trabalhos, como os de Hsiao et al. (2012) e Jiang et al. (2015) utilizam o modelo fluido newtoniano, com viscosidade constante, em torno de 0,0035 kg/ms. Em casos nos quais a taxa de cisalhamento é menor que 100 s^{-1} (HSIAO

et al, 2012), tais autores recomendam o uso de modelos não newtonianos, a fim de prever o comportamento observado no sangue de viscosidade variável. Nestes casos, o sangue é usualmente modelado como um fluido pseudoplástico, isto é, fluidos para qual a viscosidade diminui com o aumento da taxa de cisalhamento. O modelo de Carreau é uma equação a 4 parâmetros comumente utilizada para modelar o comportamento pseudoplástico do sangue. Este modelo é dado pela equação 2.1:

$$\mu = \mu_{\infty} + (\mu_0 - \mu_{\infty})[1 + (\lambda\dot{\gamma})^2]^{\frac{n-1}{2}} \quad (2.1)$$

onde $\mu_{\infty} = 0,0035 \text{ kg/ms}$, $\mu_0 = 0,25 \text{ kg/ms}$, $\lambda = 25 \text{ s}$ e $n = 0,25$ (JIANG et. al, 2015; HSIAO et al., 2012; HSAIO et al., 2013; WUSTENHAGEN et al., 2016; YU et al., 2017).

Outro modelo para fluido não newtoniano é o de Power-Law que já foi utilizado em trabalhos anteriores (IMPIOMBATO, 2021) para modelagem do sangue. Neste tipo de modelo, a viscosidade é dada pela equação (2.2) abaixo:

$$\mu = k\dot{\gamma}^{n-1} \quad (2.2)$$

Onde μ é a viscosidade, n é o índice de power law e k corresponde ao índice de consistência de fluido.

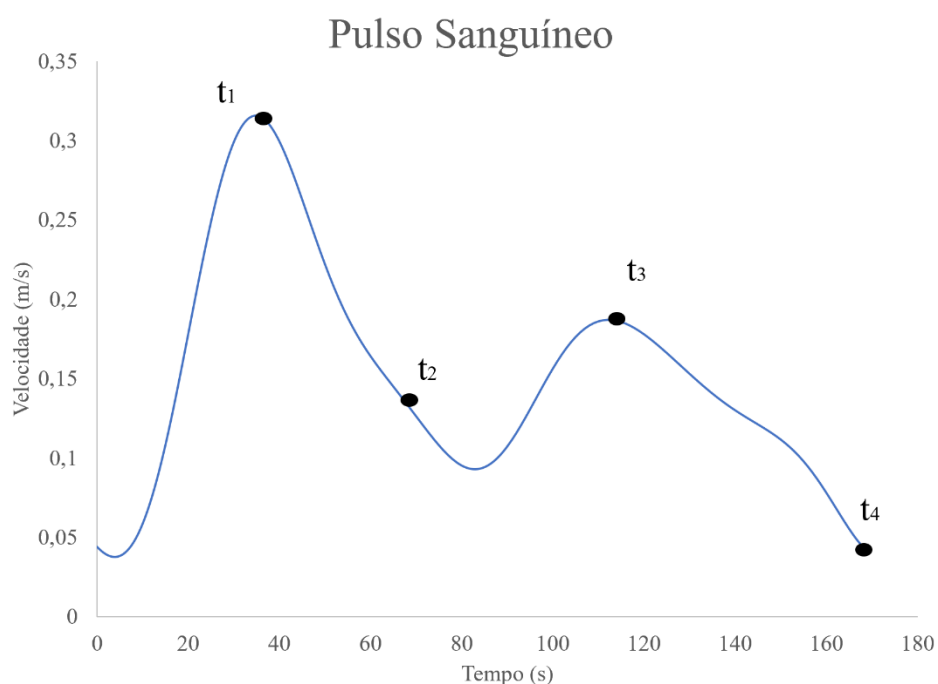
2.1.3 Escoamento pulsante

O escoamento sanguíneo é bombeado pelo coração e, conseqüentemente, tem várias variações de velocidade ao longo do tempo, caracterizando-o como um escoamento transiente. Embora ele tenha essa característica, alguns trabalhos o utilizam em regime permanente através de uma aproximação, como faz Gundert et al. (2012a e 2012b) e Yu et al. (2017). No entanto, Jiang et al. (2015) atesta que tal aproximação não é interessante e pode gerar resultados equivocados que, conseqüentemente, geram interpretação errôneas na hemodinâmica computacional. Por isso, nesse trabalho, é considerado o pulso sanguíneo de maneira transiente.

Quanto à forma como tal pulso flui, isto se dá através das sístoles e diástoles, que são variações de pressões que envolvem a compressão e descompressão do coração. De maneira

simplificada, o coração se expande (diástole) para acomodar o sangue com uma média de 80 mmHg e ejetá-lo (sístole) para a artéria aorta com uma média de 120 mmHg (AOYAMA et al., 2012), considerando uma pessoa saudável. Em termos gráficos, a variação de velocidade do sangue pode ser representada como é mostrado na Figura 2.2:

Figura 2.2: Representação do Alinhamento das Hemácias



Fonte: Presente Autor.

Esse pulso representado na Figura 2.2 é o que foi utilizado na simulação e tem como base a proposta de Bertolotti et al. (2001) e foi utilizado por Vimmr et al. (2012), que é um dos autores utilizados para a verificação do presente trabalho. O tempo t_1 (0,35 s) corresponde ao pico de velocidade (em torno de 0,33 m/s) e ocorre na sístole. O instante seguinte t_2 (0,65 s) é um ponto de inflexão que caracteriza a última sístole. O próximo ($t_3 = 1,12$ s) é o pico de velocidade que ocorre na diástole, até o término do ciclo em t_4 (1,68s). Com base nessa aproximação, foi possível simular o escoamento sanguíneo em regime transiente e, dada a importância desses instantes de tempo, alguns resultados das simulações (como a tensão de cisalhamento nas paredes) foram calculadas para cada um desses instantes.

2.1.4 Grandezas de interesse para o desempenho de stents

É necessário analisar as variáveis de interesse para verificar o desempenho dos stents. Conforme observado por Chiastra et al (2015), a tensão de cisalhamento (*WSS* do inglês *Wall Shear Stress*) tem um papel muito importante porque a morfologia de células endoteliais muda conforme a *WSS*. Quando a *WSS* é maior que 1 Pa, as células apresentam a tendência de se alinharem na direção do escoamento sanguíneo. No entanto, quando os valores são menores que 0,4 Pa ou possuem característica oscilatória, não se pode observar um padrão claro de alinhamento com o escoamento. Esta alteração pode causar a deposição de células nas paredes das artérias, o que implica na formação de estenoses, caracterizando a aterosclerose. As simulações da hemodinâmica têm o potencial de detectar casos que apresentem *WSS* baixo ou oscilatório, isto indica a possibilidade maior de reestenose naquela região. Comparar o desempenho de um stent, implica em analisar da tensão de cisalhamento nas paredes dos vasos.

Para efeito de cálculo nas simulações que empregam escoamento pulsante, a *WSS* é tomada em seu valor temporal médio ao longo de um ciclo de pulsação sanguínea (*TAWSS* – *Temporal Average Wall Shear Stress*), podendo ser determinada conforme a equação 2.3:

$$TAWSS = \frac{1}{T} \int_0^T |\tau| dt \quad (2.3)$$

Onde τ é a magnitude da tensão de cisalhamento na parede da artéria e T é o período de uma pulsação sanguínea.

Além disso, é observado por Ku et al. (1985) e Chiastra et al. (2015) que analisar apenas os valores de *WSS* não é suficiente para prever a reestenose, por conta das variações no tempo e no espaço. Por isso, também é avaliado o aspecto oscilatório do valor de *WSS* através do parâmetro Índice de Cisalhamento Oscilatório (*OSI*, do inglês *Oscillatory Shear Index*), definido na equação 2.4:

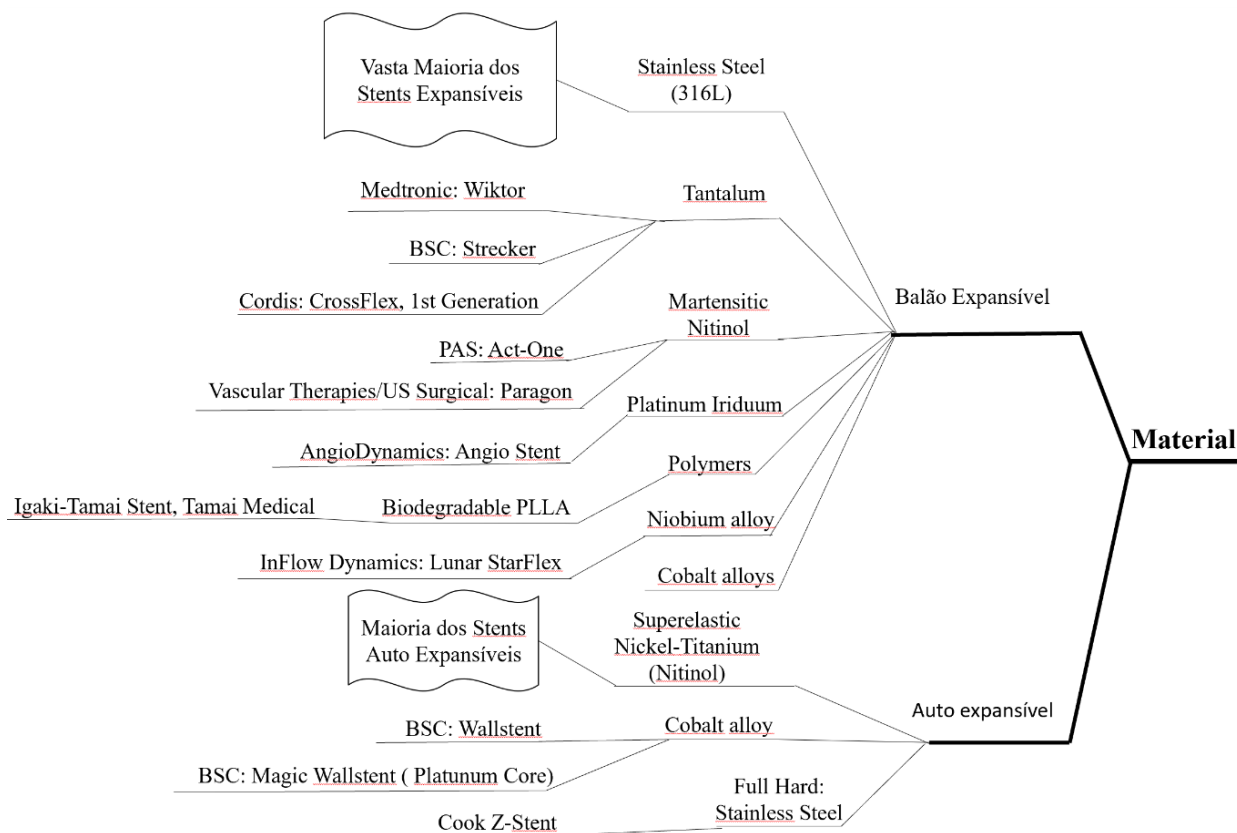
$$OSI = \frac{1}{2} \left(1 - \frac{\left| \int_0^T \tau dt \right|}{\int_0^T |\tau| dt} \right) \quad (2.4)$$

O *OSI* determina o grau de mudança de direção do *WSS*. Mesmo com o escoamento sanguíneo sendo unidirecional, em regiões de recirculação e descolamento da camada-limite, pode ocorrer a inversão da direção do *WSS*, o que tem consequências para a formação de depósitos os quais causam a reestenose. Os valores variam entre 0 e 0,5, sendo que o menor deles indica ausência de oscilação e o maior, máxima oscilação de *WSS*. Chiastra et al. (2015) atestam que valores altos de *OSI* (maiores que 0,1) indicam grande probabilidade de estenoses no interior das artérias. Assim, com essa modelagem e as variáveis descritas, é possível fazer a análise das geometrias do stents.

2.2 Configurações de stents

Nas intervenções cirúrgicas para as DCV, o método mais comum consiste na inserção de um stent no interior da artéria. Como o presente trabalho tem por objetivo apresentar uma melhoria na configuração geométrica desses stents, esta seção visa explicitar as principais características e os diferentes tipos existentes desses dispositivos. Como atesta Stoeckel et al. (2002), os stents podem ser classificados quanto ao material, forma, fabricação, geometria. Na primeira das classificações, esta se subdivide em dois grupos principais: aqueles que se expandem com balões e os que apresentam expansão própria. Dessa forma, várias subclassificações surgem como se observa na Figura 2.3.

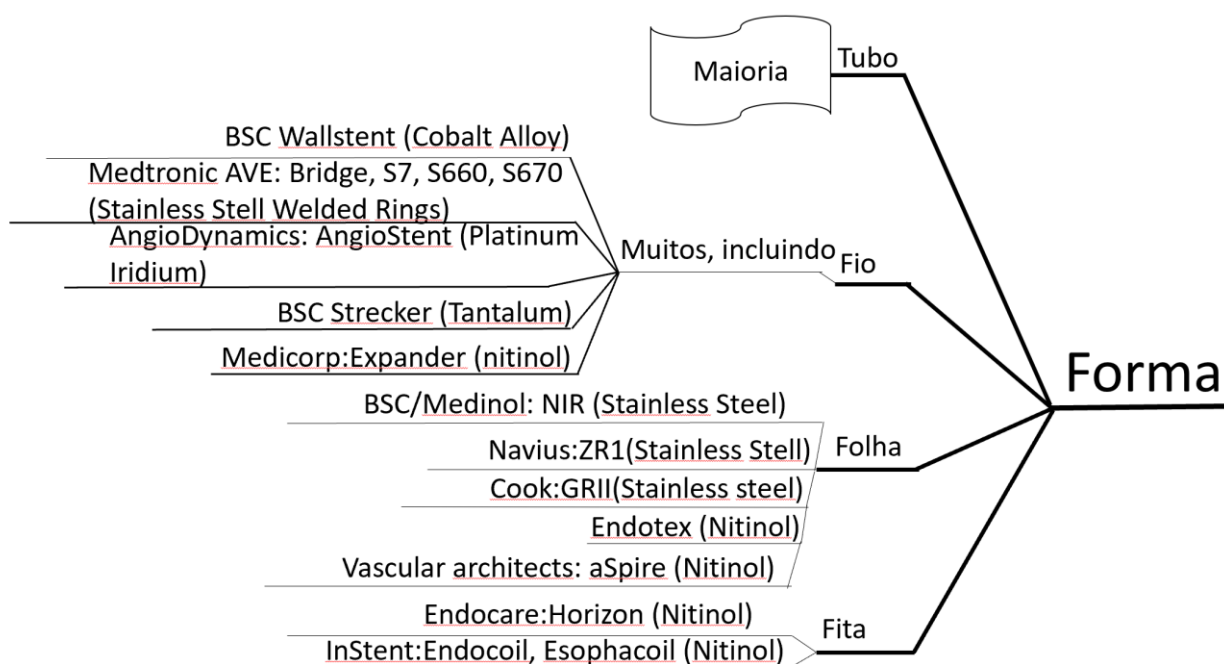
Figura 2.3: Classificação dos stents de acordo com os materiais



Fonte: Adaptado de Stoeckel et al. (2002).

Além desse tipo de classificação, os stents podem ser divididos com relação ao seu formato tais como fio, tubo, folha ou fita. O mais comum corresponde ao formato de tubo e, no caso de presente trabalho, os stents analisados seguem esse padrão, porque é o que mais se assemelha a uma artéria coronária. Na Figura 2.4, tem-se um detalhamento de tal classificação.

Figura 2.4: Classificação dos stents de acordo com a forma



Fonte: Adaptado de Stoeckel et al. (2002).

Existem diversos outros tipos de critérios que poderiam ser utilizados para a presente classificação, mas nem todos são apresentados nessa seção por não serem interessante ao objetivo deste trabalho. Outro tipo de classificação que é pertinente corresponde aos stents metálicos, farmacológicos e biodegradáveis. O primeiro deles, como o próprio nome sugere, é constituído em sua maioria por aço inoxidável e foi um dos modelos iniciais a ser utilizado. Os farmacológicos possuem medicamentos que são liberados gradualmente, visando aumentar o tempo de vida útil no interior da artéria. Por fim, os biodegradáveis vão se desfazendo ao longo do tempo, transformando-se em dióxido de carbono e água e diversos outros elementos envolvidos, dependendo do material do stent.

Assim, realizada essa apresentação inicial dos stents, a próxima seção procura explorar as principais tendências que foram observadas nas pesquisas nos últimos dez anos, visando explicar mais detalhamento a problemática que o presente trabalho busca solucionar.

2.3 Estado da arte

Para se verificar o estado da arte da aplicação de CFD para análise dos stents foi seguido o protocolo de revisão (DRESCH et al, 2015) discriminado na Tabela 2.1 abaixo:

Tabela 2.1: Protocolo de revisão sistemática

Protocolo de revisão de literatura	
Framework conceitual	Otimizar a geometria dos stents baseados na fluidodinâmica
Contexto/Horizonte	Geral, 2008 a 2021
Correntes teóricas	Mecânica dos Fluidos Computacional
Estratégia de revisão	Agregativa
Crítérios de busca	Devem ser incluídos trabalhos que tratem e utilizem a análise fluidodinâmica em relação a stents de artérias coronárias
Questão de revisão	Se é possível melhorar ou sugerir melhorias para a geometria de stents de coronária utilizando a análise fluidodinâmica
Termos de busca/Base de dados	‘STENT’ AND ‘GEOMETRY’ AND ‘CORONARY’ (Scopus/Elsevier)

Fonte: Presente autor

Procurou-se estruturar a revisão definindo o *framework* conceitual e a pergunta central da pesquisa, a saber: “Se é possível melhorar ou sugerir melhorias para a geometria de stents de coronária utilizando a análise fluidodinâmica”. Ou seja, buscou-se verificar a possibilidade de melhorar os stents (que significa buscar modelos que mitiguem a troca por conta da reestenose) a partir de uma análise apenas fluidodinâmica, isto é, com as ferramentas da mecânica dos fluidos computacional. Outras ferramentas podem ser utilizadas tais como análise estrutural (método dos elementos finitos), porém esta pesquisa se ateve apenas à utilização de CFD na hemodinâmica computacional.

O contexto da revisão é geral, abrangendo o período de 2008 a 2021. A estratégia de busca é agregativa, pois a pergunta é sobre uma questão bem delimitada e homogênea (diferente de uma estratégia configurativa que é heterogênea e sob uma questão em aberto). Como critérios de inclusão foi estabelecido que os trabalhos deveriam propor melhorias para geometria dos stents com base apenas na análise fluidodinâmica. Em contrapartida, foram excluídos os trabalhos que tratassem de stents para outros sistemas do corpo humano e os demais que apresentavam metodologias diferentes de CFD.

Em seguida, procurou-se estabelecer as palavras chaves. A Tabela 2.2 abaixo resume as principais tentativas de combinações a fim de se conseguir delimitar as pesquisas da melhor maneira possível:

Tabela 2.2: Palavras-chave utilizadas na pesquisa

STENT AND CFD	404
STENT GEOMETRY AND CFD	161
STENOSIS AND CFD	594
STENT AND CORONARY	57993
STENT AND CORONARY AND CFD	113
STENT AND FLOW	15918
STENOSIS AND FLOW	36166
STENT AND FLUID	3703
STENT GEOMETRY AND FLUID	363
STENT GEOMETRY AND FLOW	569
STENOSIS AND CORONARY	503

Fonte: Presente autor

Como se pode observar, alguns termos acabam gerando um número bastante expressivo de trabalhos acadêmicos, inviabilizando a pesquisa para o tempo programado. Termos como ‘STENOSIS’ AND ‘FLOW’ E ‘STENT’ AND ‘FLOW’ acabam direcionando para muitos textos com análises estruturais e stents não coronários que atendem ao critério de exclusão estabelecido na Tabela 2.1. Assim, foi observado que a melhor combinação de palavras corresponde a ‘STENT’ AND ‘CORONARY’ AND ‘CFD’, pois com estas foi possível excluir com eficácia os trabalhos que não atendessem o protocolo. Em seguida, foram analisados os 113 textos encontrados. Dentre estes 30 foram escolhidos para serem lidos na íntegra, enquanto os demais foram desconsiderados com base na leitura do abstract. Assim, ao todo foram selecionadas 16 pesquisas para compor o estado da arte sobre o tópico analisado. No Quadro 2.1 estão discriminados os textos escolhidos.

