

**UNIVERSIDADE DO VALE DO RIO DOS SINOS - UNISINOS  
UNIDADE ACADÊMICA DE GRADUAÇÃO  
CURSO DE BACHAREL EM ENGENHARIA MECÂNICA**

**Endel Ferraz da Rocha**

**Análise por Fluidodinâmica Computacional do Efeito de Estenoses em uma  
Artéria com Geometria Patient-Specific**

**São Leopoldo  
2021**

Endel Ferraz da Rocha

**Análise por Fluidodinâmica Computacional do Efeito de Estenoses em uma  
Artéria com Geometria Patient-Specific**

Trabalho de Conclusão de Curso  
apresentado como requisito parcial para  
obtenção do título de Bacharel em  
Engenharia, pelo Curso de Engenharia  
Mecânica da Universidade do Vale do Rio  
dos Sinos - UNISINOS

Orientador (a): Prof<sup>a</sup>. Dr<sup>a</sup>. Flavia Schwarz Franceschini Zinani

São Leopoldo

2021

Dedicatória.

Especial a minha mãe, Cristina Natalice da Rocha que me ajudou e apoiou em toda minha jornada acadêmica e hoje está no céu.

## **AGRADECIMENTOS**

Agradeço ao meu pai Clésio e minha mãe Cristina por todo apoio, motivação e paciência ao longo de todo o desafio.

A minha noiva e futura esposa Grazielle, por todo o apoio, motivação e por estar sempre comigo em toda esta jornada.

A minha orientadora professora, Dr<sup>a</sup>. Flavia Schwarz, pela paciência e toda ajuda ao longo deste desafio; por esclarecer minhas dúvidas, mesmo nos finais de semana e feriados.

Aos colegas Rafael, Gabriel e Marcelo, do PPG, que me apoiaram e ajudaram nos testes dos modelos.

A Indústrias de peças INPEL e meus colegas de trabalho: Winstson e Felipe , por todo apoio e confiança ao longo do caminho.

“O corpo humano é uma máquina perfeita e que funciona a partir da atuação conjunta de diversos sistemas.”

Vanessa dos Santos

## RESUMO

O FFR (reserva de fluxo fracionado) tem ganhado destaque em avaliações não invasivas em pacientes com problemas relacionados à circulação sanguínea. Como etapa fundamental na aplicação desta tecnologia são utilizadas geometrias Patient-Specific. São construídos modelos 3d, com o auxílio de imagens médicas do paciente e, então, realizadas simulações computacionais do escoamento sanguíneo. Os resultados das simulações são usados para o diagnóstico e indicação cirúrgica. O presente trabalho tem por objetivo revisar o estado da arte em simulações hemodinâmicas e suas aplicações, bem como construir uma geometria tridimensional de um sistema patient-specific, a partir de um exame de tomografia e, posteriormente, analisar a fluidodinâmica neste sistema. Apresenta-se uma revisão sistemática sobre o estado da arte em modelos vasculares patient-specific, desde sua construção, verificação do modelo e simulação fluidodinâmica. Foram selecionados 13 artigos, cujos resultados são sintetizados de acordo com a metodologia aplicada (experimental ou computacional) e realizada uma análise bibliográfica. A revisão sistemática serviu como base para a escolha de um software de código aberto, o SimVascular, para a construção do modelo tridimensional a partir de uma tomografia. O sistema analisado foi a aorta femoral, que consiste em uma parte fundamental para o escoamento sanguíneo no corpo humano. O modelo patient-specific foi analisado, gerando, artificialmente, duas geometrias com obstruções parciais, representando estenoses arteriais. Os três modelos construídos consistem em uma aorta sem obstrução, com 50% e 80% do caminho obstruído. Para a simulação computacional do escoamento foi utilizado o código comercial ANSYS Fluent 2020R2. Observou-se o comportamento sanguíneo nos diferentes modelos. Também se analisou o efeito da obstrução para a circulação sanguínea, com o aumento da tensão de cisalhamento na parede, ocasionando o aparecimento de coágulos de sangue que podem descolar e assim ocasionar uma embolia. O FFR entre 0,75 e 0,2 evidencia a isquemia no modelo analisado. Menor que 0,20 determina uma possível necrose. Assim, evidencia-se o potencial da hemodinâmica computacional para exames clínicos invasivos em pacientes, guiando as cirurgias cardiovasculares.

**Palavras-chave:** Escoamento de sangue, Hemodinâmica Computacional, Patient-Specific, Imagem Médica, Fluidodinâmica Computacional.

## LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Artéria obstruída e estágios da obstrução.....	16
Figura 2 – Demonstração de modelos no SimVascular. ....	30
Figura 3 - Fluxograma de projeto no SimVascular. ....	31
Figura 4 - Aorta localizada no corpo humano.....	32
Figura 5 – Aorta Femoral renderizada x Imagem da Tomografia.....	33
Figura 6 - Modelo simplificado.....	33
Figura 7 - 3 Modelos utilizados na simulação.....	34
Figura 8 - Dimensões do Modelo. ....	36
Figura 9 – Etapas que compõem a metodologia de construção utilizada no trabalho. .....	37
Figura 10 – Conjunto de Imagens utilizadas no SimVascular. ....	38
Figura 11 – Imagens Distribuídas no Projeto e Visualização prévia do modelo com nuvem de pontos.....	39
Figura 12 – Pontos ao longo do caminho.....	40
Figura 13 – Todos os pontos de controle ao longo do caminho construído. ....	40
Figura 14 – Desenho do ponto de controle na figura. ....	41
Figura 15 – Diferentes ferramentas para desenhar manualmente. ....	42
Figura 16 - Ajuste na intersecção dos corpos. ....	42
Figura 17 – Passo a passo para modelamento automático.....	43
Figura 18 – Todas as fronteiras desenhadas. ....	44
Figura 19 - Correção da Geometria.....	44
Figura 20 – União dos caminhos desenhados. ....	45
Figura 21 - Ponto da Obstrução. ....	46
Figura 22 - Relação das áreas da obstrução.....	47
Figura 23 - Condições de contorno do modelo.....	51
Figura 24 - Passos para a simulação fluidodinâmica. ....	52
Figura 25 - Malha (a) hexaédrico e (b) tetraédrico. ....	53
Figura 26 - Malha criada no modelo 3D. ....	54
Figura 27 - Condições de contorno do tubo. ....	57
Figura 28 - Tamanho de malha e N° de Elementos.....	62
Figura 29 - Comportamento do Fluido em t1, t2 e t3: Aorta sem Obstrução. ....	64
Figura 30 - Comportamento do Fluido em t1, t2 e t3: Aorta 50% Obstruída. ....	65

Figura 31 - Comportamento do Fluido em $t_1$ , $t_2$ e $t_3$ : Aorta 80% Obstruída. ....	66
Figura 32 - Pontos de Vórtice: Aorta 50% Obstruída. ....	67
Figura 33 - Pontos de Vórtice: Aorta 80% Obstruída. ....	67
Figura 34 - Comportamento do fluido no ponto da obstrução. ....	68
Figura 35 - Pressão $t_1 = 0,14s$ : Aorta sem Obstrução. ....	69
Figura 36 - Pressão $t_2 = 0,36s$ : Aorta sem Obstrução. ....	69
Figura 37 - Pressão $t_3 = 0,75s$ : Aorta sem Obstrução. ....	70
Figura 38 - Pressão $t_1=0,14s$ : Aorta 50% Obstruída.....	71
Figura 39 - Pressão $t_2=0,36s$ : Aorta 50% Obstruída.....	71
Figura 40 - Pressão $t_3=0,75s$ : Aorta 50% Obstruída.....	72
Figura 41 - Pressão $t_1=0,14s$ : Aorta 80% Obstruída.....	73
Figura 42 - Pressão $t_2=0,36s$ : Aorta 80% Obstruída.....	73
Figura 43 - Pressão $t_3=0,75s$ : Aorta 80% Obstruída.....	74
Figura 44 - Entrada e Saída da Aorta.....	74
Figura 45 - Análise WSS no modelo sem obstrução. ....	77
Figura 46 - Análise WSS no modelo 50% obstruído. ....	78
Figura 47 - Análise WSS no modelo 80% obstruído. ....	78
Figura 48 - Análise WSS e Velocidade no modelo 80% obstruído.....	79
Figura 49 – WSS no ponto da obstrução. ....	80
Figura 50 – Formação do coágulo na parede com alto WSS.....	80
Figura 51 - Valor de corte do fluxo fracionado.....	82
Figura 52 - Aneurisma na Aorta. ....	85



## LISTA DE GRÁFICOS

Gráfico 1 - Escoamento volumétrico do sangue na entrada arterial.....	50
Gráfico 2 - Comparação $\Delta P$ calculado x simulado. ....	58
Gráfico 3 - Análise GCI $\Delta P$ direita. ....	58
Gráfico 4 - Análise GCI $\Delta P$ esquerda. ....	58
Gráfico 5 - Análise GCI Pressão de entrada. ....	59
Gráfico 6 - Análise GCI WSS médio.....	59
Gráfico 7 – Erro de Convergência.....	60
Gráfico 8 – Pulso da pressão de Entrada.....	61
Gráfico 9 - Pontos de tempo a ser analisado. ....	63
Gráfico 10 - Velocidade dos 6 pulsos: Aorta sem Obstrução. ....	64
Gráfico 11 - Velocidade dos 6 pulsos: Aorta 50% Obstruída.....	65
Gráfico 12 - Velocidade dos 6 pulsos: Aorta 80% Obstruída.....	66
Gráfico 13 - Pressão de Entrada.....	75
Gráfico 14 - Pressão na Saída Direita.....	75
Gráfico 15 - Pressão na Saída Esquerda.....	76
Gráfico 16 - $\Delta P$ Direito dos três modelos. ....	76
Gráfico 17 - $\Delta P$ Esquerdo dos três modelos.....	76
Gráfico 18 - Análise do FFR dos itens com Obstrução. ....	81

## LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Combinação de palavras e N <sup>o</sup> de artigos encontrados (no momento da pesquisa).....	22
Tabela 2 – Resumo dos artigos selecionados.....	22
Tabela 3 – Principais pontos analisados nos artigos selecionados.....	24
Tabela 4 – Detalhes da Aorta Femoral.....	35
Tabela 5 - Viscosidade e Densidade do Sangue.....	48
Tabela 6 - Informações das Malhas Utilizadas.....	54
Tabela 7 - Relação de estabilidade da pressão Máxima.....	60
Tabela 8 - Diagnóstico dos Modelos simulados. ....	82

## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

- FFT* Reserva de Fluxo Fracionário.
- CFD* Dinâmica de fluidos computacional.
- CAD* Computer Aided Design.
- GCI* Grid Convergence Method.
- SI* Sistema Internacional de Unidades.
- WSS* Tensão de cisalhamento da parede.
- M1* Malha 1 (utilizada).
- M2* Malha 2.
- M3* Malha 3.

## LISTA DE SÍMBOLOS

$f$	Atrito de Darcy	[-]
$u$	Componente de velocidade no eixo x	[m/s]
$v$	Componente de velocidade no eixo y	[m/s]
$w$	Componente de velocidade no eixo z	[m/s]
$L$	Comprimento	[m]
$\partial$	Derivada Parcial	[-]
$D$	Diâmetro	[m]
$\varepsilon_{32}$	Diferença de elemento de malha 1 e 2	[-]
$\varepsilon_{21}$	Diferença de elemento de malha 2 e 3	[-]
$\Delta P$	Diferença de pressão (entrada e saída)	[Pa]
$\Phi_1$	Elemento de malha 1	[-]
$\Phi_2$	Elemento de malha 2	[-]
$\Phi_3$	Elemento de malha 3	[-]
$GCI_{fine}^{21}$	Índice de convergência entre as malhas 1 e 2	[-]
$GCI_{fine}^{32}$	Índice de convergência entre as malhas 1 e 2	[-]
$\rho$	Massa específica	[kg/m <sup>3</sup> ]
$Re$	Número de Reynolds	[-]
$p$	Ordem da equação de convergência	[-]
$P$	Pressão	[Pa]
$P_n$	Pressão na Aorta normal	[Pa]
$P_{Obs}$	Pressão na Aorta Obstruída	[Pa]
$s$	Razão de elemento de malha	[-]
$r_{21}$	Razão de refinamento entre as malhas 1 e 2	[-]
$r_{32}$	Razão de refinamento entre as malhas 2 e 3	[-]
$t$	Tempo	[s]
$V_{média}$	Velocidade Média	[m/s]
$\mu$	Viscosidade dinâmica	[kg/m*s]

## SUMÁRIO

<b>1. INTRODUÇÃO .....</b>	<b>14</b>
1.1 Tema .....	16
1.2 Delimitação do Tema.....	17
1.3 Problema .....	18
1.4 Objetivos .....	18
1.4.1 Objetivo Geral .....	18
1.4.2 Objetivos Específicos .....	18
1.5 Justificativa.....	18
<b>2. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA .....</b>	<b>20</b>
2.1 Metodologia da Revisão.....	20
2.2 Análise Bibliométrica .....	21
2.3 Resultados e Discussão da Revisão .....	21
2.4 Conclusão da Revisão .....	29
2.5 SimVascular .....	29
<b>3. METODOLOGIA .....</b>	<b>32</b>
3.1 Definição do Modelo Físico .....	32
3.2 Criação do Modelo 3D .....	36
3.3 Modelo Matemático .....	48
3.3.1 Balanço de massa e balanço de quantidade de movimento .....	48
3.3.2 Condições de Contorno.....	49
3.4 Método Numérico .....	51
3.5 Malha Numérica .....	52
3.6 Análise da qualidade da malha (GCI).....	54
<b>4. RESULTADOS E DISCUSSÃO .....</b>	<b>56</b>
4.1 Verificação do Modelo de simulação de escoamentos .....	56
4.2 Análise da malha utilizada .....	58
4.3 Análise da Adequação do passo de tempo.....	59
4.4 Análise do número de pulsos necessários para atingir o regime permanente periódico .....	60
4.5 Pontos de Análise nos resultados e Malha .....	61
4.5.1 Análise de Velocidade .....	63
4.5.2 Análise de Pressão .....	68

4.5.3	Análise da queda de pressão.....	74
4.5.4	Análise Tensão de Cisalhamento da Parede (WSS).....	76
4.5.5	Análise de Fluxo Fracionário de Reserva do Miocárdio (FFR).....	81
4.5.6	Resultados obtidos na simulação x Artigos da Revisão Sistemática. ....	83
<b>5.</b>	<b>CONCLUSÕES .....</b>	<b>84</b>
<b>6.</b>	<b>REFERÊNCIAS.....</b>	<b>86</b>

## 1. INTRODUÇÃO

De acordo com Rochitte (2012), em sua publicação nos Arquivos Brasileiros de Cardiologia, “Vivemos hoje em plena era da *Renascença* em imagem cardiovascular”. A imagem cardiovascular não invasiva apresentou, ao mesmo tempo, solidificação e amadurecimento de modalidades de imagem mais tradicionais e o crescimento exponencial das modalidades mais recentemente introduzidas nas análises clínicas. Assim, os exames de imagem do sistema cardiovascular vêm aumentando em quantidade e detalhes no Brasil e no mundo.

A avaliação das vias coronárias pelo método não invasivo consiste em identificar a isquemia miocárdica, obstruções nas vias, auxiliando a seleção de estenoses (e, portanto, de pacientes) mais propensas a se beneficiarem da revascularização. A metodologia é conhecida como reserva de fluxo fracionado (FFR, do inglês fractional flow reserve).

O FFR consiste na medição da razão entre a pressão, a montante e a jusante da estenose, e é utilizada para detectar se o paciente precisa ou não ser submetido a uma cirurgia. O índice é um número absoluto e pode ser usado para representar a gravidade da estenose na artéria coronária, pois um FFR de 0,80 significa que a queda de 20% na pressão arterial é causada pela estenose. O valor é clinicamente usado para identificar os pacientes (com lesões coronárias) que se beneficiam da terapia de revascularização coronária (De Bruyne et. al., 2012).

Como descrevem Nico et al. (1993), este método é embasado por extensa validação e dados clínicos robustos. A técnica da FFR foi incorporada às diretrizes de revascularização miocárdica para guiar a necessidade de revascularização de estenoses angiograficamente intermediárias em pacientes com doença arterial coronária, contribuindo para a baixa do emprego de stents e auxiliando em lesões moderadas e severas, que interferem no escoamento sanguíneo do paciente.

No entanto, apesar dos benefícios clínicos e recomendações em diretrizes, a FFR na prática clínica permanece baixa - é menor que 10% na grande maioria dos laboratórios de cateterismo, em nível mundial. Isso porque seu custo, o acréscimo de tempo ao procedimento de avaliação, o desconforto dos pacientes ao estímulo hiperêmico, bem como dificuldades de interpretação dos traçados fisiológicos em algumas situações anatômicas, podendo ser lesões em série (difusas), são algumas das explicações para a baixa adoção da FFR.

A simulação por fluidodinâmica computacional (CFD, *Computational Fluid Dynamics*) é uma alternativa para realizar a avaliação não invasiva do FFR. Para isso, imagens médicas do paciente analisado (Patient-specific) são modeladas computacionalmente, gerando uma geometria tridimensional (chamada 3D). Ela é a base para a implementação da simulação por CFD. Krishnamurthy et al. (2011) afirmam que “Modelos 3D cardíacos têm o potencial de melhorar o diagnóstico e o manejo de doenças cardíacas, integrando imagens médicas com medidas clínicas heterogêneas, sujeitas a restrições impostas pelos primeiros princípios físicos e conhecimento experimental prévio”.

No presente estudo foi realizada uma pesquisa do estado da arte em simulação hemodinâmica. A seguir foi selecionado e avaliado um software de construção de geometrias patient-specific e foram realizadas simulações fluidodinâmicas do escoamento de sangue em um código CFD, pelo método de Volumes Finitos (ANSYS Fluent).

Para a pesquisa bibliográfica foi seguido o protocolo de revisão sistemática apresentado por Dresch et al. (2015, cap. 6). O software utilizado para a construção da geometria foi o SimVascular (<http://www.simvascular.org>). Este é um programa em código aberto para construção e simulação cardiovascular, baseado no Método de Elementos Finitos, e desenvolvido pela Universidade da Califórnia dos Estados Unidos, pelos pesquisadores Charles Taylor, Nathan Wilson, Ken Wang.

Segundo Wilson et. al. (2018), “O SimVascular contribuiu para inúmeros avanços na pesquisa de doenças fundamentais, planejamento cirúrgico e design de dispositivos médicos. Um repositório de dados disponível publicamente que acompanha ( [www.vascularmodel.org](http://www.vascularmodel.org) ) e fornece dados de imagem específicos do paciente, modelos e resultados de simulação de mais de 120 casos clínicos de diferentes regiões da vasculatura, incluindo doença cardíaca cerebrovascular, coronária, aorta femoral, pulmonar e congênita.”

A geometria escolhida para análise foi a de uma aorta femoral, analisada pelo resultado de um exame de tomografia. A geometria patient-specific foi simulada e modificada artificialmente, a fim de minimizar a obstrução arterial por estenoses, da ordem de 50% e 80% de obstrução. As três geometrias foram construídas no SimVascular e as simulações do escoamento foram realizadas no software Ansys Fluent. O objetivo foi investigar o efeito da obstrução por estenose nos resultados para queda de pressão no escoamento sanguíneo, fornecendo resultados para a



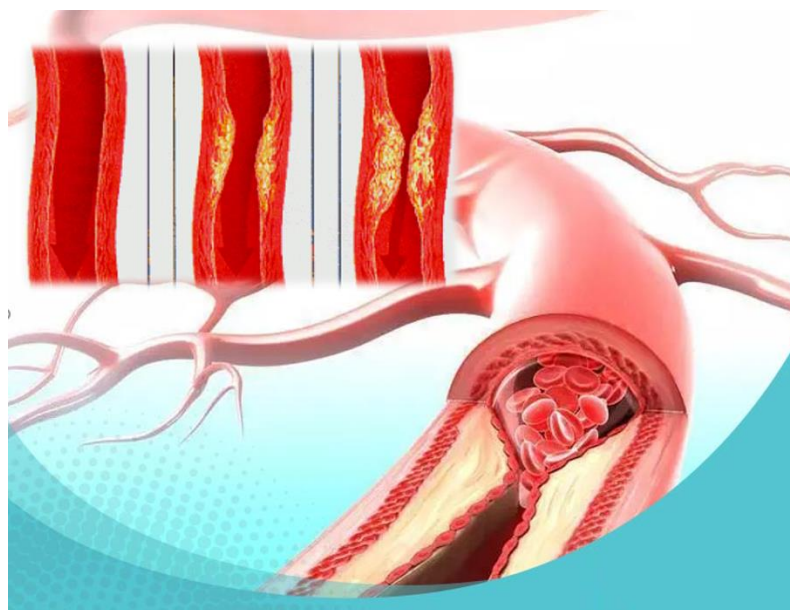
determinação da FFR e investigação do potencial deste tipo de simulação como exame diagnóstico.

Como base para avaliação dos resultados utilizou-se a edição dos Arquivos Brasileiros de Cardiologia, na qual Vieira (2020) descreve sua experiência para guiar a decisão de revascularização coronária em pacientes ao longo de quatro anos. Estes autores concluíram que 58,3% das estenoses foram graduadas como intermediárias, com seu diâmetro reduzido entre 41% e 70%; 41,7% classificadas como graves, com redução entre 71% e 90% - todos utilizando uma estimativa visual da angiografia coronária.

### 1.1 Tema

A análise hemodinâmica da vasculatura distal à aorta abdominal é fundamental para a compreensão de doenças comuns nas artérias periféricas a jusante da aorta torácica. Como citado por Rachel E Delleunt (2021), as doenças neste ponto afetam milhões de pessoas mundialmente e podem ter um efeito importante na qualidade de vida. Estas doenças se caracterizam pelo acúmulo de tecido adiposo, podendo até ser uma inflamação ou aterosclerose nas artérias dos membros inferiores. Uma das mais conhecidas, a doença de arterite de Takayasu afeta artérias de grande calibre, Figura 1, foi utilizada para a simulação, aorta femoral.

Figura 1 - Artéria obstruída e estágios da obstrução.



Fonte: (Dutra, 2019).

A Sociedade Brasileira de Reumatologia relata que a arterioesclerose vem sendo diagnosticada em aproximadamente 1 a 3 pessoas por milhão de habitantes por ano, segundo estatísticas dos Estados Unidos, Europa e Japão. Do ponto de vista epidemiológico, afeta predominantemente mulheres (80 a 90% das pessoas afetadas são do sexo feminino), com idades entre 10 e 40 anos. Outras doenças arteriais obstrutivas aumentam com a idade, podendo chegar a 20% da população.

Alguns estudos apontam que até 4 milhões de pessoas nos Estados Unidos sofrem de claudicação intermitente, causando dor nas pernas durante o exercício. A doença oclusiva aterosclerótica das artérias dos membros inferiores é uma das principais causas de dificuldade para andar, dor, ulcerações e gangrena (Reumatologia, 2010).

Como descreve Dellehunt (2021), “os sintomas de pacientes com doença oclusiva aortoiliaca podem incluir claudicação, dor em repouso nas extremidades inferiores ou formação de úlcera isquêmica nas extremidades inferiores, devido ao escoamento sanguíneo inadequado. No entanto, os pacientes também podem ser assintomáticos.” A cirurgia de ponte de safena aortofemoral, mais comum nestes casos, tem ajudado no tratamento da doença. Ela consiste em um desvio na via afetada para manter o escoamento adequado do sangue até os membros inferiores.

O TASC II (Consenso Inter-Sociedades para o Manejo da Doença Arterial Periférica) recomenda que os pacientes sejam avaliados antes de se submeter à cirurgia. Lesões do tipo A e B são recomendadas para serem submetidas à terapia endo vascular tipo D, sendo considerada de baixo risco e tipo C com alto risco e recomendados para serem submetidos à intervenção cirúrgica. Esta avaliação não invasiva, conforme o TASC recomenda, é parte fundamental para a escolha deste exemplo da aorta femoral, e para realizar a simulação, utilizando um modelo com nenhuma obstrução; 50% e 80% obstruído, utilizando uma geometria patient-specific de uma aorta femoral de acordo com as imagens fornecidas no site (SimVascular, 2017).

## **1.2 Delimitação do Tema**

O trabalho está delimitado na avaliação de uma única geometria patient-specific, cuja obstrução foi modelada artificialmente. Não se dispõe de resultados reais da FFR para esta geometria. Então, a comparação foi feita com a literatura.

### 1.3 Problema

O problema investigado foi o efeito da obstrução de uma artéria na queda de pressão do escoamento sanguíneo. Esta questão foi levantada após uma extensa revisão sistemática da literatura. Foram investigadas as técnicas para construção de modelos patient-specific para sistemas de escoamento de sangue e as principais aplicações da simulação utilizando esta modelagem, especialmente a proposta de procedimentos não invasivos baseados em simulação fluidodinâmica.

### 1.4 Objetivos

#### 1.4.1 Objetivo Geral

Avaliar o efeito da obstrução por estenose no escoamento de sangue em uma artéria aortofemoral com geometria patient-specific.

#### 1.4.2 Objetivos Específicos

- a) Revisar o estado da arte de processos de criação de geometrias computacionais patient-specific a partir de imagens médicas;
- b) Revisar o estado da arte do uso de CFD na medicina cardiovascular utilizando geometrias patient-specific;
- c) Construir um modelo computacional tridimensional com base em imagens médicas, utilizando o SimVascular;
- d) Realizar a análise fluidodinâmica no Ansys Fluent, utilizando os modelos construídos no SimVascular;
- e) Construir 3 modelos tridimensionais de simulação fluidodinâmica e avaliar o efeito das obstruções na queda de pressão através da artéria;
- f) Analisar criticamente o potencial deste tipo de abordagem para a engenharia e medicina.

### 1.5 Justificativa

A simulação cardiovascular específica do paciente se tornou um paradigma na pesquisa e está emergindo como uma ferramenta fundamental na prática clínica. Desta forma, o trabalho foi pensado em uma revisão bibliográfica, buscando

abordagens e percepções diferentes para construção de geometrias patient-specific e simulações fluidodinâmicas do escoamento sanguíneo no corpo humano, além de sua importância e aplicabilidade destes métodos.

Com base nos dados analisados, buscou-se um método eficaz para a construção dos modelos, tendo como base imagens médicas para sua criação e confrontando com um problema real. Pretendeu-se destacar a relevância destes recursos, benefícios e desafios da modelagem cardiovascular, para a simulação hemodinâmica, somando à implementação dos métodos para pesquisas clínicas e soluções de problemas do sistema cardiovascular.

## 2. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

### 2.1 Metodologia da Revisão

A metodologia de revisão e dados da literatura chamada Revisão Sistemática foi utilizada no presente trabalho, com o intuito de verificar o estado da arte com relação aos temas abordados. No presente trabalho seguiu-se o método proposto por Dresch et al. (2015, cap. 6), que por sua vez, compilou o protocolo seguido por diferentes autores.

Inicialmente, foi definido o tema central e do framework conceitual, que serviu de estrutura para a condução da pesquisa.

A questão da revisão, que serviu de ponto de partida para esta pesquisa, foi: “Abordagens e percepções diferentes para construção de geometrias patient-specific e suas vantagens para o uso clínico”. A revisão foi realizada com uma estratégia agregativa, uma vez que buscou testar uma teoria por meio da coleta de observações empíricas feitas por outros autores.

Os artigos selecionados para esta revisão foram separados de acordo com os tipos de softwares e suas diferentes aplicações. Vários métodos foram apresentados, desde os mais complexos - análises bem detalhadas de todo o modelo, aos mais simplificados - com o foco na importância da simulação cardiovascular. Foram identificados softwares comerciais e fechados, ou livres e com código aberto, para a construção do modelo e para a simulação fluidodinâmica. As aplicações são diversas: construção de sistemas cardiovasculares do coração, cérebro e de pequenos aneurismas e obstruções nas veias sanguíneas.

A base de dados Scopus / Elsevier foi selecionada como fonte de pesquisa, usando vários termos-chave e analisando a quantidade de artigos relacionados ao assunto, juntamente com o seu abstract. Os termos selecionados para a pesquisa foram: “BLOOD FLOW”, “FLOW SIMULATION”, “PATIENT-SPECIFIC” e “MEDICAL IMAGING”, além da área de pesquisa ficar limitada às pesquisas já concluídas. Os operadores booleanos não foram utilizados, pois o objetivo foi focalizar a pesquisa na construção dos modelos cardiovasculares:

```
(TITLE-ABS-KEY ("BLOOD FLOW") E TITLE-ABS-KEY ("FLOW SIMULATION") E TITLE-ABS-KEY ("PATIENT-SPECIFIC ") E TITLE-ABS-KEY ("MEDICAL IMAGING "))
```

Uma primeira avaliação foi feita com base nos resumos de cada artigo, com a intenção de descartar aqueles que, apesar de apresentarem os termos pesquisados, não são relevantes para a revisão. Após avaliação dos resumos, os estudos que atenderam aos critérios de inclusão foram lidos na íntegra. Nessa etapa, os artigos foram avaliados quanto à qualidade da execução do estudo, adequação à questão da revisão e ao foco da revisão. Os resultados foram sintetizados por meio de uma planilha eletrônica, onde foram identificados os métodos e aplicações em cada artigo.

## **2.2 Análise Bibliométrica**

Os três primeiros termos foram selecionados buscando, principalmente, o objetivo da pesquisa. O “BLOOD FLOW” foi selecionado por deixar a pesquisa focada em escoamento sanguíneo; FLOW SIMULATION foi usada com o objetivo de enfatizar a simulação CFD e ênfase no escoamento do fluido (sangue) e PATIENT-SPECIFIC, para especificar o tipo de modelo 3D utilizado. Mas apenas estes três termos não foram suficientes para obter um número consistente de artigos selecionáveis.