Quadro 2.1: Lista de artigos selecionados para compor a revisão sistemática

Título	Ano	Modelos utilizados para o sangue	Considerações para o escoamento	Autores	Journal	Principais resultados
Analysis of wall shear stress in stented coronary artery using 3D computational fluid dynamics modeling	2008	Fluido Newtoniano e incompressível	Escoamento laminar, regime permanente na entrada e na saída	Dehlaghi V, Shadpoor M, Najarian S	Journal of Materials Processing Technology	Número de struts (pequenas células que compõem o stent), o perfil e a distância entre eles são os parâmetros geométricos que mais influenciam o fluxo
THREE-DIMENSIONAL NUMERICAL SIMULATION OF THE FLUID DYNAMICS IN A CORONARY STENT	2009	Fluido Newtoniano e incompressível	Escoamento laminar, regime permanente na entrada e na saída	Gori F., Boghi A., Amitrano M.	Proceedings of the ASME 2009 International Mechanical Engineering Congress & Exposition IMECE2009	Foi possível observar tendências nas pesquisas e diversas análises sobre quais modelos comerciais eram os mais eficientes
Predicting neointimal hyperplasia in stented arteries using time-dependant computational fluid dynamics: A review	2010	Revisão dos modelos utilizados até 2010	Revisão das considerações utilizadas para o escoamento até 2010	Murphy J, Boyle F	Computers in Biology and Medicine	Foi possível observar tendências nas pesquisas e diversas análises sobre quais modelos comerciais eram os mais eficientes

The influence of strut-connectors in stented vessels: A comparison of pulsatile flow through five coronary stents	2010	Fluido incompressível e não newtoniano (modelo de Carreau)	Escoamento laminar, regime transiente (escoamento pulsante na entrada)	Pant S, Bressloff N, Forrester A et al	Annals of Biomedical Engineering	Comprimento dos struts e o alinhamento deles com o escoamento são os fatores que mais influenciaram a hemodinâmica
Three-dimensional numerical simulation of blood flow in two coronary stents	2011	Fluido incompressível e newtoniano	Escoamento laminar, regime permanente e transiente	Gori F, Boghi A	Numerical Heat Transfer; Part A: Applications	Stent com células fechadas é mais eficiente do que o com elas abertas
Optimization of cardiovascular stent design using computational fluid dynamics	2012	Fluido incompressível e newtoniano	Escoamento laminar, regime transiente	Gundert T, Marsden A, Yang W et al	Journal of Biomechanical Engineering	A partir da aplicação de um algoritmo de otimização para a geometria dos stents, foi possível observar que o ângulo ótimo entre os struts é de 40°
Hemodynamic simulation of intra-stent blood flow	2012	Fluido incompressível e newtoniano	Escoamento laminar, regime permanente e transiente	Hsiao H, Lee K, Liao Y et al	Procedia Engineering	Quanto aos modelos utilizados para caracterizar o sangue, o modelo newtoniano se mostrou bastante eficiente e também aquele que reduz o

						<p>esforço computacional.</p> <p>Quanto ao escoamento, o regime transiente com modelado como pulsante na entrada se mostrou mais próximo da realidade</p>
<p>Identification of hemodynamically optimal coronary stent designs based on vessel caliber</p>	2012	<p>Fluido incompressível e newtoniano</p>	<p>Escoamento laminar, regime transiente</p>	<p>Gundert T, Marsden A, Yang W et al</p>	<p>IEEE Transactions on Biomedical Engineering</p>	<p>os autores chegam à conclusão que para boas condições hemodinâmicas (WSS alto) quanto maior o diâmetro, maior o número de struts</p>
<p>Cardiovascular stent design and wall shear stress distribution in coronary stented arteries</p>	2012	<p>Fluido incompressível e não newtoniano (modelo de Carreau)</p>	<p>Regime permanente</p>	<p>Hsiao H, Lee K, Liao Y et al</p>	<p>Micro and Nano Letters</p>	<p>A espessura dos struts é o que mais influencia os valores de tensão de cisalhamento</p>
<p>A Sensitivity Analysis of Stent Design Parameters using CFD</p>	2013	<p>Fluido incompressível e não newtoniano (modelo de Carreau)</p>	<p>Regime permanente</p>	<p>Stiehm M B</p>	<p>Biomed Tech</p>	<p>O parâmetro mais importante a ser analisado é a espessura dos stents</p>
<p>Effects of cardiovascular</p>						

stent design on wall shear stress distribution in straight and curved arteries	2013	Fluido incompressível não newtoniano (modelo de Carreau)	Escoamento laminar e regime permanente	Hsiao H, Liao Y, Lin C et al	Applied Mechanics and Materials	No caso das artérias sem curvatura, o perfil geométrico do struts não influencia a tensão de cisalhamento. Entretanto, para artérias com curvatura esses valores variam consideravelmente
Effects of the inlet conditions and blood models on accurate prediction of hemodynamics in the stented coronary arteries	2015	Fluido incompressível, newtoniano e não newtoniano	Escoamento laminar, regime permanente e transiente	Jiang Y, Zhang J, Zhao W	AIP Advances	Modelar o sangue como fluido newtoniano pode superestimar os resultados de WSS, optando-se pelo modelo não newtoniano. Quando aos considerações para o escoamento, este é melhor analisando quando modelado como transiente
Comparison of stented bifurcation and straight vessel 3D-simulation with a prior simulated	2016	Fluido incompressível e não newtoniano (modelo de Carreau)	Escoamento laminar e regime permanente	Wüstenhagen, C. Borowski, F. Grabow, N. Schmitz, K. P. Stiehm, M.	Current Directions in Biomedical Engineering	Foi observado que a análise de uma artéria bifurcada pode ser substituída por um geometria mais simples (sem

velocity profile inlet						bifurcação) com bons resultados para o ângulo de ramos de 70° e 90°
Evaluation of coronary flow conditions in complex coronary artery bifurcations stenting using computational fluid dynamics: Impact of final proximal optimization technique on different double-stent techniques	2017	Fluido incompressível e não-newtoniano (modelo de Carreau)	Escoamento laminar e regime permanente	Rigatelli, G. Zuin, M. Dell'Avvocata, F. Vassilev, D. Daggubati, R. Nguyen, T. Van Viet Thang, N. Foin, N.	Cardiovascular Revascularization Medicine	Os autores testaram diferentes técnicas de stent para artéria bifurcada com ângulo de 50° (Nano-Crush, Modified T, DK-Crush e Cullote). A partir da análise fluidodinâmica foi possível constatar que o “Nano-Crush” e “Modified T” são as melhores técnicas para esse tipo de configuração
The conical stent in coronary artery improves hemodynamics compared with the traditional cylindrical stent	2017	Fluido incompressível e newtoniano	Regime permanente na entrada e escoamento laminar	Yu Y, Zhou Y, Ma Q et al	International Journal of Cardiology	Ao se utilizar o perfil não comercial cônico para os stents, foi observado que este é mais eficiente do que o cilíndrico, apresentado regiões com valores mais elevados de WSS

Valuation of Implanted-Stent Impact on Coronary Artery Trifurcation Blood Flow by Using CFD	2018	Fluido incompressível e newtoniano	Escoamento laminar e regime permanente	Fujimoto, K. Tsukahara, T. Yamada, Y. Yamamoto, K. Motosuke, M. Tanaka, K. Tahara, S. Tani, K. Nakamura, S. Fujino, Y.	Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, EMBS	Constatou-se que a posição do stent ao ser colocado em uma artéria com trifurcação influencia a hemodinâmica. Isso pode ser observado ao ser obtidos resultados com diferentes distribuições de tensão de cisalhamento para posicionamentos distintos de stent
Investigation of flow characteristics of coronary slot stents using computational fluid dynamics	2020	Fluido incompressível e newtoniano	Regime permanente	Wang X, Masood S, Riza S et al	IOP Conference Series: Materials Science and Engineering	Como observado em trabalhos anteriores, a espessura dos struts é influencia consideravelmente os valores de WSS

Fonte: Presente autor

Em geral, os textos encontrados procuram analisar geometrias comerciais de stents e compará-las para verificar qual é a mais eficiente em termos de uma análise fluidodinâmica. Outros exploram geometrias existentes e procuram modificar parâmetros, sugerindo melhorias. Um último grupo tenta analisar os modelos existentes para o sangue (fluido newtoniano ou não-newtoniano), condições de contorno (regime permanente ou escoamento pulsante) a fim de se encontrar a melhor forma de modelagem para se analisar adequadamente o design de stents

existentes. Dentre todos os escolhidos, o de Yu et al. (2017) é o mais diferenciado por apresentar uma inovação em termos geométricos: stent cônico. Como a geometria analisada neste texto não é muito precisa, o presente trabalho procura refinar tal análise. Nos próximos parágrafos, é feito um breve resumo da contribuição de cada trabalho para a pesquisa.

Inicialmente, Dehlaghi et. al (2008) procuram analisar quais parâmetros do design de stents são os que mais influenciam a tensão de cisalhamento. Para isso, os autores estudam dois tipos de dimensões de geometrias (tridimensional e bidimensional), modelando o sangue como fluido newtoniano e incompressível. Quanto ao escoamento, foi adotado regime permanente na entrada e na saída. Como principais resultados, constatou-se que o número de struts (pequenas células que compõem o stent), o perfil e a distância entre eles são os parâmetros geométricos que mais influenciam o fluxo.

De maneira semelhante ao que está sendo realizado no presente artigo, Murphy et. al (2010) fazem uma revisão de como a mecânica dos fluidos computacional vem sendo utilizada para prever e minimizar a incidência de reestenose em artérias com stents. Os autores procuram dividir o assunto de forma bastante didática em dois tópicos principais: pesquisas baseadas nos efeitos e outras baseadas no design dos stents. No primeiro caso, o artigo explicita como vem sendo utilizados diversos modelos da mecânica dos fluidos (newtoniano e não newtoniano), condições de contorno e quais tem se mostrado mais precisos e eficientes. Na segunda parte, são feitas considerações apenas em relação a forma como vem sendo pesquisado o design de stents a partir da fluidodinâmica. Assim, os autores demonstram como muitos trabalhos vem procurando comparar tipos comerciais de stents para analisar quais parâmetros são mais relevantes para design, visando minimizar a reestenose.

Diferentemente dos casos anteriores, no trabalho de Pant et. al (2010) os autores utilizam o modelo tridimensional para analisar cinco tipos diferentes de stents comerciais para verificar como o design deles pode influenciar na hemodinâmica. Considerando o fluido como não newtoniano e o escoamento pulsante na entrada, os autores chegam à conclusão de que o comprimento dos struts e o alinhamento deles com o escoamento são os fatores que mais influenciaram a hemodinâmica.

Avançando um pouco mais nessa análise da geometria dos stent, no artigo de Gori (2011) são comparados dois tipos diferentes de modelos tridimensionais de stents cujas diferenças residem na posição dos struts: stent com células abertas e o outro com células fechadas. O sangue foi modelado como fluido newtoniano e incompressível, enquanto o escoamento foi analisado tanto

para o caso de regime permanente quanto para o transiente. Através da análise da distribuição da tensão de cisalhamento, observou-se que o stent com células fechadas é mais eficiente para evitar reestenose.

Os trabalhos anteriores procuraram analisar em geral geometrias já existentes para verificar como a geometria afeta sua eficiência. No trabalho de Gundert et al. (2012), os autores apresentam uma ideia nova para a pesquisa em comparação com o que vinha sendo feito até então: ao invés de comparar alguns designs comerciais, os autores criaram um algoritmo de otimização para se conseguir o ângulo ótimo entre os struts. Modelando o sangue como fluido newtoniano, incompressível e adotando condições de contorno que caracterizam o regime transiente, este trabalho chegou à conclusão de que o ângulo ótimo é de 40°.

Com o avanço das pesquisas, não foi questionado apenas como o design do stent pode afetar sua eficácia, mas também se os modelos utilizados nas simulações eram os mais adequados. Em vista disso, Hsiao et. al (2012) procuram focar suas análises nas modelagens que vem sendo feitas para o escoamento e as condições de contorno aplicadas, visando encontrar a que seja mais precisa possível. Os autores fazem comparações entre modelos newtonianos e não newtonianos, escoamentos pulsantes e outros em regime permanente. Nos resultados, foi observado que a modelagem como fluido newtoniano apresenta pouca diferença em relação à não newtoniana. Sendo assim, é mais interessante modelar para o caso mais simples (newtoniano), visando diminuir o esforço computacional. Quanto ao escoamento, foi observado que o sangue é melhor caracterizado como pulsante nas condições de entrada.

Novas análises são realizadas em relação a utilização de um algoritmo de otimização para melhoria dos stents. Assim, Gundert et al. (2012) procuram analisar qual a relação entre o número de struts e o diâmetro da artéria. Dessa forma, utilizando a mesma modelagem que do artigo analisado anteriormente, os autores chegam à conclusão que para boas condições hemodinâmicas (WSS alto) quanto maior o diâmetro, maior o número de struts. Como a artéria com estenose já apresenta se diâmetro reduzido, então, stents com menor número de struts se mostram mais eficazes na prática.

Paralelamente a esta análise de algoritmos de otimização, Hsiao et al. (2012) procuram modificar alguns parâmetros geométricos nos stents para analisarem qual deles tem maior efeito nos valores de tensão de cisalhamento. O modelo utilizado considera o sangue como fluido não newtoniano em regime permanente. Dos parâmetros analisados, foi observado que a espessura dos struts é o que mais influencia os valores de tensão de cisalhamento.

Semelhantemente ao caso anterior, Stiehm et al. (2013) também analisam a influência dos parâmetros de design dos stents e sua influência na *WSS*. Os autores utilizam a mesma modelagem (fluido não newtoniano com o modelo de Carreau) e condição de contorno (escoamento em regime permanente) e chegam a mesma conclusão: o parâmetro mais importante a ser analisado é a espessura dos stents. A diferença entre os trabalhos se dá no software que foi utilizado para a simulação numérica.

Em seguida, começa a se analisar como a curvatura das artérias podem influenciar na hemodinâmica. Hsiao et al. (2013) modelam o sangue com o modelo de Carreau e escoamento em regime permanente. No caso das artérias sem curvatura, observa-se que o perfil dos struts não influencia consideravelmente a *WSS*. Para as artérias com curvatura, no entanto, os valores variam consideravelmente e tendem a apresentarem medidas menores, quando comparados com as artérias sem curvatura.

No trabalho de Jiang et al. (2015), procura-se analisar como as condições de contorno utilizadas na entrada e a modelagem do sangue podem afetar os resultados e análise feitas nas artérias com stents. Os autores concluem que ao se considerar o fluido como newtoniano, embora se reduza o tempo computacional, há um risco de se estar superestimando os resultados, principalmente a *WSS*. Por conta disso, é mais preciso modelar o sangue como não newtoniano para artérias com stents. Além disso, os autores também concluem que as condições de contorno com perfil pulsante na entrada são mais precisas.

Seguindo por um caminho um pouco diferente dos artigos anteriores, Wüstenhagen et al. (2016) comparam o fluxo sanguíneo em uma artéria com bifurcação e outra sem (equivalente a um tubo reto). Tal análise é feita considerando o sangue como fluido incompressível e não-newtoniano (modelo de Carreau), escoamento em regime permanente aplicado a uma artéria bifurcada com stent. São consideradas três situações (cada uma variando o ângulo entre os ramos com valores de 70°, 90°, 110°) e após a simulação é obtido o perfil de velocidade na saída. Com base neste, são realizadas novas análises considerando a artéria como um tubo, com perfil de velocidade de entrada igual ao obtido para a artéria bifurcada. O objetivo é verificar se os resultados, principalmente de tensão de cisalhamento, são semelhantes e a análise numérica da artéria bifurcada pode ser substituída por uma “reta” (que diminui o esforço computacional). Como conclusão, obtêm-se que de fato pode ser feita a referida substituição, porém para o ângulo de 110°, os resultados tendem a ser mais imprecisos.

Avançando um pouco mais nessas análises de geometrias bifurcadas, Rigatelli et al. (2017) utilizaram a análise fluidodinâmica para comparar quatro técnicas para colocar stents em artérias com bifurcação de 50°, a saber, Nano-Crush, Modified T, DK-Crush e Cullote. O sangue foi modelado como fluido incompressível e não-newtoniano, sendo escoamento laminar e regime permanente. Como resultado dos parâmetros analisados (em especial a distribuição da tensão de cisalhamento), foi observado que as técnicas “Nano-Crush” e “Modified T” são as mais eficientes;

Ao contrário do que estava sendo analisado até este momento, Yu et al. (2017) inovam na pesquisa ao analisarem a hemodinâmica de um stent com perfil cônico, quando comparado com o cilíndrico. Embora a geometria construída seja um modelo simplificado, foi possível observar que os valores de tensão de cisalhamento para os cônicos são maiores, quando comparados com o perfil cilíndrico. Quanto à modelagem, os autores modelam o sangue como fluido incompressível, newtoniano com regime permanente na entrada.

Visando modelar situações com geometrias mais complexas, Fujimoto et al. (2018) analisaram uma artéria com trifurcação para verificar se o posicionamento do stent afeta o fluxo sanguíneo e a possibilidade de reestenose. Ao se modelar o sangue como fluido newtoniano e incompressível, escoamento laminar e regime permanente, foram testadas diferentes posições e se constatou que elas influenciavam os valores obtidos para tensão de cisalhamento.

Por fim, Wang et al. (2020) analisam um tipo específico de stent comercial e procuram fazer várias modificações na geometria para se tentar atingir um padrão ótimo e verificar quais parâmetros influenciam mais os valores de *WSS*. O sangue é modelado como fluido newtoniano em regime permanente. Com principal resultado, e corroborando com outros já encontrados anteriormente, foi observado que a espessura do struts influencia sensivelmente a *WSS*.

Em suma, foi possível constatar nas pesquisas que já foram realizadas diversas análises quanto ao desempenho dos stents comerciais. Como o artigo de Yu et al. (2017) inova ao apresentar e demonstrar que, em tese, um modelo cônico é mais eficiente que os utilizados atualmente, o presente trabalho procura aprofundar esse novo design de stent. Para isso, serão aplicadas condições de contorno que, conforme foi constatado nessa revisão de literatura, são mais eficazes para modelar o escoamento do sangue.

3. METODOLOGIA

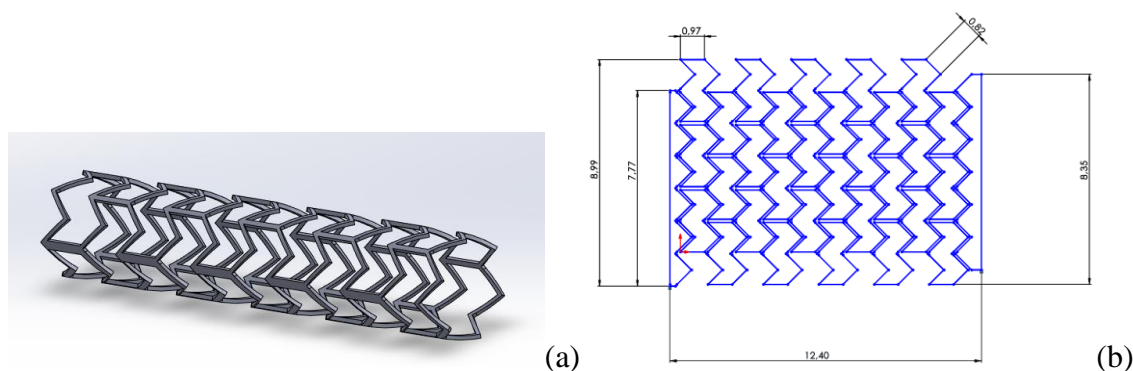
Nesta seção, são apresentados os principais passos e métodos utilizados para a realização deste trabalho. Inicialmente, são abordadas todas as considerações feitas para construção da geometria tridimensional que representa o stent cilíndrico e cônico em uma artéria coronária (Geometria). Em seguida, são descritos de maneira detalhada todos os equacionamentos utilizados, rotina de simulações empregadas, método numérico e software usado (modelagem matemática e numérica). Na subseção seguinte, apresenta-se a verificação do modelo utilizado nas simulações (verificação) e, por fim, alguns parâmetros que comprovam a acurácia da malha empregada (análise de malha).

3.1 Geometria

3.1.1 Geometria dos stents

Como base para o estudo, foram utilizados stents cujos dados geométricos e desenhos técnicos foram fornecidos pelo Centro Brasileiro de Inovação em conformação Mecânica (CBCM). Sua geometria é ilustrada na Figura 3.1, através da vista tridimensional e de sua representação plana.

Figura 3.1: Stent Cilíndrico (a) e perfil planificado (b).

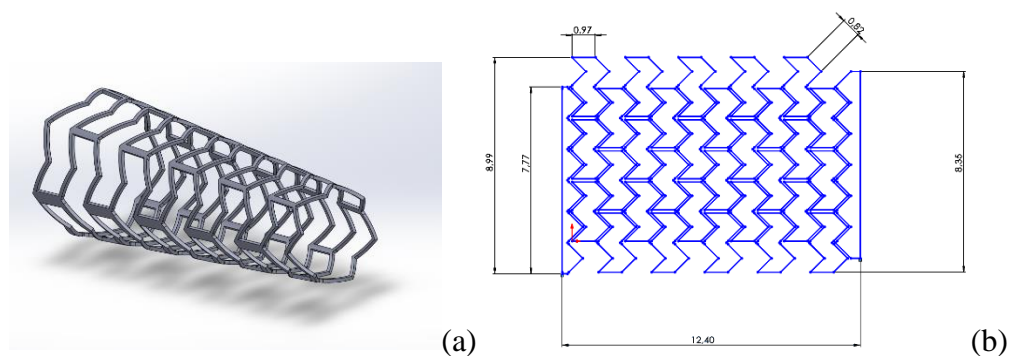


Fonte: Presente autor

O desenho presente na Figura 3.1 é utilizado para ser inserido em artérias com diâmetro de 2,5 mm e tem um comprimento de 11,85 mm. Ele foi utilizado como base para construção do modelo cônico que foi projetado para ter um diâmetro externo inicial de 4,2 mm e final de 2,5 mm (com o mesmo comprimento do correspondente cilíndrico), de forma semelhante ao que foi feito

por Yu et al. (2017). Utilizando o software *SolidWorks* 2021 a geometria foi modificada de modo a possuir os supracitados diâmetros inicial e final. A geometria resultante se observa na Figura 3.2:

Figura 3.2: Stent Cônico (a) e perfil planificado (b)



Fonte: Presente Autor.

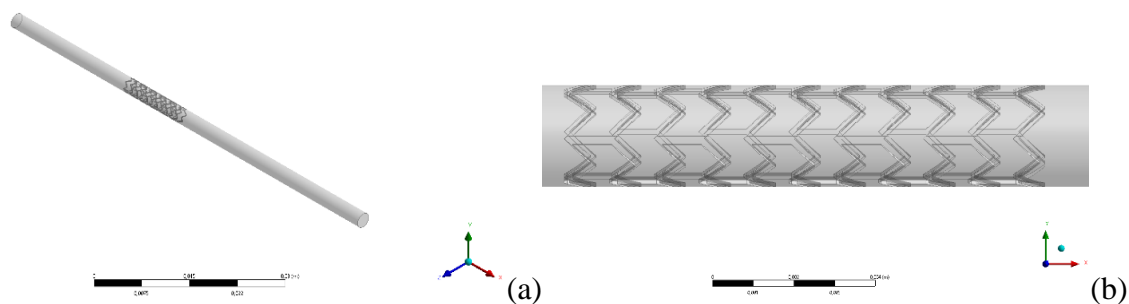
3.1.2 Artérias com inserção dos stents

A partir da modelagem das geometrias dos stents, o próximo passo foi representá-las inseridas em uma artéria coronária. Para isso, ambos os arquivos foram exportados para o software *ANSYS Design Modeler*, com o objetivo de realizar a representação do domínio fluido sendo composto pela artéria com inserção do stent.

Considerou-se um tubo reto de seção circular para representar uma artéria coronária de forma idealizada. Para esta idealização, considerou-se um diâmetro típico de 3 mm (referência).

Em ambos os casos, adotou-se o mesmo comprimento para que pudessem ser comparados de maneira justa. A representação das inserções dos stents pode ser observada na Figura 3.3:

Figura 3.3: Domínio Fluido para o Stent Cilíndrico (a) e Zoom no Stent (b)

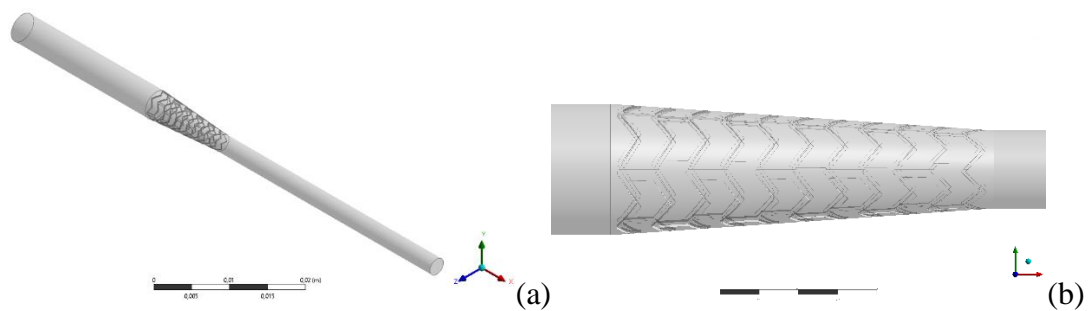


Fonte: Presente autor

3.1.3 Domínio computacional

Para o domínio computacional, como pode ser visto na Figura 3.3, foi adicionado um comprimento de 25 mm a montante do stent e de 40 mm a jusante do stent, a fim de assegurar o pleno desenvolvimento do escoamento e a distância suficiente do local de imposição da condição de contorno de saída. Os valores foram escolhidos tendo como base o trabalho de Yu et al. (2017) e acrescidos de uma margem de segurança de aproximadamente 70 %. Assim, esse mesmo procedimento também foi adotado para o stent cônico, como se nota da Figura 3.4:

Figura 3.4: Domínio Fluido para o Stent Cônico (a) e Zoom no Stent (b)



Fonte: Presente autor.

Cada uma dessas geometrias foi utilizada para a realização das simulações nos stents. Na próxima seção, é descrito detalhadamente a modelagem matemática e numérica empregada.

3.2 Modelagem Matemática e Numérica

Para obtenção dos campos de pressão e velocidade, foi necessária a modelagem matemática do escoamento do sangue no domínio do problema apresentado. O escoamento do sangue foi modelado como o escoamento de um fluido contínuo. As equações que modelam escoamentos internos, laminares e incompressíveis são as equações de balanço de massa e quantidade de movimento (Bejan, 1999). Estas equações, as quais foram resolvidas numericamente neste trabalho, são dadas por:

$$\nabla \cdot \mathbf{v} = 0 \quad (3.1)$$

$$\rho \left(\frac{\delta \mathbf{v}}{\delta t} + \mathbf{v} \cdot \nabla \mathbf{v} \right) = -\nabla p + \nabla \cdot \boldsymbol{\tau} \quad (3.2)$$

Onde v é o vetor campo de velocidades, p é a pressão termodinâmica.

O tensor de tensão foi modelado utilizando o modelo de líquido newtoniano generalizado (Equação 3.3):

$$\tau_{ij} = 2\mu(\dot{\gamma})D_{ij} \quad (3.3)$$

Onde $\mu(\dot{\gamma})$ é a função viscosidade, que modela o comportamento da viscosidade do fluido com a taxa de deformação, \mathbf{D} é o tensor taxa de deformação. Inúmeros trabalhos indicam que o sangue se comporta como um fluido newtoniano em artérias de grande calibre, e como um fluido pseudoplástico em artérias de pequeno diâmetro. Dentre os trabalhos que afirmam que o comportamento do sangue é não-Newtoniano, vários sugerem o uso da função de Carreau para modelar este comportamento (YU et al., 2017; JIANG et. al, 2015; HSIAO et al., 2013)

No presente trabalho, foram adotados três modelos para a viscosidade do sangue, a saber, Newtoniano, Carreau e Power Law. Eles foram escolhidos com base na revisão sistemática de literatura e o objetivo de se utilizar os três é verificar quais as semelhanças e diferenças entre os seus resultados. A Tabela 3.1 mostra os parâmetros reológicos utilizados para cada um dos modelos.

Tabela 3.1: Modelagens matemáticas para o sangue

Modelo Matemático	Equacionamento	Parâmetros adotados
Newtoniano	$\tau = \mu\dot{\gamma}$	$\rho = 1060 \text{ kg/m}^3$ e $\eta = 0,00345 \text{ Pa}$ (YU et al., 2017)
Carreau	$\mu = \mu_{\infty} + (\mu_0 - \mu_{\infty})[1 + (\lambda\dot{\gamma})^2]^{\frac{n-1}{2}}$	$\mu_{\infty} = 0,0035 \text{ kg/ms}$ $\mu_0 = 0,25 \text{ kg/ms}$, $\lambda = 25 \text{ s}$ e $n = 0,25$ (JIANG et. al, 2015)
Power Law	$\mu = k\dot{\gamma}^{n-1}$	$n = 0,708$ e $k = 0,017$ (IMPIOMBATO, 2021)

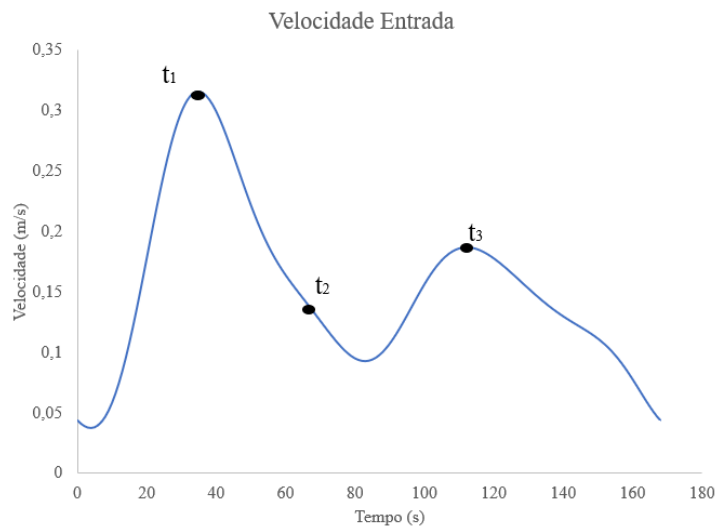
Fonte: Adaptado de Jiang et al. (2017) e Impiombato (2021).

Em todas as situações o escoamento foi considerado como transiente, visto que é a situação que mais se assemelha a pulsação do sangue pelo coração e, como constado na revisão de literatura, é uma das modelagens mais precisas para representar a hemodinâmica. O equacionamento adotado para essa representação corresponde ao modelo transiente de Aoyama et al. (2001) utilizado por Vimmr et al (2012) e Impiombato et al (2021) conforme Equação 3.4:

$$Q(t) = Q_0 + \sum_{k=1}^5 Q_k \cos(k\omega t - \phi_k) \quad (3.4)$$

Onde, $Q(t)$ representa a vazão na entrada, $\omega = 2\pi/T$ corresponde a frequência angular cardíaca ($T = 1,68 \text{ s}$) e $Q_0 = 65,07 \text{ ml/min}$. A variação de $Q(t)$ com o tempo é descrita na Figura 3.5 e os valores utilizados no equacionamento são apresentados na Tabela 3.2:

Figura 3.5: Vazão volumétrica de entrada em função do tempo



Fonte: Presente Autor.

Tabela 3.2: Valores numéricos para o pulso

k	$Q_k (ml/min)$	$\phi_k (rad)$
1	18,149	1,944
2	34,828	2,836
3	12,329	-2,124
4	9,107	-1,875
5	2,944	-0,447

Fonte: Vimmr et al. (2012)

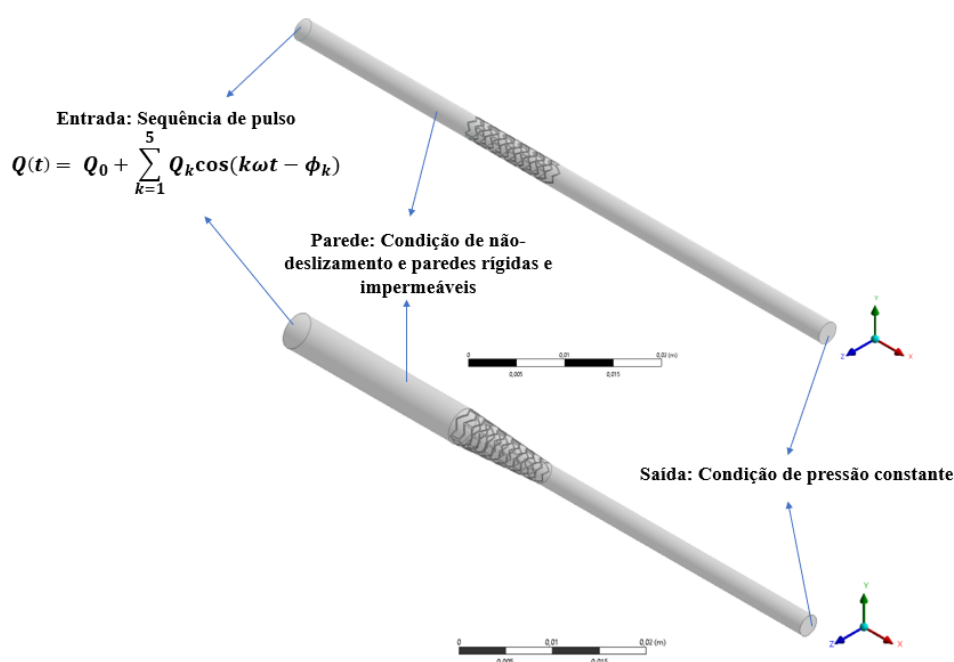
Assim, como condição de contorno na superfície de entrada do domínio, foi imposto uma sequência de pulsos de velocidade conforme a equação 3.4.

Nas superfícies internas das artérias e nas superfícies dos stents, a condição de contorno utilizada é a de não deslizamento. Estas superfícies foram consideradas rígidas e impermeáveis.

Na saída do domínio, foi imposta a condição de pressão constante.

A Figura 3.6 ilustra a posição de cada uma das condições de contorno.

Figura 3.6: Condições de Contorno



Fonte: Presente Autor.

Como principais resultados de interesse, foram investigados os valores da tensão de cisalhamento média (Equação 2.2) e o *OSI* (Equação 2.3) para se analisar a eficácia dos modelos propostos de stents. Conforme a literatura (Chiastra et al., 2015), os maiores valores de *WSS* e menores valores de *OSI* estão relacionados ao melhor desempenho fluidodinâmico dos stents, por reduzirem as chances de reestenose.

Quanto a modelagem numérica, para todos os três modelos de fluidos foi utilizado o método de volumes finitos (PATANKAR, 1980) com o *software ANSYS FLUENT v. R2* (ANSYS, 2022) para solução das equações da continuidade (Equação 3.1) e de balanço de quantidade de

movimento (Equação 3.2). Adotou-se um regime transiente, com a solução baseada no acoplamento da velocidade e da pressão, com dupla precisão.

A convergência foi estabelecida com base nos resíduos das equações em cada iteração, sempre fazendo uma comparação com o critério estabelecido em 10^{-5} . Foi adotado um passo de tempo de 0,005 s, e um total de 2352 passos de tempo. Esse valor foi escolhido com base na análise de incerteza de malha que é descrita com detalhes na próxima seção. Após realizar todos as simulações para 2352 passos de tempo (um total de sete ciclos), foi observado que os valores médios de tensão de cisalhamento e velocidade na entrada se estabilizam a partir do quarto ciclo.

Por causa disso, foi adotada uma rotina de simulações de cinco ciclos (1680 passos de tempo), coletando os dados de WSS para cada um dos instantes de tempo descrito na Figura 3.5 que corresponde aos seguintes passos de tempo: 1414 (0,35 s), 1474 (0,75 s) e 1568 (1,12 s). Após isso, foi coletado o valor de OSI para o final do quinto ciclo, o que ocorre no passo de tempo 1680. Dessa forma, foram obtidos todos os dados necessários para comparação de desempenho dos stents cônico e cilíndrico.

3.3 Análise da Malha

A análise de incerteza de malha foi realizada considerando o caso de *stent* cônico, com o sangue modelado com o modelo Power Law, o qual apresentou características mais críticas com relação à mudança de configuração de malha. Para isso, foi usado o método GCI (*Grid Convergence Index*) com base na proposta de Celik et al (2008). O GCI tem como objetivo apresentar uma métrica que verifica a influência da malha computacional, indicando como a solução numérica de uma determinada variável de interesse muda considerando diferentes refinamentos.

Para a realização do teste, deve-se considerar três refinamentos de malha, apresentando uma diferença de, no mínimo, 30% em relação ao tamanho do elemento e demais parâmetros de configuração da malha. Com isso, o teste compara os diferentes refinamentos e aponta o valor de GCI (métrica) que avalia a influência de cada refinamento na solução. A literatura não aponta um valor definido como ideal. Portanto, considerando o escopo deste trabalho, espera-se que os valores obtidos no GCI sejam inferiores a 5%, caso contrário deve-se refinar mais a malha que está sendo utilizada.

No caso dessa pesquisa, o WSS tem uma importância considerável no problema, e, portanto, foi escolhido como a variável de interesse na aplicação do método GCI. Os resultados da análise estão expostos na Tabela 3.3:

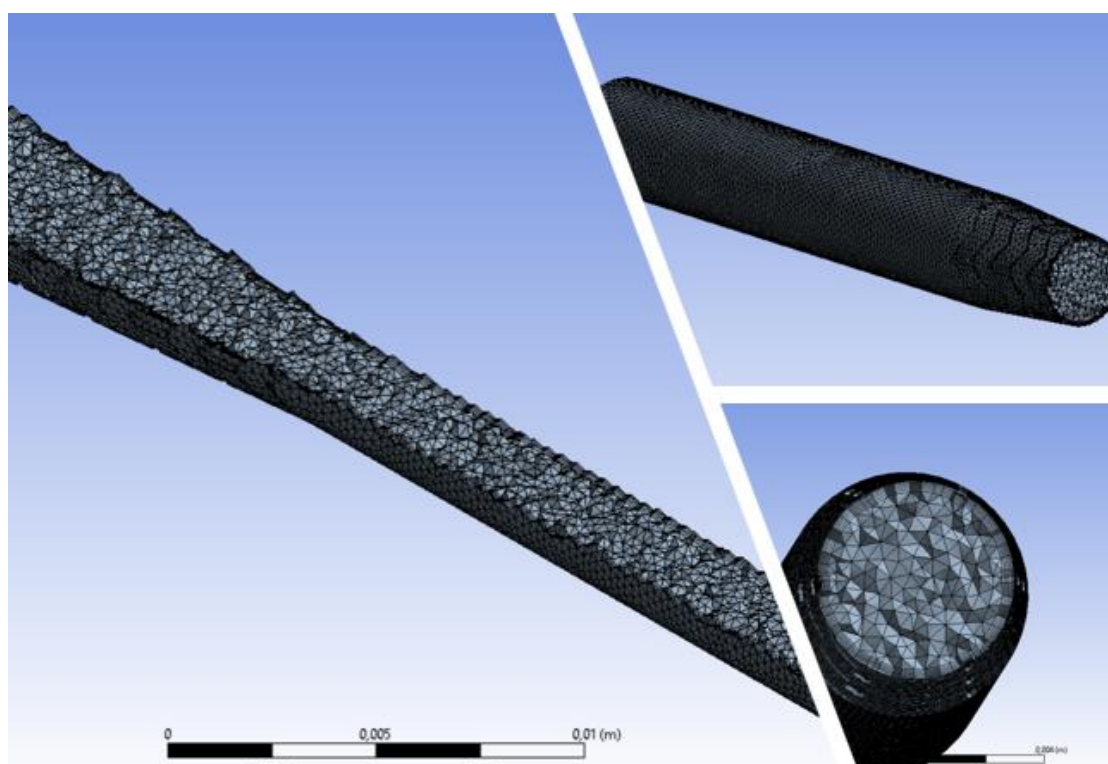
Tabela 3.3: Dados para realização do Cálculo do GCI

Malha	Volume (m ³)	Número de Elementos	WSS Máximo (ϕ)	GCI (%) _{malha}
1	6,501102E-07	495794	4,94035	
2	6,483673E-07	207191	4,7345	4,167% ²¹
3	6,451173E-7	93444	4,6249	2,315% ³²

Fonte: Presente Autor

Observa-se que ambas as malhas obtiveram valores inferiores ao critério adotado. Logo, tendo em vista que se torna uma questão de escolha, optou-se por utilizar a malha 1 nas simulações deste trabalho. Uma representação geral desta malha é apresentada na Figura 3.7.

Figura 3.7: Malha utilizada



Fonte: Presente Autor

Outro parâmetro que requer um cuidado especial na execução das simulações é o passo de tempo. Da mesma forma que a malha computacional, o passo de tempo é um parâmetro que

também tem influência nos resultados. Considerando a malha adequada, oriunda do teste do GCI, realizou-se simulações com diferentes passos de tempo para determinação do valor ideal, cujos resultados estão apresentados na Tabela 3.4.

Tabela 3.4: Diferentes passos de tempo e sua influência no cálculo do WSS

Passo de tempo (s)	WSS Máximo (ϕ em Pa)	Diferença (%)
0,01	4,94035	
0,005	4,70796	4,704%
0,001	4,6094	2,093%

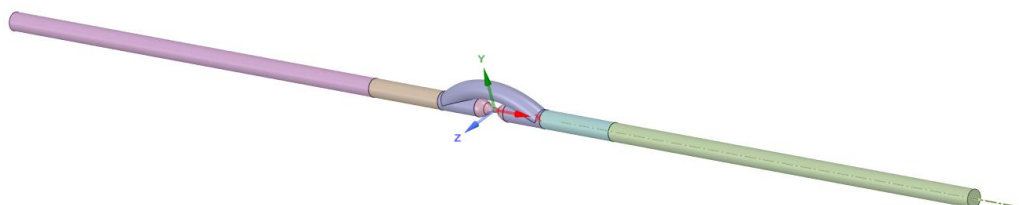
Fonte: Presente autor.

Com base nestes resultados, observa-se que há uma diferença considerável (em torno de 7%) entre o passo de tempo de 0,01 s e 0,001 s e é possível notar que para 0,005 s os valores são bem mais próximos. Como 0,001 s exige maior esforço computacional e os resultados não diferem de maneira significativa, então, optou-se por utilizar 0,005 s como passo de tempo para as simulações.