Para ajudar na pesquisa e análises bibliométricas dos artigos selecionados foi usado o VOSviewer, uma ferramenta de software para visualização e mapeamento de pesquisas científicas (Van Eck 2020). Com o auxílio da ferramenta, foi possível obter o quarto termo chave para a pesquisa, “MEDICAL IMAGING” obtido no software, deixou-a com maior objetividade.

Essa análise foi realizada por meio da construção de redes bibliométricas de indicadores dos artigos selecionados, que foram exportados da base de dados Scopus em planilha eletrônica e, posteriormente, importados para o software VOSviewer. A relevância dos artigos selecionados, autores e países envolvidos na pesquisa foram analisados por meio de mapas gerados por acoplamento bibliométrico, tendo como indicadores o número de publicações e citações. Além disso, foi realizada uma análise de coerência das palavras-chave utilizadas nos artigos selecionados para identificar os principais termos relacionados a esta área de pesquisa.

## **2.3 Resultados e Discussão da Revisão**

As primeiras buscas na base de dados Scopus / Elsevier consideraram diversos termos-chave, dentre eles: “SIMULATION”, “SimVascular” e “NON NEWTONIAN”, com pesquisas de 90 a 700 artigos, dependendo do arranjo das palavras. Com uma

breve leitura do abstract identificou-se poucas informações que pudessem agregar ao conteúdo do trabalho, tampouco focando na construção das geometrias.

Os três primeiros termos resultaram em 237 artigos e, após identificar o 4º termo chave utilizando o *VOSviewer*, a pesquisa se limitou em 51 artigos - todas as combinações e reações estão descritas na Tabela 1. Após a primeira análise, foram selecionados 25 artigos, considerando os diferentes métodos para a construção do modelo, diferentes aplicações e, principalmente, os softwares usados para a construção dele. A segunda análise, que consistiu na leitura de cada artigo, excluiu outros 12 artigos por conter muitos assuntos e métodos repetidos entre eles. Assim, 13 artigos foram considerados para esta revisão sistemática. A Tabela 2, apresenta um resumo das informações dos 13 artigos selecionados e numerados.

Tabela 1 - Combinação de palavras e Nº de artigos encontrados (no momento da pesquisa).

<b>Combinação de Palavras</b>	<b>Nº de artigos encontrados</b>
<i>Blood Flow</i>	379.306
<i>Flow Simulation</i>	25.794
<i>Patient Specific</i>	29.118
<i>Medical Imaging</i>	131.281
<i>Blood Flow + Flow Simulation</i>	962
<i>Blood Flow + Patient Specific</i>	1.884
<i>Blood Flow + Medical Imaging</i>	2.816
<i>Blood Flow + Flow Simulation + Patient Specific</i>	237
<i>Blood Flow + Flow Simulation + Medical Imaging</i>	98
<i>Patient Specific + Flow Simulation + Medical Imaging</i>	62
<i>Blood Flow + Flow Simulation + Patient Specific + Medical Imaging</i>	51

Fonte - Elaborada pelo(a) autor(a).

Tabela 2 – Resumo dos artigos selecionados.

<b>Nº</b>	<b>Primeiro Autor</b>	<b>Título</b>	<b>Ano</b>	<b>Título da Fonte</b>
1	Velho, I.	<i>Análise de CFD para avaliação de parâmetros hemodinâmicos específicos do paciente em Aneurismas Cerebrais.</i>	2020	<i>IFMBE Process</i>
2	Dong M.	<i>Leis de dimensionamento baseadas em imagem para crescimento somático e</i>	2020	<i>Integrative Cardiovascular</i>

		<i>morfometria da artéria pulmonar da infância à idade adulta</i>		<i>Physiology and Pathophysiology</i>
3	<i>Mikhal, J.</i>	<i>Estudos de simulação de escoamento, com ultrassom totalmente resolvidos no modelo de aneurisma carótida stented</i>	2019	<i>Progress in Biomedical Optics and Imaging - Proceedings of SPIE</i>
4	<i>Fossan, F.E.</i>	<i>Análise de Quantificação e Sensibilidade da Incerteza para Estimativa computacional da FFR em Doença Arterial Coronariana Estável</i>	2018	<i>Cardiovascular Engineering and Technology</i>
5	<i>Mukherjee, D.</i>	<i>O papel do círculo de Willis Anatomy Variações cárdia embólico: Um estudo baseado em simulações Patient-Specific.</i>	2018	<i>Annals of Biomedical Engineering</i>
6	<i>Wilson, N.M.</i>	<i>Usando um gateway científico para fornecer software SimVascular como um serviço de instrução em sala de aula.</i>	2018	<i>ACM International Conference Proceeding Series</i>
7	<i>Updegrove, A.</i>	<i>SimVascular: Um pipeline de código aberto para simulação cardiovascular.</i>	2017	<i>Annals of Biomedical Engineering</i>
8	<i>Paul D Morris</i>	<i>Computação fluidodinâmica e modelamento cardiovascular na medicina</i>	2015	<i>Educationin Hearf</i>
9	<i>Kim, K.H.</i>	<i>Patient-specific simulação de escoamento sanguíneo da artéria coronária usando partição de volume miocárdio.</i>	2013	<i>Proceedings of SPIE - The International Society for Optical Engineering</i>
10	<i>Graf, I.M.</i>	<i>Benefícios clínicos da integração de modelos cardíacos e vasculares.</i>	2011	<i>Expert Opinion on Medical Diagnostics</i>
11	<i>He, X.</i>	<i>Lattice Boltzmann simulação de hemodinâmica da artéria cerebral.</i>	2009	<i>Computers and Fluids</i>
12	<i>Rayz, V.L.</i>	<i>Simulação numérica de escoamento pré e pós-cirúrgico em um aneurisma basilar gigante.</i>	2008	<i>Journal of Biomechanical Engineering</i>
13	<i>Lee, K.W.</i>	<i>Modelo de computador baseado em imagem de ultrassom de uma artéria carótida comum com uma placa</i>	2004	<i>Medical Engineering and Physics</i>

Fonte – Elaborada pelo(a) autor(a).

Todos os autores utilizaram de métodos e softwares diferentes para a construção das geometrias Patient-specific. Quanto à aplicação foi identificado



diferentes pontos cardiovasculares utilizados, alguns retirados de bibliografia, outros de pacientes reais. Entretanto, todos os meios de construção utilizaram imagens de tomografia computadorizada ou ultrassom. A Tabela 3 apresenta o método utilizado, suas respectivas aplicações dos artigos selecionados e pontos que ficaram em aberto para trabalhos futuros.

Tabela 3 – Principais pontos analisados nos artigos selecionados.

<b>N°</b>	<b>Método</b>	<b>Software</b>	<b>Aplicação</b>	<b>Possibilidades Futuras</b>
1	Método dos elementos Finitos	ITKSnap, Mesh-Lab e Gmsh	Sistema Vascular do Coração	Analisar outros comportamentos do escoamento sanguíneo próximo a parede.
2	Tomografia de diferentes pacientes	SimVascular	Artéria pulmonar	Ampliar as idades das pessoas na pesquisa dos modelos pulmonares.
3	Método Ultrassom	Meshmixer e OpenFOAM	Aneurisma de Carótida com Stent	Modelagem 3D e técnicas de impressão.
4	Por seções	ITKSnap, Mesh-Lab e Gmsh	Doença arterial coronariana	Verificar a viabilidade dos métodos com outras geometrias.
5	Círculo de Willis	SimVascular	Acidente Vascular Cerebral	Realizar mais testes aumentando o número de pacientes.
6	Aplicação em salas de aula	SimVascular	Importância da construção dos modelos 3D	Deixa em aberto todas as pesquisas que podem ser realizadas
7	Método de segmentação 3D	SimVascular	Passo a passo para criação do modelo	Aprimorar o método de criação e deixando-o mais rápido e eficiente.
8	Partição do volume do miocárdio	ITKSnap, Mesh-Lab e Gmsh	Artéria coronária com a partição de volume miocárdico	Base para pesquisa envolvendo mais pacientes.
9	Não especificado	Citação de Vários Softwares	Benefícios Clínicos da construção dos modelos	É citado muitos métodos e suas

			<i>e dificuldades na construção</i>	<i>principais dificuldades de construção que podem ser melhoradas.</i>
10	<i>Método Básico</i>	<i>Não especificado</i>	<i>Benefícios Clínicos da construção dos modelos</i>	<i>Viabilidade que os modelos podem trazer para a área Médica.</i>
11	<i>Método Lattice Boltzmann</i>	<i>OpenFOAM</i>	<i>Artéria cerebral</i>	<i>Aplicação do método em outros modelos</i>
12	<i>Método de segmentação 3D</i>	<i>3D RAPIDFORM INUS Technology</i>	<i>Aneurisma Basilar Gigante</i>	<i>Ampliar o estudo para outros pacientes com os mesmos sintomas.</i>
13	<i>Modelagem, processamento e Interação fluidos sólido</i>	<i>ICEM CFD Engineering, Warwick CV23, UK</i>	<i>Artéria carótida em ultrassom</i>	<i>Aprimoramento do método e obtendo uma melhor fidelidade no modelo criado.</i>

Fonte – Elaborada pelo(a) autor(a).

Todos os autores tem em comum o objetivo de utilizar o CFD para diagnóstico ou uma ferramenta de tomada de decisão em tratamentos cardiovasculares, de maneira invasiva o mais eficaz e confiável, onde;

Velho (2020) construiu a geometria tridimensional (3D) a partir de imagens médicas de aneurismas cerebrais específicos dos pacientes. Foram aplicadas técnicas para derivar as condições de contorno. A análise de aneurismas estáveis (sem crescimento) e instáveis (com alterações morfológicas) forneceu uma comparação entre as possíveis razões para seu crescimento morfológico. Estas situações foram modeladas e feitas às devidas simulações e, por fim, comparando com os resultados de exames já realizados. Contudo, esta análise do escoamento próximo à parede consiste em um novo método para descrever o comportamento do escoamento, de uma forma mais detalhada que pode fornecer informações interessantes para futuras pesquisas.

Dong (2020) apresentou um estudo morfométrico de PAs saudáveis, utilizando como base crianças e adultos (de 3 a 62 anos de idade). Obteve diâmetros e comprimentos de PAs escalonados, com a ordem dos vasos e alometricamente com as métricas do paciente, como BSA, altura e idade. Utilizou o expoente do raio de Murray, obtendo tendências no modelo, realizou regressões para obter um certo padrão de modelo, onde apenas o índice de tortuosidade teve mudanças com as

diferentes idades. A conectividade dos PAs não mudou de crianças para adultos e os resultados estabeleceram informações morfométricas de PAs saudáveis e relações de escala de crianças para adultos, assim podendo ser utilizadas para comparações futuras.

Mikhal (2019) apresentou um método para simulações de escoamento sanguíneo em um modelo de aneurisma de artéria carótida, onde o trabalho compreendeu a geometria construída no software, com imagens de ultrassom, e uma parte experimental, com fabricação de um modelo impresso, em conjunto de uma parte numérica de simulações de escoamento sanguíneo, utilizando-se com e sem colocação de stent. O método permitiu a comparação do antes e depois da colocação do stent em qualquer geometria 3D, e dando a possibilidade de validar simulações numéricas e experimentais.

Fossan (2018) construiu um modelo 3D usando imagens de tomografia, tendo desde uma análise do modelo, criação, parametrização, caminhos e relações de aproximação dos raios da geometria desenhada. Encontrando o raio mais indicado, deixando-o mais próximo do real. Modelos e condições de contorno, envolvendo as veias coronárias (do coração), tanto do lado esquerdo quanto do direito, utilizou imagens de 13 pacientes de diferentes idades, e coletando informações e uma análise minuciosa dos resultados.

Mukherjee (2018) realizou uma análise toda avaliada numericamente, onde utilizou o software SimVascular acompanhado do método do círculo de Willis, também chamado de círculo arterial cerebral, onde foi utilizado um total de 24 pacientes como base para os modelos - estes com anatomias dos êmbolos cardiogênicos de tamanhos e composições variadas, lançados virtualmente e monitorados para calcular a distribuição ao cérebro. Os resultados obtidos estabelecem que as variações anatômicas do círculo, influenciam, significativamente, o êmbolo na distribuição das principais artérias cerebrais.

Wilson (2018), com o intuito de mostrar a importância do SimVascular no meio acadêmico, para pesquisas relacionadas ao escoamento sanguíneo com base em elementos finitos, pesquisa de doenças, design de dispositivos médicos e planejamento cirúrgico. Mostrando um passo a passo, com o manuseio do programa e dicas para facilitar a construção de um modelo mais adequado para seu uso na simulação fluidodinâmica no meio acadêmico.

Updegrave (2017) descreveu as principais características do software SimVascular e demonstrou brevemente sua aplicação com exemplos de estudos de casos disponíveis publicamente. Descreveu os procedimentos e alternativas que o software fornece, desde a criação do 2D ou do 3D; mostrou que por ser um software de código aberto, muitos recursos podem ser acoplados para se obter uma integração com outros programas e, assim, um modelo completamente configurável, com muitas variações, além da facilidade na edição.

Paul D Morris (2015) apresentou métodos, benefícios e desafios associados à construção dos modelos cardiovasculares para a utilização clínica, desde construção de próteses e em cirurgias mais complexas. Mostrou os modelos matemáticos aplicados em diferentes situações. Diferentes modelos tabelados e aplicados com o que estas pesquisas mostraram, além de uma lista de hipóteses de melhoria para cada aplicação. Os softwares disponíveis no mercado, que são diversos, com o mesmo objetivo, porém a qualidade deste, devendo ser analisada e validada para cada utilização.

Kim (2013) apresentou um novo método de simulação do escoamento sanguíneo coronário, específico para um paciente por partição do volume do miocárdio. Ele considerou a estrutural da artéria, aplicando esse conceito para configurar as condições de simulação, de maneira a considerar o maior número possível de características específicas do paciente, a partir de imagens médicas. Segmentou-se as artérias coronárias e o miocárdio separadamente, dividido em várias regiões, com base na vasculatura coronária. Este apresentou um resultado de 77% de precisão, tendo assim, base para mais pesquisas com mais pacientes, obtendo um padrão de análise e construção, pois as condições de contorno mudam.

Graf (2011) realizou o diagnóstico e monitoramento das doenças cardiovasculares (DCV) e o papel atual dos modelos matemáticos cardíacos e vasculares. Descreveu os modelos cardíacos, incluindo anatomia cardíaca, eletrofisiológica, propagação de excitação elétrica, mecânica e escoamento de fluido em relação à função vascular. Contendo a modelagem vascular da formulação matemática, aplicação clínica e possibilidade de integração das funções cardíacas. Enfatizou-se os benefícios futuros para as simulações cardiovasculares no diagnóstico e tratamento terapêutico.

He (2009) construiu um modelo geométrico preciso (uma superfície vascular lisa) e uma malha de volume de alta qualidade para simulação hemodinâmica, usando

malhas não estruturadas ajustadas ao corpo. Baseada na grade cartesiana, no qual a técnica de suavização de superfície (Modelo de treliça de Boltzmann), definida por nível, e o solucionador de escoamento são fortemente combinados de maneira lógica, e outras variáveis, como velocidade e pressão, possam ser reproduzidas com bastante precisão na simulação.

Rayz (2008) demonstrou que os modelos computacionais podem fornecer hipóteses a serem testadas em estudos futuros e oferecer orientações para o tratamento intervencionista de aneurismas cerebrais, utilizando um modelo computacional de escoamento em um aneurisma basilar antes e após a oclusão de uma artéria vertebral de uma mulher de 57 anos. Apresentados estudos seriados de RM que revelaram mudanças na morfologia do aneurisma e nas condições de escoamento de contorno, imediatamente após a terapia. Apresentando o potencial das simulações CFD para a avaliação pré-operatória de diferentes opções terapêuticas para doença aneurismática.

Lee (2004) realizou uma interação fluido-estrutura em uma simulação de uma artéria carótida comum, levemente estenosada, e o escoamento fisiológico consequente, com condições estruturais. Mostrando estudos experimentais e numéricos, sugerindo que ambientes hemodinâmicos e mecânicos específicos podem influenciar a termogênese, a subsequente progressão da doença e possível ruptura da placa. Com uma análise da parede do modelo, onde foi desenhado com o auxílio de imagens em pixels, seguindo os quadros e depois suavizando as curvas para obter uma parede próxima do real. Também demonstrando que o modelamento da parede interfere diretamente nas tensões e velocidade do fluido internamente.

Com muitos artigos analisados, pode-se perceber a versatilidade que esses modelos têm e, principalmente, a perspectiva de utilização da ferramenta na medicina cardiovascular. Contudo, as condições de contorno, qualidade da imagem, tempo de análise e custo do procedimento ainda são entraves para que este procedimento seja viável e de fácil utilização.

Com a análise fluidodinâmica também é possível realizar uma verificação da parede e suas respectivas resistências à ruptura, mas todas estas variáveis são de bastante complexidade. Os estudos com testes destrutivos dos modelos são escassos, realizados em aortas de doadores de órgãos e tecido obtido em necrópsia ou fragmentos de aneurismas de pacientes operados e com resultados discordantes (Conti M., 2020).

## 2.4 Conclusão da Revisão

A revisão constatou que a simulação computacional dos principais fenômenos biológicos é um campo em estágio de amplo desenvolvimento. Os modelos cardiovasculares permitem um novo olhar sobre as fisiopatologias. Os modelos patient-specific são cruciais para a análise individualizada. Os resultados de simulações podem trazer resultados importantes para o diagnóstico e a tomada de decisão em procedimentos terapêuticos e cirúrgicos.

Citando alguns dos principais potenciais da geometria, (Paul D. Morris, 2015);

- a) Uma técnica não invasiva permite o planejamento e estratégia de tratamento, comiserando uma análise inicial para que se tenha uma visão ampliada do modelo e, com isso, tornando a cirurgia mais objetiva, com uma probabilidade de melhor êxito;
- b) Identificar possíveis progressões do aneurisma e, assim, estabelecendo um tratamento ideal;
- c) Estimar onde possíveis oclusões podem estar ou seus respectivos deslocamentos ao longo da corrente sanguínea;
- d) Simular terapias invasivas no paciente e identificar pontos de escoamento sanguíneo com maior risco antes da cirurgia;
- e) Analisar possíveis locais de ruptura de aneurismas.

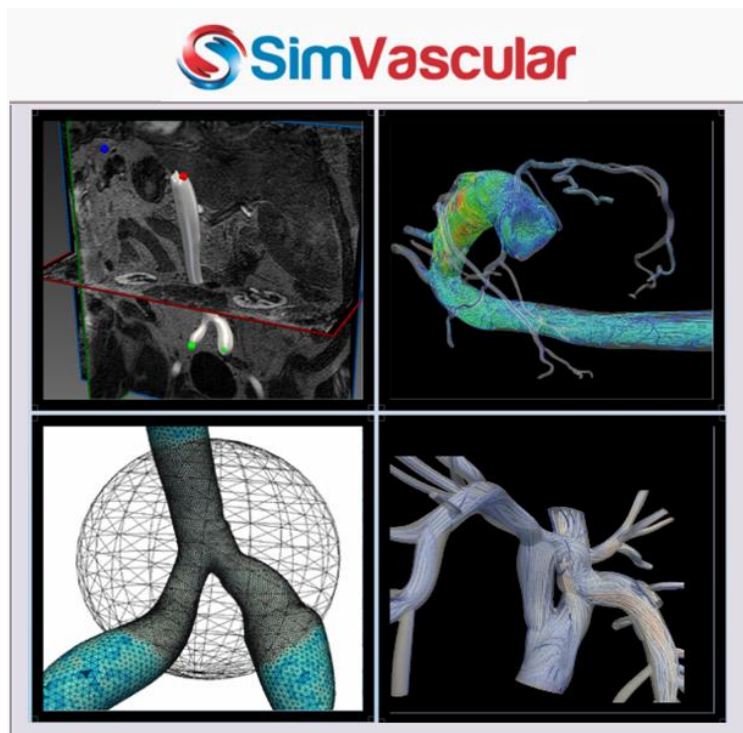
Dessa forma, na análise dos artigos, foram priorizados os trabalhos que utilizaram códigos livres e abertos, e uma análise de seu desempenho. Esta que nos permitiu inferir que o software SimVascular tem um grande potencial para a criação de modelos patient-specific e simulação da fluidodinâmica do sangue.

## 2.5 SimVascular

O SimVascular (<http://www.simvascular.org>) é um software livre, de código aberto, em progressão contínua, que permite aos usuários construir modelos anatômicos específicos do paciente com base em imagens médicas, tomografia ou ultrassom e realizar simulações numéricas do escoamento sanguíneo no modelo criado. Este software tem sido útil para a pesquisa de doenças, design de dispositivos médicos e planejamento cirúrgico, como é mostrado no banner do site, Figura 2 . O software consiste em dois executáveis principais: uma parte em CAD, para geração

da geometria 3D, e um aplicativo de análise de escoamento, com várias funcionalidades úteis para a simulação do escoamento sanguíneo.

Figura 2 – Demonstração de modelos no SimVascular.

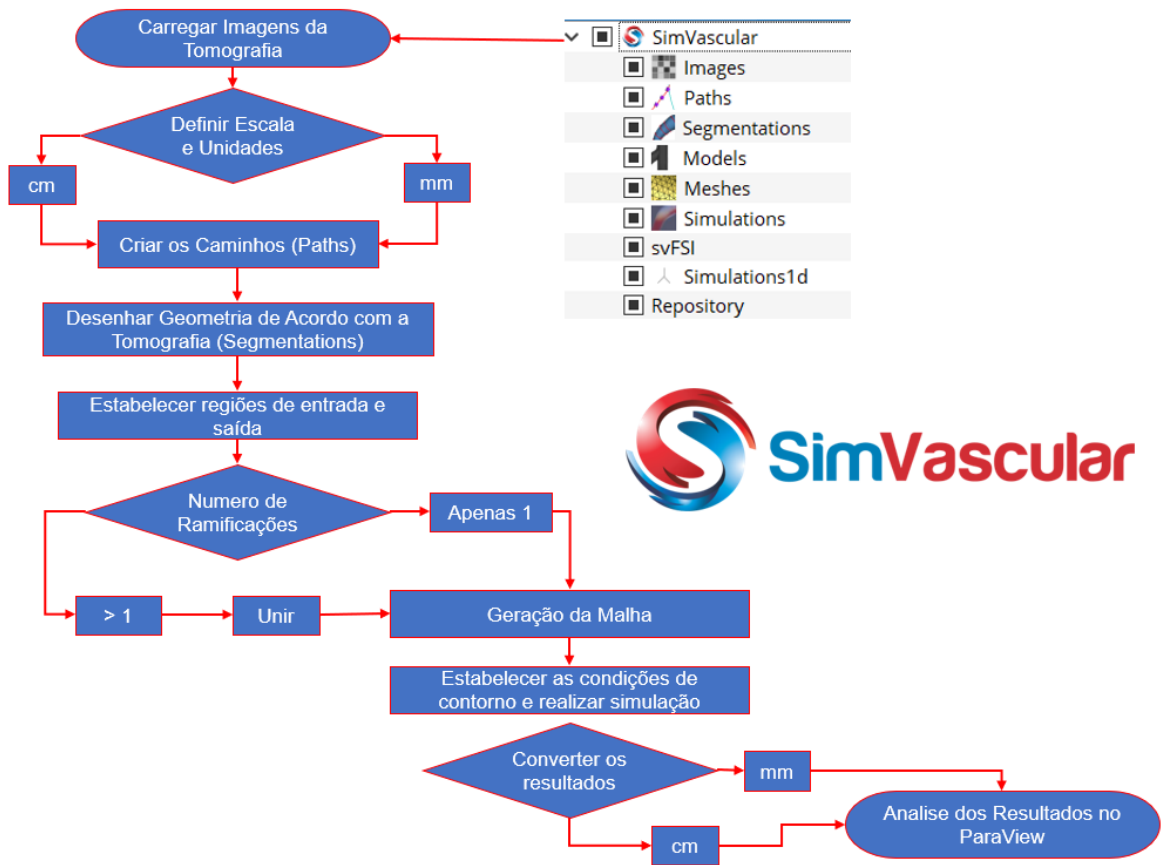


Fonte: (<http://www.simvascular.org>).

O aplicativo para geração da geometria patient-specific permite aos usuários criar modelos anatômicos específicos do paciente a partir das imagens de tomografia ou ressonância magnética. O módulo de simulação é utilizado para gerar as malhas dos elementos finitos, prescrever as condições de limite, configurar a análise e rodar a simulação, seguindo o fluxograma da Figura 3. A simulação do escoamento sanguíneo é realizada utilizando a Fluidodinâmica Computacional (*CFD – Computational Fluid Dynamics*) usual, ou seja, a solução numérica das equações usuais da dinâmica dos fluidos (balanço de massa e quantidade de movimento). O método empregado pelo SimVascular é o Método de Elementos Finitos (Hughes, 2000). O software possui uma biblioteca de projetos padrão, mas pode ser configurado para novas aplicações.

O SimVascular foi integrado com sucesso em cursos de pós-graduação em modelagem cardiovascular em várias instituições, incluindo Stanford, UC Berkeley, Purdue, e Marquette, com o objetivo de apresentar a modelagem de última geração aos alunos e tendo uma base para projetos práticos na área de pesquisa clínica (Wilson, 2018).

Figura 3 - Fluxograma de projeto no SimVascular.



Fonte: Elaborada pelo(a) autor(a).

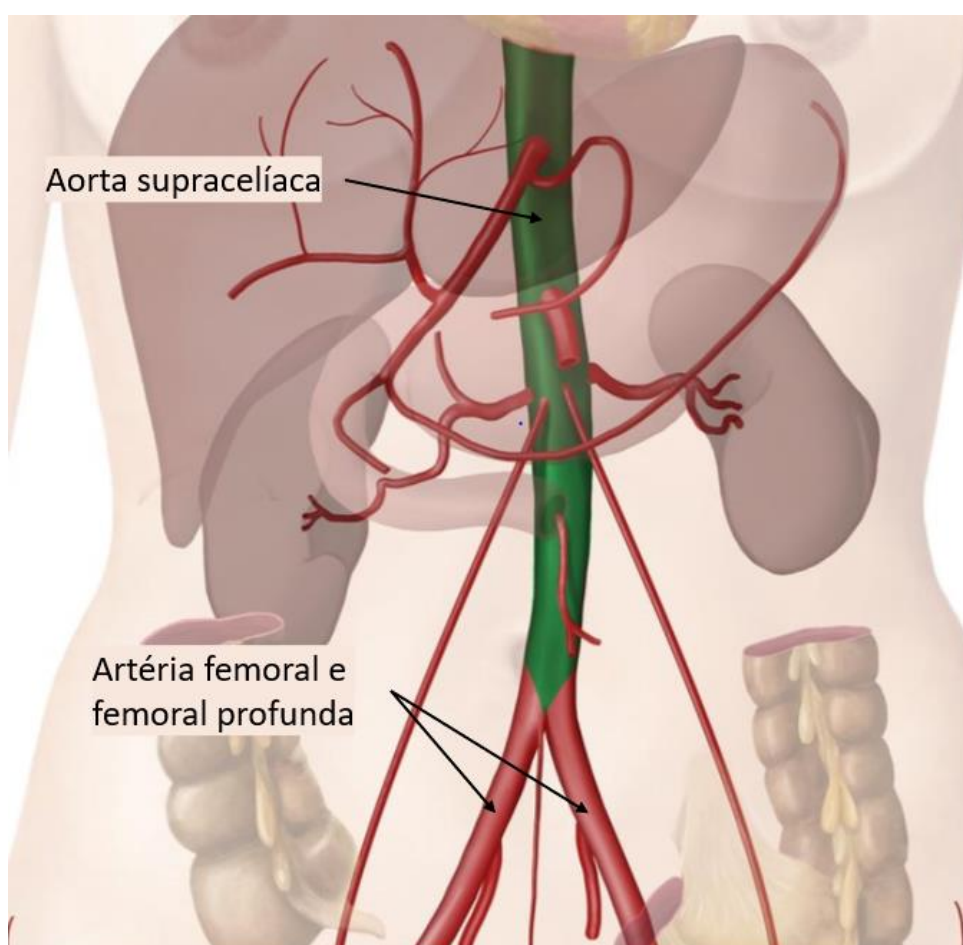


### 3. METODOLOGIA

#### 3.1 Definição do Modelo Físico

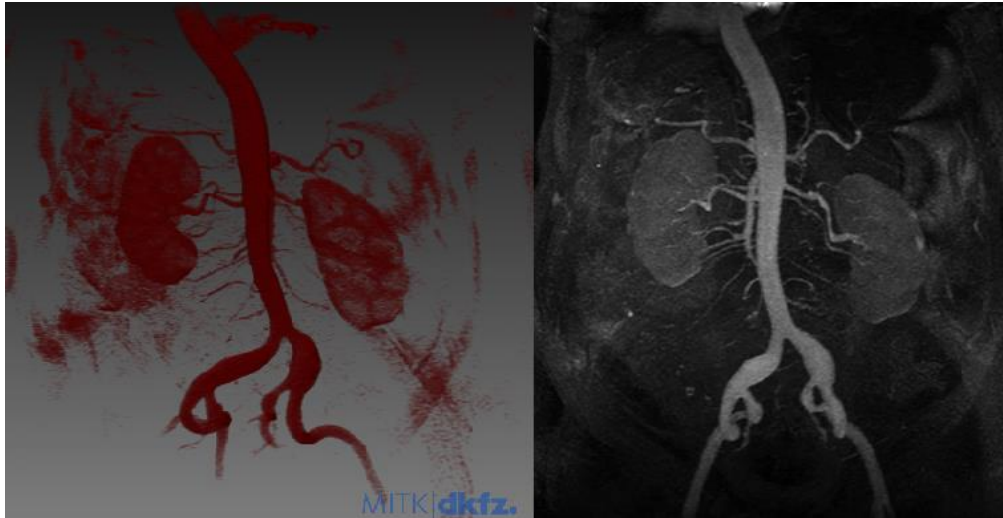
O modelo físico estudado consiste em uma artéria que se estende da aorta supracelíaca à bifurcação da artéria femoral e femoral profunda, conforme Figura 4. Foram utilizadas imagens de um exame de tomografia, disponíveis publicamente no site do SimVascular ( <http://www.simvascular.org> ). As imagens mostradas na Figura 5 são de um paciente com 67 anos, do sexo masculino.