3.4 Verificação

Para verificação do modelo numérico utilizado foi realizado uma comparação com os dados obtidos por Vimmr et al. (2012) e Impiombato et al. (2021). As condições de contorno são as mesmas que as utilizadas neste trabalho, a saber, perfil de velocidade pulsante na entrada, pressão prescrita na saída e condições de impermeabilidade e não-deslizamento para a parede. A modelagem do sangue também é semelhante, com a diferença de que foi utilizado apenas o modelo de fluido newtoniano, com os mesmos parâmetros utilizados no presente trabalho. A geometria corresponde a representação de uma artéria coronária idealizada com um by-pass, como pode ser observado na Figura 3.8 abaixo:

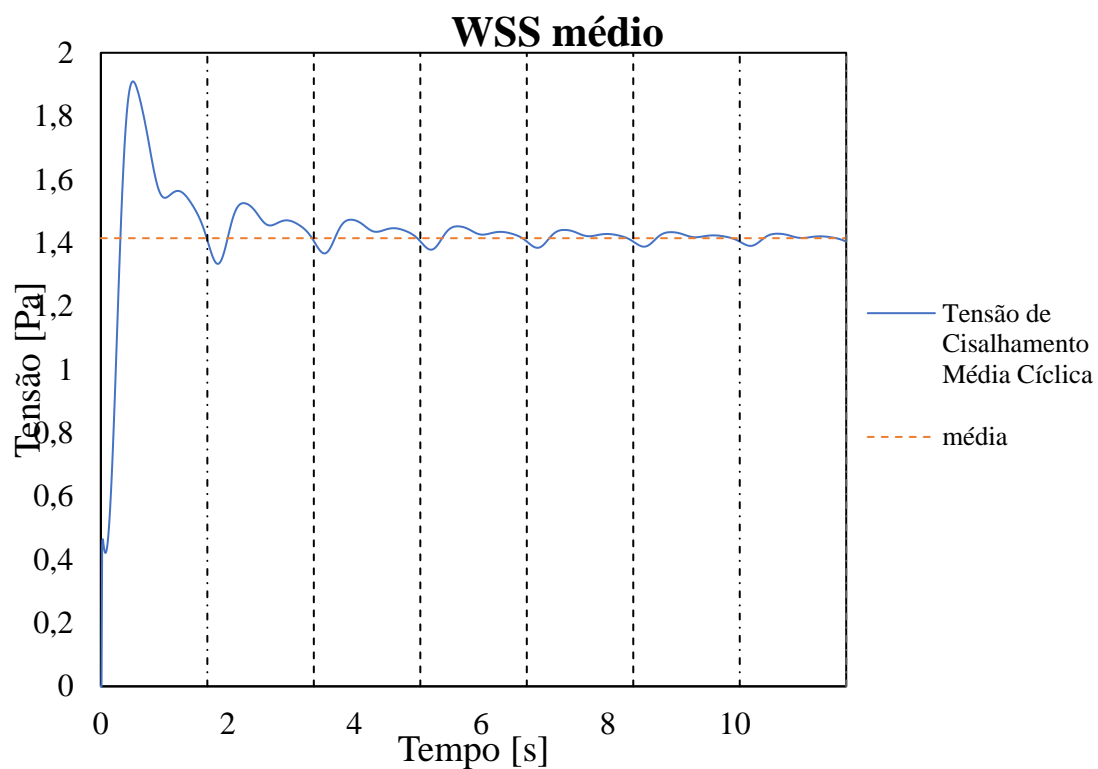
Figura 3.8 – Geometria utilizada para a verificação



Fonte: Presente Autor

Como o equacionamento da vazão apresenta um período de 1,68 s, inicialmente foi realizada uma simulação com sete ciclos, tendo como passo de tempo o valor de 0,01s. Os valores da tensão de cisalhamento média, podem ser observados na Figura 3.9:

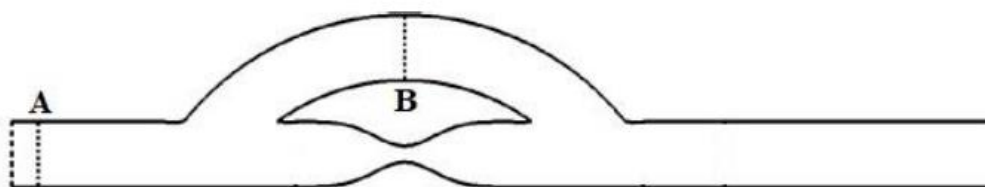
Figura 3.9: Tensão de Cisalhamento média



Fonte: Presente Autor.

A partir dos resultados obtidos no gráfico da Figura 3.9, é possível observar que a partir do quarto ciclo os valores tendem para uma média de 1,44 Pa, o que demonstra que houve uma estabilização. Com base nisso, os dados que foram coletados para a verificação são baseados nos valores do quarto ciclo da simulação. Os pontos importantes para serem analisados são os instantes 0,35 s (primeiro pico de vazão), 0,65 s (ponto de inflexão) e 1,12 s (segundo pico). Para o quarto ciclo e com passo de tempo de 0,01s, estes correspondem aos seguintes passos de tempo: 539 (0,35 s), 569 (0,65 s) e 616 (1,12 s). Para se realizar a comparação, foi coletado o perfil de velocidade em duas seções da geometria analisada como é possível observar na Figura 3.10:

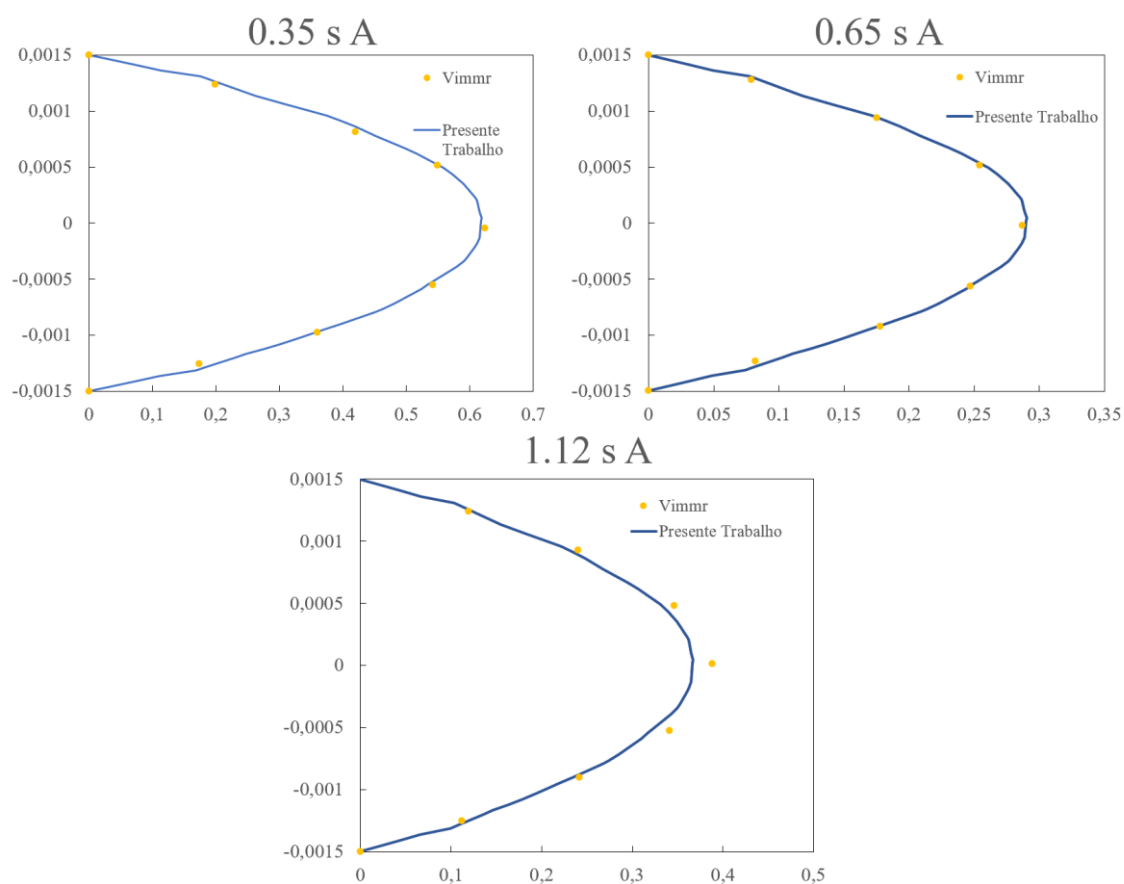
Figura 3.10: Seções A e B para análise do perfil de velocidade



Fonte: Vimmr et al. (2012).

Como é possível observar na Figura 3.11, os valores obtidos são bastante semelhantes. Não são idênticos, principalmente no valor máximo obtido para a velocidade, porém tais diferenças ocorrem devido as imprecisões presentes nos métodos numéricos utilizados. Então, de fato o resultado foi bastante satisfatório.

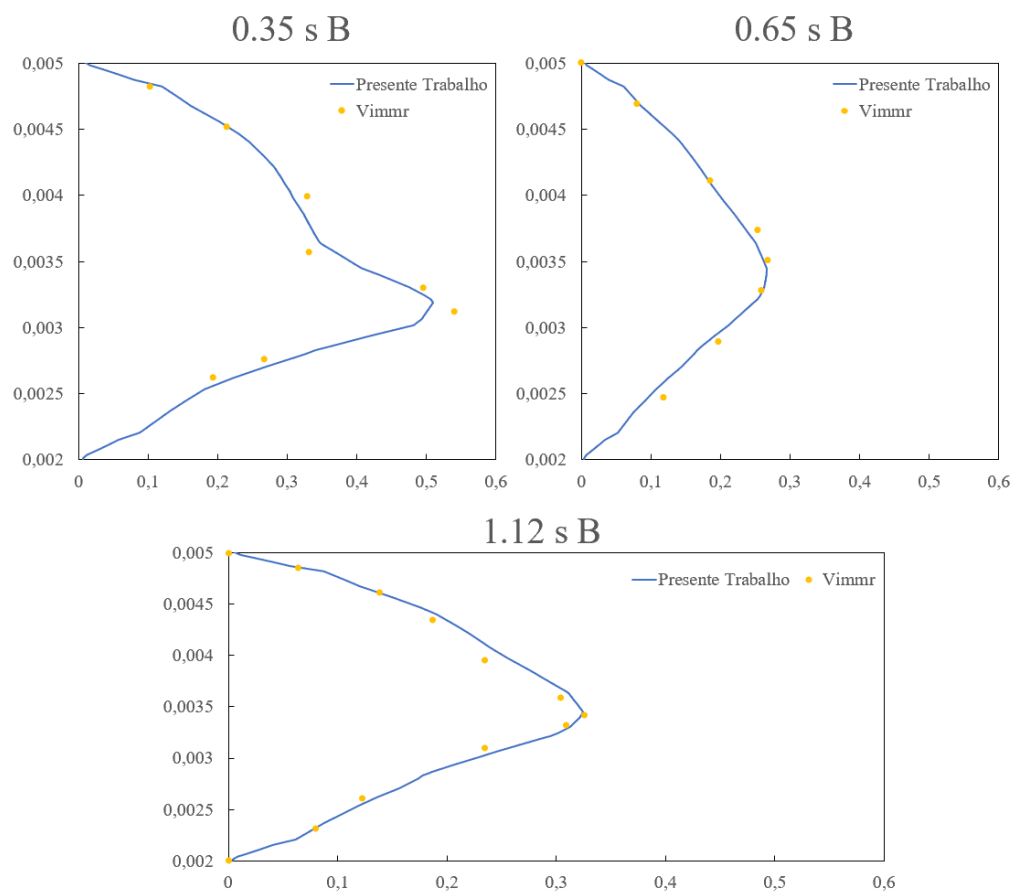
Figura 3.11: Comparação dos perfis de velocidade na seção A



Fonte: Presente Autor

Por fim, na Figura 3.12 é possível ver a comparação entre os valores dos perfis de velocidade na seção B da geometria analisada. Os resultados também foram bastante satisfatórios e comprovamos que de fato o modelo utilizado para o presente trabalho está adequado.

Figura 3.12: Comparação dos perfis de velocidade na seção B

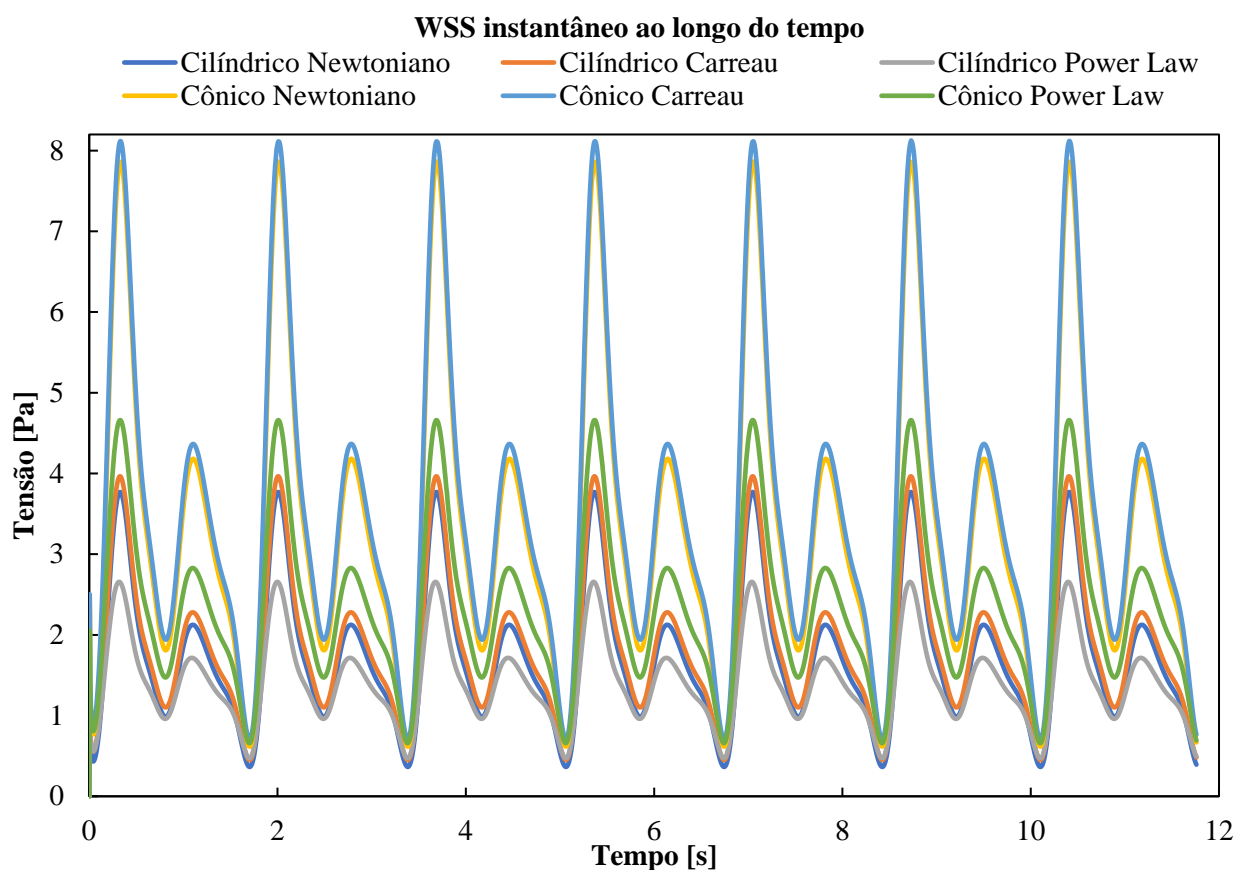


Fonte: Presente Autor.

4. RESULTADOS E DISCUSSÃO

Em um primeiro momento, foram realizadas simulações considerando sete ciclos para todos os modelos analisados (Newtoniano, Carreau e Power-Law) e para os tipos de geometria cônica e cilíndrica. Conforme aponta Chiastra et al. (2015), a tensão de cisalhamento na parede maior que 0,4 Pa e o OSI o menor possível, evita o risco de reestenose. Quanto maior for o valor de WSS e menor o de OSI , mais efetiva será a geometria. Na Figura 4.1 é possível observar o resultado da tensão de cisalhamento instantânea e como todos os valores para o stent cônico são bem maiores (praticamente o dobro) em comparação com o cilíndrico.

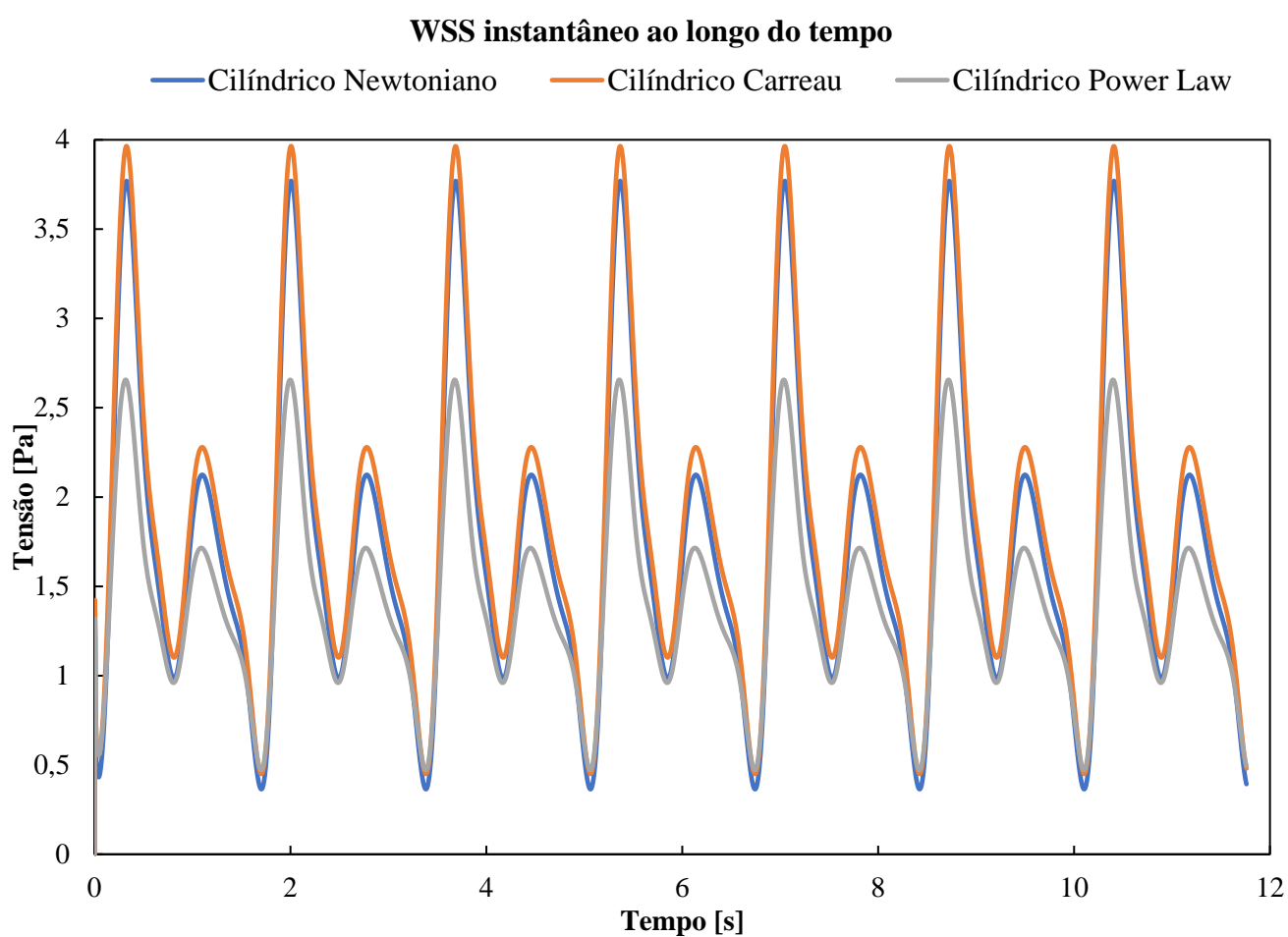
Figura 4.1: Tensão de Cisalhamento Instantânea para todos os modelos



Fonte: Presente Autor.

Na Figura 4.2 é possível os valores de WSS para os diferentes modelos utilizados no Stent Cilíndrico. Os maiores valores correspondem ao modelo de Carreau e Newtoniano, enquanto o de Power-Law apresenta os menores. Também é possível perceber que no modelo de Carreau há valores maiores que o Newtoniano, como já tinha sido apontado por Jiang et al. (2015), porém no caso analisado eles são bem próximos.

Figura 4.2: Tensão de Cisalhamento Instantânea para o Stent Cilíndrico

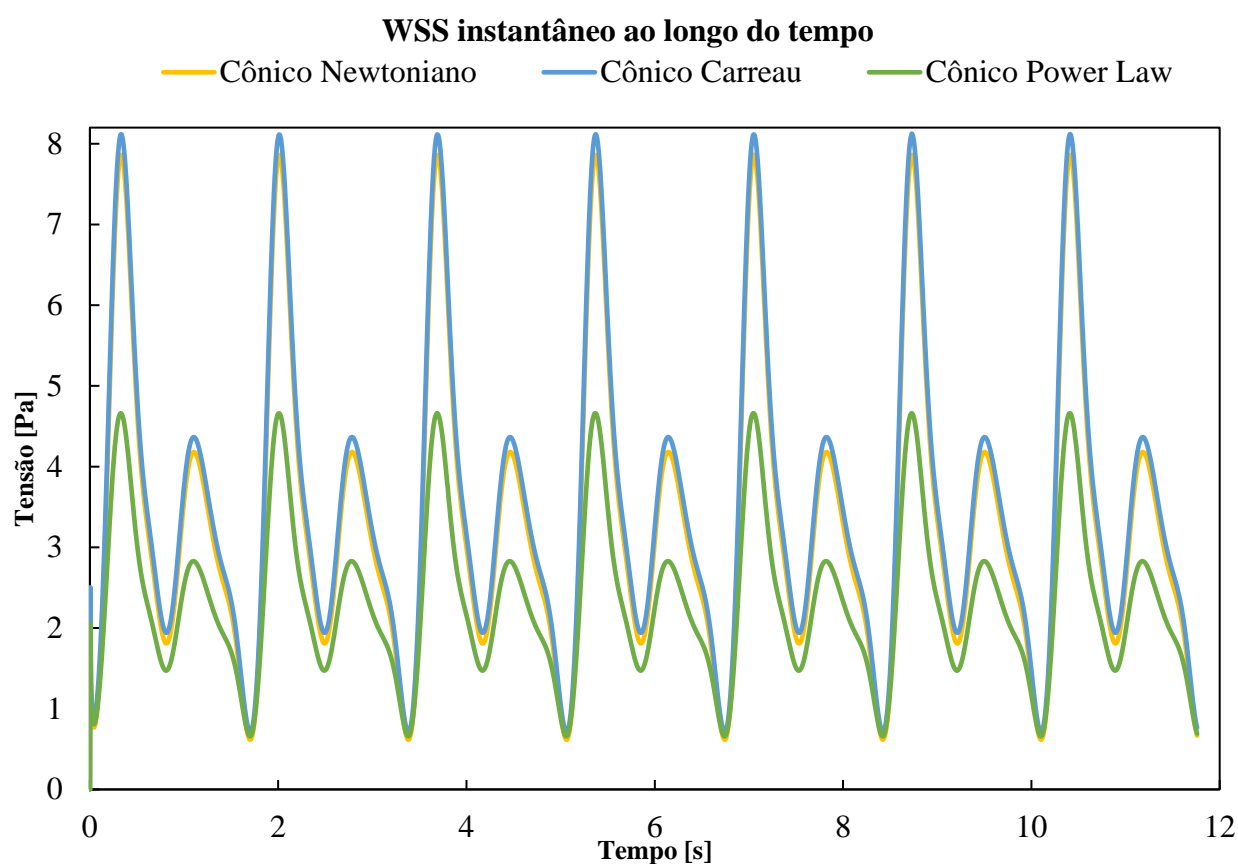


Fonte: Presente Autor.