Figura 4 - Aorta localizada no corpo humano.



Fonte: (<https://www.kenhub.com>).

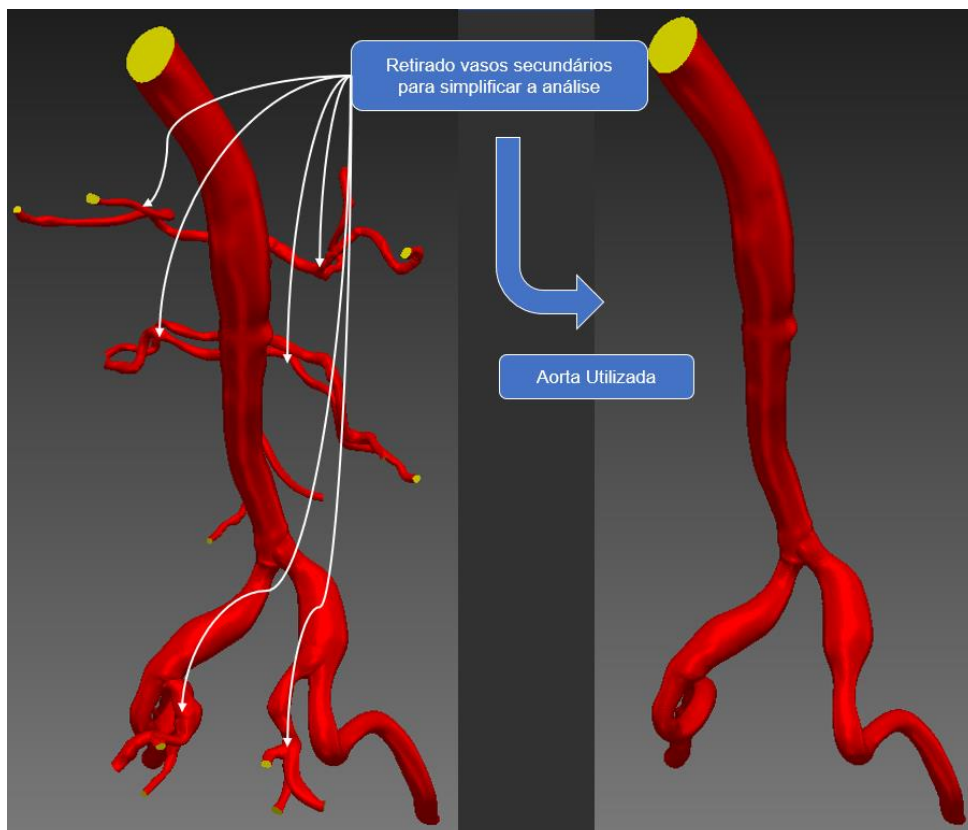
Figura 5 – Aorta Femoral renderizada x Imagem da Tomografia.



Fonte: ( <http://www.simvascular.org> ).

O modelo construído contém alguns vasos secundários, Figura 6, porém com o intuito de simplificar a simulação eles foram retirados do modelo e, assim, utilizado somente o caminho principal da aorta.

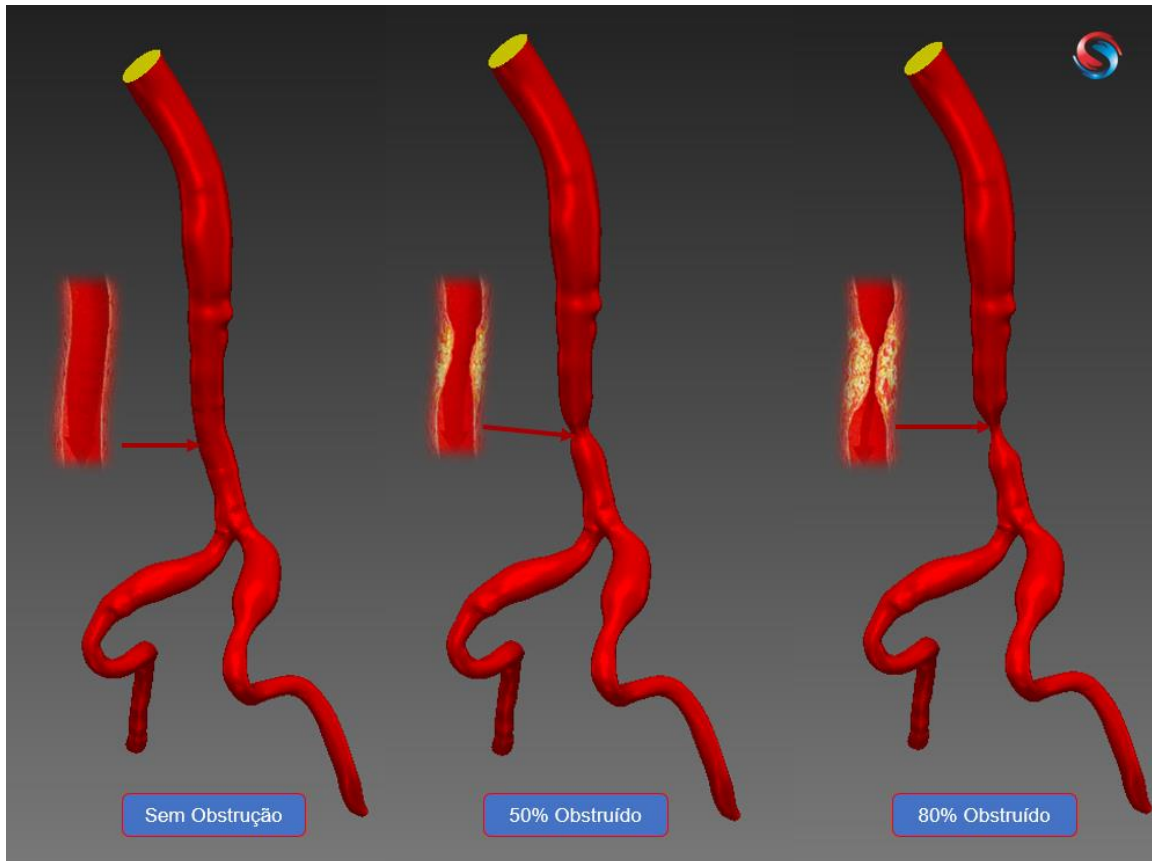
Figura 6 - Modelo simplificado.



Fonte: Elaborada pelo(a) autor(a).

A fim de verificar o efeito da obstrução parcial da artéria pelo depósito de gordura (estenose), além do modelo construído a partir do exame do paciente, foram considerados dois modelos nos quais a fisiologia da artéria é a mesma, mas com obstruções simulando estenoses da ordem de 50% e 80%, localizado no centro do modelo Figura 7.

Figura 7 - 3 Modelos utilizados na simulação.



Fonte: Elaborada pelo(a) autor(a).

Dados volumétricos de imagem específicos do paciente foram obtidos para criar os modelos. O sistema de coordenadas (x, y, z) foi assumido para a orientação dos dados da Figura 8, unidades conforme padrão do SimVascular, onde comprimento em centímetro (cm), massa em gramas (g) e tempos em segundos (s).

Espaçamento e dimensões da amostra são fornecidos na direção direita-esquerda (R), anterior-posterior (A) e superior-inferior (S), contidos na Tabela 4.

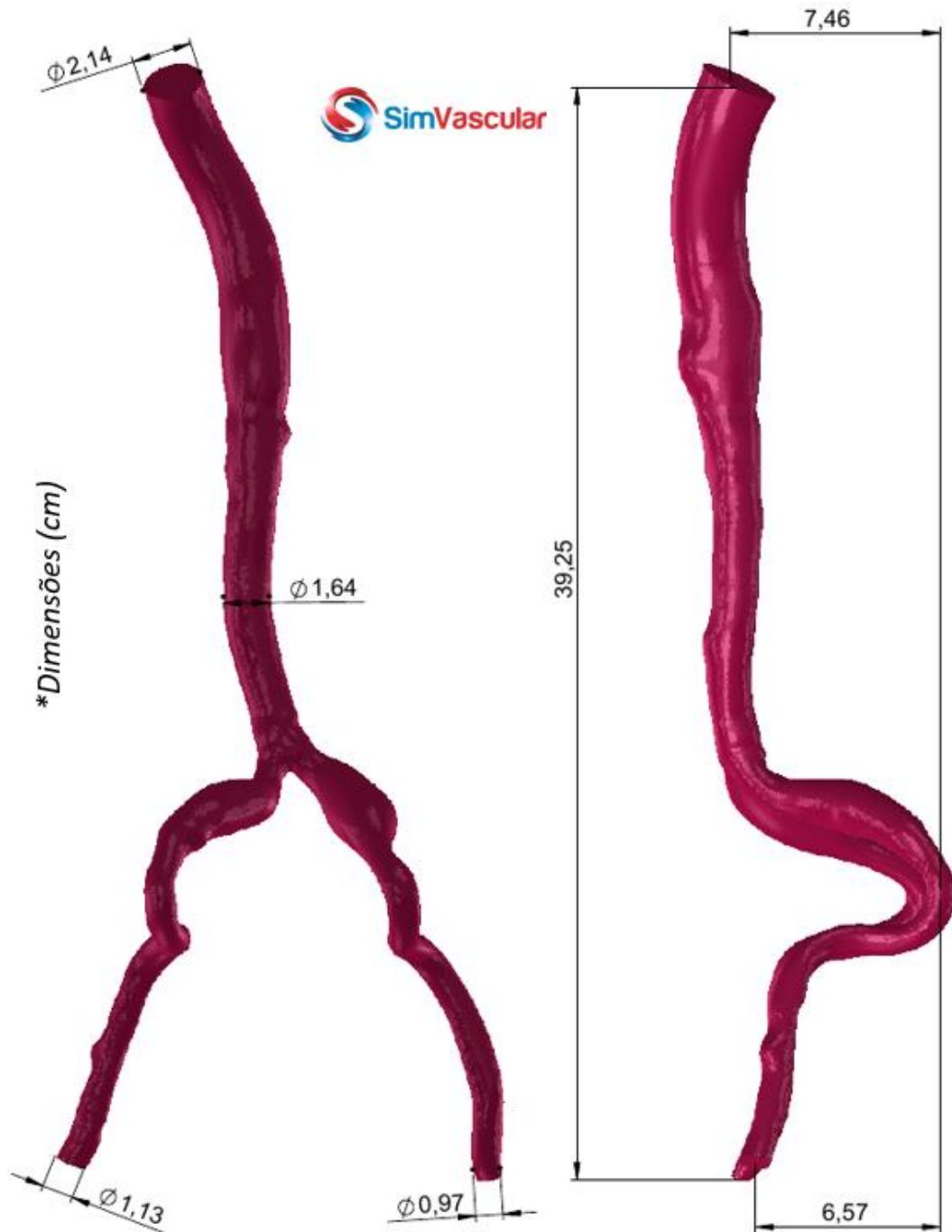
Tabela 4 – Detalhes da Aorta Femoral.

	<b>R</b>	<b>A</b>	<b>S</b>
<i>Espaçamento da amostra (mm)</i>	<i>0,781</i>	<i>20000</i>	<i>0,781</i>
<i>Dimensões da amostra (mm)</i>	<i>512</i>	<i>64</i>	<i>512</i>
<i>Dimensões Físicas (mm)</i>	<i>400</i>	<i>128</i>	<i>400</i>

Fonte: (<http://www.simvascular.org>).

Dados de entrada do modelo são fornecidos como: período cardíaco *0,75 s*, débito cardíaco de *6,12 l/min* e pressão média *94 mmHg*, a pressão da sístole *117 mmHg* e *78 mmHg* para a diástole, considerando um pessoal com pressão normal, conforme o Departamento de Hipertensão Arterial (Cardiologia s.d.).

Figura 8 - Dimensões do Modelo.



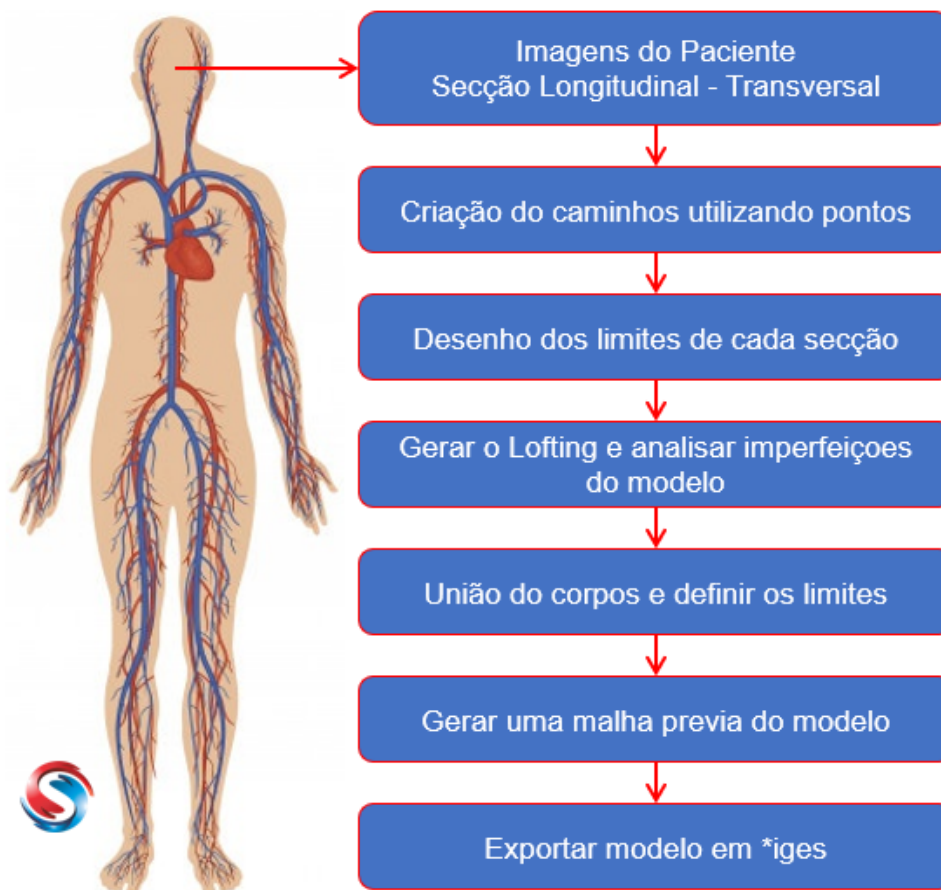
Fonte: Elaborada pelo(a) autor(a).

### 3.2 Criação do Modelo 3D

Este item trata da construção dos modelos sólidos geométricos 3D, a partir de imagens médicas da aorta femoral. A partir da segmentação bidimensional (2D), cria-se um modelo computacional sólido tridimensional (3D) para ser empregado na

simulação fluidodinâmica. A Figura 9 mostra o fluxograma do processo de criação da geometria patient-specific 3D.

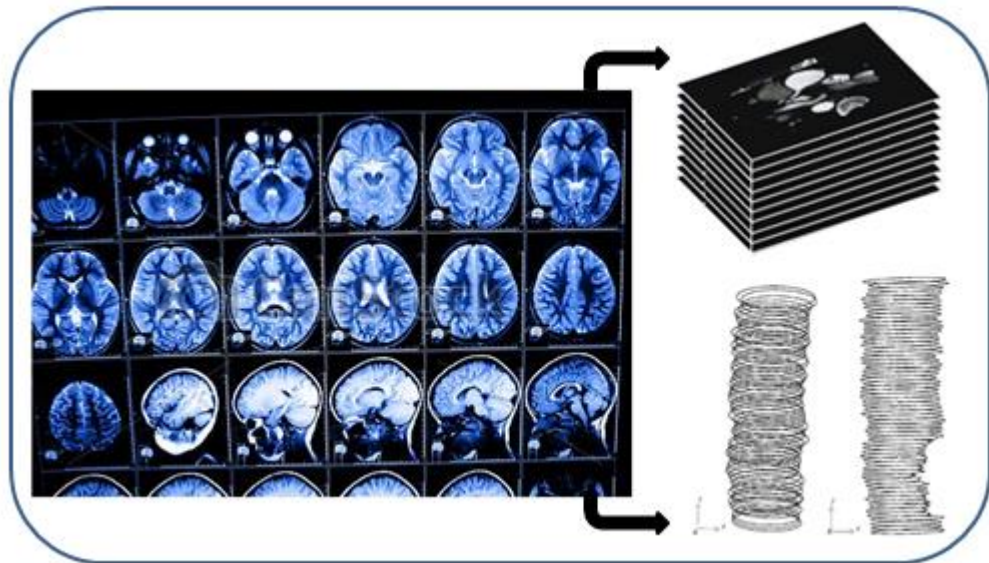
Figura 9 – Etapas que compõem a metodologia de construção utilizada no trabalho.



Fonte: Elaborada pelo(a) autor(a).

As imagens da tomografia estão disponibilizadas no site (<http://www.simvascular.org>) para a construção do modelo 3D. Elas foram retiradas do paciente, disponíveis no sentido longitudinal e transversal. Ao todo foi gerado um total de 65 imagens, todas segmentadas conforme o exemplo da Figura 10. As imagens foram numeradas de maneira sequencial, pois no momento de inseri-las no SimVascular, elas se organizam de maneira sequencial automática, uma sobre a outra (empilhadas), na ordem que se encontram na pasta, formando assim um grande conjunto de imagens.

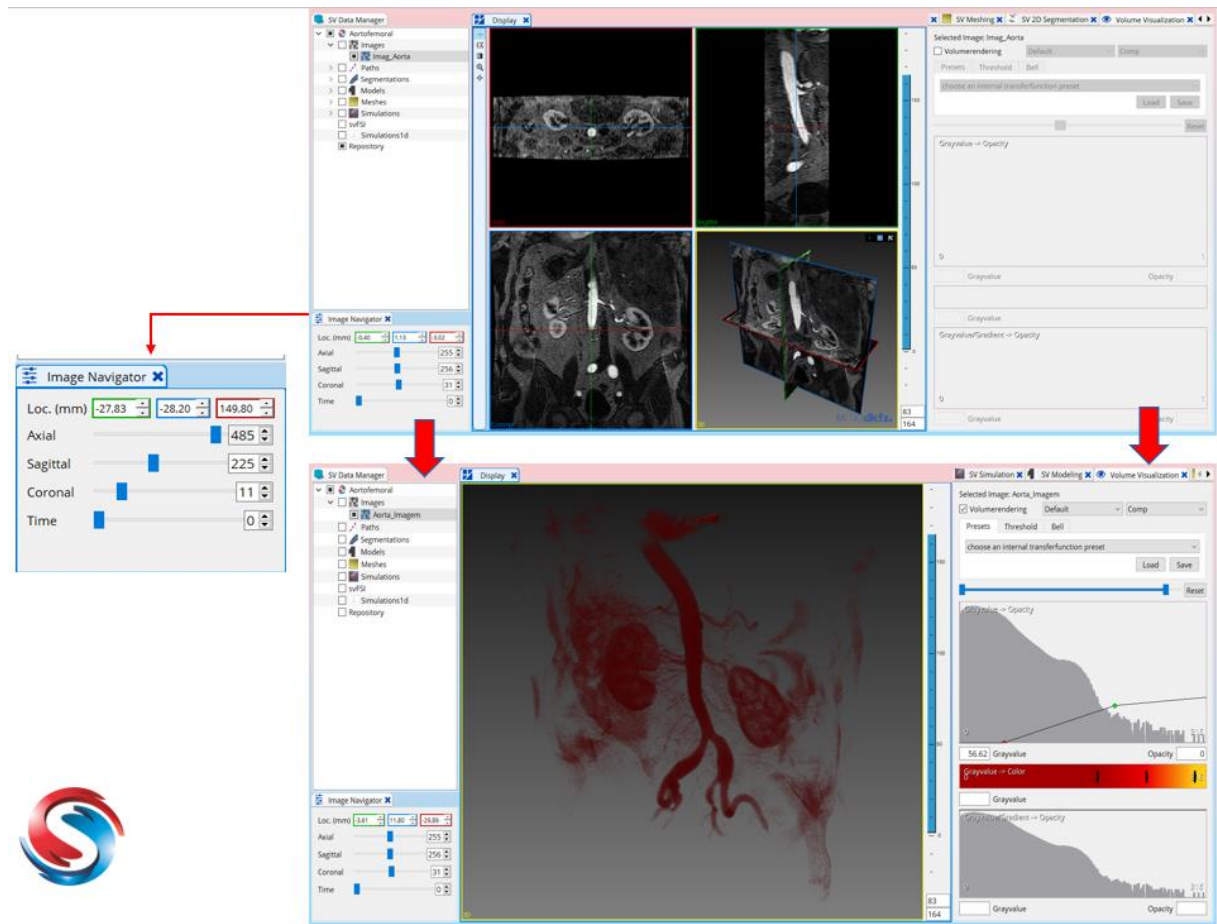
Figura 10 – Conjunto de Imagens utilizadas no SimVascular.



Fonte: Elaborada pelo(a) autor(a).

Com o carregamento das imagens é escolhido que a unidade de medida para construção do modelo seja em centímetros. Antes da construção dos caminhos é possível visualizar uma nuvem de pontos. O software constrói uma prévia da geometria somente com o auxílio das imagens, conforme ilustra a Figura 11. Esta figura mostra a interface do SimVascular durante o processo de construção do 3D. Com o objetivo de ajudar na compreensão do modelo é disponibilizado, no canto, as coordenadas dos eixos  $x$  (*segittal*),  $y$  (*coronal*) e  $z$  (*axial*) para orientação e retirada de medidas.

Figura 11 – Imagens Distribuídas no Projeto e Visualização prévia do modelo com nuvem de pontos.

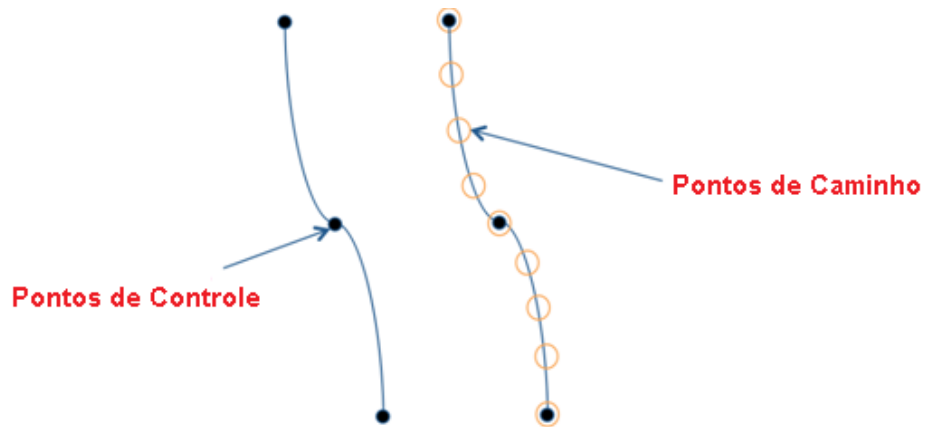


Fonte: Elaborada pelo(a) autor(a).

Para a criação do caminho, o SimVascular utilizou como referência um caminho de pontos, divididos em pontos de controle - fundamentais para a construção do caminho, pois consistem no centro de cada camada do modelo e estabelecidos no momento da construção; e em pontos de caminho, que definem um vaso e são calculados utilizando um *spline* - baseado nos pontos de controle, o software constrói de maneira manual nos intervalos dos pontos de controle, conforme mostra a Figura 12.



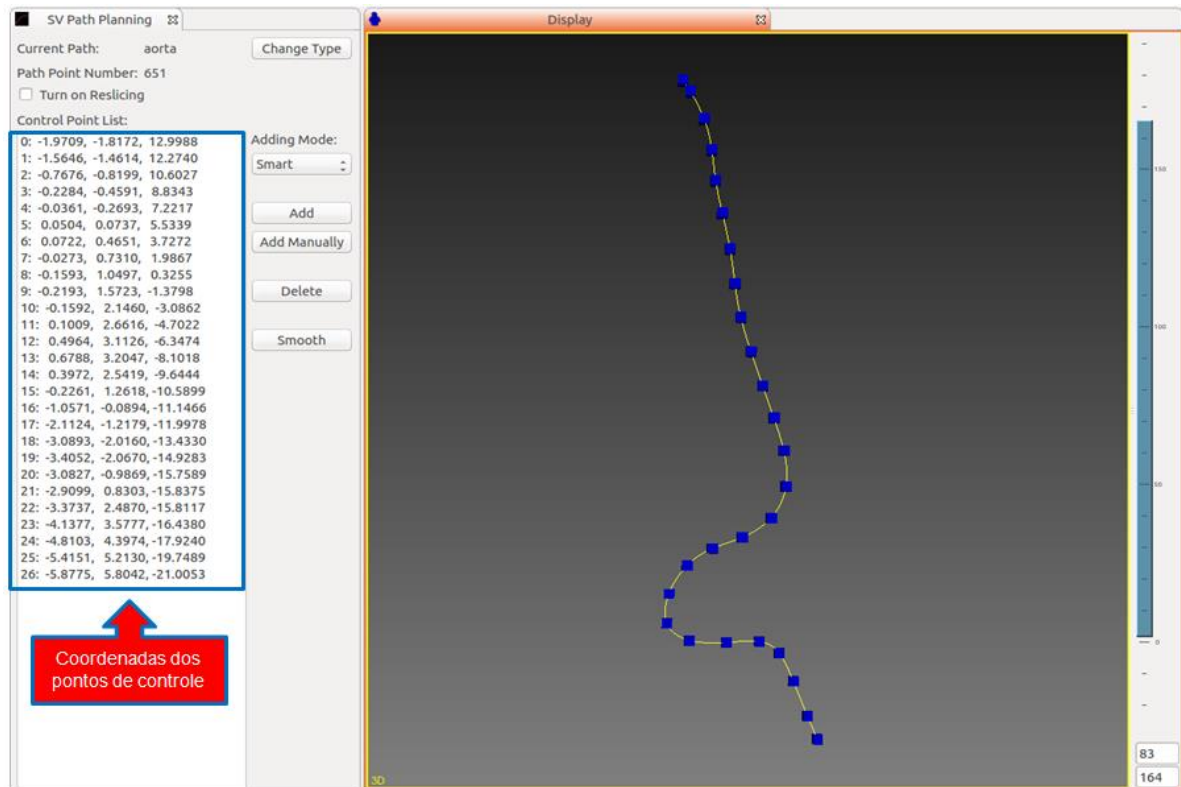
Figura 12 – Pontos ao longo do caminho.



Fonte: (<http://www.simvascular.org>).

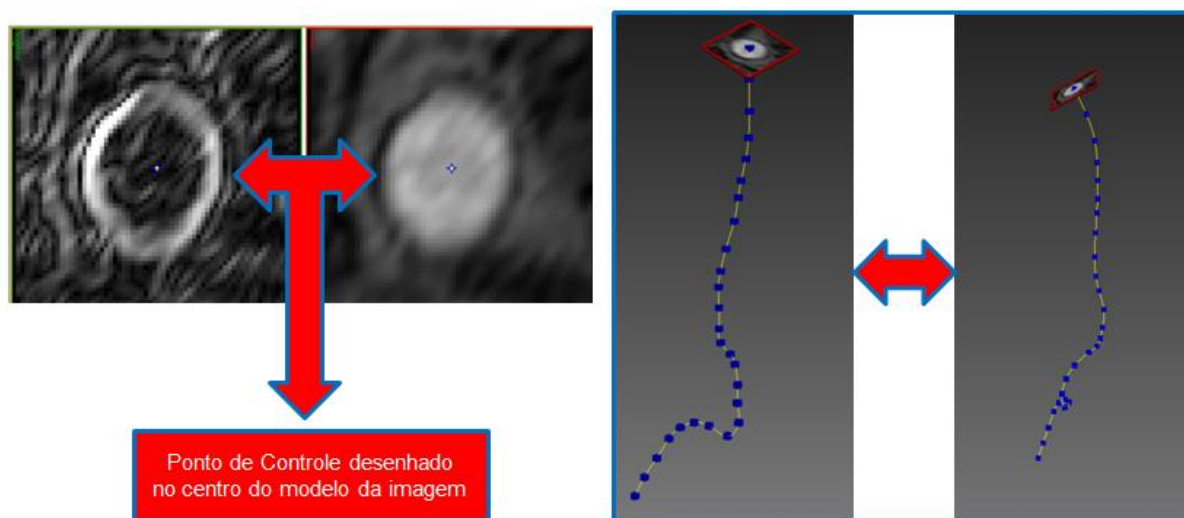
A distância entre os pontos de controle é de acordo com o espaçamento das imagens do modelo ou conforme o caminho da geometria. Cada imagem é analisada e é adicionado o ponto de controle. Suas coordenadas são mostradas no painel do software, Figura 13. Os pontos de caminho são gerados com a criação do caminho, que se encontram entre os pontos de controle, Figura 14.