Na Figura 4.3 é apresentado os valores de WSS instantâneo para os diferentes modelos de Stent Cônico. A semelhança do caso Cilíndrico, os maiores valores são de Newtoniano e Carreau,

enquanto o de Power Law tem os menores. Outro ponto importante é que em todos os casos, a curva da tensão de cisalhamento acompanha a curva da vazão que foi implementada como condição de contorno. Assim, nos pontos que há um maior fluxo sanguíneo, o *WSS* também é maior.

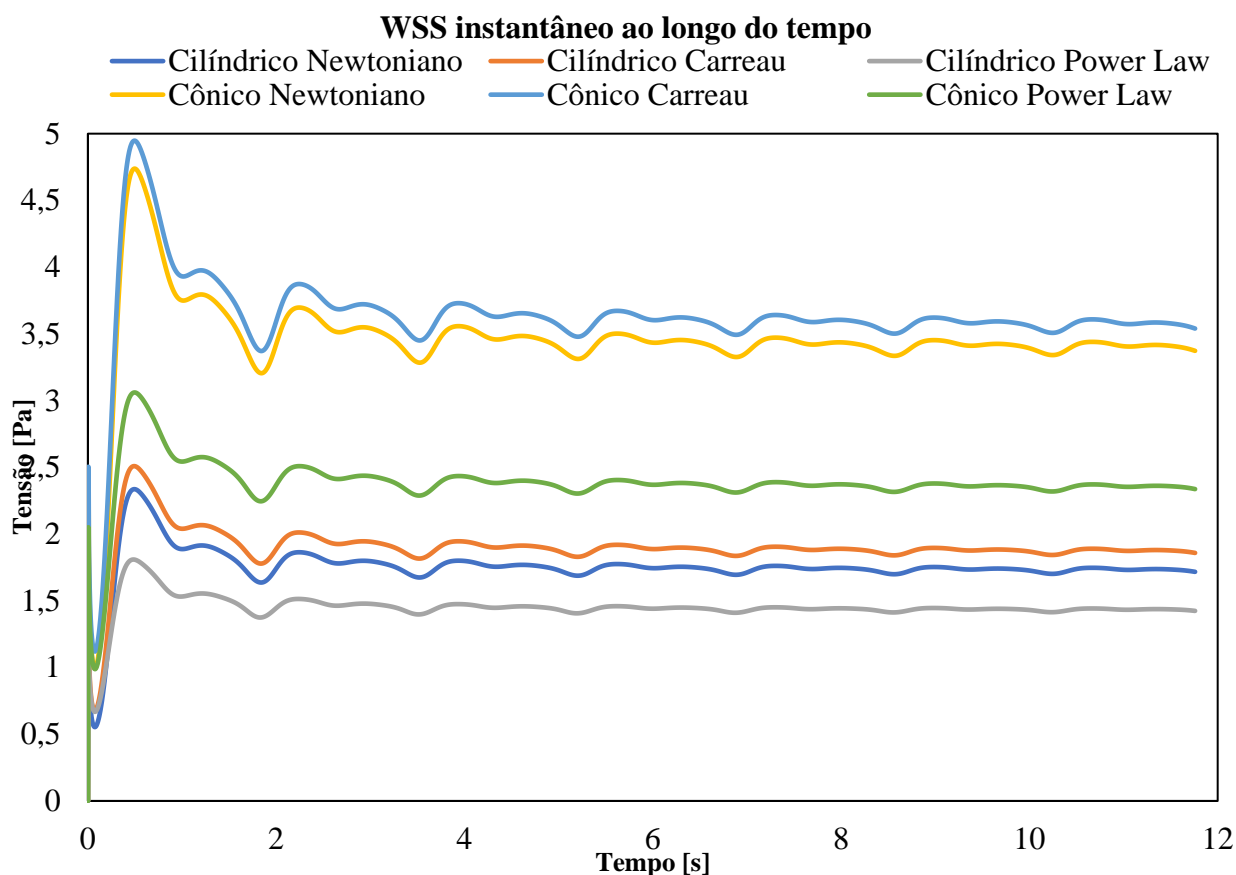
Figura 4.3: Tensão de Cisalhamento Instantânea para o Stent Cônico



Fonte: Presente Autor.

A semelhança do que foi realizado na verificação, foi coletado o valor da tensão média de cisalhamento ao longo do tempo, como se observa na Figura 4.4. O objetivo dessa análise é verificar em que momento há uma estabilização desses valores, convergindo para uma média no ciclo analisado. Como pode ser visto na Figura 4.4, a partir do quarto ciclo já é possível verificar uma estabilização. Por causa disso, para análise dos contornos de *WSS* e *OSI* foram selecionados valores provenientes do quinto ciclo.

Figura 4.4: WSS médio ao longo de sete ciclos de simulação

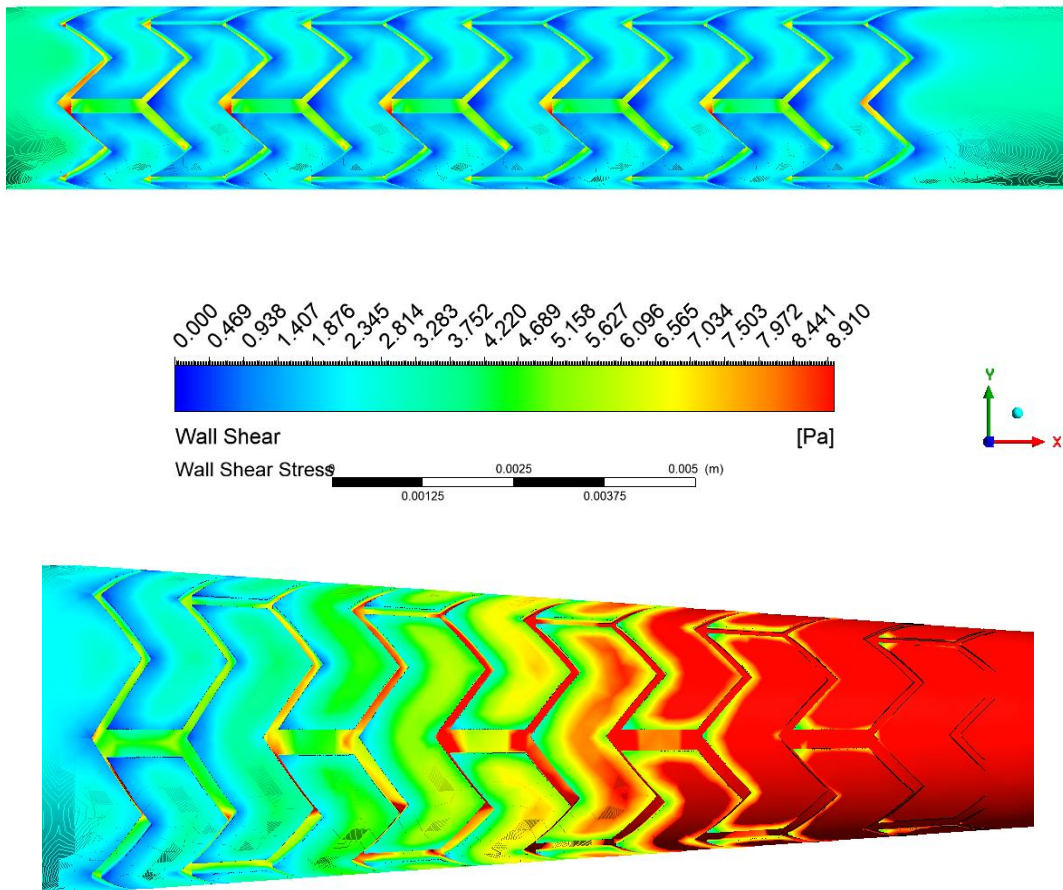


Fonte: Presente Autor.

Conforme já expressado anteriormente, foram selecionados quatro instantes de tempo para se analisar o contorno do WSS, a saber: 0,35 s (primeiro pico de vazão), 0,65 s (ponto de inflexão), 1,12 s (segundo pico de vazão), 1,68 s (término do ciclo). É natural que os maiores valores venham a ocorrer nos picos de vazão (0,35 s e 0,65 s), visto que quanto maior a vazão na entrada maior o valor de WSS. Os menores valores são observados no final do ciclo (1,68 s), pois há uma diminuição considerável na vazão e, conseqüentemente, no WSS. O mais importante para a análise é verificar se o WSS do Cônico se mantém superior ao do Cilíndrico em todas as situações analisadas, para de fato ser comprovado que esse tipo de Stent é mais eficiente. Assim, como se observa na Figura 4.5, 4.6, 4.7 e 4.8, em todos os instantes analisados as tensões de Cisalhamento do Cônico são superiores as do Cilíndrico. Também é possível notar que na região do Stent os valores de WSS são superiores a 0,4 Pa, visto que o modelo cilíndrico empregado comercialmente

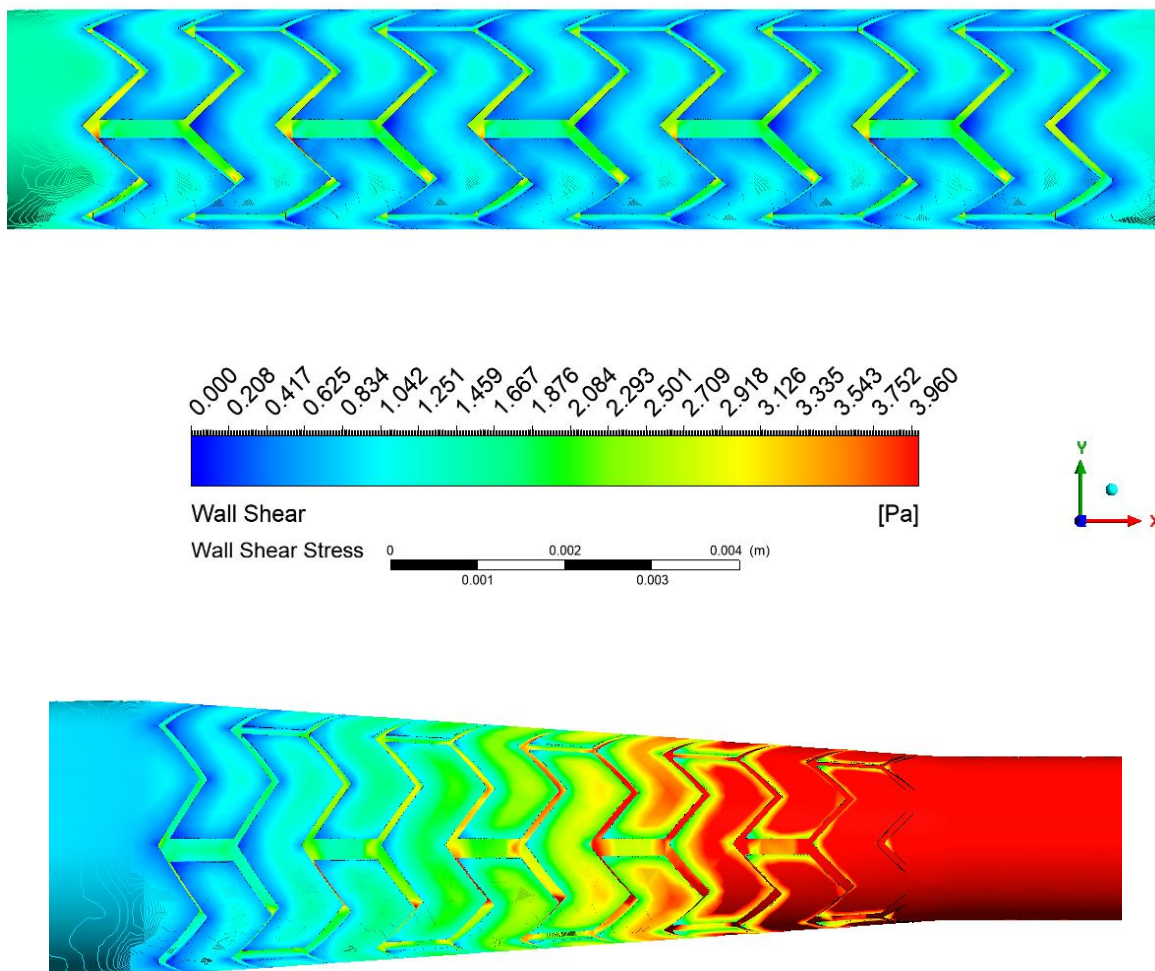
funciona adequadamente. O ponto principal que está sendo analisado é que, com base nos valores obtidos, o cônico é superior e pode propiciar menor incidência de reestenose. De maneira semelhante aos resultados obtidos por Yu et al. (2017), os maiores valores obtidos ocorrem para o stent cônico, na região próxima a diminuição do diâmetro. Em termos numéricos, os maiores valores de WSS para o cilíndrico e cônico no instante 0,35 s (que apresenta os maiores valores) são respectivamente 9 Pa e 3,2 Pa aproximadamente. Para os outros instantes de tempo, o padrão se repete com valores menores.

Figura 4.5: Contorno da Tensão de Cisalhamento para 0,35 s com o Modelo Newtoniano



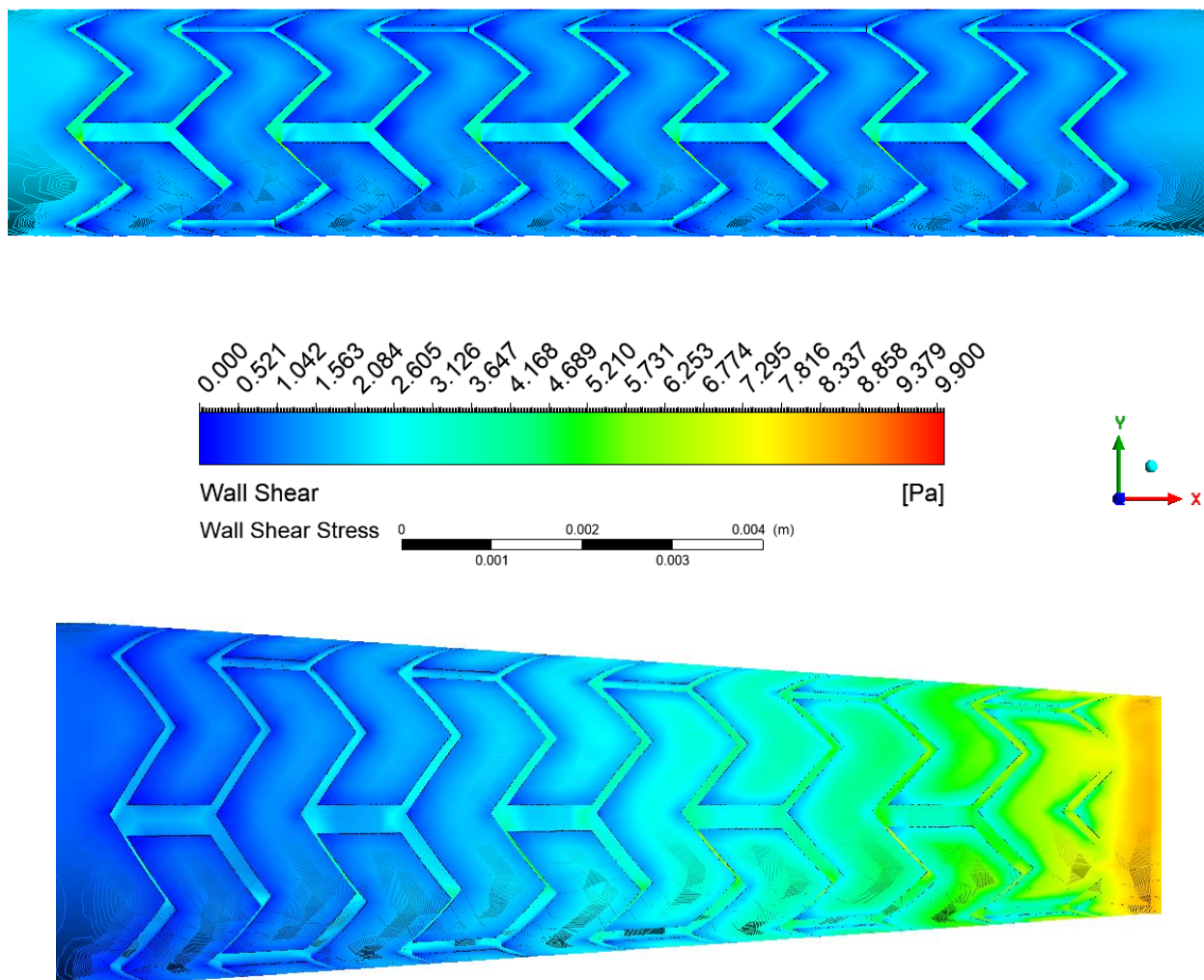
Fonte: Presente Autor.

Figura 4.6: Contorno da Tensão de Cisalhamento para 0,65s com o Modelo Newtoniano



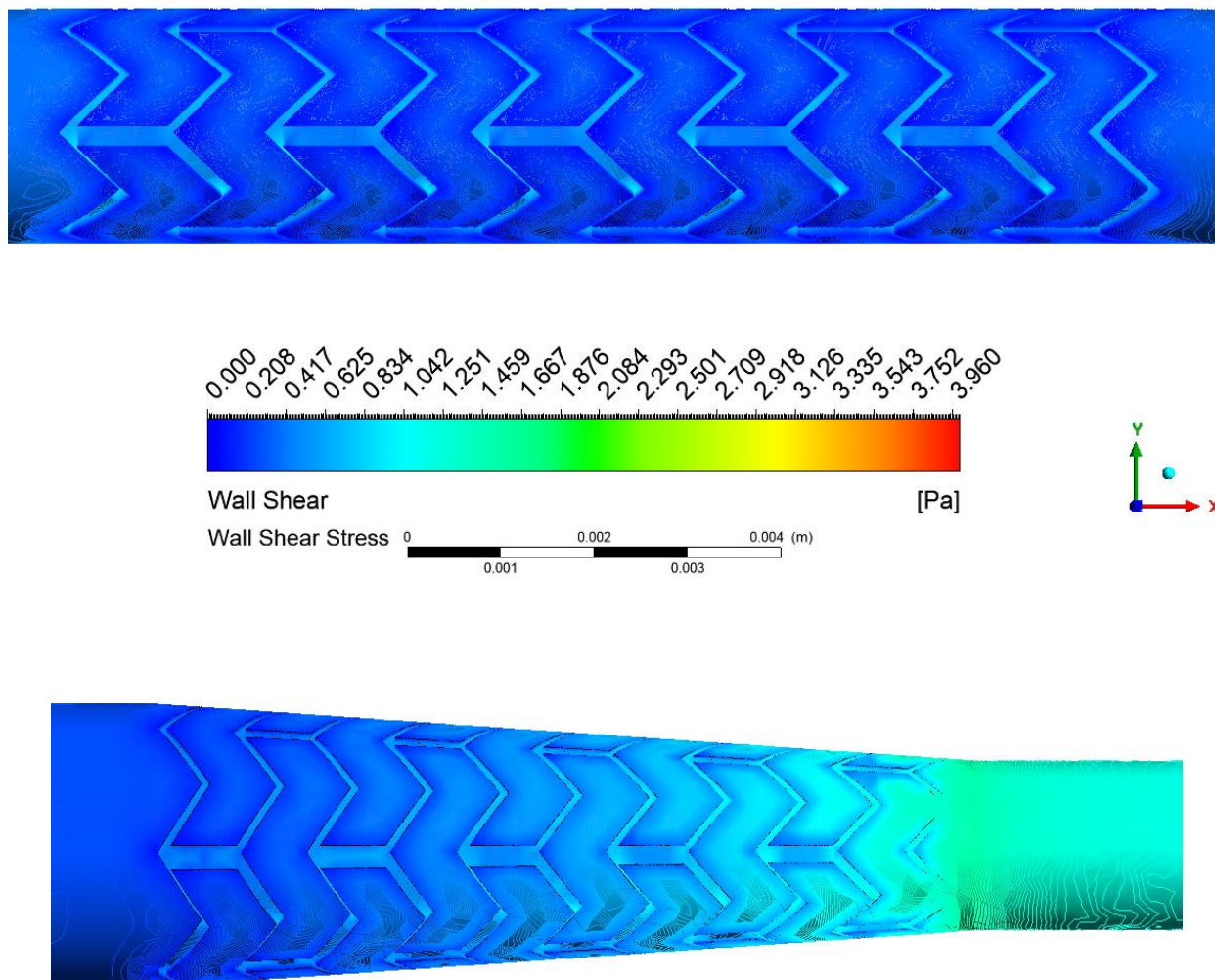
Fonte: Presente Autor.

Figura 4.7: Contorno da Tensão de Cisalhamento para 1,12 s com o Modelo Newtoniano



Fonte: Presente Autor.

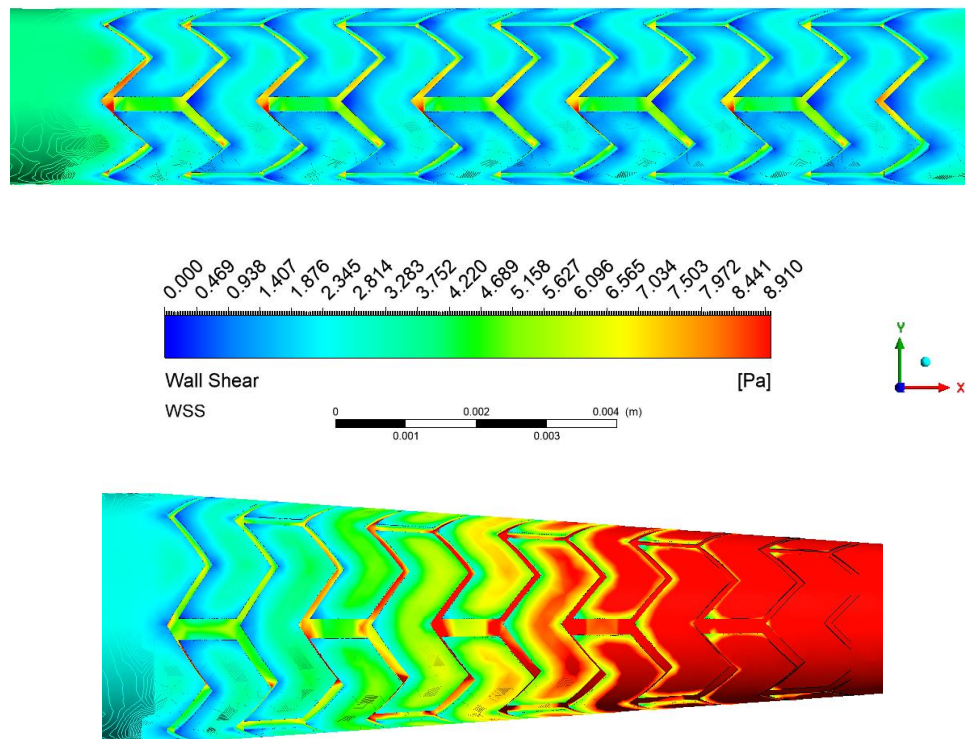
Figura 4.8: Contorno da Tensão de Cisalhamento para 1,68 s com o Modelo Newtoniano



Fonte: Presente Autor.

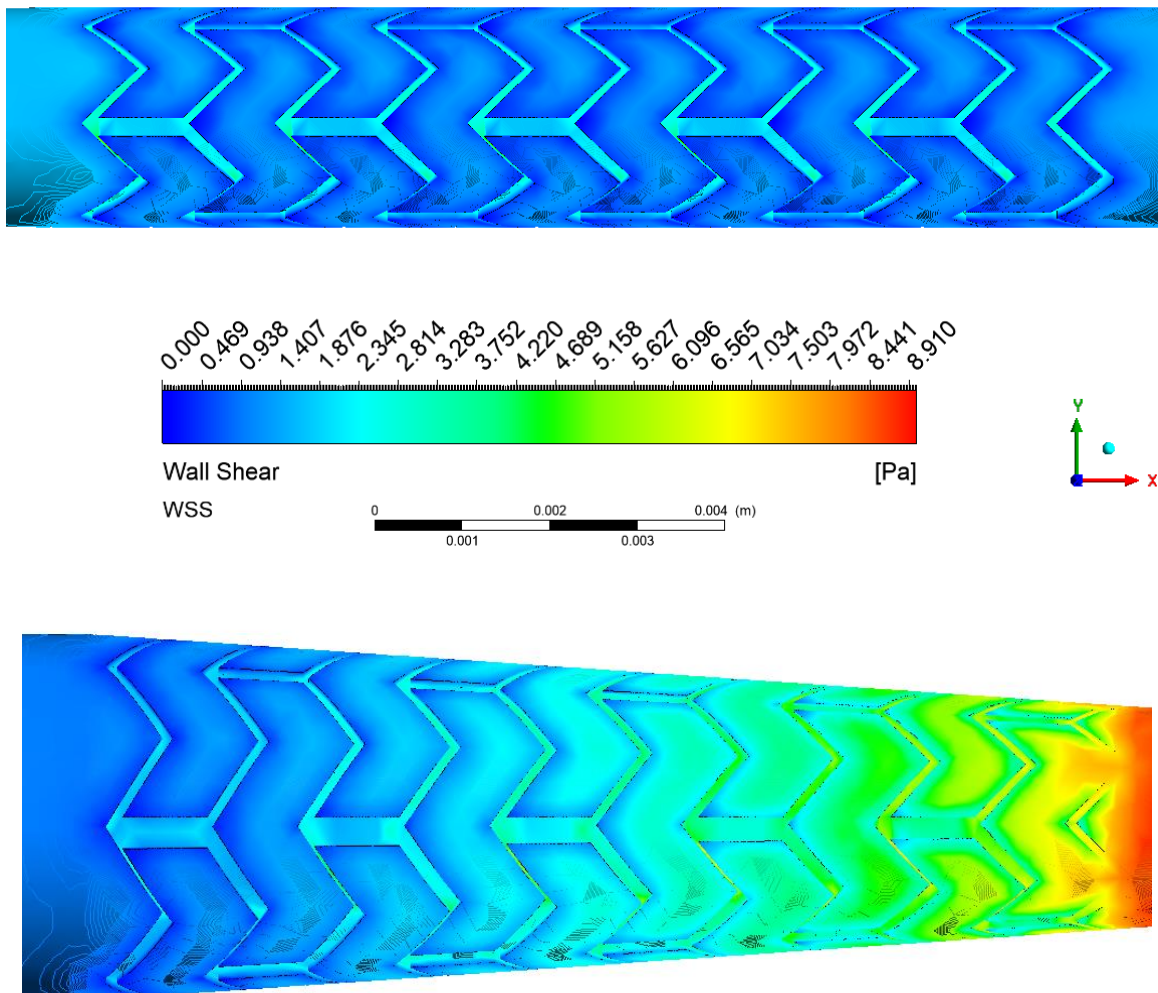
Nas próximas Figuras 4.9, 4.10, 4.11 e 4.12, tem-se os contornos para os quatro instantes de tempo considerando o modelo de Carreau. A semelhança do que ocorreu no WSS instantâneo, os valores são um pouco maiores do que o modelo Newtoniano. Isso pode indicar que para a análise deste trabalho, o modelo Newtoniano funciona muito bem e pode se utilizar apenas ele, visto que o esforço computacional é menor. Mais uma vez, todos os valores do Cônico são superiores aos do cilíndrico. De maneira similar ao caso anterior, os maiores valores ocorrem no instante 0,35 s sendo respectivamente em torno de 9 Pa e 3,7 Pa para o Stent Cônico e Cilíndrico. Similarmente ao caso anterior, os outros instantes de tempo apresentam o mesmo padrão com valores menores.

Figura 4.9: Contorno da Tensão de Cisalhamento para 0,35 s com o Modelo de Carreau



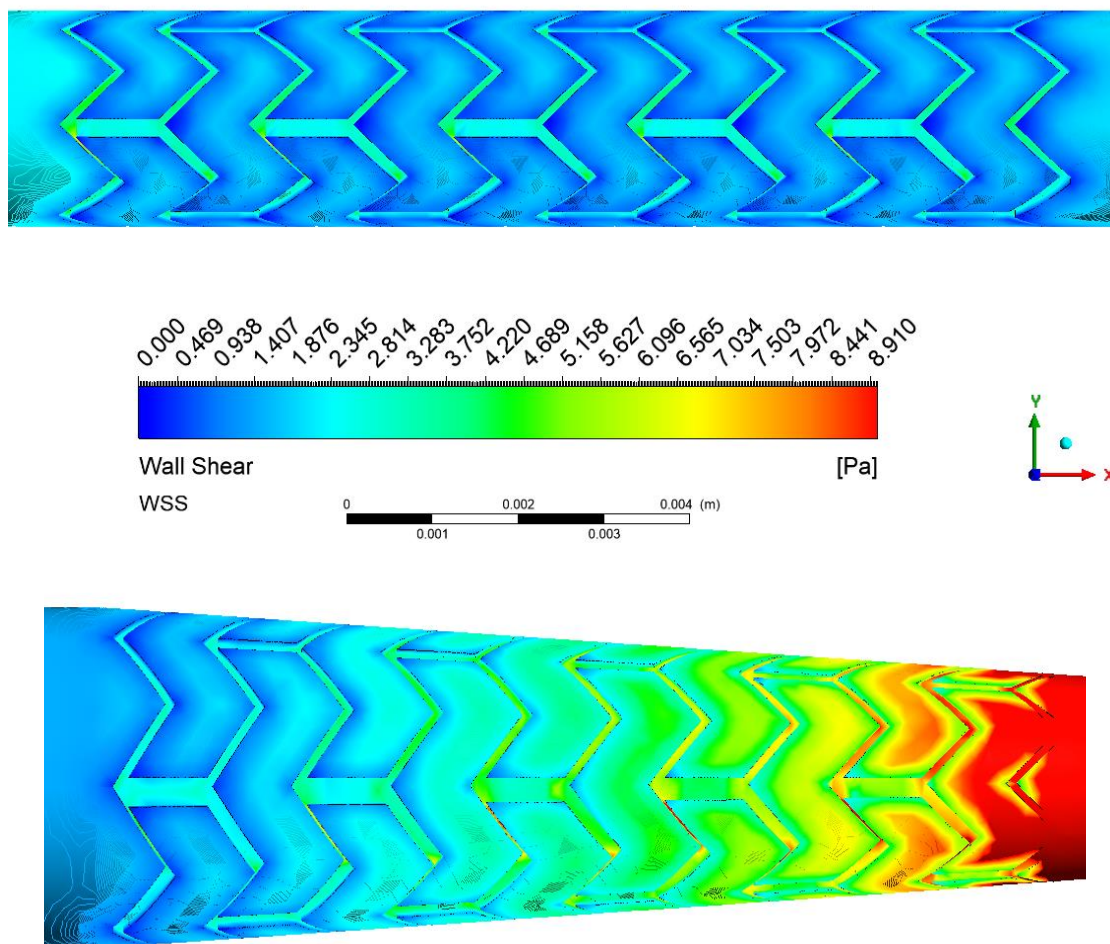
Fonte: Presente Autor

Figura 4.10: Contorno da Tensão de Cisalhamento para 0,65 s com o Modelo de Carreau



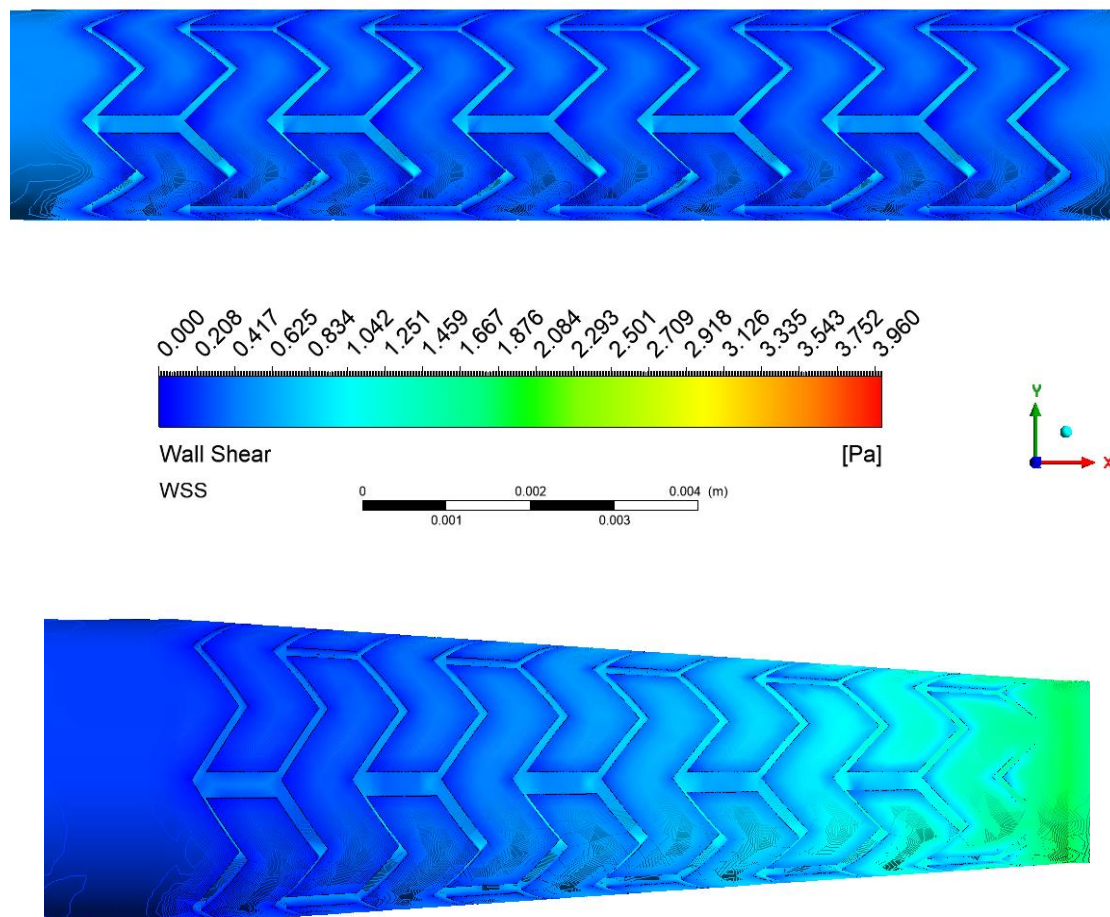
Fonte: Presente Autor

Figura 4.11: Contorno da Tensão de Cisalhamento para 1,12 s com o Modelo de Carreau



Fonte: Presente Autor

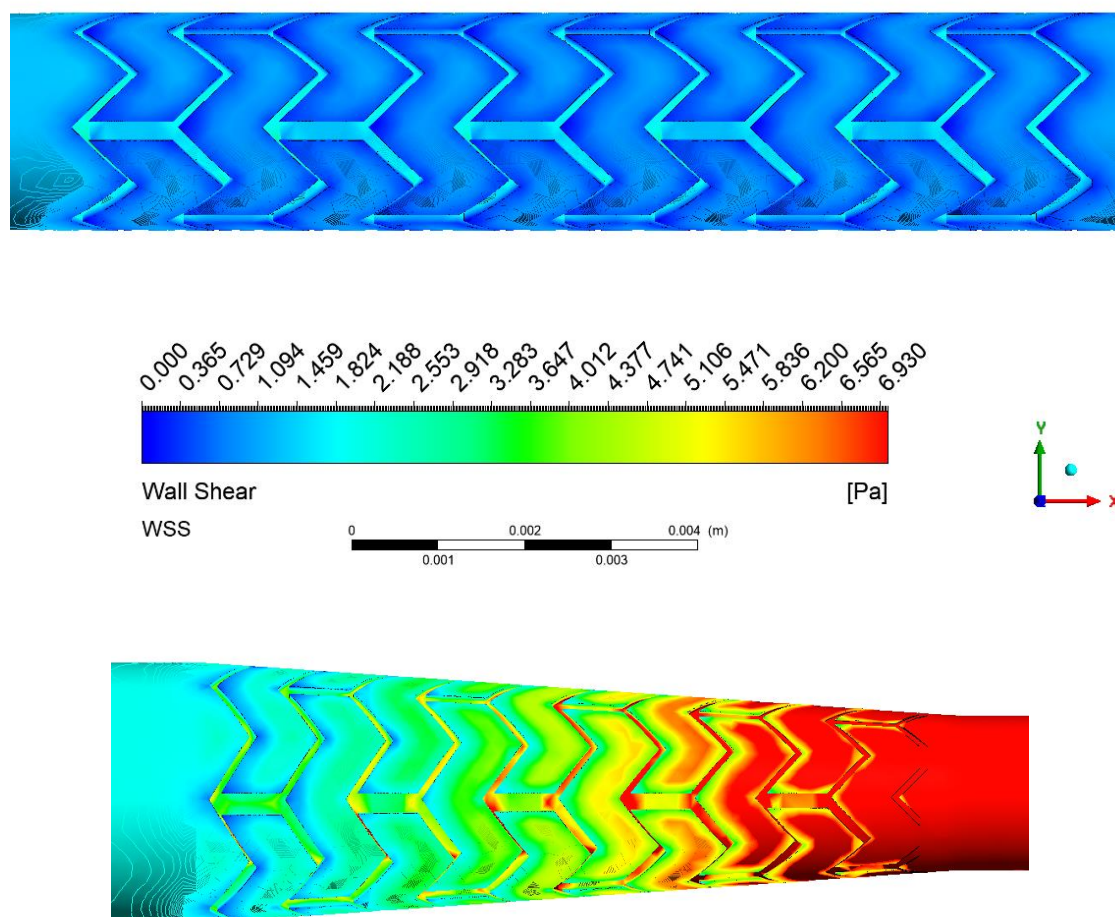
Figura 4.12: Contorno da Tensão de Cisalhamento para 1,68 s com o Modelo de Carreau



Fonte: Presente Autor.

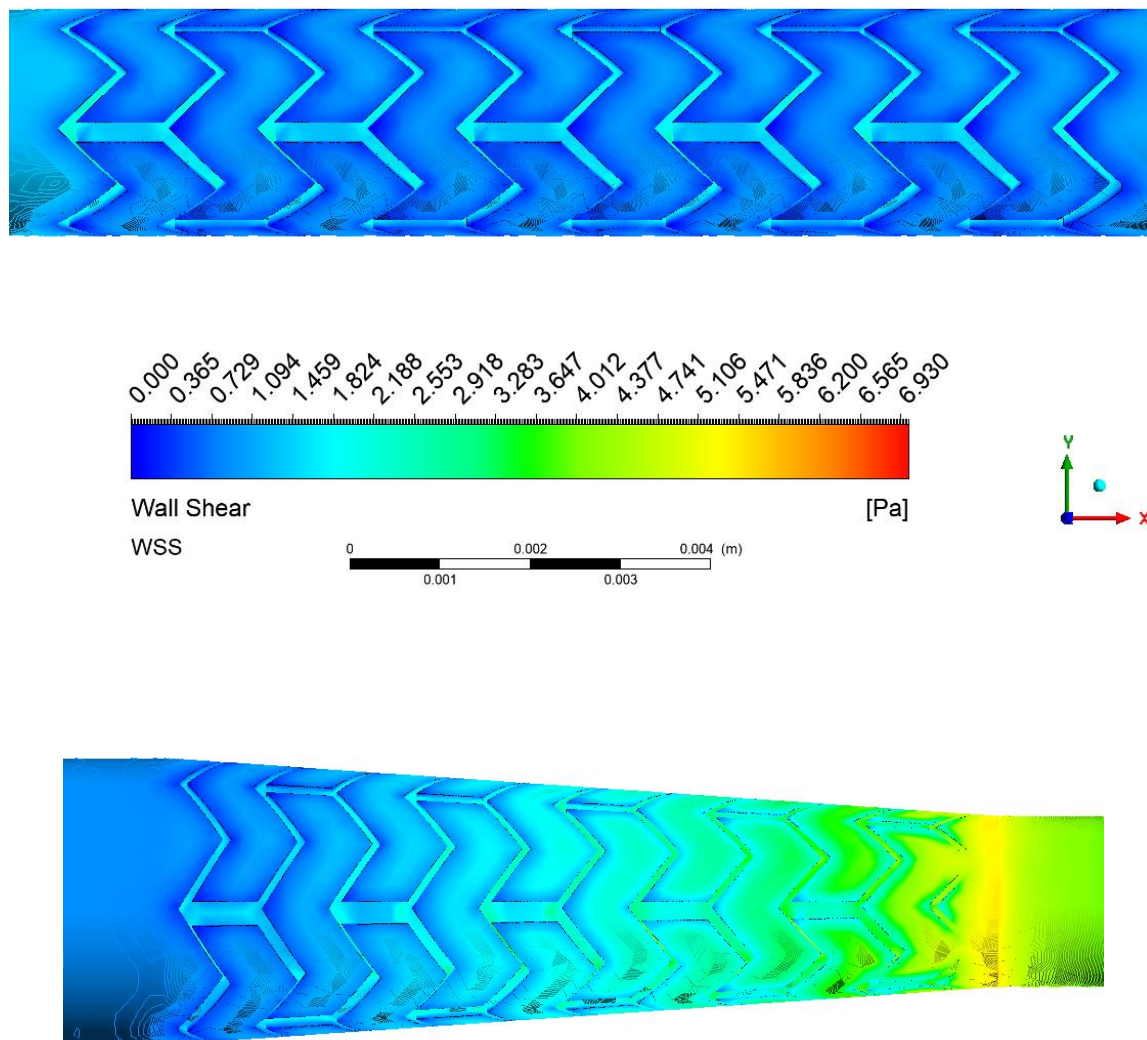
Para terminar a análise do WSS em intervalos específicos de tempo, nas Figuras 4.13, 4.14, 4.15 e 4.16 são apresentados todos os contornos para o Modelo de Power-Law. Embora o cônico continue sendo o mais eficiente, os valores são bem inferiores quando comparados com os outros modelos. Então, tal tipo de análise com Power Law não é interessante ou requer uma análise mais detalhada em outras situações. É mais preferível se utilizar os modelos Newtoniano e Carreau, como já tinha sido apontado por Jiang et al. (2015). Embora haja um padrão similar aos casos anteriores, os valores são bem menores: para o instante de 0,35 s, os valores máximos de WSS são em torno de 7 Pa e 2 Pa para o Stent Cônico e Cilíndrico.