Figura 13 – Todos os pontos de controle ao longo do caminho construído.



Fonte: (<http://www.simvascular.org>).

Figura 14 – Desenho do ponto de controle na figura.



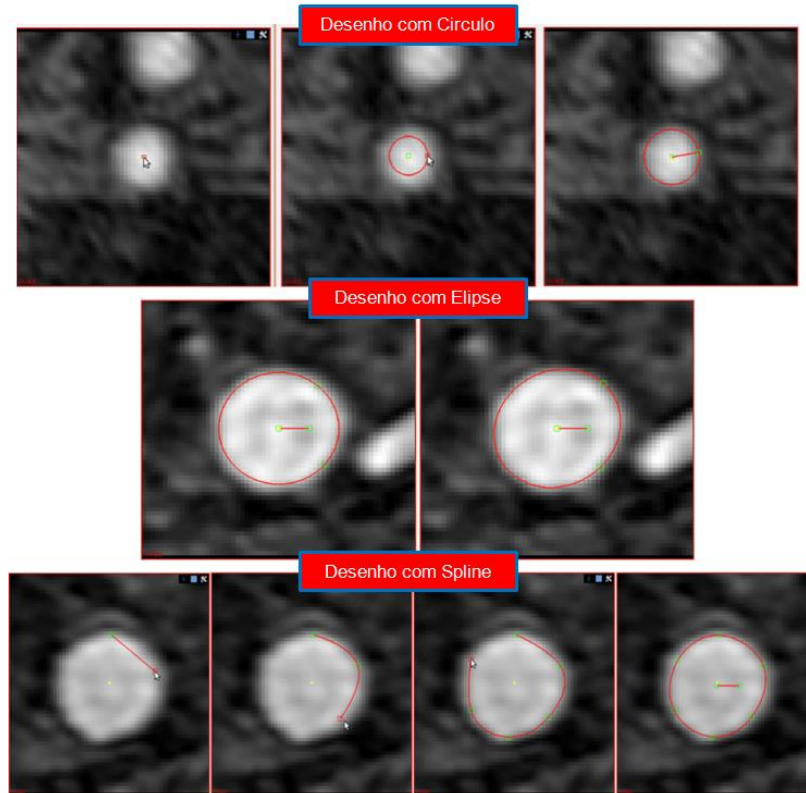
Fonte: (<http://www.simvascular.org>).

Com o caminho todo finalizado é necessária uma análise do perfil construído, verificando possíveis desníveis que podem conter ao longo do caminho. O modelo pode ser suavizado e deixado de maneira mais linear, sem quebras, o que pode ser feito manualmente.

Com o caminho definido e com o auxílio das imagens e dos pontos de controle, a fronteira de cada segmento será desenhada - um segmento em cada ponto de controle do modelo. Conforme a qualidade da figura e a resolução do desenho, o modelo é construído de maneira automática, com alguns ajustes a serem feitos manualmente ao longo do perfil.

Para os ajustes feitos manualmente, o SimVascular utiliza um software de CAD, com ferramentas de desenho como elipses, círculos ou *splines*, Figura 15. Cada ferramenta é utilizada conforme a necessidade do desenho, sendo o *spline* a melhor opção para ajustar a figura, pois é desenhado através de pontos, o que torna a suavização do modelo mais fácil.

Figura 15 – Diferentes ferramentas para desenhar manualmente.



Fonte: Elaborada pelo(a) autor(a).

As imagens disponibilizadas são de boa qualidade, portanto os ajustes são necessários somente nos limites do modelo. A visualização da fronteira tende a ser de menor nitidez, e na intersecção dos corpos, conforme mostra a Figura 16.

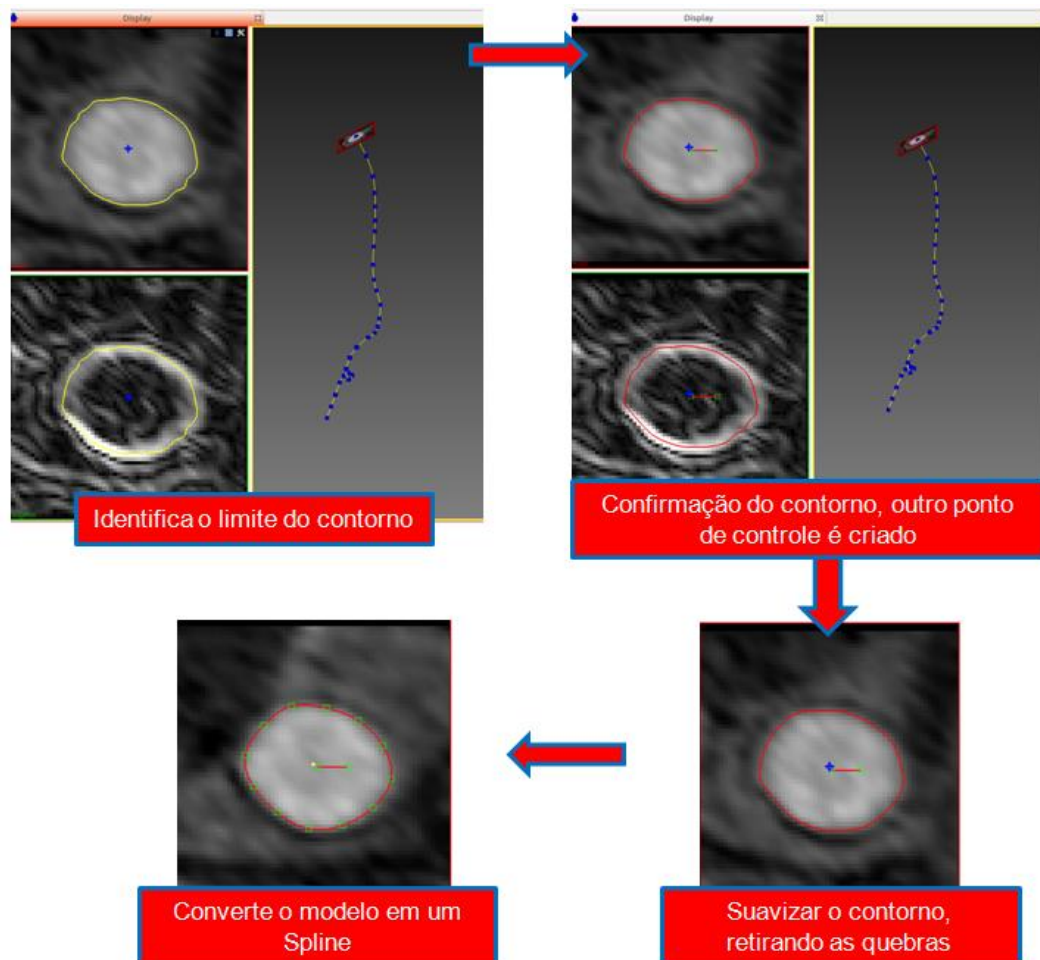
Figura 16 - Ajuste na intersecção dos corpos.



Fonte: Elaborada pelo(a) autor(a).

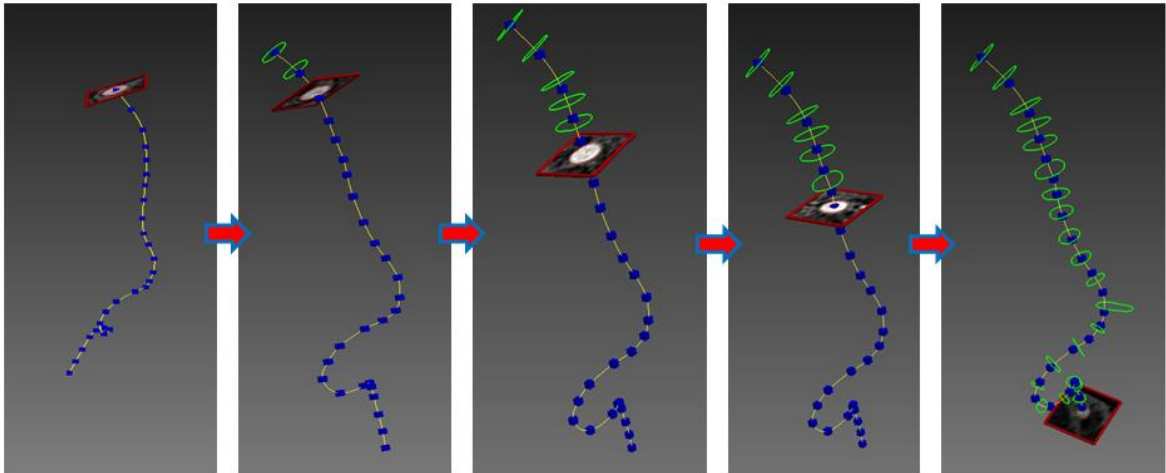
Este procedimento de construção manual é realizado em grupo, onde se identifica os pontos de controles inicial e final do segmento com o espaçamento entre cada figura. Criando assim os limites de cada segmento. Após a confirmação, um segundo ponto de controle é criado e utilizado para suavizar o contorno, retirando todas as obstruções que a imagem pode revelar em seus limites, e transformando o segmento em uma *spline*, Figura 17. Para os outros, esse procedimento se repete até o final do modelo, Figura 18.

Figura 17 – Passo a passo para modelamento automático.



Fonte: Elaborada pelo(a) autor(a).

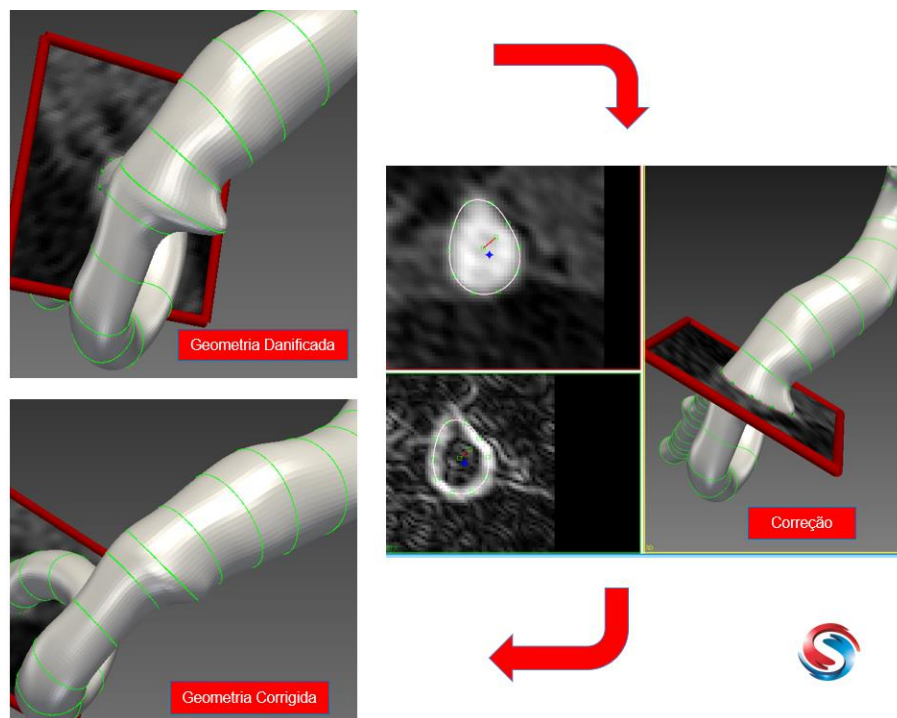
Figura 18 – Todas as fronteiras desenhadas.



Fonte: Elaborada pelo(a) autor(a).

A criação do modelo 3D, tendo como base todos os contornos desenhados, cria-se um *lofting*, gerando o perfil. Esta etapa é crítica para a fidelidade do modelo, pois nos pequenos pontos onde se tem uma bifurcação, o desenho tem que ser ajustado, Figura 19. A superfície fica com aparência irregular e pequenas diferenças do conjunto de nível podem se traduzir em grandes diferenças de área.

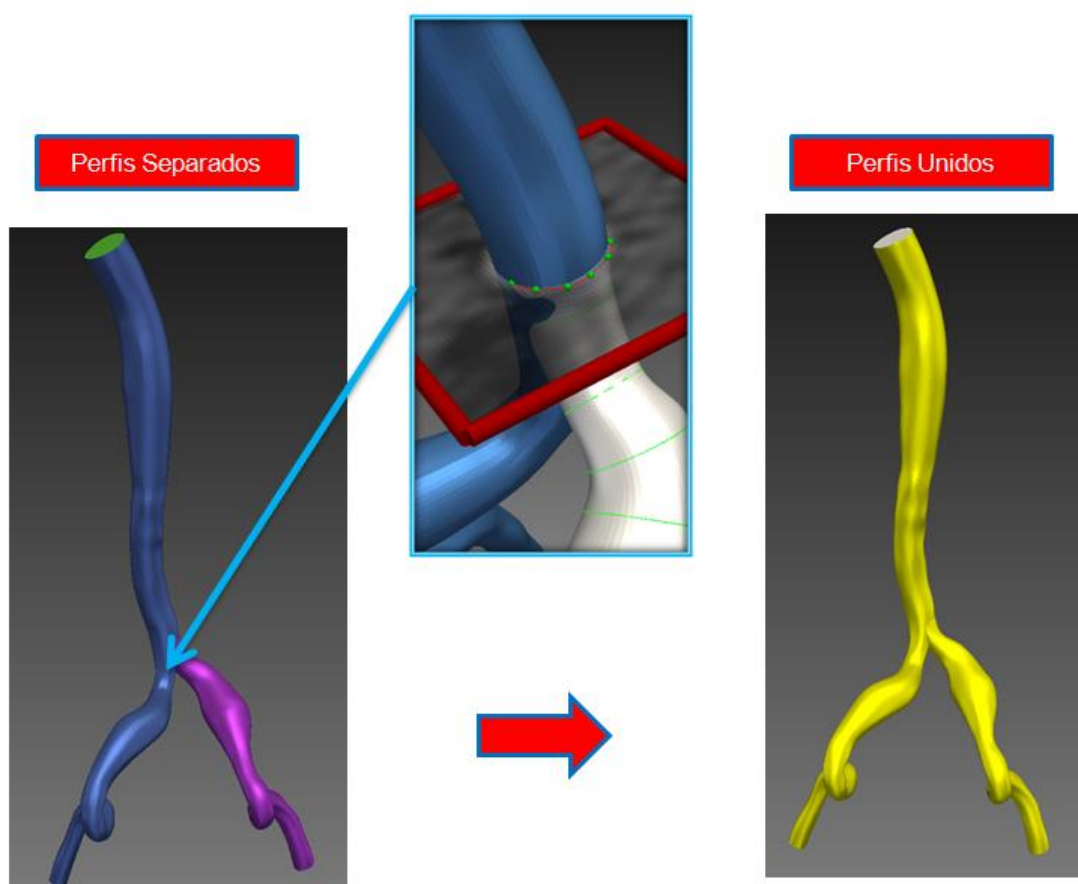
Figura 19 - Correção da Geometria.



Fonte: Elaborada pelo(a) autor(a).

Cada perfil é desenhado utilizando a mesma metodologia, até que seja obtido um modelo com corpos separados. Estes são unidos, tornando uma geometria 3D única e, assim, são realizados os reparos da construção e a revisão da geometria, Figura 20.

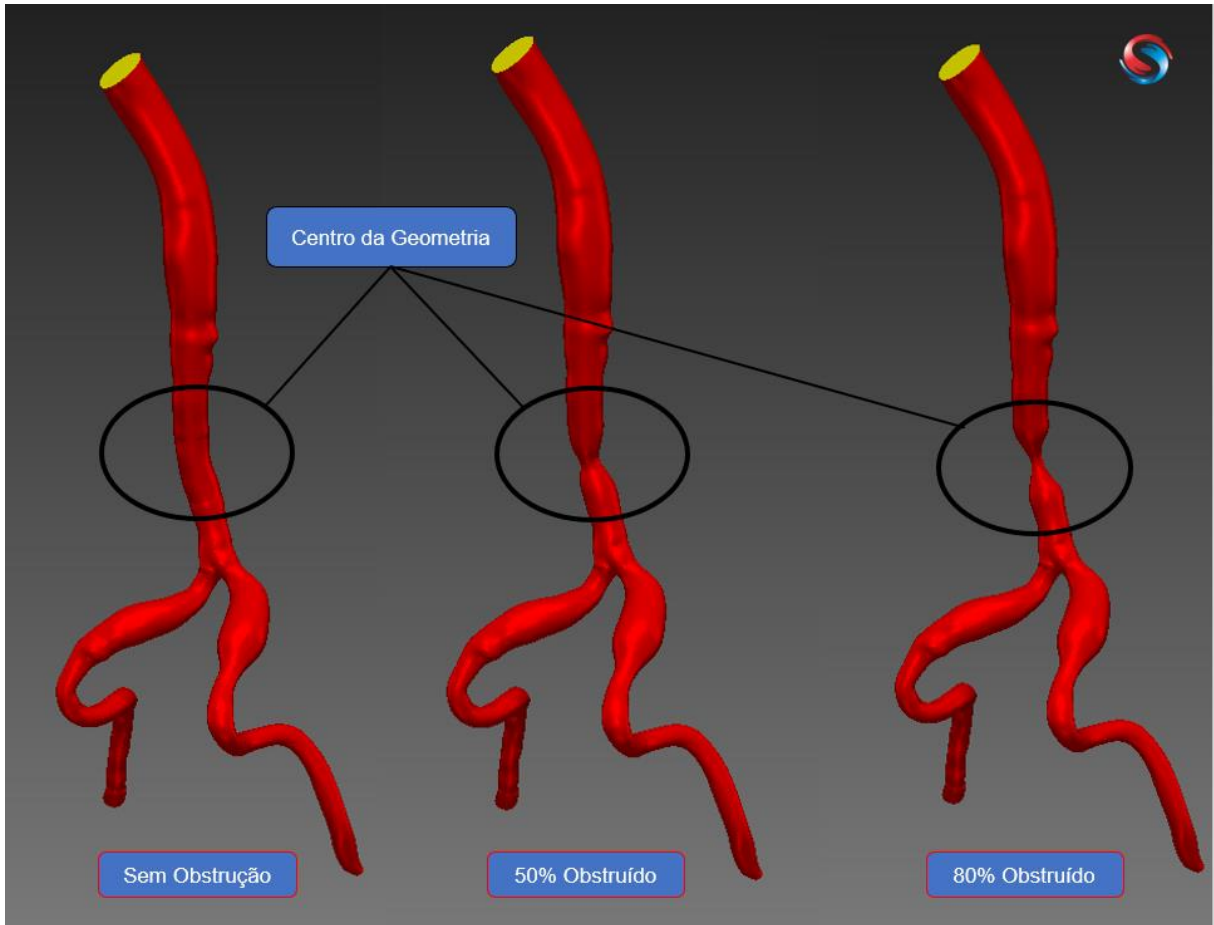
Figura 20 – União dos caminhos desenhados.



Fonte: (<http://www.simvascular.org>).

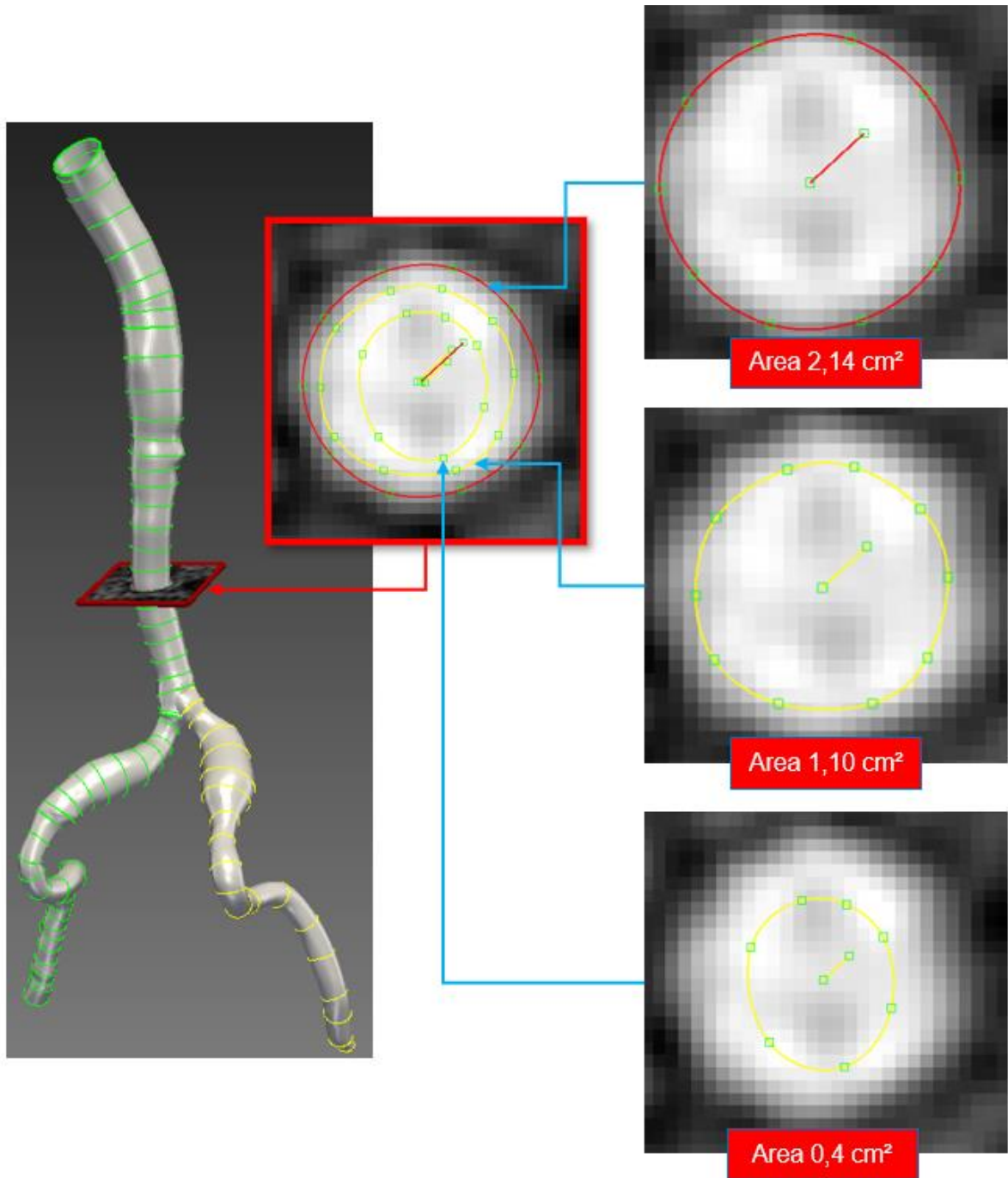
A Figura 21 ilustra os domínios computacionais utilizados nas simulações fluidodinâmicas. As geometrias com obstruções foram desenhadas utilizando a mesma metodologia. Foi escolhido o centro da geometria, criando dois modelos, onde a obstrução é de 50% e 80% do diâmetro da aorta. Esta obstrução pode ocorrer em qualquer ponto da aorta. Para a simulação foi estabelecido o centro da aorta, por este ser um ponto de entrada do fluido e por obter um diâmetro maior, a visualização do comportamento do sangue fica mais clara na simulação fluidodinâmica.

Figura 21 - Ponto da Obstrução.



Fonte: Elaborada pelo(a) autor(a).

Figura 22 - Relação das áreas da obstrução.



Fonte: Elaborada pelo(a) autor(a).



### 3.3 Modelo Matemático

O sangue flui continuamente por uma grande quantidade de artérias e veias dentro do corpo humano. O estudo de seu escoamento consiste na hemodinâmica e o *FFR* é atualmente o “*padrão ouro*” entre os métodos de diagnóstico que incluem simulação hemodinâmica (Fossan, 2018). Toda a rede de vasos sanguíneos do sistema cardiovascular é constituída por artérias, arteríolas, vasos capilares, vênulas e veias, e cada um com suas diferentes características e formatos.

A modelagem matemática do escoamento do sangue é baseada nas equações de balanço de massa e quantidade de movimento (Bejan, 2013). A elasticidade das paredes dos vasos sanguíneos pode ser modelada, e considerada a interação fluido-estrutura. No entanto, no presente trabalho, as paredes arteriais são consideradas rígidas. O sangue pode ser modelado como um fluido newtoniano ou não newtoniano, ou mesmo como um sistema multifásico de plasma mais hemácias. No presente trabalho, o sangue é considerado um fluido newtoniano. As propriedades relevantes são mostradas na Tabela 5. O escoamento do sangue é considerado como um pulso periódico.

Tabela 5 - Viscosidade e Densidade do Sangue.

<b>Propriedade</b>	<b>Unidade SI</b>
Viscosidade dinâmica - $\mu$	0,004 kg/m*s
Massa específica - $\rho$	1060 kg/m <sup>3</sup>

Fonte: (<http://www.simvascular.org>).

#### 3.3.1 Balanço de massa e balanço de quantidade de movimento

As equações diferenciais de movimento do fluido são baseadas nos balanços de massa e de quantidade de movimento para um volume de controle, (Bejan, 2013).

A *Equação da Continuidade*, para fluidos incompressíveis é obtida do balanço de massa para um volume de controle e é dada por

$$\frac{\partial u}{\partial x} + \frac{\partial v}{\partial y} + \frac{\partial w}{\partial z} = 0, \quad (1)$$

onde  $u$ ,  $v$  e  $w$  são as componentes do vetor velocidade nas direções  $x$ ,  $y$  e  $z$ , respectivamente.

As *Equações Navier-Stokes* são resultado do balanço de quantidade de movimento para um volume de controle (Bejan, 2013). Estas são equações diferenciais parciais de segunda ordem não lineares, e possuem as quatro funções: pressão,  $P$ , e os componentes de velocidade nos eixos  $x$ ,  $y$  e  $z$ . São dadas por:

$$\rho \left( \frac{\partial u}{\partial t} + u \frac{\partial u}{\partial x} + v \frac{\partial u}{\partial y} + w \frac{\partial u}{\partial z} \right) = -\frac{\partial P}{\partial x} + \mu \left( \frac{\partial^2 u}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 u}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 u}{\partial z^2} \right); \quad (2)$$

$$\rho \left( \frac{\partial v}{\partial t} + u \frac{\partial v}{\partial x} + v \frac{\partial v}{\partial y} + w \frac{\partial v}{\partial z} \right) = -\frac{\partial P}{\partial y} + \mu \left( \frac{\partial^2 v}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 v}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 v}{\partial z^2} \right); \quad (3)$$

$$\rho \left( \frac{\partial w}{\partial t} + u \frac{\partial w}{\partial x} + v \frac{\partial w}{\partial y} + w \frac{\partial w}{\partial z} \right) = -\frac{\partial P}{\partial z} + \mu \left( \frac{\partial^2 w}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 w}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 w}{\partial z^2} \right); \quad (4)$$

Os termos do lado esquerdo consistem, em temporal (relacionado ao tempo de escoamento do fluido) e advectivo (escoamento do fluido). Os termos do lado direito são relativos à pressão (interna) e difusão de quantidade de movimento (Maliska, 1995).

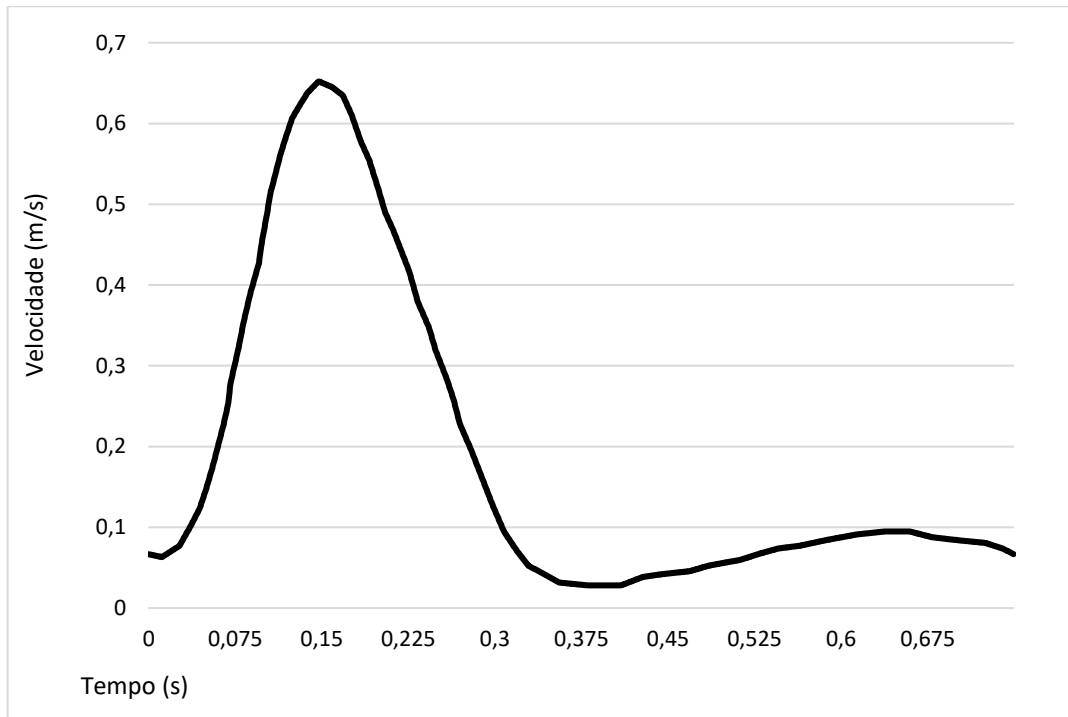
### 3.3.2 Condições de Contorno

Conforme ressalta Mário César Cunha (2017), a energia necessária para proporcionar o escoamento do sangue é dada pelo batimento cíclico do coração (ciclo cardíaco). Este que é dividido em duas fases, a sístole e a diástole. Sístole, o sangue é bombeado com uma pressão elevada para que sejam atingidos todos os pontos do corpo e as artérias são deformadas no sentido de aumentar o lúmen (a área de escoamento sanguíneo), permitindo assim a circulação do sangue. Diástole, a pressão é mais baixa e as artérias recuperam a sua configuração original.

A contração do coração leva à ejeção do sangue para o sistema arterial, devido à impedância arterial que aumenta a pressão em conformidade. A pressão propaga-se então como uma onda pelas artérias, dado que estas têm uma grande distensibilidade. As propriedades mecânicas dos vasos e os fatores geométricos (a existência de estenose) têm um papel dominante na forma como as ondas se propagam. Desta forma, o valor instantâneo da pressão e a geometria da artéria determinam a velocidade local do sangue (Les, 2010).

Para a análise do modelo, neste trabalho, foi utilizado o escoamento pulsante de sangue. O pulso de entrada do modelo disponível no software SimVascular, como modelo para a geometria em análise, conforme Gráfico 1.

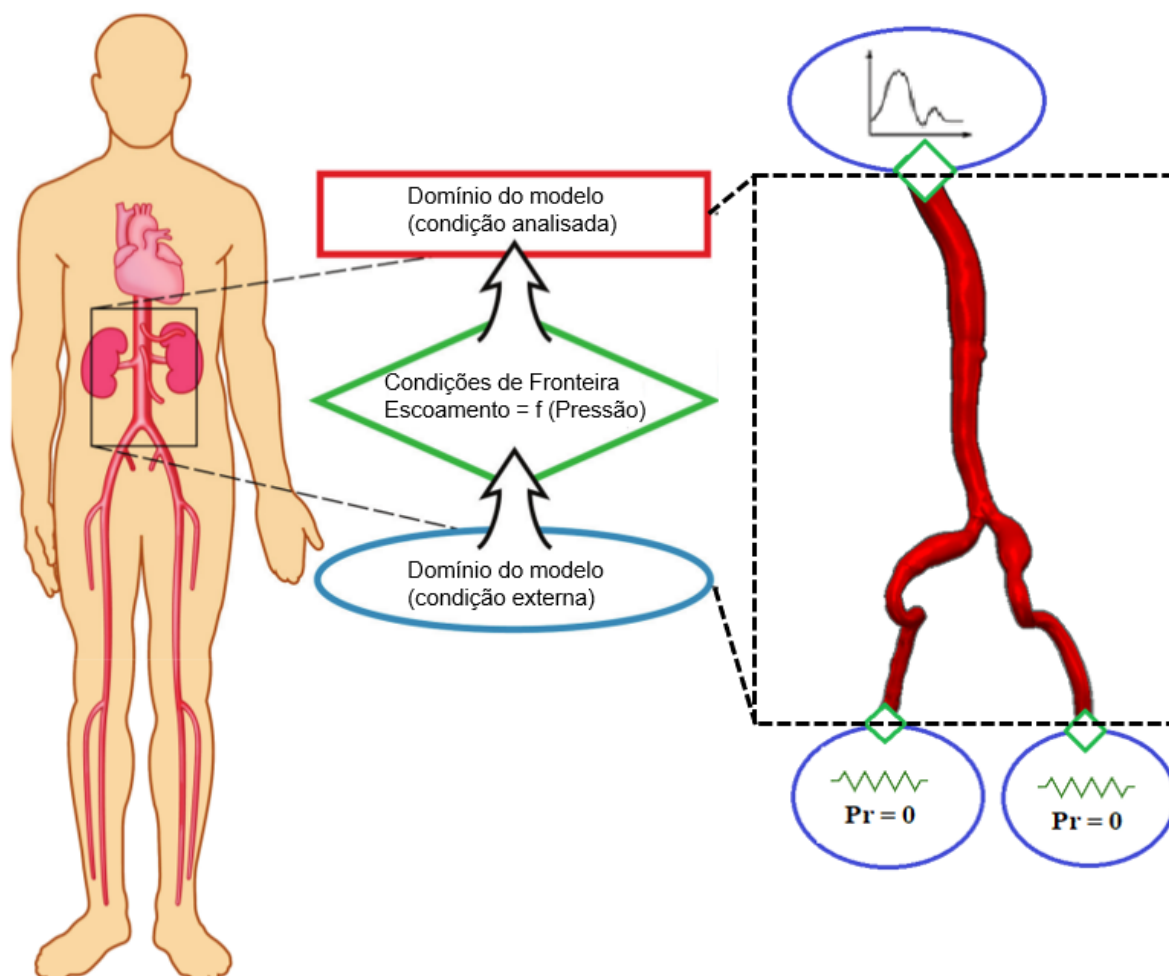
Gráfico 1 - Escoamento volumétrico do sangue na entrada arterial.



Fonte: Elaborada pelo(a) autor(a).

O período do pulso é de  $0,75$  segundos e a velocidade máxima de entrada do sangue é de  $0,652$  m/s. As paredes do domínio são consideradas rígidas, impermeáveis e não deslizantes, e a saída do domínio, i.e., de cada um dos ramos, é submetida à condição de contorno de pressão constante (*pressure outflow*). A Figura 23 evidencia as condições de contorno utilizadas no modelo para a simulação fluidodinâmica.

Figura 23 - Condições de contorno do modelo.



Fonte: Elaborada pelo(a) autor(a).

### 3.4 Método Numérico

A simulação do escoamento sanguíneo é realizada utilizando a fluidodinâmica computacional (CFD – Computational Fluid Dynamics). A geometria, modelo 3D foi exportada para simulação utilizando o software ANSYS Fluent. O software SimVascular possui um módulo para análise fluidodinâmica, baseado no “Método de Elementos Finitos”. No entanto, foram encontradas uma série de dificuldades em utilizar este módulo e optou-se por utilizar o ANSYS Fluent, que tem sido usado pelos grupos de pesquisa em CFD da UNISINOS.

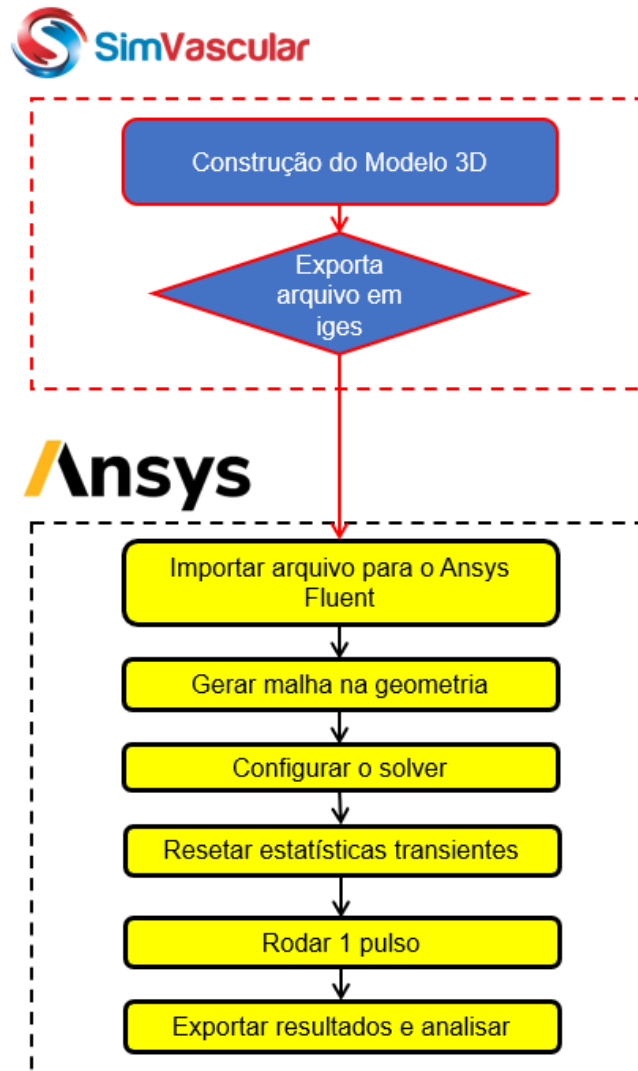
A geometria foi exportada em formato “iges” para o software *Ansyes Fluent 2020*, Figura 24, o qual é baseado no Método de Volumes Finitos (Patankar, 1980).

Foram utilizados o modelo de simulação em dupla precisão, transiente, com acoplamento pressão-velocidade e interpolação de segunda ordem dos campos de

pressão e velocidade. Para cada passo de tempo foram realizadas, no máximo, 1500 iterações.

A análise foi realizada durante um pulso. Para que o escoamento estivesse estabilizado foram simulados pulsos iniciais e seus resultados desprezados, somente sendo considerado um pulso representativo de um regime permanente-periódico.

Figura 24 - Passos para a simulação fluidodinâmica.



Fonte: Elaborada pelo(a) autor(a).

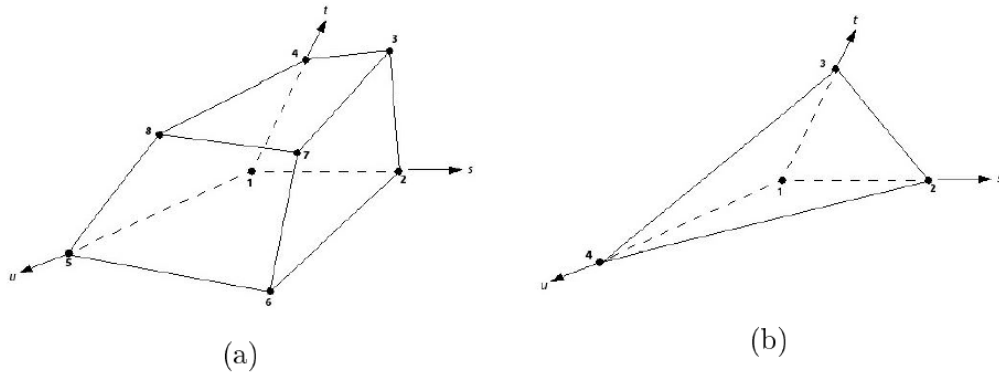
### 3.5 Malha Numérica

Uma malha adequada é fundamental para uma simulação numérica, sendo o controle mais efetivo para erros de discretização. A geração de uma malha de qualidade depende da escolha do tipo de elemento utilizado (tetraédrico, hexaédrico,

poliédrico), e da verificação de métricas que estimam a deformação desses elementos (Silva, 2016).

A verificação se a malha gerada é refinada o suficiente para que a solução independa da disposição de seus elementos. Isso é realizado individualmente para cada modelo, através de testes de convergência e sensibilidade de malha (Roy, 2005). Estas que são compostas, predominantemente, de elementos tetraédricos e hexaédricos, Figura 25. Em geral, o tipo de elemento de uma malha é escolhido com base em seu tempo de pré-processamento, custo computacional durante a solução e acurácia numérica (Silva, 2016).

Figura 25 - Malha (a) hexaédrico e (b) tetraédrico.

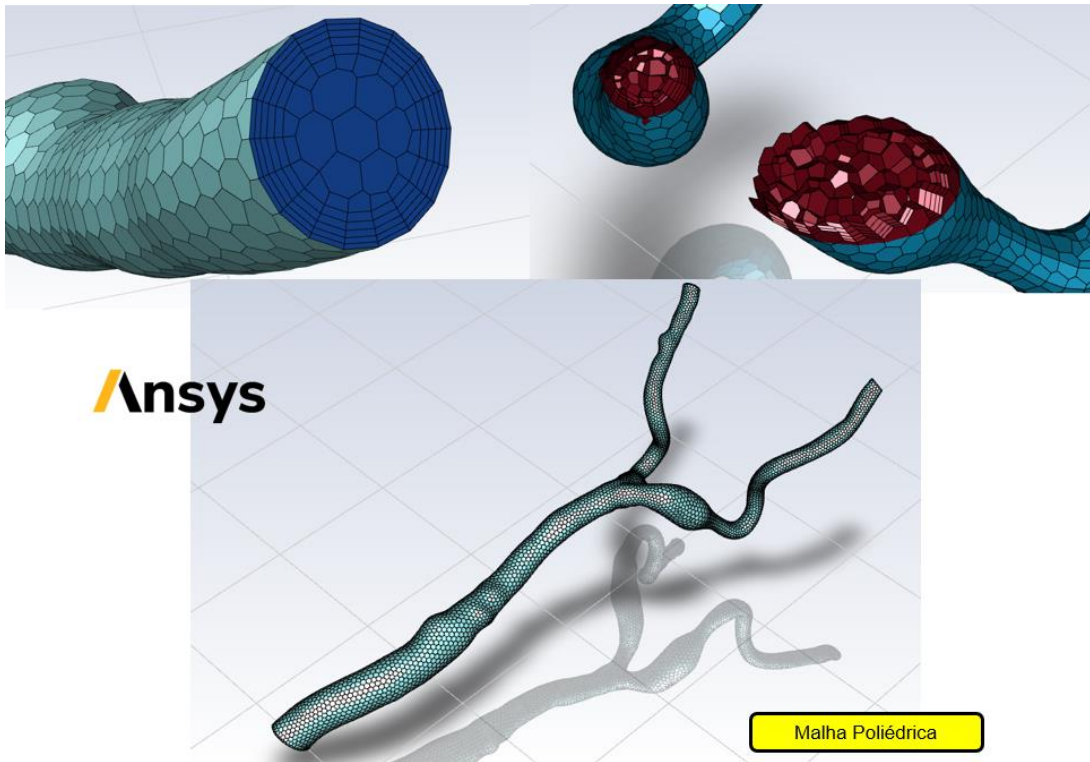


Fonte: (Ansys fluent, 2020).

O *ANSYS Fluent* utiliza dois softwares de geração de malha. Os principais são o *ICEM CFD* e o *Meshing*, o primeiro que gera malhas tetraédricas e hexaédricas, e o segundo fornece os mesmos modelos, porém com a possibilidade de ser transformado em um modelo poliédrico. Este último foi utilizado para a simulação do modelo, pois este aumenta a qualidade da malha e diminui o tempo de simulação (Corrêa, 2020).

A malha poliédrica gerada na geometria da artéria é mostrada na Figura 26. Observa-se que foram utilizadas camadas de prismas nas paredes da artéria, a fim de capturar a região de maior cisalhamento do escoamento. O número de elementos da malha poliédrica utilizada é de *49651 elementos* com um volume de *0,000000153 m<sup>3</sup>* para cada elemento.

Figura 26 - Malha criada no modelo 3D.



Fonte: Elaborada pelo(a) autor(a).

### 3.6 Análise da qualidade da malha (GCI)

O método *Grid Convergence Method (GCI)* foi utilizado para prever a incerteza dos resultados devido à discretização (Celik, 2008). Foram realizadas três simulações utilizando o mesmo passo de tempo, somente alterando a discretização da malha, conforme Tabela 6. As variáveis de controle utilizadas foram a queda de pressão entre a entrada e cada uma das saídas do domínio a cada passo de tempo, e a tensão de cisalhamento média nas paredes da artéria (*WSS*), a cada passo de tempo.

Tabela 6 - Informações das Malhas Utilizadas.

	<b>M1 (Utilizada)</b>	<b>M2 (50%)</b>	<b>M3 (20%)</b>
<i>N° Elementos</i> →	49651	21956	10086
<i>Volume da Malha</i> →	0,000000153 m <sup>3</sup>	0,000000148 m <sup>3</sup>	0,000000141 m <sup>3</sup>
<i>Element Size (h)</i> →	0,000146	0,000189	0,000241
<i>Razão de Refinamento de Malha</i> →	$r_{21} = h_2/h_1$		$r_{32} = h_3/h_2$
	1,30		1,27

Fonte: Elaborada pelo(a) autor(a).

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

$$p = \frac{1}{\ln(r_{21})} \left| \ln \left| \frac{\varepsilon_{32}}{\varepsilon_{21}} \right| + \ln \left| \frac{r_{21}^{p-s}}{r_{32}^{p-s}} \right| \right|, \quad (5)$$

onde  $\varepsilon_{32} = \Phi_3 - \Phi_2$ ,  $\varepsilon_{21} = \Phi_2 - \Phi_1$ ,  $r_{21}$  e  $r_{32}$  é a razão de refinamento da malha apresentado na Tabela 6;

$$s = 1 * \operatorname{sgn} \left( \frac{\varepsilon_{32}}{\varepsilon_{21}} \right), \quad (6)$$

$$\Phi_{ext}^{21} = \frac{r_{21}^{p*\Phi_1 - \Phi_2}}{r_{21}^{p-1}} \text{ e } \Phi_{ext}^{32} = \frac{r_{32}^{p*\Phi_2 - \Phi_3}}{r_{32}^{p-1}}, \quad (7)$$

no qual  $\Phi_1$ ,  $\Phi_2$  e  $\Phi_3$  é o ponto da simulação que será analisado o valor de  $\Delta P$  nas simulações consideradas, assim obtendo o erro estimado;

$$e_a^{21} = \frac{\Phi_1 - \Phi_2}{\Phi_1} \text{ e } e_a^{32} = \frac{\Phi_2 - \Phi_3}{\Phi_2}, \quad (8)$$

obtendo o índice de convergência;

$$GCI_{fine}^{21} = \frac{1,25 * e_a^{21}}{r_{21} - 1} \text{ e } GCI_{fine}^{32} = \frac{1,25 * e_a^{32}}{r_{32} - 1}, \quad (9)$$

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



## 4. RESULTADOS E DISCUSSÃO

### 4.1 Verificação do Modelo de simulação de escoamentos

Neste item foi realizada a verificação do modelo numérico para aproximação das equações de escoamentos incompressíveis do software *Ansys Fluent 2020R2*. Esta verificação foi realizada pela comparação do resultado numérico para o escoamento laminar em regime permanente em um tubo de seção cilíndrica. O esquema do modelo computacional é dado pela Figura 27. Trata-se de um tubo com *0,4 metros* de comprimento e *0,0214 metros* de diâmetro (medida igual a entrada da aorta). São impostas condições de contorno de impermeabilidade e não deslizamento nas paredes (*condição "wall"*). Na entrada impõe-se a velocidade média de *0,06 m/s*. Na saída impõe-se a pressão uniforme igual a *6,7 Pa*.

Conforme Çengel (2012), este problema tem solução analítica e pode ser expressa como a solução para o fator de atrito de Darcy para escoamento em regime laminar, dada por  $f=64/Re$  (10) e

$$\Delta P_L = \frac{f * L * \rho * V_{média}^2}{D * 2}, \quad (11)$$

Onde  $\Delta P$  é o diferencial de pressão entre dois pontos,  $D$  é o diâmetro do tubo,  $L$  é o comprimento de tubo entre dois pontos,  $\rho$  é a massa específica do fluido e  $V$  é a velocidade média do fluido. O número de Reynolds,  $Re$ , é dado por:

$$Re = \frac{\rho * V_{média} * D}{\mu}, \quad (12)$$

Onde  $\mu$  é a viscosidade do fluido.

Assim, comparando o diferencial de pressão entre a entrada e a saída obtido numericamente com este resultado analítico. A geometria construída no software *SimVascular* e os parâmetros utilizados para a simulação são mostrados na Figura 27. Com estes dados, o número de Reynolds pode ser estimado como igual a *340,26*. A condição de contorno de velocidade média de entrada foi aplicada através do cálculo automático de um perfil parabólico de velocidade pelo software, correspondente à solução analítica do mesmo (Çengel, 2012).

Figura 27 - Condições de contorno do tubo.

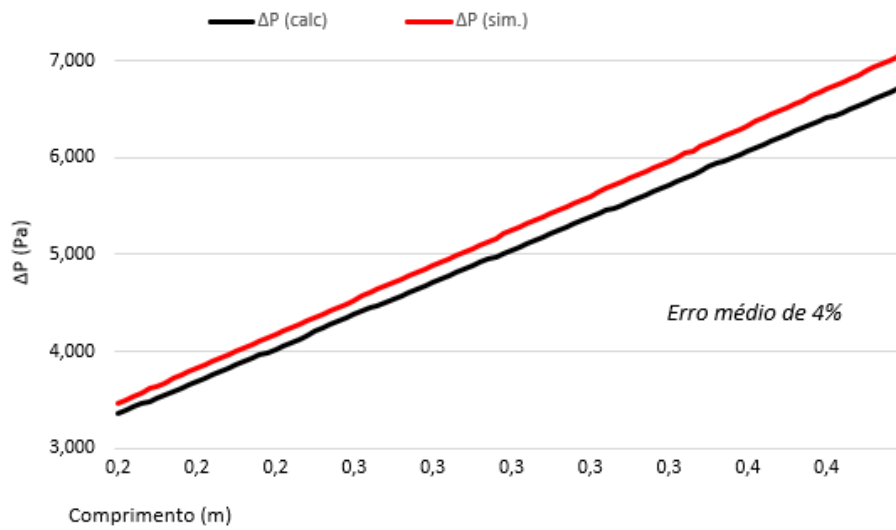


Fonte: Elaborada pelo(a) autor(a).

Foram realizados testes com uma malha de *464371 elementos*. A simulação foi calculada utilizando um algoritmo de falso transiente até que fosse atingida a convergência para os campos de velocidade e pressão. O resultado obtido após a convergência da simulação foi comparado com a solução analítica, da qual foi calculado o  $\Delta P = 6,7 \text{ Pa}$ .

O Gráfico 2 mostra o histórico da convergência do diferencial de pressão ao longo do tubo. Para análise considerou-se os resultados a partir do comprimento de *0,2 m*, no qual o resultado numérico estava praticamente convergido e igual ao resultado analítico. Ao final da simulação, o resultado numérico para o diferencial de pressão foi igual a *7,04 Pa*, representando um erro médio de *4%* com relação à solução analítica, o que pode ser considerado aceitável.

Gráfico 2 - Comparação  $\Delta P$  calculado x simulado.



Fonte: Elaborada pelo(a) autor(a).

#### 4.2 Análise da malha utilizada

Seguindo a análise descrita no item 3.6, onde os Gráficos 3 e 4 foram montados e mostram os resultados da análise de qualidade de malha  $GCI$  para as malhas empregadas. Utilizando como referência de análise um pulso de 0,75 segundos e utilizado um passo de tempo de 0,0005 s, foram analisados o  $\Delta P$  o  $WSS$  médio de cada malha.

Gráfico 3 - Análise  $GCI$   $\Delta P$  direita.

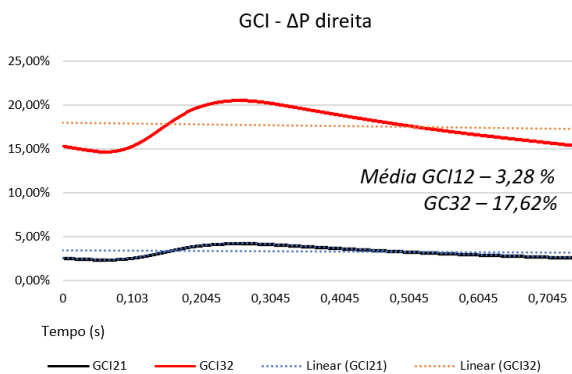


Gráfico 4 - Análise  $GCI$   $\Delta P$  esquerda.

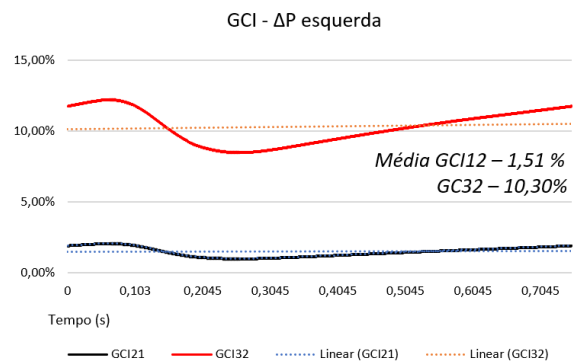


Gráfico 5 - Análise GCI Pressão de entrada.

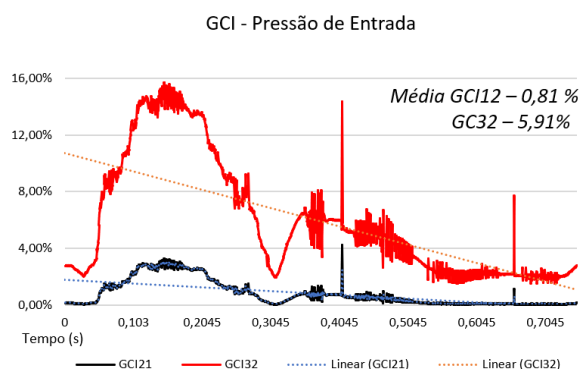
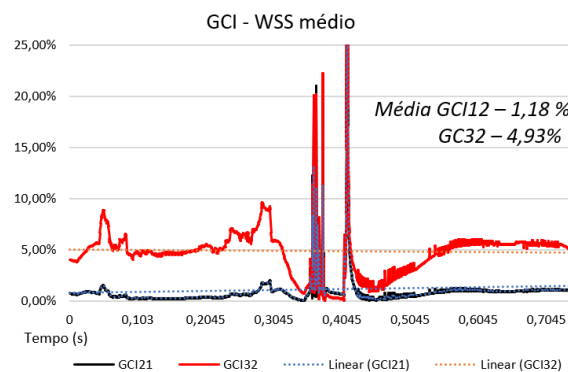


Gráfico 6 - Análise GCI WSS médio.



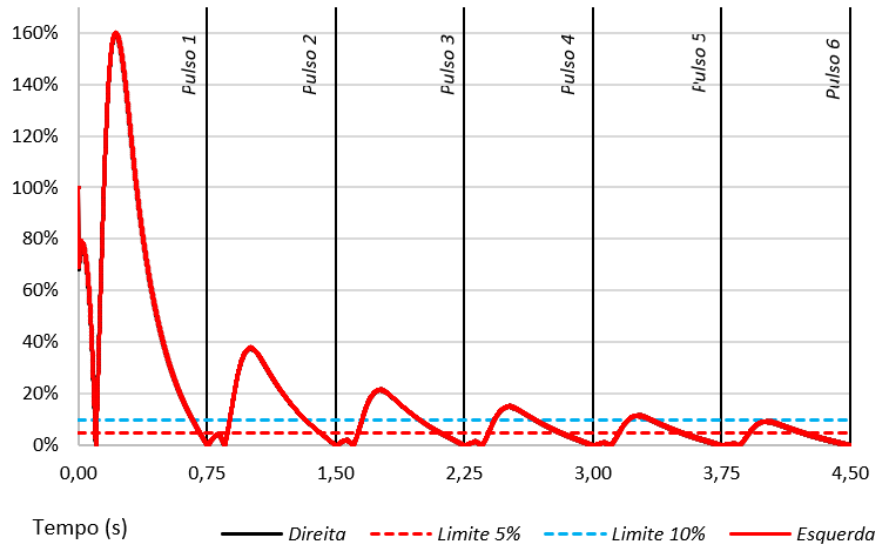
Fonte: Elaborada pelo(a) autor(a).

As análises  $GCI_{fine}^{21}$  e  $GCI_{fine}^{32}$ , no qual a malha utilizada no modelo será a  $M1$ , se mostrou uma malha com bom nível de validação, pois é indicado que os valores fiquem abaixo de 5% (Klajj, 2020), sendo que a análise das outros dois conjuntos o GCI é superior. Assim, considerou-se a malha de 49651 volumes poliédricos com camadas de prismas como adequada.

### 4.3 Análise da Adequação do passo de tempo

A análise do passo de tempo adequado à malha computacional foi realizada a fim de se garantir a qualidade dos resultados transientes. Foram comparados resultados para o pico de queda de pressão, com diferentes passos de tempo: a diferença de pressão da entrada e saída direita e esquerda. Para o passo de tempo igual a 0,0005 s, a variação do pico de queda de pressão quando se diminuiu para o passo de tempo igual a 3,75 s, foi menor que 10%, Gráfico 7.

Gráfico 7 – Erro de Convergência.



Fonte: Elaborada pelo(a) autor(a).

#### 4.4 Análise do número de pulsos necessários para atingir o regime permanente periódico

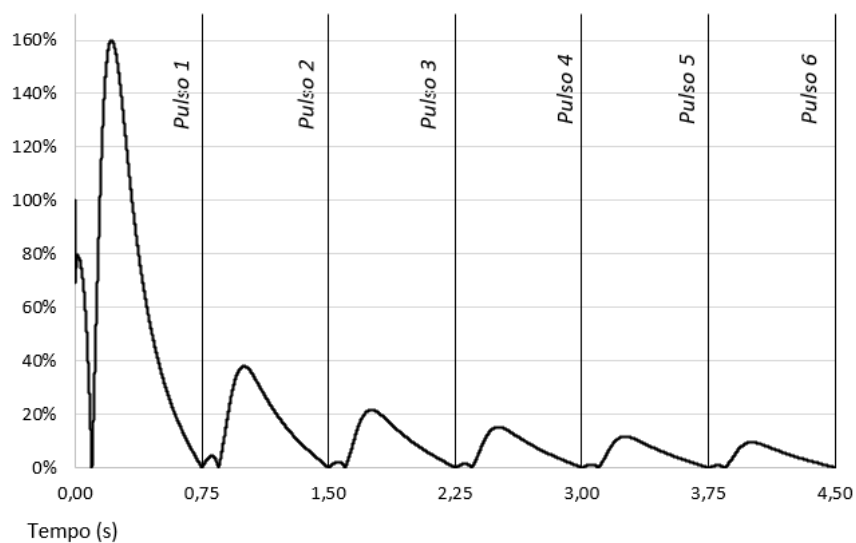
A fim de garantir a análise no regime *permanente-periódico* foram simulados uma série de pulsos com período de 0,75 s e passo de tempo de 0,0005 s. O comportamento da queda de pressão ao longo do tempo, considerando o regime permanente-periódico quando a diferença entre o pico de queda de pressão a cada pulso menor que 1%, Tabela 7. Isto se deu ao final de 6 pulsos, como mostra o Gráfico 8.