Figura 4.13: Contorno da Tensão de Cisalhamento para 0,35 s com o Modelo Power Law



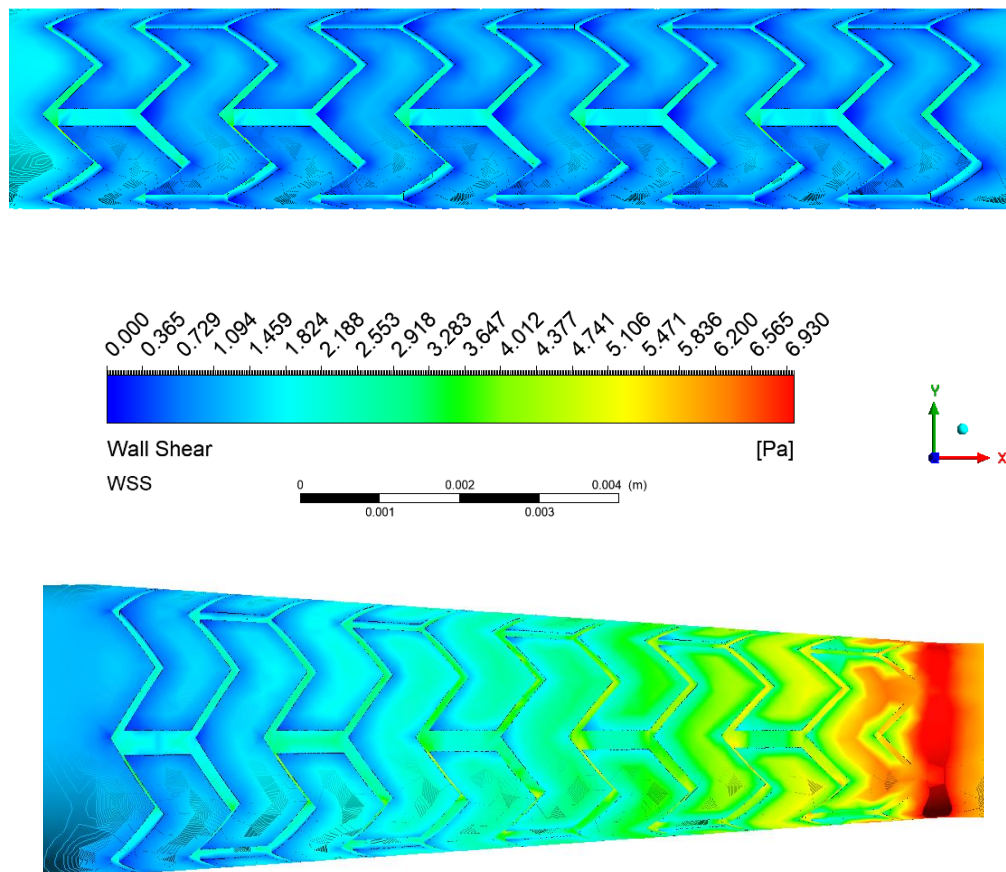
Fonte: Presente Autor.

Figura 4.14: Contorno da Tensão de Cisalhamento para 0,65 s com o Modelo Power Law



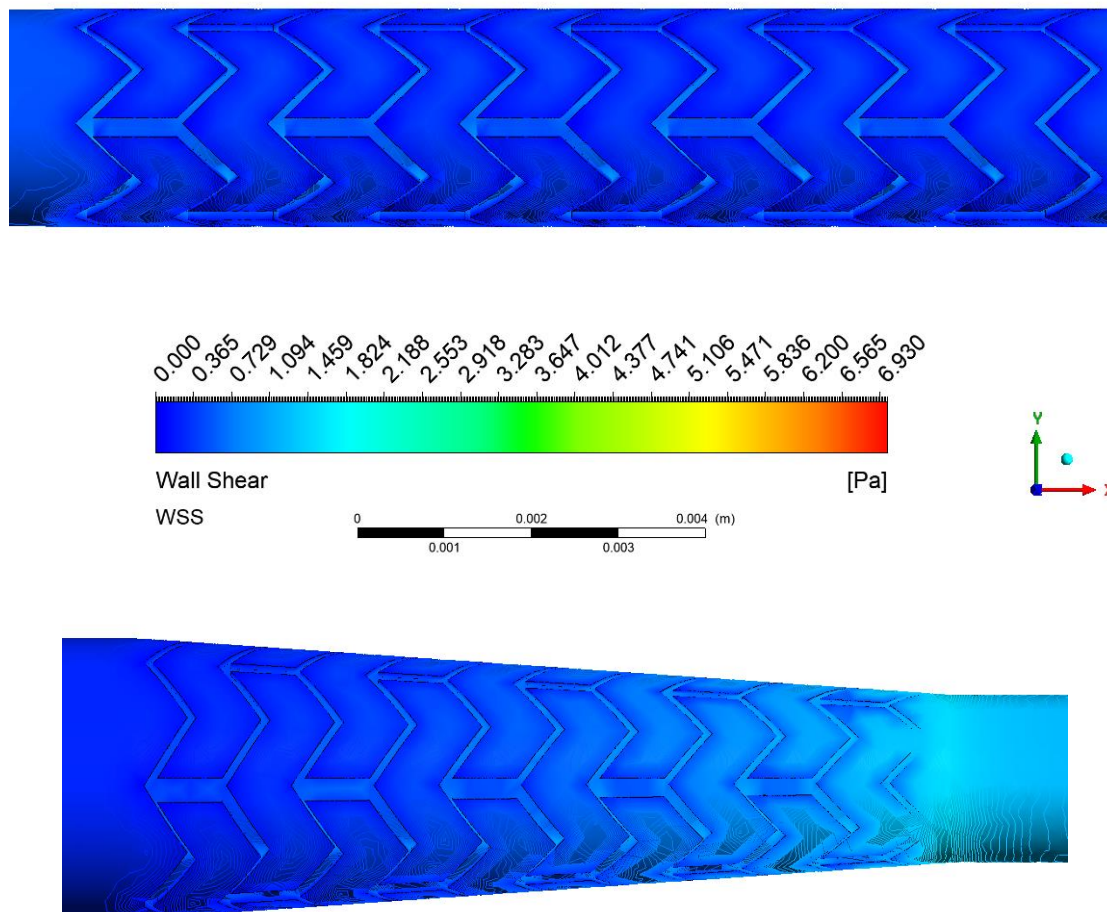
Fonte: Presente Autor.

Figura 4.15: Contorno da Tensão da Cisalhamento para 1,12 s com o Modelo Power Law



Fonte: Presente Autor.

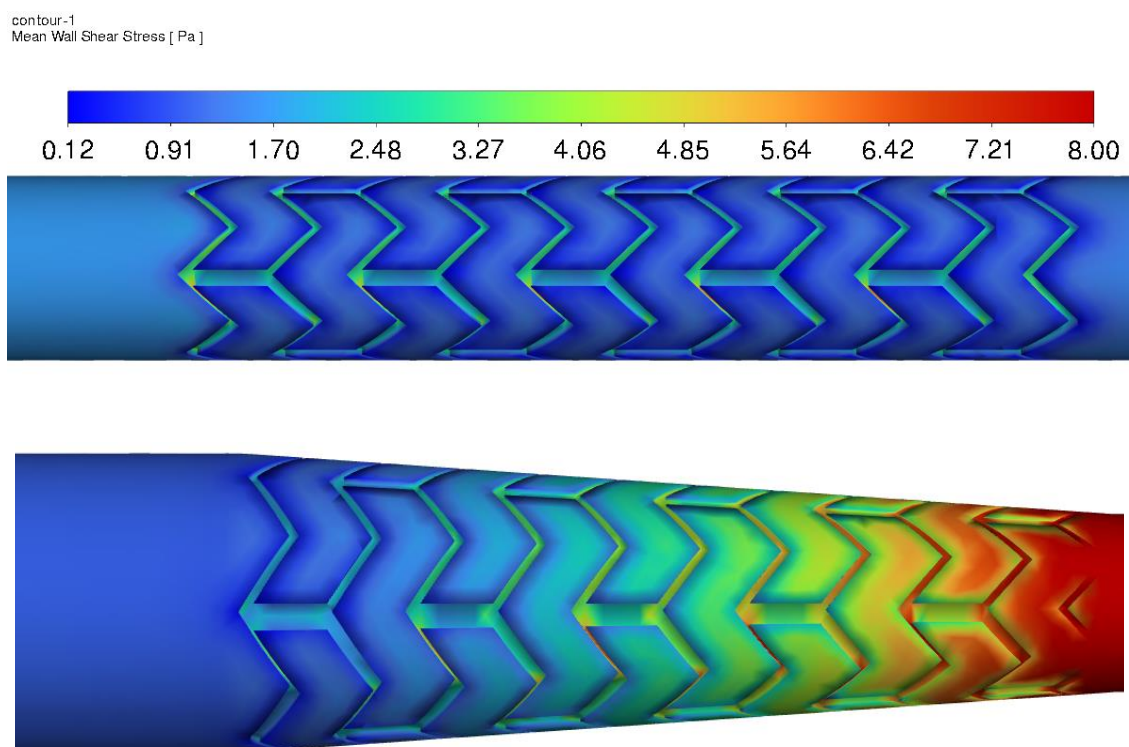
Figura 4.16: Contorno da Tensão de Cisalhamento para 1,68 s com o Modelo Power Law



Fonte: Presente Autor.

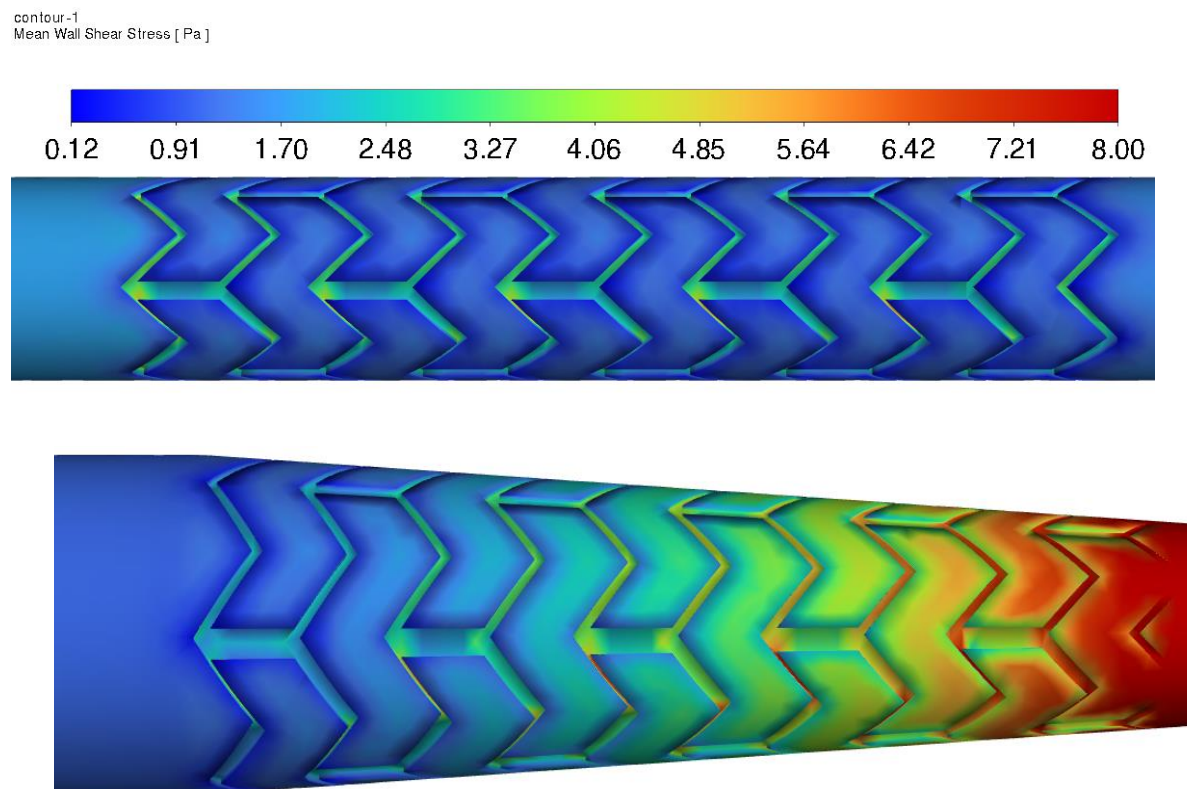
Embora os valores em instantes determinados de tempo para o WSS já tenham apresentado um bom resultado, é interessante analisar o *TAWSS* que é um valor para todo o ciclo estudado. Para isso, são apresentadas as Figuras 4.17, 4.18 e 4.19 que correspondem respectivamente o modelo Newtoniano, Carreau e Power-Law. Respectivamente para cada um desses modelos foram obtidos aproximadamente os seguintes valores máximos de *TAWSS* para o Stent Cilíndrico: 4,8 Pa, 5 Pa e 3 Pa. Semelhantemente para o caso Cônico: 12,72 Pa, 12 Pa e 6,75 Pa. Atesta-se novamente os mesmos resultados que foram comprovados na análise em quatro instantes de tempo: os valores do cônico são bem maiores que os do cilíndrico; os resultados nos modelos Newtoniano e Carreau são bastante próximos, como já foi contatado na revisão de literatura por Jiang et al. (2015); o modelo Power-Law subestima os resultados para as situações analisadas.

Figura 4.17: Tensão de Cisalhamento Média nas Paredes com Modelo Newtoniano



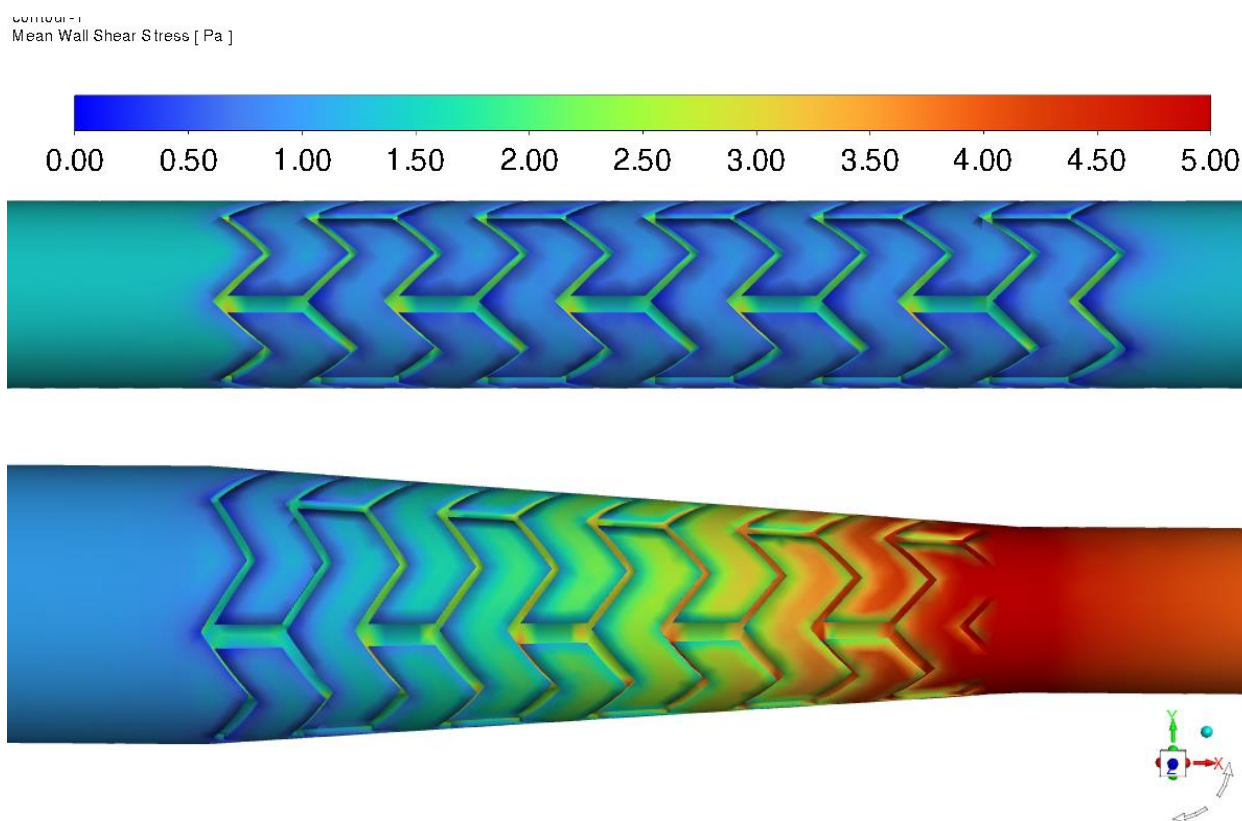
Fonte: Presente Autor.

Figura 4.18: Tensão de Cisalhamento Média nas Paredes com Modelo de Carreau



Fonte: Presente Autor.

Figura 4.19: Tensão de Cisalhamento Média nas Paredes com Modelo Power Law



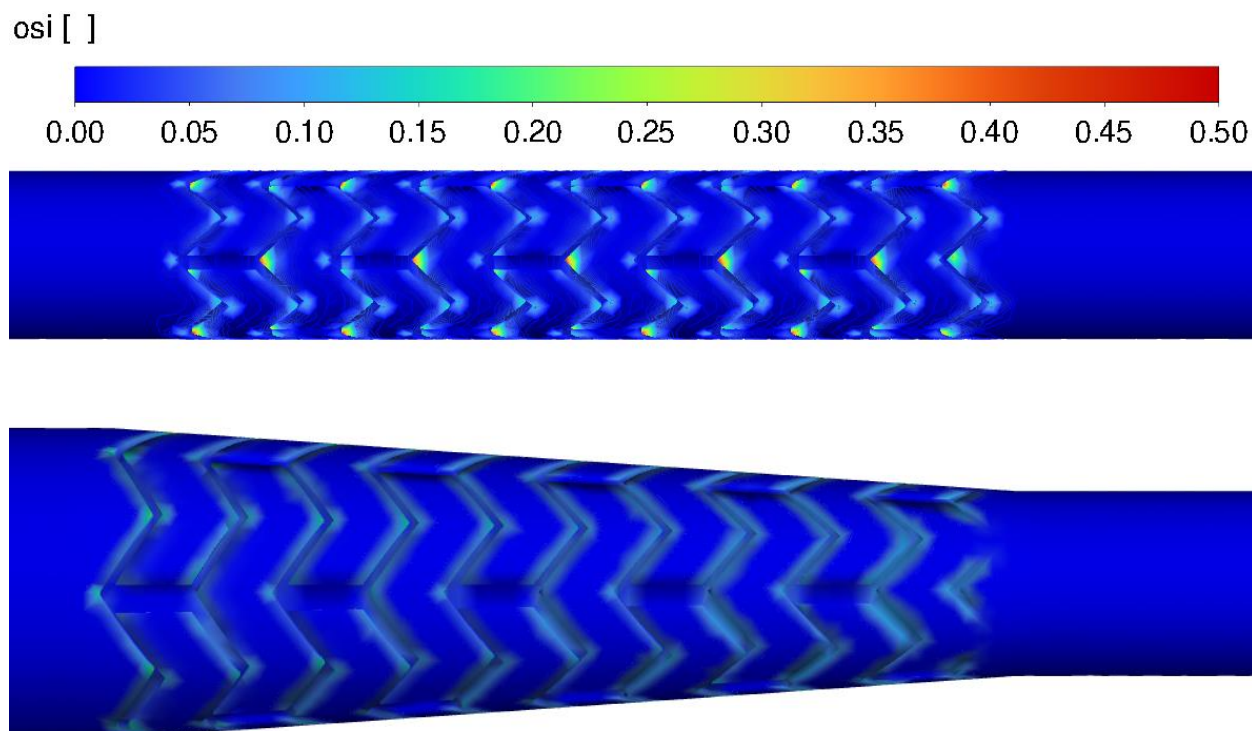
Fonte: Presente Autor.

A semelhança da geometria analisada por Vimmr et al. (2012), na região onde há a diminuição de diâmetro do cônico há um aumento dos valores de WSS, para todos os instantes de tempo analisados e em todos os modelos utilizados. Isso deve ocorrer, pois há uma diminuição na seção reta da artéria e, conseqüentemente, um aumento de vazão na região. Isso acaba propiciando um aumento da tensão de cisalhamento na região, por conta do aumento da velocidade do sangue naquele local.

Quanto ao *OSI*, os resultados também foram bastante eficientes. Conforme se observa nas Figuras 4.20, 4.21e 4.22, em boa parte da artéria não há grandes variações de *OSI*, com exceção da região onde estão localizados os stents. Neste local de fato se espera uma variação, visto que essa parte da artéria não está saudável e vai apresentar oscilação nesses valores. Tanto no cilíndrico como no cônico, em todos os modelos utilizados, as variações são baixas e não há riscos para o paciente. No entanto, observa-se que para o stent cônico os valores são menores. Por exemplo, no cônico não há nenhuma região de vermelho (que indica os maiores valores), enquanto no cilíndrico há algumas pequenas regiões. Isso significa que, embora o cilíndrico funcione bem, o cônico

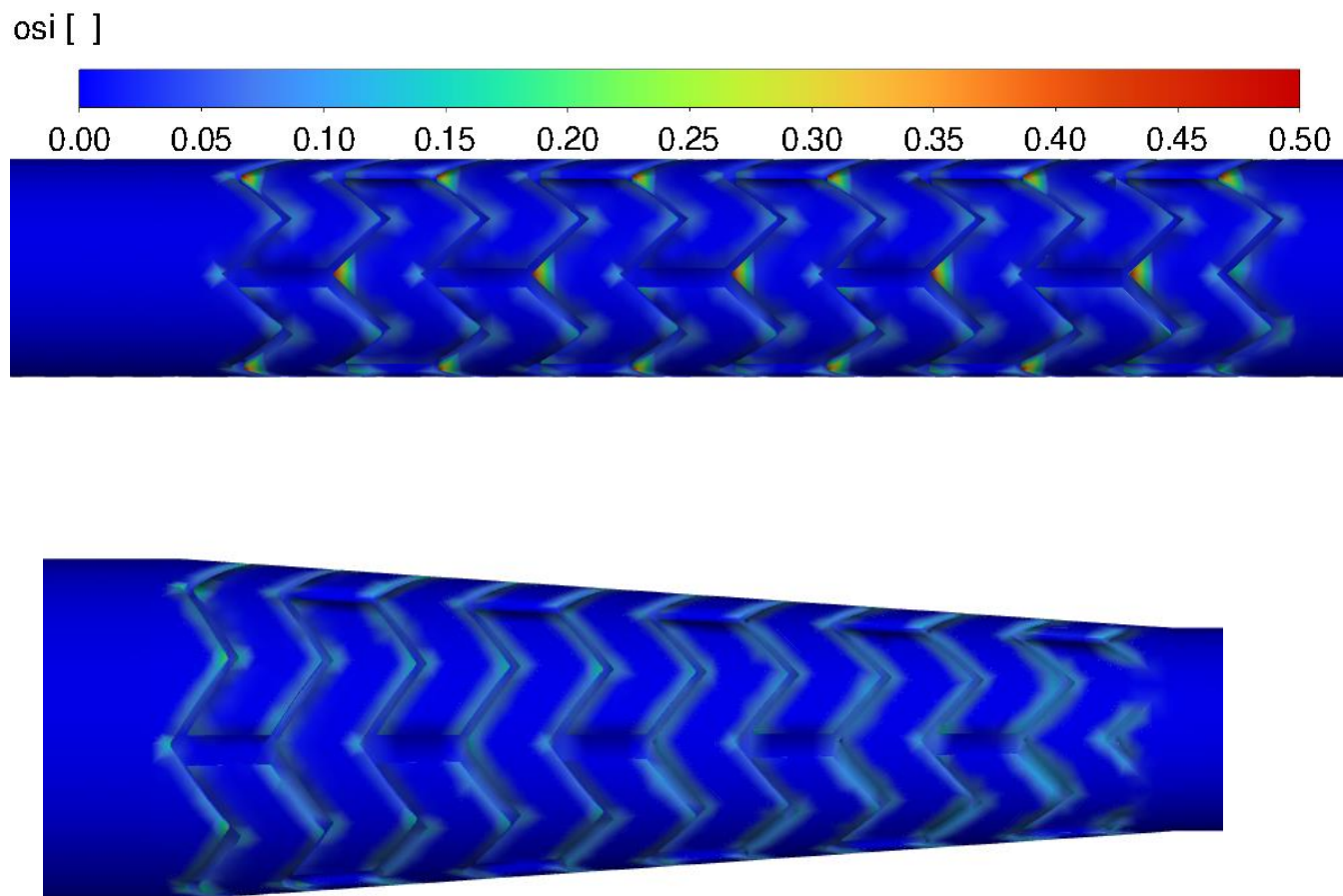
apresenta resultados melhores e menor probabilidade de reestenose. Em termos numéricos, os valores máximos de *OSI* encontrados para o Cilíndrico foram praticamente os mesmos para os três modelos analisados e foram em torno de 0,45. Tal valor numérico não é muito interessante, visto que está muito próximo de 0,5 e indica alta probabilidade de reestenose na região com esse valor. Embora não sejam todas as regiões do contorno do Stent Cilíndrico que apresentam o valor de 0,45, mesmo assim estas não são desejáveis. Para o caso do Stent Cônico, os valores para os três modelos também foram próximos e em torno de 0,25. Neste caso, o resultado é bem melhor e este valor se encontra em apenas algumas pequenas regiões do stent, sendo que nas demais regiões os resultados são bem menores (bem próximos de zero). Este é o grande diferencial desta análise em comparação com a de Yu et al. (2017), visto que como o modelo analisado é transiente (enquanto o de Yu et. al (2017) é em regime permanente) é possível verificar o valor de *OSI* que é fundamental para a predição de reestenose, como já apontado por Chiastra et al. (2015). Portanto, em todos os casos e situações analisadas, o Stent Cônico foi mais adequado.

Figura 4.20: OSI para o modelo Newtoniano



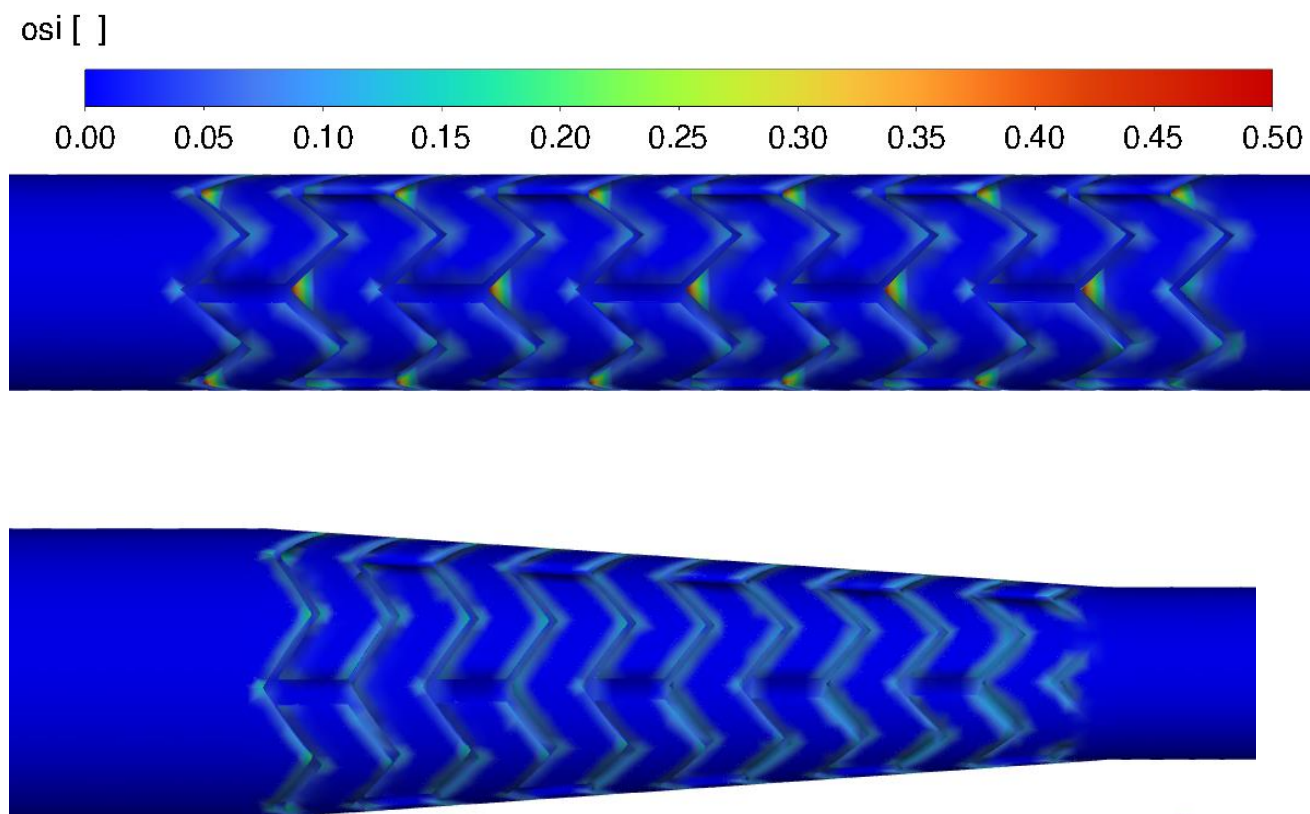
Fonte: Presente Autor

Figura 4.21: OSI para o Modelo de Carreau



Fonte: Presente Autor.

Figura 4.22: OSI para o modelo Power Law



Fonte: Presente Autor.

5. CONSIDERAÇÕES FINAIS

O presente trabalho teve por objetivo analisar, através da fluidodinâmica computacional, o desempenho de stents coronários com geometria cônica, em comparação com stents de geometria cilíndrica.

A partir da revisão sistemática de literatura, foi possível constatar a ampla aplicabilidade da hemodinâmica computacional no design de stents para artérias coronárias. Foi constatado que os parâmetros *TAWSS* (tensão de cisalhamento média nas paredes) e *OSI* (índice de escoamento oscilatório) seriam os parâmetros mais importantes para a análise do desempenho fluidodinâmico de stents (CHIASTRA et al., 2015). No caso, seriam desejáveis altos valores de *TAWSS* e baixos valores de *OSI* para mitigar a probabilidade de reestenose, a qual faz com que seja necessária a sua reposição. Assim, o aumento da vida útil do stent e da qualidade de vida dos pacientes estaria associada ao desempenho fluidodinâmico dos stents. Foi identificada a possibilidade de se analisar a utilização de um stent não comercial, a saber, um stent com seção transversal variável, ou cônico. Este novo modelo foi proposto e analisado via CFD por Yu et al. (2017). No entanto, estes autores modelaram o problema físico como um sistema de escoamento em regime permanente. De acordo com a revisão da literatura (MURPHY et al., 2010; JIANG et al., 2015), a simulação hemodinâmica apresenta resultados mais precisos e confiáveis quando é levado em conta o caráter transiente do escoamento, ou seja, a vazão pulsante do sangue. Além disso, simulações considerando o regime transiente permitiram a análise, além das tensões médias de cisalhamento nas paredes (*WSS*), também do *OSI*. Assim, a contribuição deste trabalho foi a investigação do desempenho fluidodinâmico de um stent cônico, em comparação com seu equivalente de seção transversal constante (cilíndrico), em escoamento pulsante (transiente).

A revisão da literatura também indicou que o modelo reológico utilizado para modelar o sangue como fluido pode ter muita influência no resultado. Assim, foram investigados três modelos Newtoniano, Carreau (o mais utilizados na literatura) e Power-Law (pouco utilizado). Estes modelos preveem o comportamento pseudoplástico observado para o sangue em laboratório (JIANG et al., 2015). Para a modelagem dos stents foi adotado uma versão comercial já existente e sua geometria foi modificada para que fosse transformada em um modelo cônico.

Assim, foram realizadas diversas simulações envolvendo os três modelos para o sangue, com condições com regime transiente baseadas em um modelo de pulso transiente (VIMMR et al. 2012) para os modelos cilíndrico e cônico.

Após a realização de todas as simulações, em todos os casos e modelos utilizados, o stent cônico apresentou melhor desempenho, considerando os parâmetros *TAWSS* e *OSI*. Os valores máximos de *TAWSS* para o stent cilíndrico ficaram em torno de 4,8 Pa, 5 Pa e 3 Pa, para os fluidos Newtoniano, Carreau e power-law, respectivamente. Para o stent cônico, estes valores ficaram em torno de 12,72 Pa, 12 Pa e 6,75 Pa. No caso do *OSI*, o valor máximo encontrado para o stent cilíndrico, foi para o fluido Newtoniano: $OSI = 0,45$ (embora os outros fluidos apresentaram resultados semelhantes). Para o stent cônico, o valor máximo encontrado foi igual a 0,25 utilizando o fluido Newtoniano. Este resultado indica que, junto ao stent, ocorre menos inversão da direção da taxa de cisalhamento, fenômeno este que é tido como um dos fatores responsáveis pela reestenose.

Quanto aos modelos de escoamento usados no trabalho, observou-se que Carreau e Newtoniano apresentam resultados muito similares, assim como já havia sido verificado na literatura (DUTRA et al. 2020). Dessa forma, o tipo de análise aqui proposto, é mais viável modelar o sangue como um fluido Newtoniano. Neste caso, são atingidos resultados satisfatórios, com menos esforço computacional. No que diz respeito ao modelo de Power-Law, seus resultados são inferiores quando comparados com Carreau e Newtoniano. O modelo Power-Law subestima o valor de *WSS* e com isso é gerado um valor menor que o deveria ser. Por causa disso, pode-se gerar a falsa conclusão de que o stent poderá gerar reestenose, quando na verdade talvez não haja esse risco (porque na prática o valor deveria ser maior). Como este modelo não é indicado por muitos autores, sugere-se que sejam realizadas maiores análises com relação a sua aplicação nas situações abordadas neste trabalho.

Os resultados permitiram atingir os objetivos desta pesquisa. Foi possível constatar que, de fato, a proposta de Yu et al. (2017) de utilização de um stent cônico pode trazer bons resultados. O presente trabalho corroborou os bons resultados atingidos por estes autores em simulações em regime permanente, e ainda trouxeram uma contribuição maior, que foi verificar que, além do aumento de *TAWSS*, os stents cônicos também trouxeram o efeito de reduzir o *OSI*, o que é benéfico.

Como continuidade deste trabalho, sugere-se que sejam analisadas outras geometrias de stents (formato dos struts), o que deve ser realizado na continuidade do projeto. Também é indicado que sejam analisadas geometrias mais realistas para as artérias, reconstruindo a geometria a partir de exames de CTA (tomografia) utilizando, por exemplo, o software SimVascular. Por

fim, a literatura mais atual indica o uso da análise de escoamento acoplada à análise estrutural do stent e da parede da artéria. Assim, recomenda-se que seja investigada a possibilidade de implementação de uma modelagem de interação fluido-estrutura (*FSI – Fluid Structure Interaction*) para as análises subsequentes, a fim de evoluir na precisão dos resultados.

Finalmente, pode-se concluir que a hemodinâmica computacional tem potencial de trazer resultados esclarecedores para a medicina, e de se estabelecer como ferramenta de suporte ao diagnóstico e tratamento de doenças arteriais e semelhantes.

REFERÊNCIAS

- AOYAMA, Koki et al. Evaluating the atherosclerosis based on blood flow velocity waveform of common carotid artery. In: **Proceedings of 2012 IEEE-EMBS International Conference on Biomedical and Health Informatics**. IEEE, 2012. p. 655-658.
- BEJAN, Adrian. **Convection heat transfer**. John wiley & sons, 2013.
- BERTOLOTTI, Christine et al. Numerical and experimental models of post-operative realistic flows in stenosed coronary bypasses. **Journal of Biomechanics**, v. 34, n. 8, p. 1049-1064, 2001.
- CHIASTRA, C., & MIGLIAVACCA, F. (2015). Modeling of Blood Flow in Stented Coronary Arteries. In **Heat Transfer and Fluid Flow in Biological Processes** (pp. 335–370). Elsevier Inc. <https://doi.org/10.1016/B978-0-12-408077-5.00012-2>
- DEHLAGHI, V., SHADPOOR, M. T., & NAJARIAN, S. (2008). Analysis of wall shear stress in stented coronary artery using 3D computational fluid dynamics modeling. **Journal of Materials Processing Technology**, 197(1–3), 174–181. <https://doi.org/10.1016/j.jmatprotec.2007.06.010>
- DRESCH, A., LACERDA, D.P., ANTUNES JÚNIOR, JAV. **Design Science research: método de pesquisa para avanço da ciência e tecnologia**. Bookman, Porto Alegre, 2015
- DUTRA, Rafael F. et al. Constructal design of an arterial bypass graft. **Heat Transfer**, v. 49, n. 7, p. 4019-4039, 2020.
- FOX, Robert W.; PRITCHARD, Philip J.; MCDONALD, Alan T. **Introdução À Mecânica Dos Fluidos**. Grupo Gen-LTC, 2016.
- CELIK, Ishmail 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, 2008.
- GORI, F., & BOGHI, A. (2011). Three-dimensional numerical simulation of blood flow in two coronary stents. **Numerical Heat Transfer; Part A: Applications**, 59(4), 231–246. <https://doi.org/10.1080/10407782.2011.541147>
- GUNDERT, T. J., MARSDEN, A. L., YANG, W., & LADISA, J. F. (2012). Optimization of cardiovascular stent design using computational fluid dynamics. **Journal of Biomechanical Engineering**, 134(1). <https://doi.org/10.1115/1.4005542>
- GUNDERT, T. J., MARSDEN, A. L., YANG, W., MARKS, D. S., & LADISA, J. F. (2012). Identification of hemodynamically optimal coronary stent designs based on vessel caliber. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, 59(7), 1992–2002. <https://doi.org/10.1109/TBME.2012.2196275>
- HORNER, Jeffrey S. et al. Investigation of blood rheology under steady and unidirectional large amplitude oscillatory shear. **Journal of Rheology**, v. 62, n. 2, p. 577-591, 2018.

HSIAO, H. M., LEE, K. H., LIAO, Y. C., & CHENG, Y. C. (2012). Hemodynamic simulation of intra-stent blood flow. **Procedia Engineering**, 36, 128–136. <https://doi.org/10.1016/j.proeng.2012.03.020>

HSIAO, H. M., LIAO, Y. C., LIN, C. H., LIU, F. Y., & TSUEI, Y. M. (2013). Effects of cardiovascular stent design on wall shear stress distribution in straight and curved arteries. **Applied Mechanics and Materials**, 284–287, 1642–1646. <https://doi.org/10.4028/www.scientific.net/AMM.284-287.1642>

HSIAO, H. M., LIAO, Y. C., LIN, C. H., LIU, F. Y., & TSUEI, Y. M. (2013). Effects of cardiovascular stent design on wall shear stress distribution in straight and curved arteries. **Applied Mechanics and Materials**, 284–287, 1642–1646. <https://doi.org/10.4028/www.scientific.net/AMM.284-287.1642>

IMPIOMBATO, A. N. et al. Pulsatile flow through an idealized arterial bypass graft: an application of the constructal design method. **Journal of the Brazilian Society of Mechanical Sciences and Engineering**, v. 43, n. 8, p. 1-10, 2021.

JIANG, Y., ZHANG, J., & ZHAO, W. (2015). Effects of the inlet conditions and blood models on accurate prediction of hemodynamics in the stented coronary arteries. **AIP Advances**, 5(5). <https://doi.org/10.1063/1.4919937>

Ku DN, Giddens DP, Zarins CK, Glagov S. Pulsatile flow and atherosclerosis in the human carotid bifurcation. Positive correlation between plaque location and low and oscillating shear stress. **Arteriosclerosis** 1985; 5:293–302

MORRIS, Paul D. et al. Computational fluid dynamics modelling in cardiovascular medicine. **Heart**, v. 102, n. 1, p. 18-28, 2016.

MURPHY, J, & BOYLE, F. (2010). Predicting neointimal hyperplasia in stented arteries using time-dependant computational fluid dynamics: A review. **Computers in Biology and Medicine**, 40(4), 408–418. <https://doi.org/10.1016/j.compbiomed.2010.02.005>.

ORGANIZAÇÃO PAN-AMERICANA DA SAÚDE. Disponível em: OMS revela principais causas de morte e incapacidade em todo o mundo entre 2000 e 2019 - OPAS/OMS | Organização Pan-Americana da Saúde (paho.org). **Acesso em 23 Set. 2021**.

PANT, S., BRESSLOFF, N. W., FORRESTER, A. I. J., & CURZEN, N. (2010). The influence of strut-connectors in stented vessels: A comparison of pulsatile flow through five coronary stents. **Annals of Biomedical Engineering**, 38(5), 1893–1907. <https://doi.org/10.1007/s10439-010-9962-0>

RIBEIRO, Antônio Luiz Pinho; DE OLIVEIRA, GLÁUCIA MARIA MORAIS . Disponível em: SciELO - Brasil - Estatística Cardiovascular – Brasil 2020 Estatística Cardiovascular – Brasil 2020. **Acesso em 23 Set. 2021**.

STIEHM M, B. M. Q. D. M. H. L. A. (2013). **A Sensitivity Analysis of Stent Design Parameters using CFD**. <https://doi.org/10.1515/bmt-2013-4351>

TIAN, Fang-Bao et al. Simulation of a pulsatile non-Newtonian flow past a stenosed 2D artery with atherosclerosis. **Computers in biology and medicine**, v. 43, n. 9, p. 1098-1113, 2013.

VIMMR, Jan; JONÁŠOVÁ, Alena; BUBLÍK, Ondřej. Effects of three geometrical parameters on pulsatile blood flow in complete idealised coronary bypasses. **Computers & fluids**, v. 69, p. 147-171, 2012.

WANG, X. Z., MASOOD, S. H., RIZA, S. H., & MODI, H. (2020). Investigation of flow characteristics of coronary slot stents using computational fluid dynamics. **IOP Conference Series: Materials Science and Engineering**, 715(1). <https://doi.org/10.1088/1757-899X/715/1/012067>

YU, Y., ZHOU, Y., MA, Q., JIA, S., WU, S., SUN, Y., LIU, X., ZHAO, Y., LIU, Y., & SHI, D. (2017). The conical stent in coronary artery improves hemodynamics compared with the traditional cylindrical stent. **International Journal of Cardiology**, 227, 166–171. <https://doi.org/10.1016/j.ijcard.2016.11.065>