Tabela 7 - Relação de estabilidade da pressão Máxima.

	<b>Pressão Máxima (Pa)</b>	<b>% de queda</b>
<i>Pulso 1</i>	8710,66	-
<i>Pulso 2</i>	4622,18	47%
<i>Pulso 3</i>	4079,43	12%
<i>Pulso 4</i>	3861,98	5%
<i>Pulso 5</i>	3744,67	3%
<i>Pulso 6</i>	3671,25	2%

Fonte: Elaborada pelo(a) autor(a).

Gráfico 8 – Pulso da pressão de Entrada.

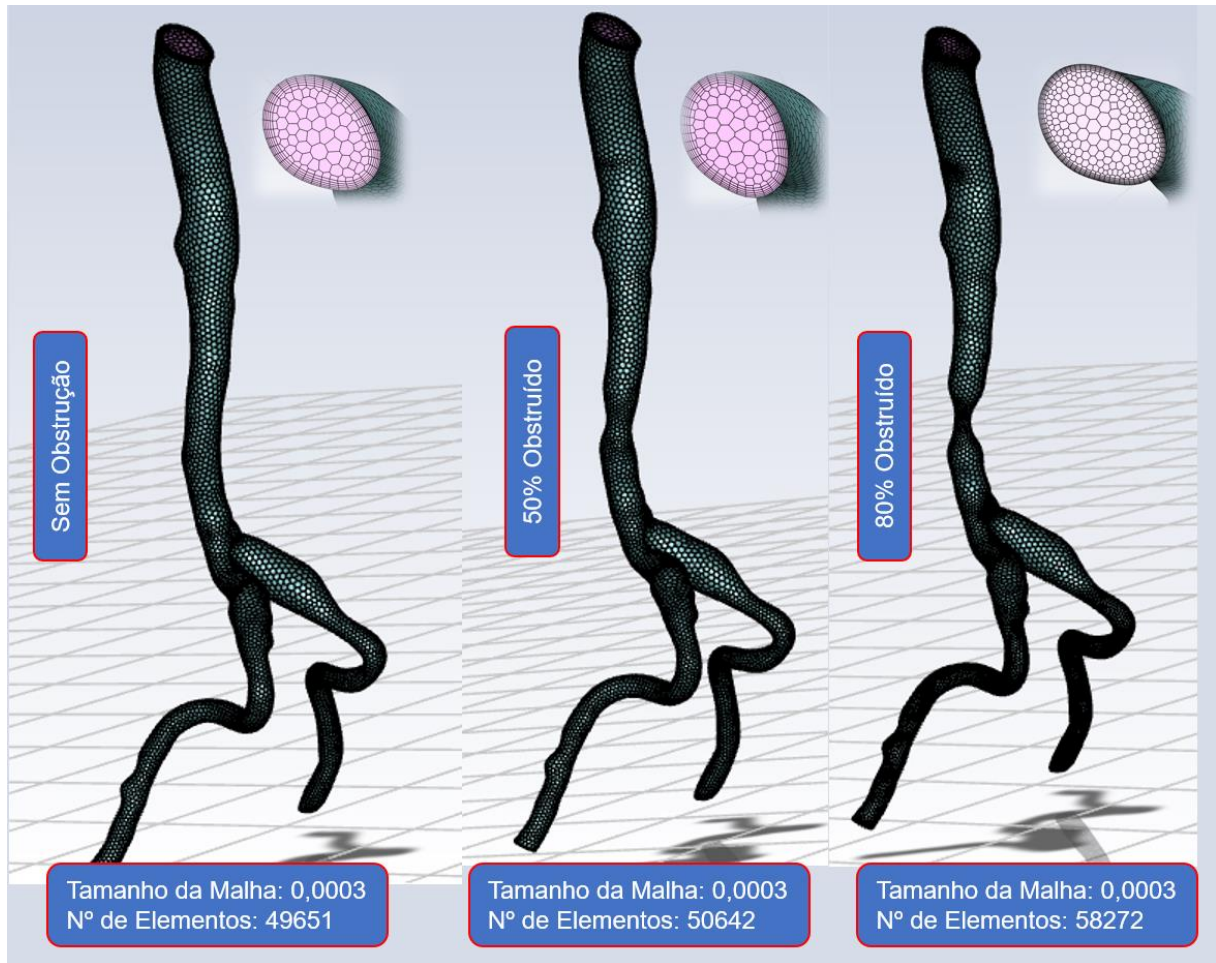


Fonte: Elaborada pelo(a) autor(a).

#### 4.5 Pontos de Análise nos resultados e Malha

Para a simulação numérica do escoamento sanguíneo pulsante nos 3 modelos criados, utilizando malhas poliédricas, descritas no item 3.5, com seus respectivos números de elementos e tamanho de malha apresentados na Figura 28.

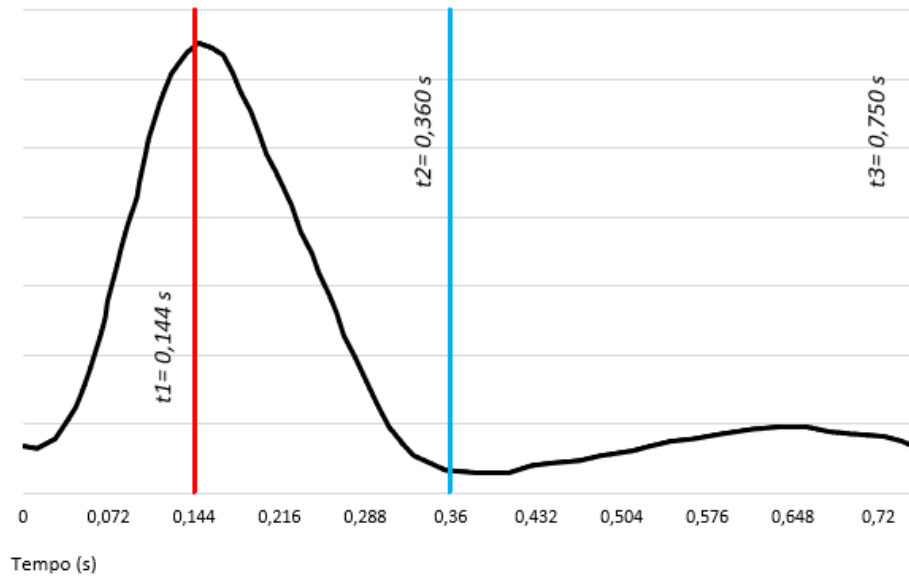
Figura 28 - Tamanho de malha e N° de Elementos.



Fonte: Elaborada pelo(a) autor(a).

Para a análise dos resultados são avaliados a evolução da velocidade, pressão,  $\Delta P$  e  $WSS$  do sangue em cada modelo. São analisados os valores ao longo do tempo nos modelos  $3D$ , divididos em três momentos do último pulso: pico da sístole, período em que o coração contrai e bombeia o sangue, no ponto mínimo do pulso e no final deste, conforme Gráfico 9.

Gráfico 9 - Pontos de tempo a ser analisado.



Fonte: Elaborada pelo(a) autor(a).

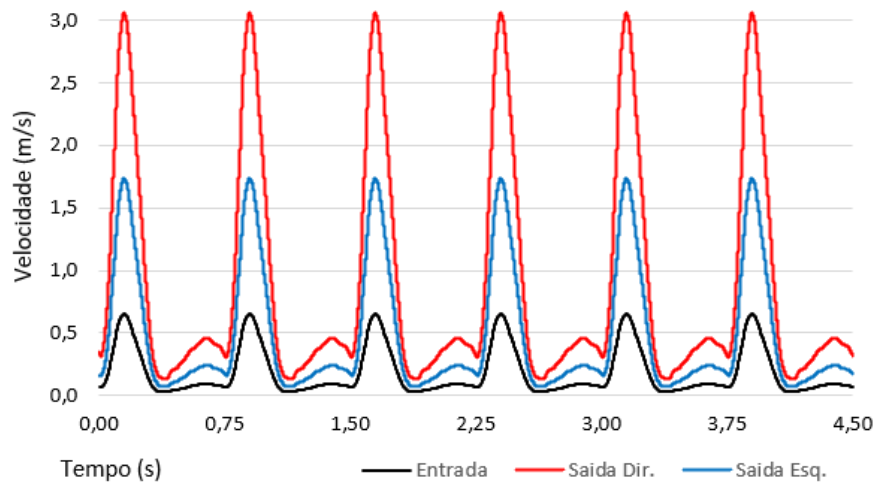
#### 4.5.1 Análise de Velocidade

A velocidade de entrada nos três modelos é a mesma, as diferenças ficam nas saídas, onde a obstrução interfere diretamente no comportamento do sangue na aorta. Conforme a área diminui, ao longo do modelo, nota-se uma elevação no campo de velocidade. Observa-se que 80% do sangue escoam para a saída direita e 20% para a saída esquerda. O Gráfico 11 mostra a velocidade média nas entradas e saídas para a artéria 50% obstruída. Observa-se que há uma mudança de comportamento, neste caso a maior fração de sangue escoam para a saída esquerda e não alterando a quantidade de fluido que passa em todo modelo. O Gráfico 12 mostra que o comportamento novamente muda e volta com a velocidade maior no lado direito, porém nota-se uma diminuição da passagem do fluido de 4% e 1% nos lados direito e esquerdo, respectivamente. Assim, pode-se concluir que a obstrução muda muito a situação hemodinâmica, causando um desequilíbrio na distribuição normal do sangue.

A Figura 29 mostra, para o caso sem obstrução, as linhas de corrente nos três momentos do pulso. Percebe-se que a geometria patient-specific, com suas complexidades, causa um escoamento bastante complexo, principalmente, logo a jusante da bifurcação.

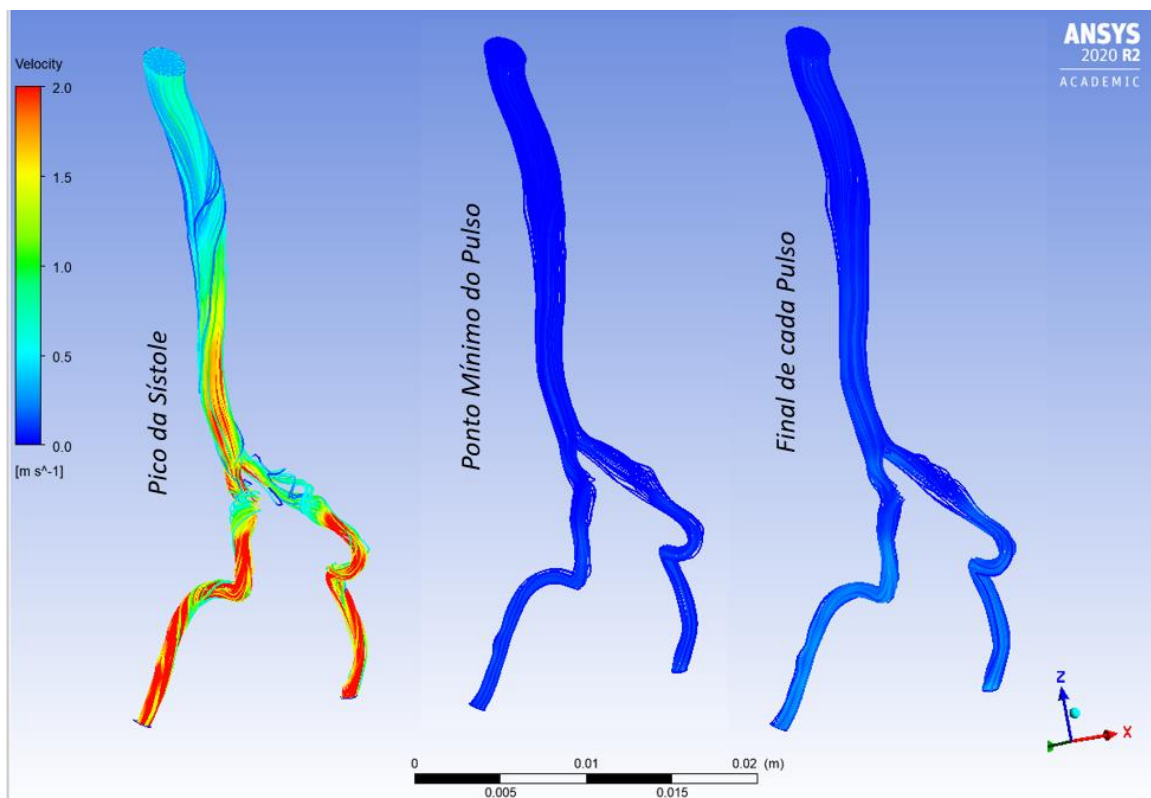


Gráfico 10 - Velocidade dos 6 pulsos: Aorta sem Obstrução.



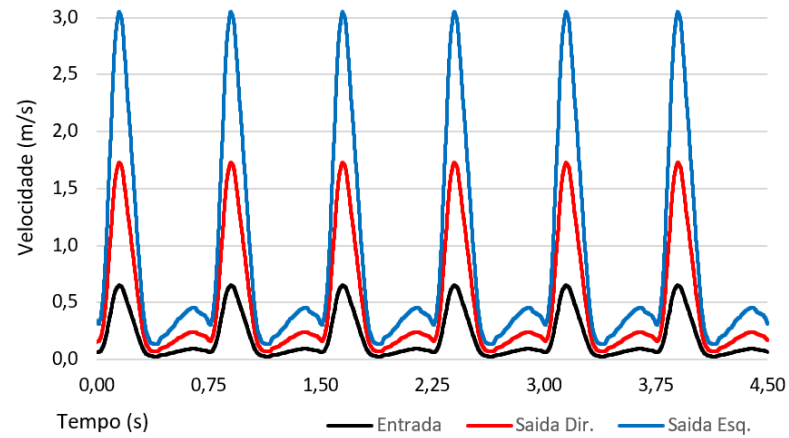
Fonte: Elaborada pelo(a) autor(a).

Figura 29 - Comportamento do Fluido em t1, t2 e t3: Aorta sem Obstrução.



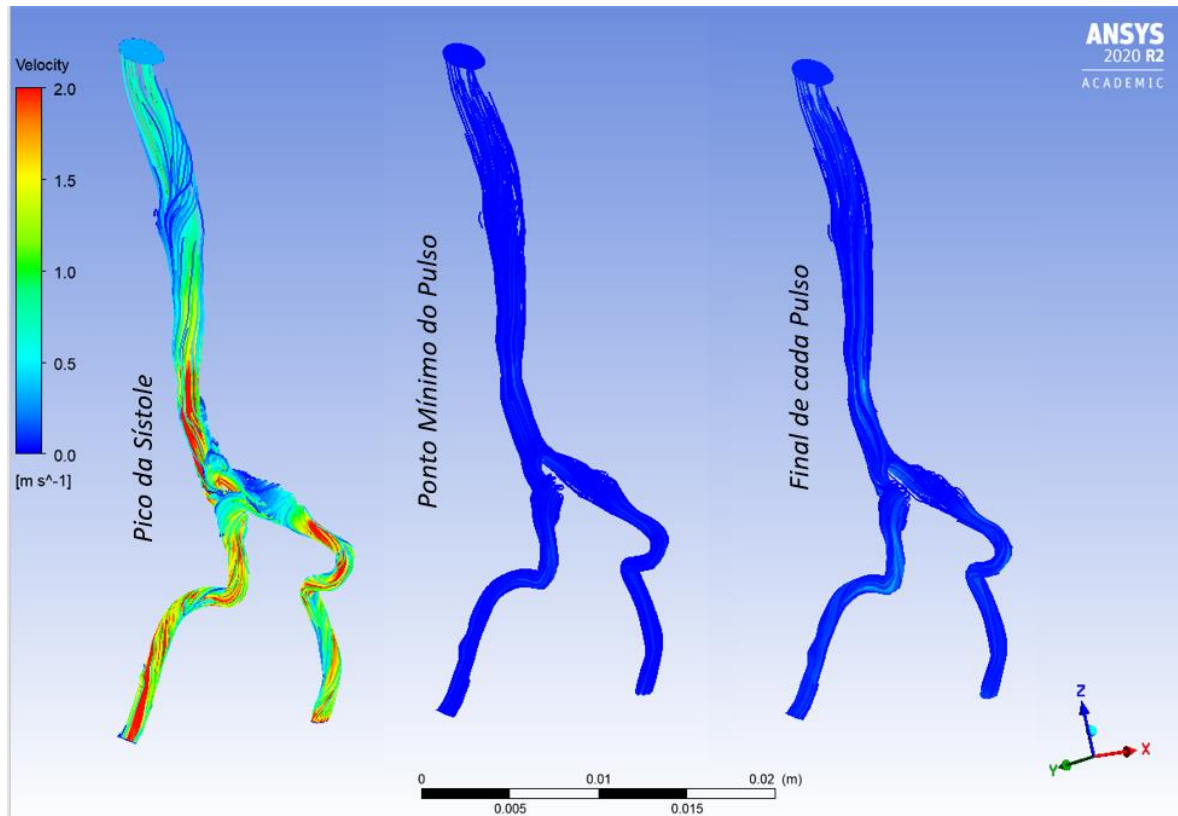
Fonte: Elaborada pelo(a) autor(a).

Gráfico 11 - Velocidade dos 6 pulsos: Aorta 50% Obstruída.



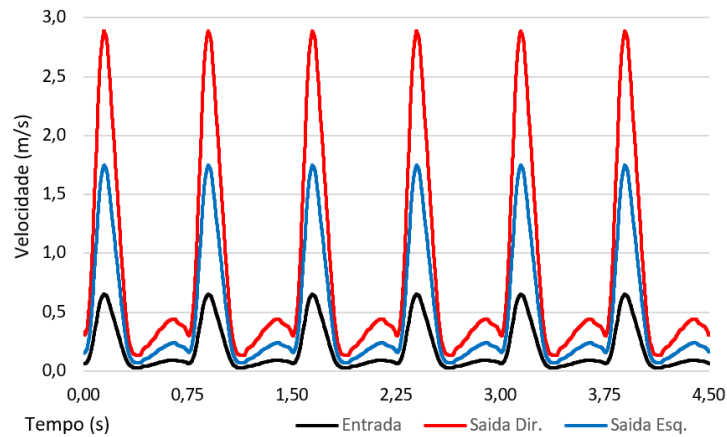
Fonte: Elaborada pelo(a) autor(a).

Figura 30 - Comportamento do Fluido em t1, t2 e t3: Aorta 50% Obstruída.



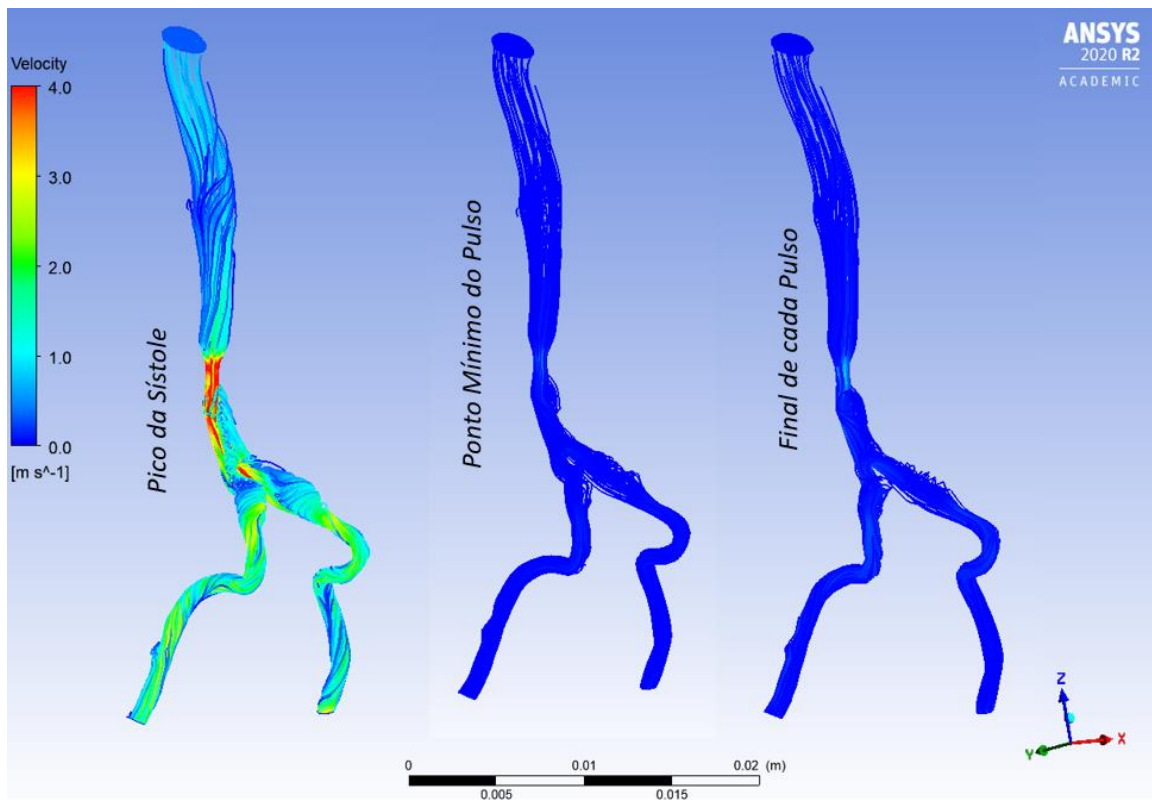
Fonte: Elaborada pelo(a) autor(a).

Gráfico 12 - Velocidade dos 6 pulsos: Aorta 80% Obstruída.



Fonte: Elaborada pelo(a) autor(a).

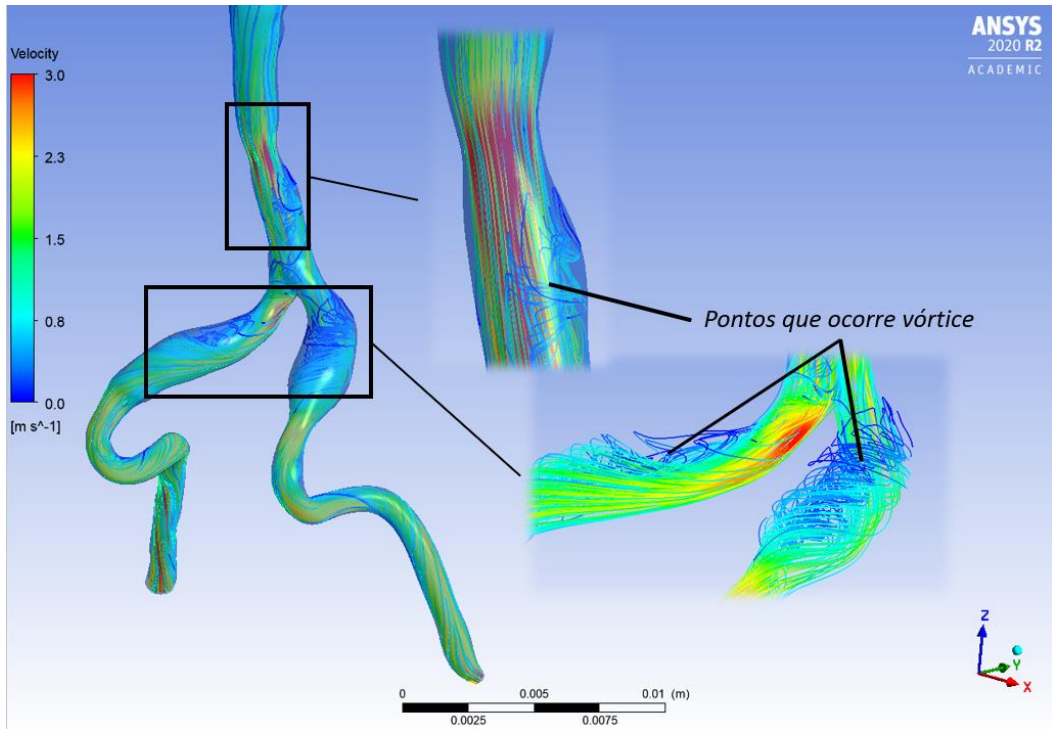
Figura 31 - Comportamento do Fluido em t1, t2 e t3: Aorta 80% Obstruída.



Fonte: Elaborada pelo(a) autor(a).

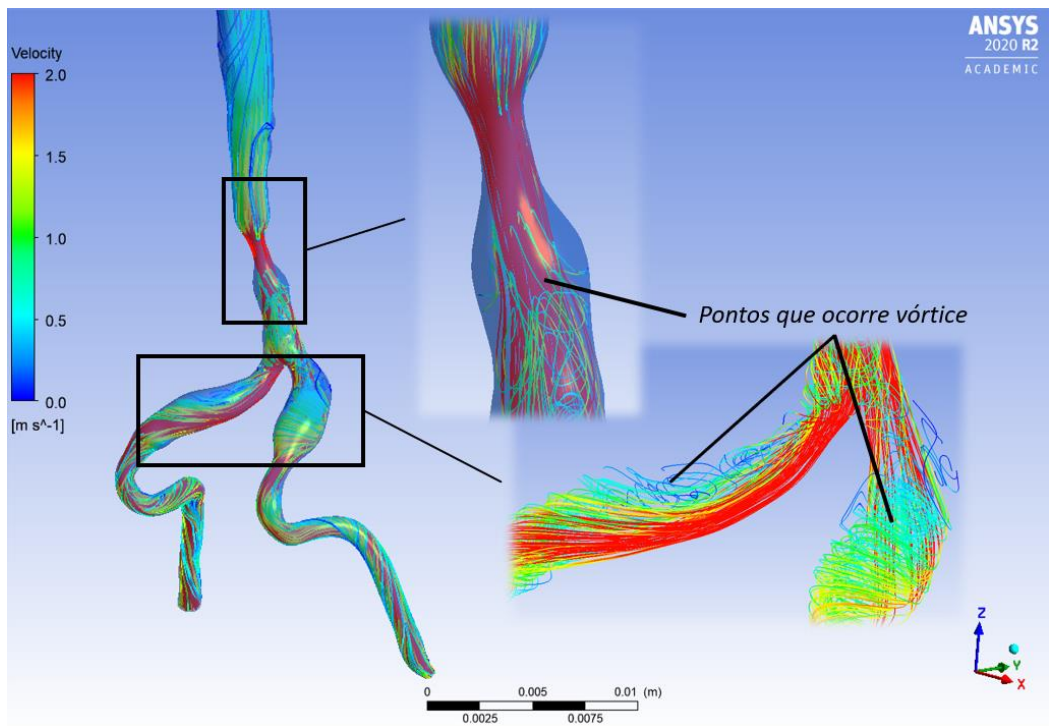
Com o caminho 80% obstruído, os pontos de agitação do sangue se tornam mais visíveis após o afinamento da aorta. É digno de nota que com o aumento da obstrução aparecem consideráveis zonas de recirculação do sangue, pequenos vórtices, mostrados nas 32 e 33, estas zonas ficam visíveis na jusante da obstrução do modelo.

Figura 32 - Pontos de Vórtice: Aorta 50% Obstruída.



Fonte: Elaborada pelo(a) autor(a).

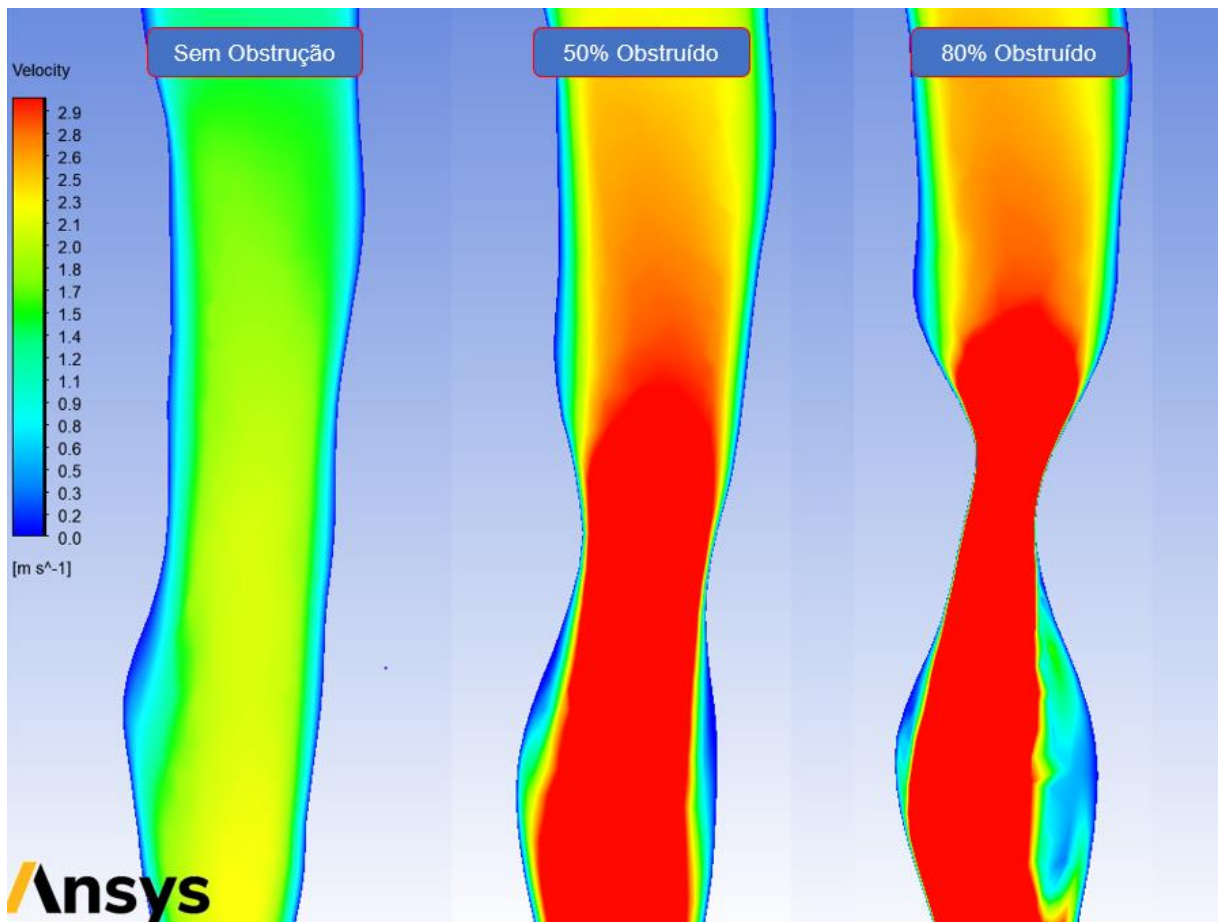
Figura 33 - Pontos de Vórtice: Aorta 80% Obstruída.



Fonte: Elaborada pelo(a) autor(a).

Na Figura 34 é mostrado o comportamento do fluido na área da obstrução, no ponto de pico da sístole. Este aumento da velocidade, devido à restrição, pode ser um problema, pois tende a causar maiores tensões de cisalhamento, as quais podem ser responsáveis pelo acúmulo ainda mais severo de placas de gordura e maior severidade da estenose. Este tipo de fenômeno é reportado por Sakariassen et. al., (2015).

Figura 34 - Comportamento do fluido no ponto da obstrução.

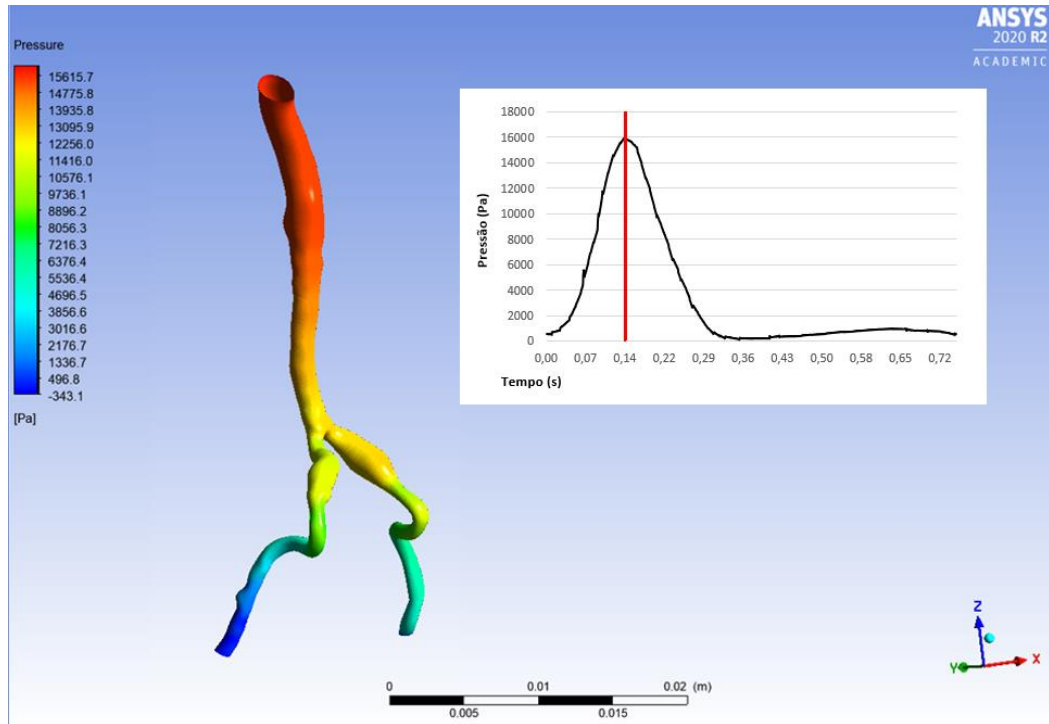


Fonte: Elaborada pelo(a) autor(a).

#### 4.5.2 Análise de Pressão

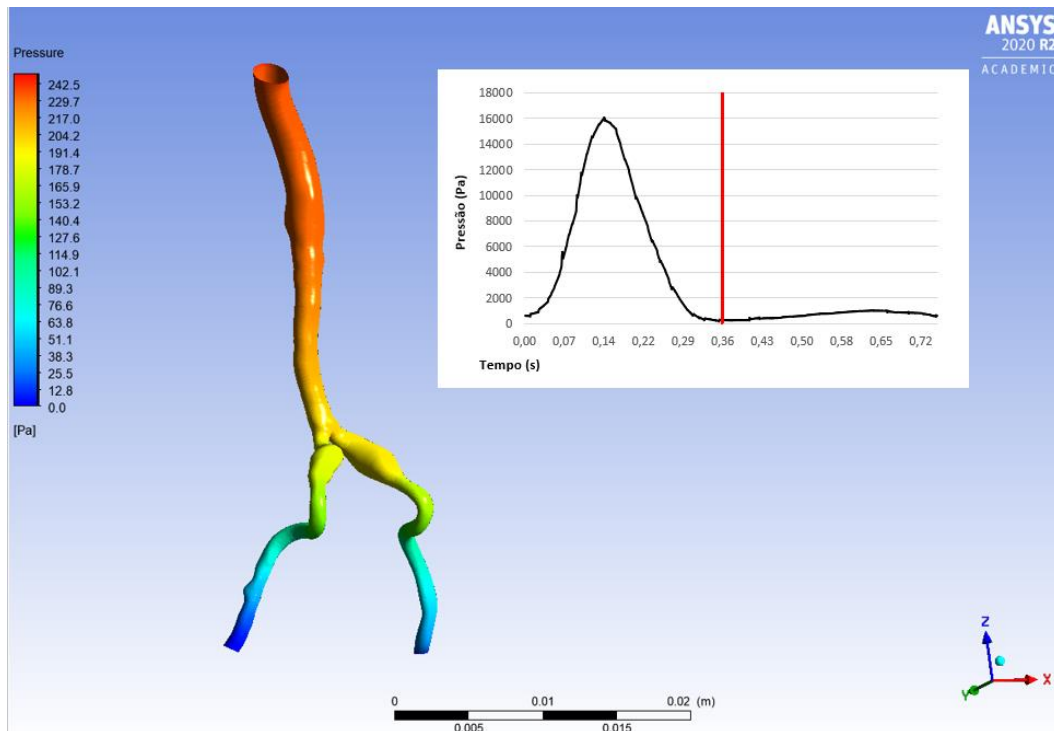
Os três instantes analisados, no pico da sístole ( $t1$ ), ponto mínimo ( $t2$ ) e o final do pulso ( $t3$ ), são ilustrados nas figuras abaixo. Na aorta sem obstrução no ponto  $t1$ , onde tem o pico sístole, a pressão neste ponto de  $1600 Pa$ , equivalente a  $120,3 mmHg$ , Figura 35, mostrando que o paciente tem uma pressão ótima para uma pessoa acima dos  $18 anos$ , (Luna, 2002).

Figura 35 - Pressão  $t_1 = 0,14s$ : Aorta sem Obstrução.



Fonte: Elaborada pelo(a) autor(a).

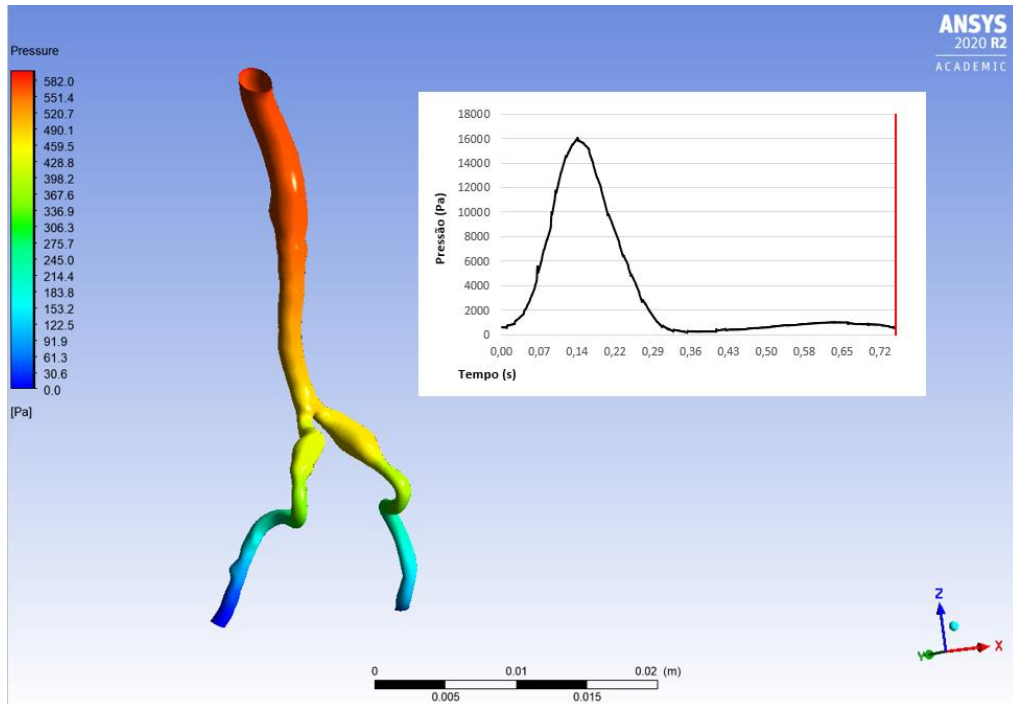
Figura 36 - Pressão  $t_2 = 0,36s$ : Aorta sem Obstrução.



Fonte: Elaborada pelo(a) autor(a).

A Figura 36, onde a pressão chega na metade da pressão final do pulso da Figura 37.

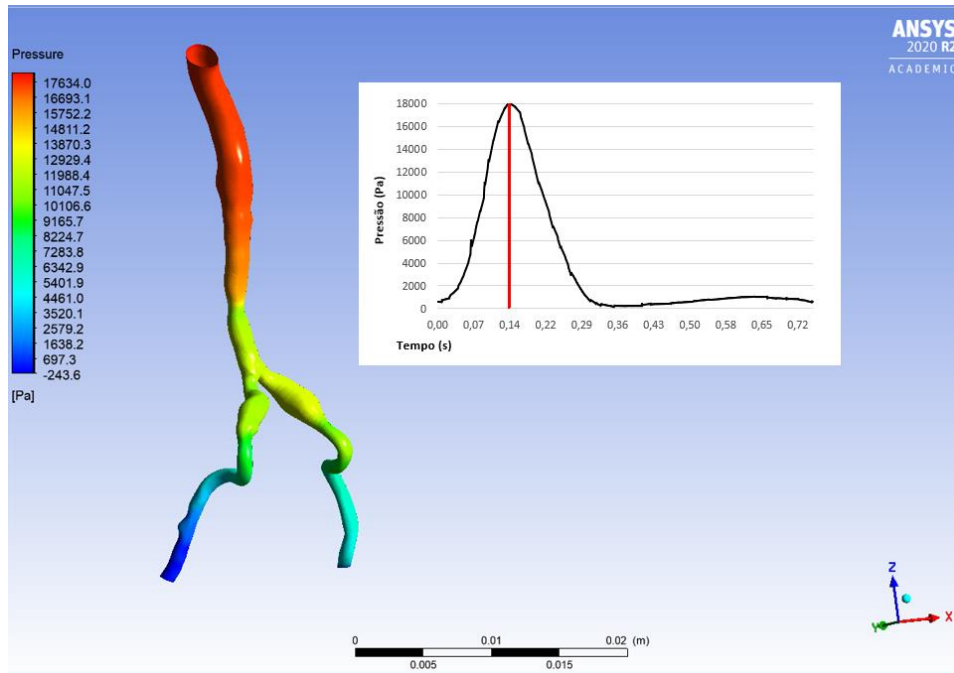
Figura 37 - Pressão  $t3 = 0,75s$ : Aorta sem Obstrução.



Fonte: Elaborada pelo(a) autor(a).

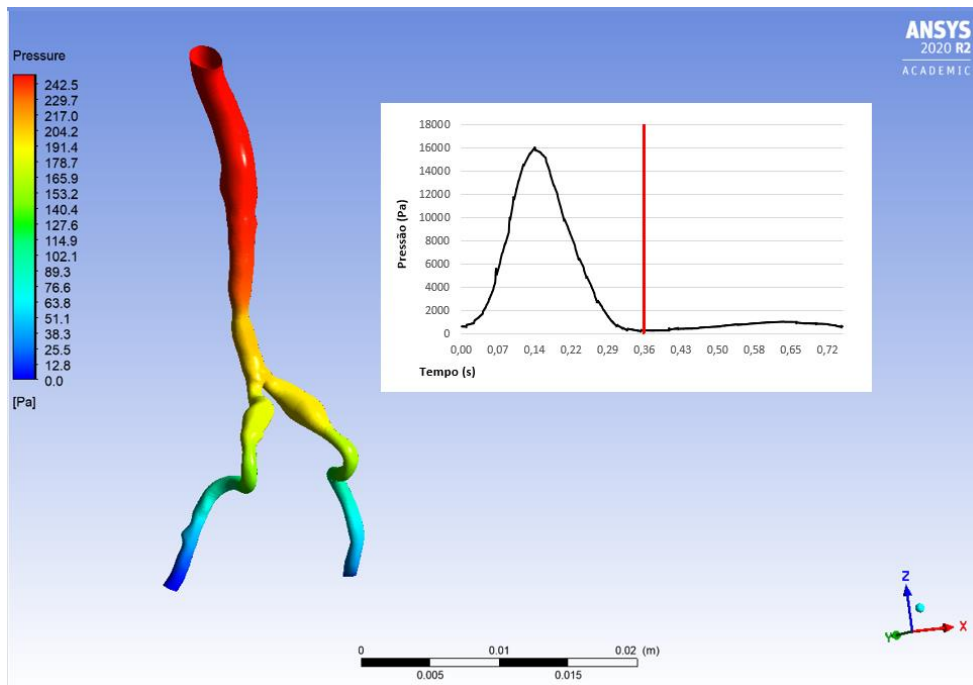
Aorta 50% obstruída, o pico da sístole mostrou uma pressão arterial de 18000 Pa, equivalente a 135,3 mmHg, Figura 38, neste ponto a pressão é classificado como limítrofe - onde se requer atenção no paciente, ainda não é considerado uma pessoa com hipertensão, mas sim requer cuidados com a saúde, (Luna, 2002).

Figura 38 - Pressão  $t_1=0,14s$ : Aorta 50% Obstruída.



Fonte: Elaborada pelo(a) autor(a).

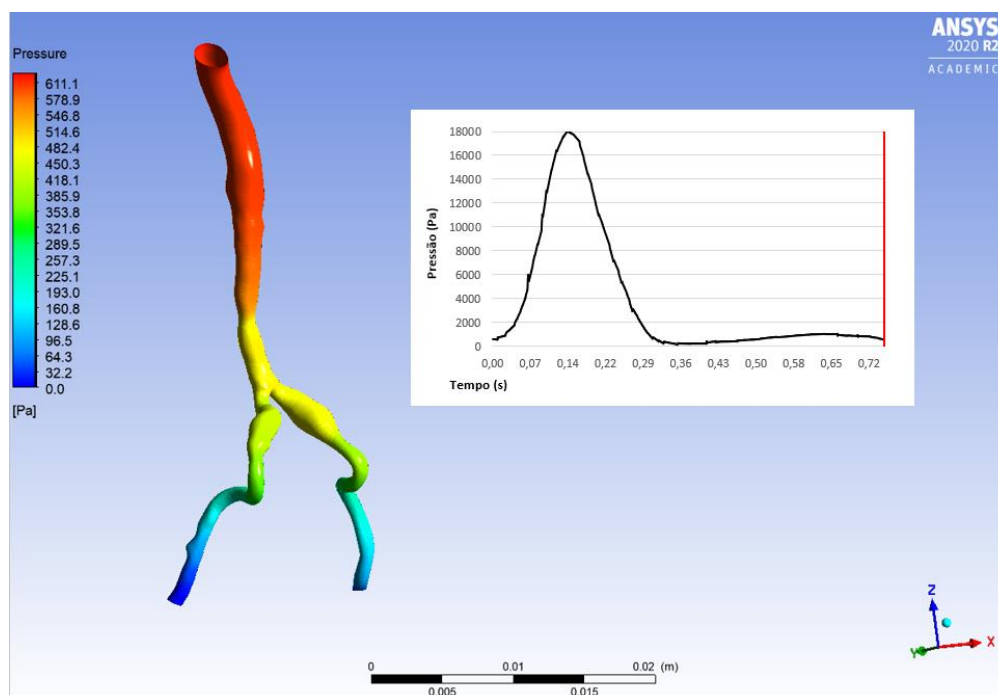
Figura 39 - Pressão  $t_2=0,36s$ : Aorta 50% Obstruída.



Fonte: Elaborada pelo(a) autor(a).

A Figura 39, onde a pressão chega na metade da pressão final do pulso da Figura 40.

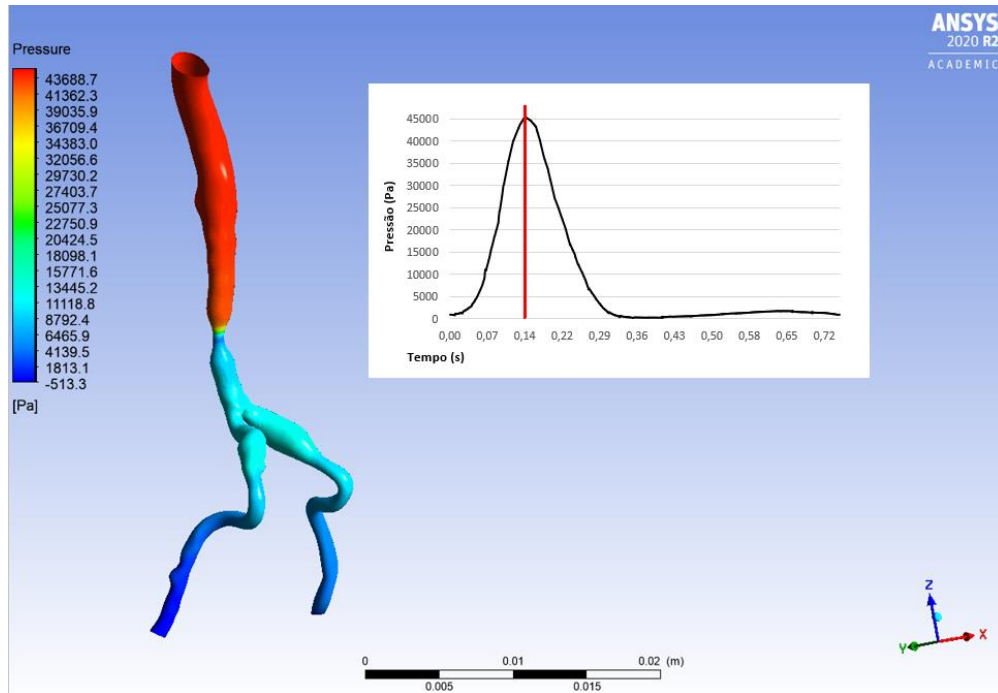


Figura 40 - Pressão  $t_3=0,75s$ : Aorta 50% Obstruída.

Fonte: Elaborada pelo(a) autor(a).

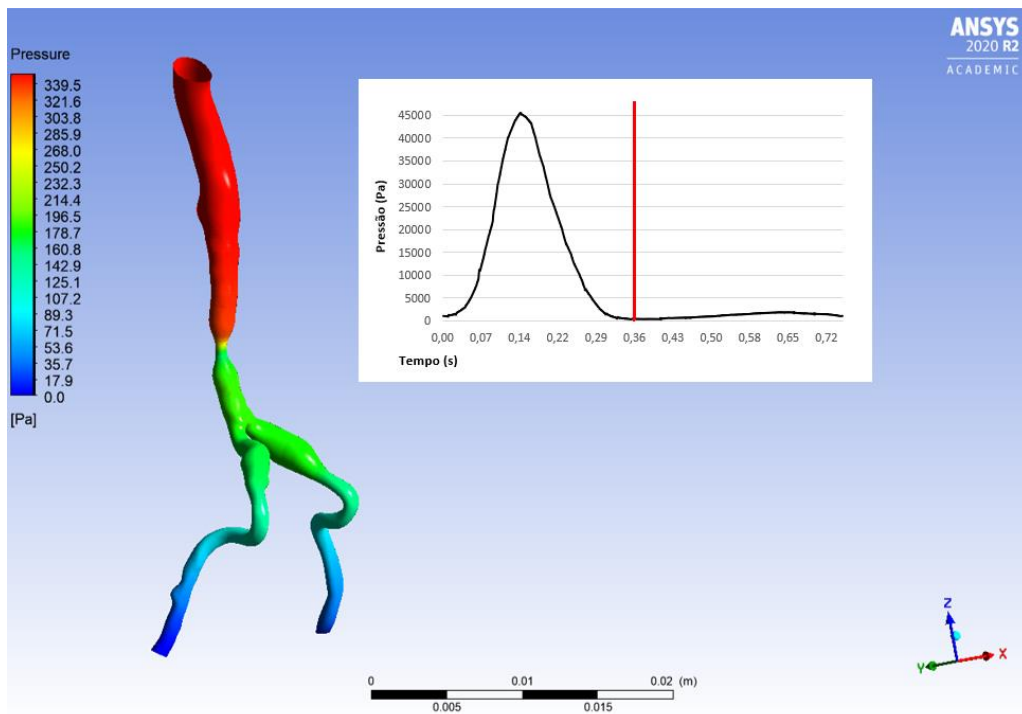
Com 80% de obstrução, o pico da sístole chegou a 45000 Pa, equivalente a 338,3 mmHg, Figura 41, esta pressão é muito alta e considerada grau 3 para hipertensão, (Luna, 2002).

Figura 41 - Pressão  $t_1=0,14s$ : Aorta 80% Obstruída.



Fonte: Elaborada pelo(a) autor(a).

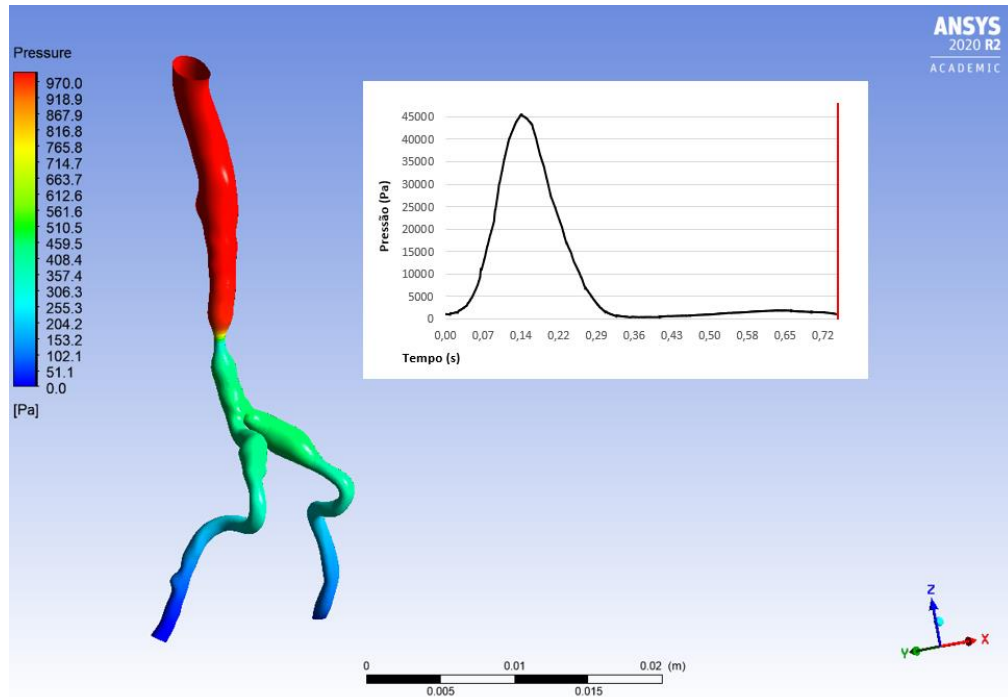
Figura 42 - Pressão  $t_2=0,36s$ : Aorta 80% Obstruída.



Fonte: Elaborada pelo(a) autor(a).

A Figura 42, onde a pressão chega a um terço da pressão final do pulso da Figura 43.

Figura 43 - Pressão  $t_3=0,75s$ : Aorta 80% Obstruída.



Fonte: Elaborada pelo(a) autor(a).

#### 4.5.3 Análise da queda de pressão

A queda de pressão é o parâmetro mais importante na medida do FFR, pois se não existe estenose presente, a pressão da aorta obstruída ( $P_{Obs}$ ) determina o escoamento máximo (100%) normal ( $P_n = P_{Obs}$ ) e, conforme se tem um aumento de pressão o *FFR* diminui ( $< 0,75$ ). É positivo para isquemia, (Sant'Anna, 2009).

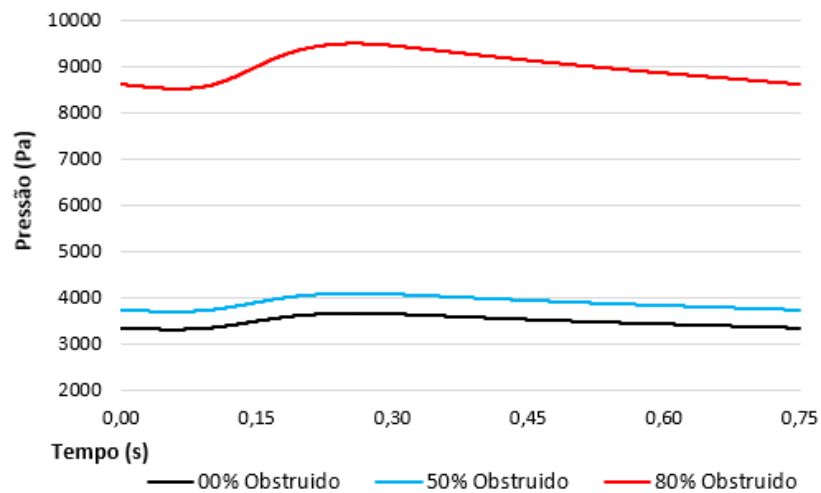
Figura 44 - Entrada e Saída da Aorta.



Fonte: Elaborada pelo(a) autor(a).

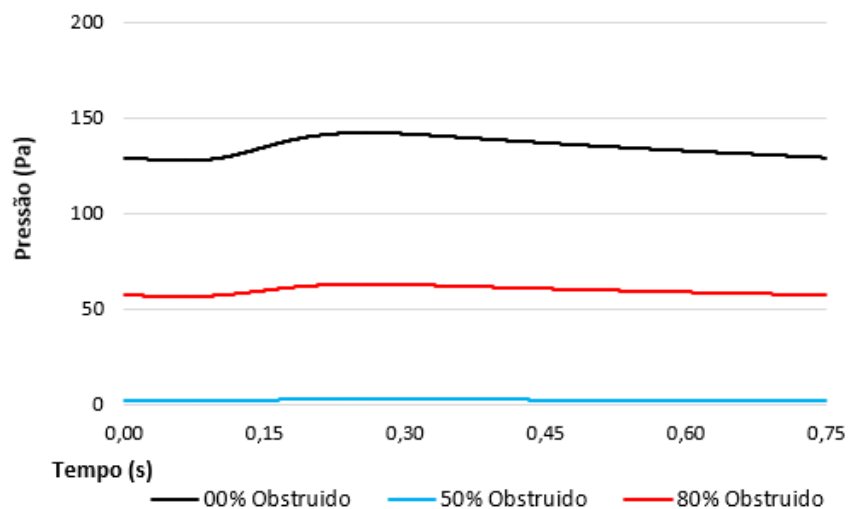
Os Gráficos 13, 14 e 15 ilustram a queda de pressão ao longo do pulso para os três graus de obstrução, com relação à entrada, à saída direita e à esquerda. Observa-se que, em ambos os modelos com obstrução, tem um aumento de pressão na entrada, enquanto nas saídas a pressão diminui. O comportamento da pressão nos dois modelos é semelhante ao da velocidade, onde o aumento de pressão nas saídas muda nos lados da aorta, conforme a obstrução localizada na entrada.

Gráfico 13 - Pressão de Entrada.



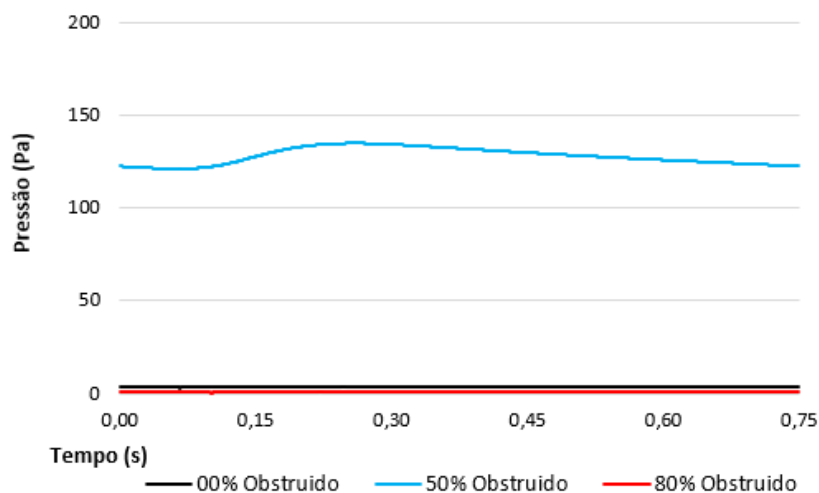
Fonte: Elaborada pelo(a) autor(a).

Gráfico 14 - Pressão na Saída Direita.



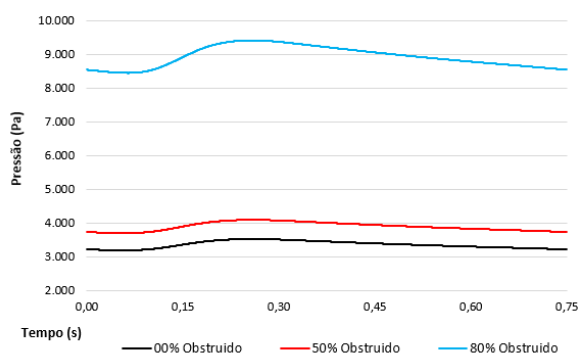
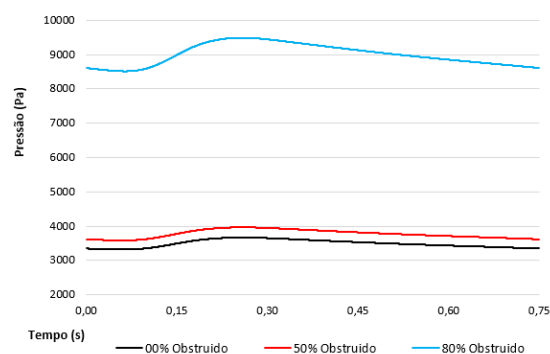
Fonte: Elaborada pelo(a) autor(a).

Gráfico 15 - Pressão na Saída Esquerda.



Fonte: Elaborada pelo(a) autor(a).

O Gráfico 16 e 17 mostra o comportamento do  $\Delta P$  da saída direita e esquerda. Na aorta com 50% de obstrução, o  $\Delta P$  tem um aumento de 12%. Na aorta 80% obstruída tem um aumento de 162% do  $\Delta P$ .

Gráfico 16 -  $\Delta P$  Direito dos três modelos.Gráfico 17 -  $\Delta P$  Esquerdo dos três modelos.

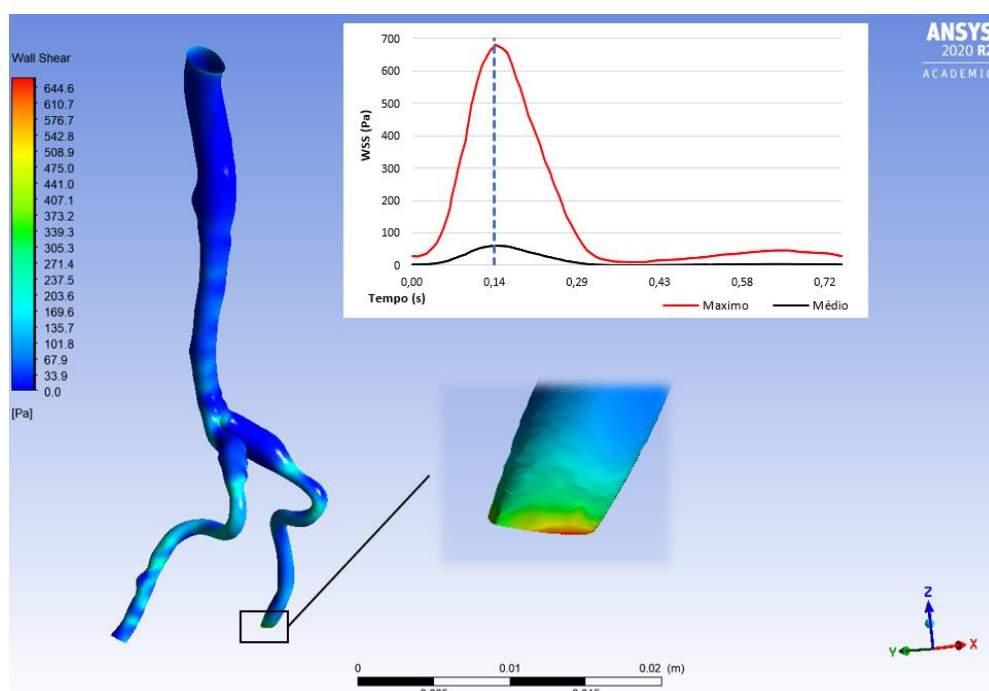
Fonte: Elaborada pelo(a) autor(a).

#### 4.5.4 Análise Tensão de Cisalhamento da Parede (WSS)

O aumento da tensão de cisalhamento combinado, com o número de plaquetas nas paredes da aorta, tem impacto direto na formação de coágulos de sangue. Com a formação dos coágulos na parede da aorta, assim bloqueando o escoamento do sangue e causando inchaço e dor na região. Sendo o maior problema quando um destes se desprende da parede da aorta e se movimenta na corrente sanguínea, podendo causar uma embolia no paciente, (Sakariassen, Orning e Turitto, 2015).

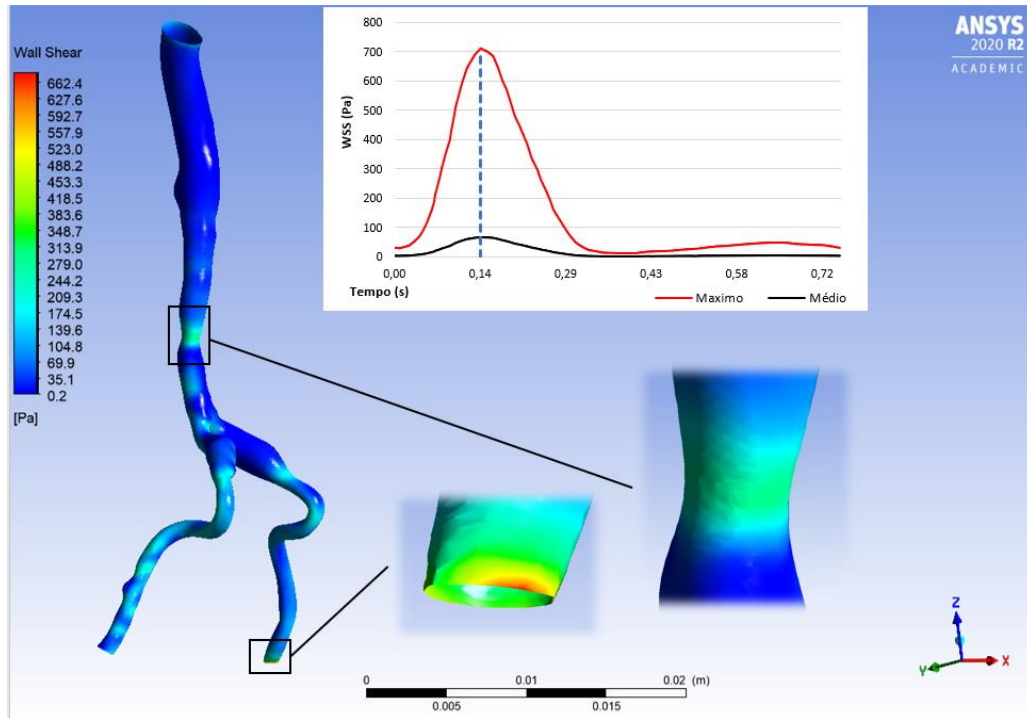
Os resultados das simulações para os modelos sem obstrução (Figura 45) e 50% obstruído mostram que as diferenças no *WSS máximo* e médio são desprezíveis no ponto máximo do pulso (sístole). Em ambos se tem um pico de tensão na saída da aorta, possivelmente pela saída afunilada que o modelo tem no corpo e pelo tipo de condição de contorno empregada, o que não é relevante para esta análise. Sendo que a parede da aorta com o surgimento da obstrução, começa a ter um certo aumento na tensão na parede da via 50% obstruída, Figura 46.

Figura 45 - Análise WSS no modelo sem obstrução.



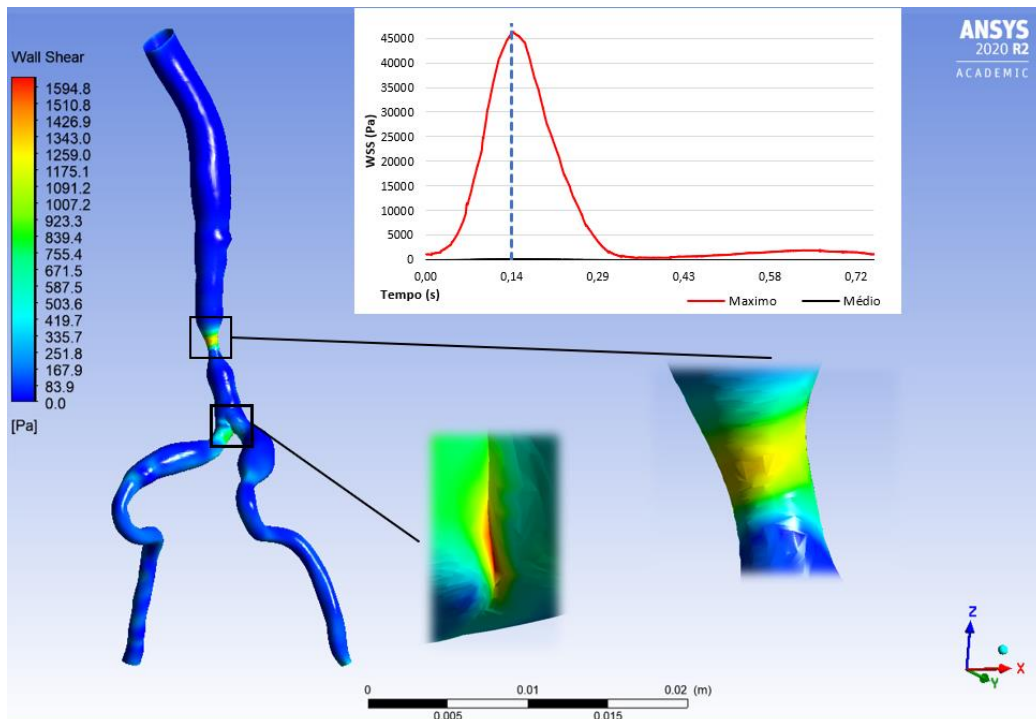
Fonte: Elaborada pelo(a) autor(a).

Figura 46 - Análise WSS no modelo 50% obstruído.



Fonte: Elaborada pelo(a) autor(a).

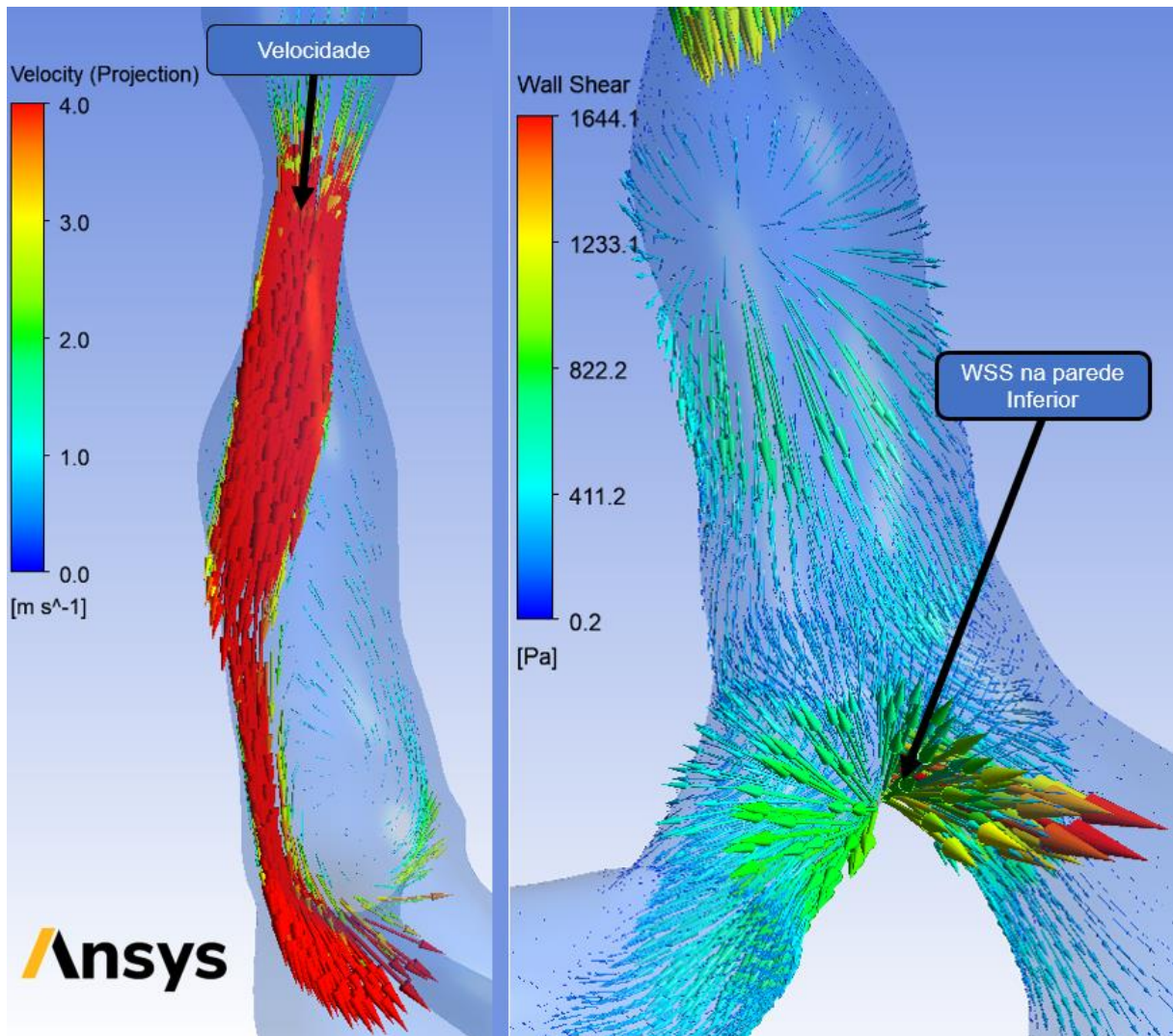
Figura 47 - Análise WSS no modelo 80% obstruído.



Fonte: Elaborada pelo(a) autor(a).

Diferente dos outros modelos, com 80% de obstrução, a tensão sobre a parede do modelo é elevada e com o pico de tensão no ponto onde se tem a separação das saídas, Figura 47. Este que pode ser observado na Figura 48, onde tem-se o aumento da velocidade na obstrução, por um efeito de conservação da massa e de Venturi, na qual a área menor tem a maior velocidade e uma pressão menor, (Çengel, 2012). A Figura 48 também mostra que o fluido sai diretamente da passagem estrangulada e atinge a parede da aorta, ocasionando uma tensão elevada na superfície da aorta.

Figura 48 - Análise WSS e Velocidade no modelo 80% obstruído.



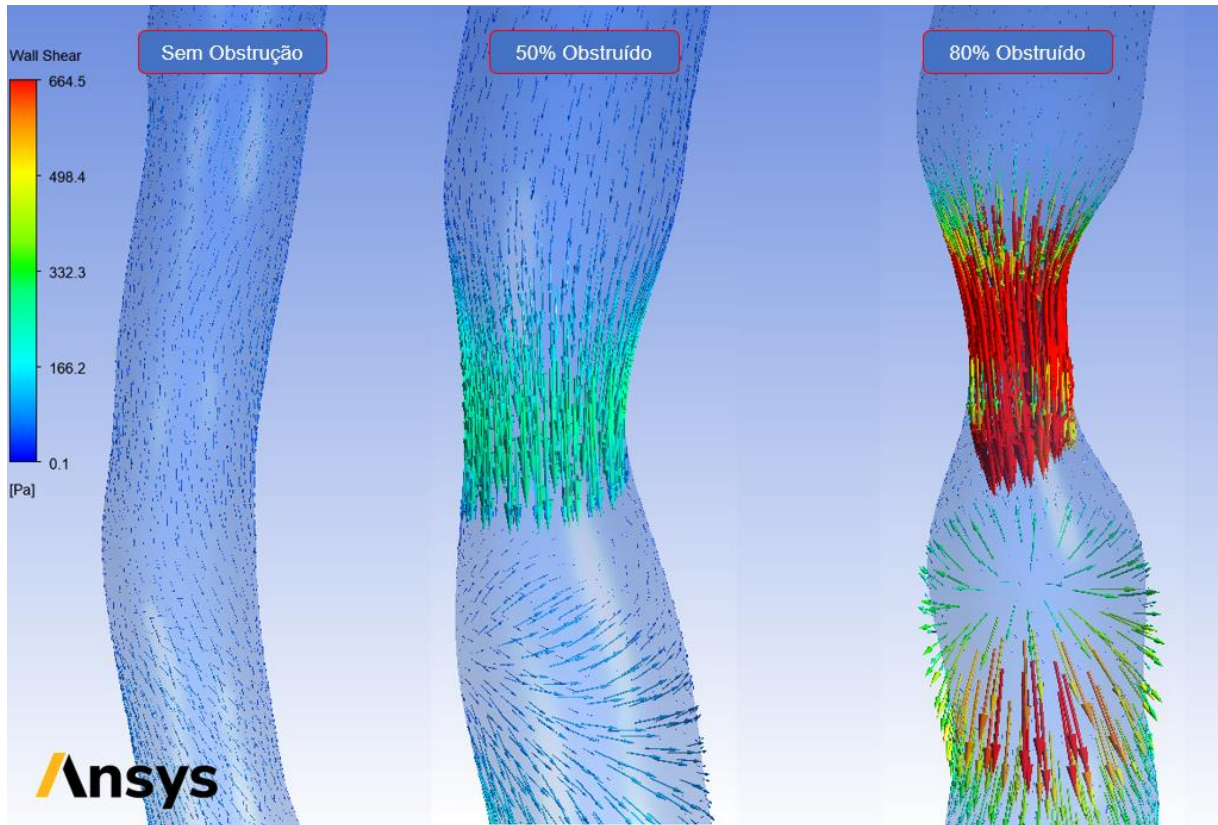
Fonte: Elaborada pelo(a) autor(a).

Conforme a aorta é estrangulada, Figura 49, a tensão sobre a parede do modelo aumenta drasticamente e podendo ocasionar uma potencial formação de coágulos na parede da aorta, Figura 50. Não havendo um tratamento cirúrgico prévio,



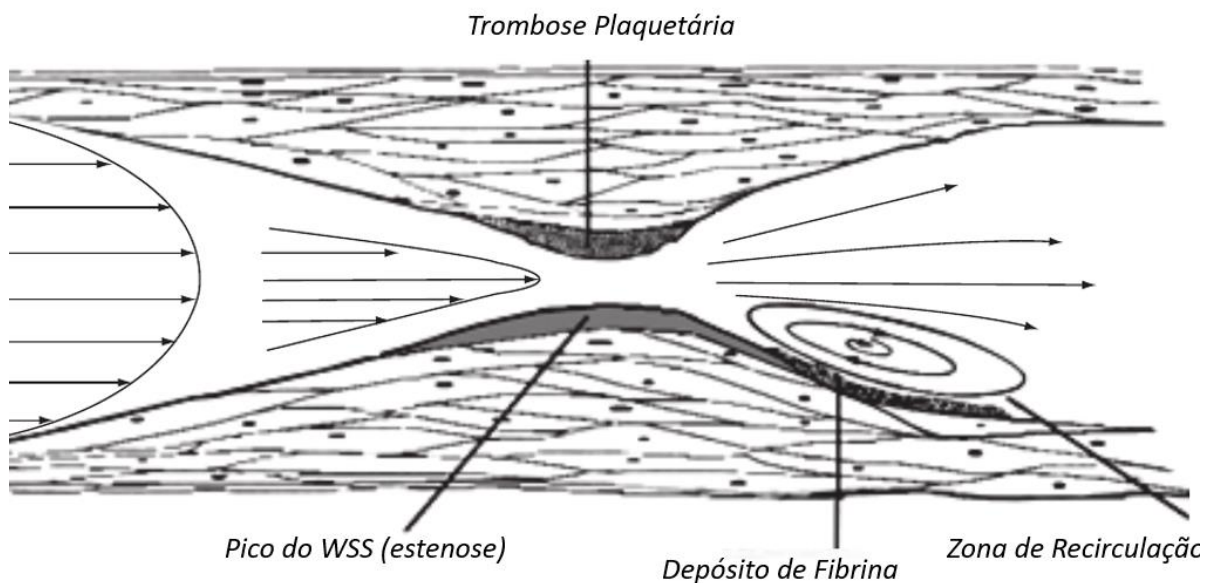
este coágulo pode se descolar da parede e atingir outros pontos do sistema cardiovascular e obstruir outros locais ao longo da via.

Figura 49 – WSS no ponto da obstrução.



Fonte: Elaborada pelo(a) autor(a).

Figura 50 – Formação do coágulo na parede com alto WSS.



Fonte: (Sakariassen, Orning e Turitto, 2015).

#### 4.5.5 Análise de Fluxo Fracionário de Reserva do Miocárdio (FFR)

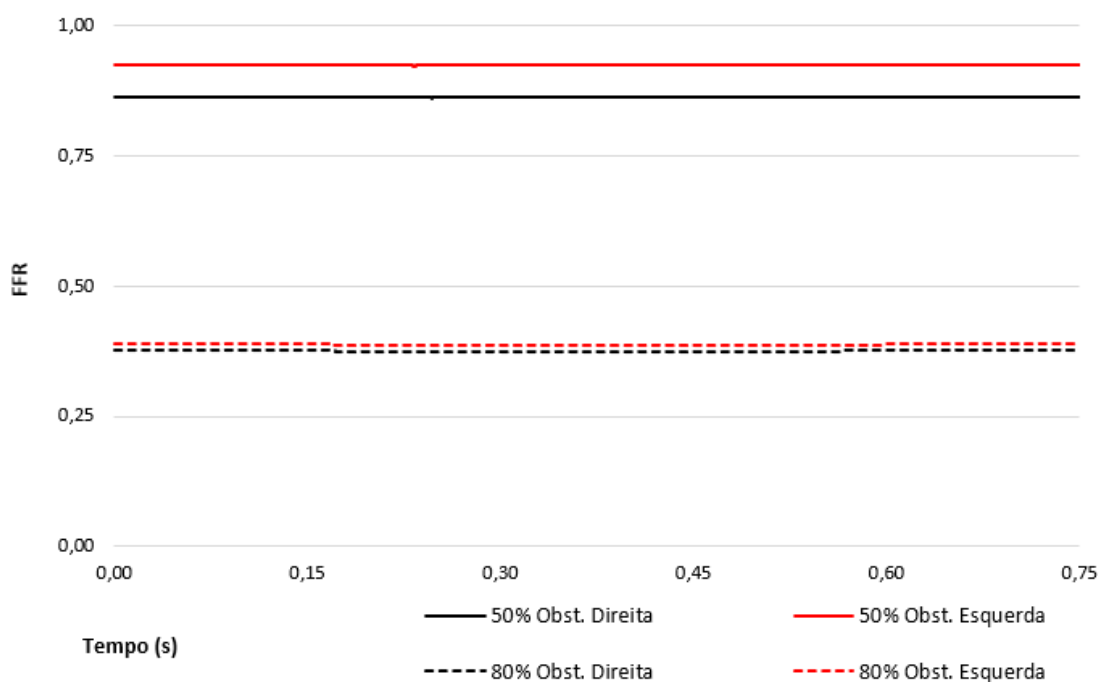
Define-se FFR como o escoamento sanguíneo máximo para o miocárdio na presença de uma determinada estenose (ou estenoses), dividido por esse mesmo escoamento se não houvesse nenhuma estenose. Esse índice representa a fração do fluxo miocárdico máximo normal que pode ser atingido a despeito da presença da estenose, (Sant'Anna, 2009). Pode ser determinado pela equação;

$$FFR = \frac{P_{obs}}{P_n} * 100\%, \quad (13)$$

onde  $P_n$  é a pressão na aorta sem a obstrução e  $P_{obs}$  é a pressão na aorta com obstrução.

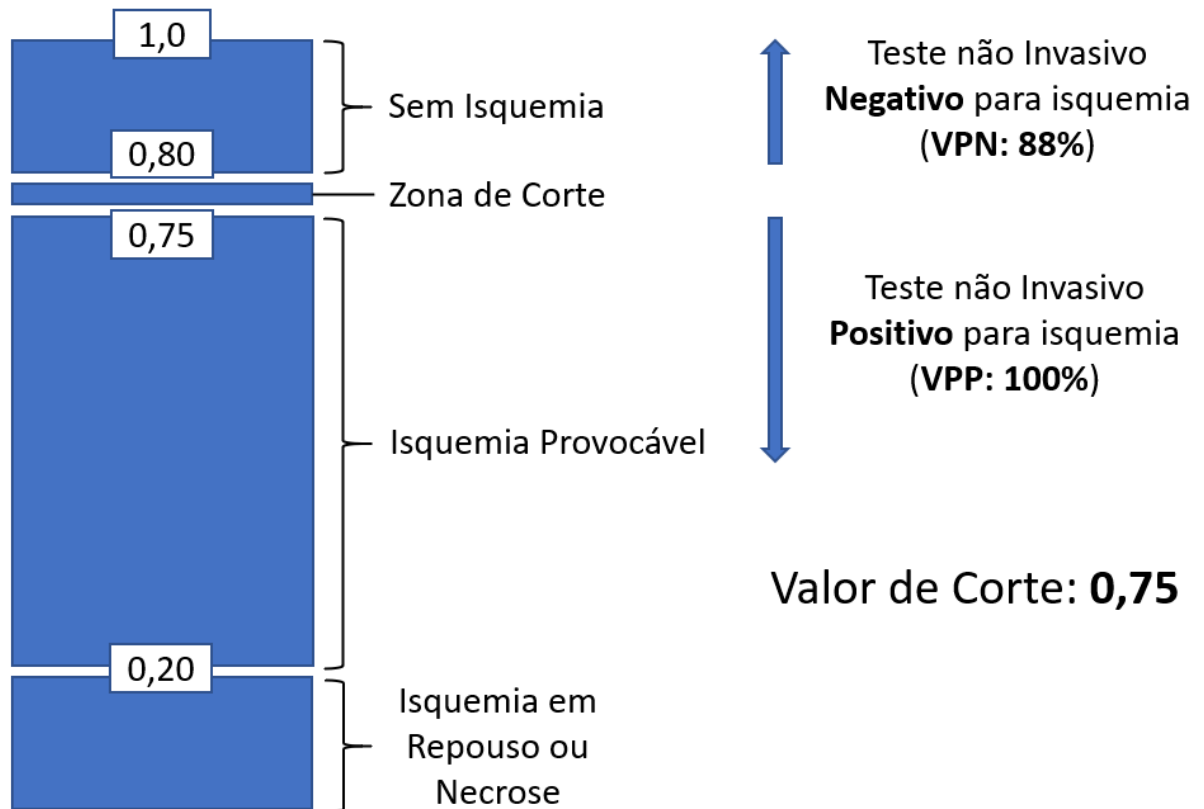
Para os dois modelos com obstrução, os resultados da pressão foram usados para construir o Gráfico 18, onde é possível analisar o FFR de cada item e nas saídas direita e esquerda de ambos.

Gráfico 18 - Análise do FFR dos itens com Obstrução.



Fonte: Elaborada pelo(a) autor(a).

Figura 51 - Valor de corte do fluxo fracionado.



Fonte: (Sant'Anna, 2009).

Com os resultados obtidos no Gráfico 18 e tendo como base a Figura 51, onde é mostrado o critério utilizado no *FFR* para diagnosticar a isquemia, ou não, na aorta, os dois modelos podem ser diagnosticados de acordo com a Tabela 8.

Tabela 8 - Diagnóstico dos Modelos simulados.

<b>Modelo</b>	<b>Diagnostico</b>
50% Obstruído	Negativo para isquemia, apenas tratamento para diminuir acúmulo de gordura.
80% Obstruído	Positivo para isquemia, onde é recomendável cirurgia para a colocação de um Stent ou fazer um desvio na aorta (colocar by-pass).

Fonte: Elaborada pelo(a) autor(a).

A análise de *FFR* corroborou com os resultados obtidos na simulação, como o comportamento interno do fluido, com alta velocidade ao longo da aorta, a pressão interna e o aumento do  $\Delta P$  e, principalmente, a tensão na parede do modelo, que tem um aumento superior em comparação.

#### 4.5.6 Resultados obtidos na simulação x Artigos da Revisão Sistemática.

Com os resultados obtidos da simulação dos três modelos, considerando os artigos utilizados como ponto de partida e avaliação, todos foram usados no auxílio na elaboração dos resultados, como;

- ✓ A mudanças do escoamento com pequenas obstruções que afetam diretamente o comportamento sanguíneo e o aparecimento de coágulos em virtude do aumento do WSS, (Velho, 2020), (Dong M., 2020) e (Mikhal, 2019);
- ✓ O Potencial do SimVascular para a construção dos modelos patient-specific e em futuras utilizações em exames clínicos, (Mukherjee, 2018), (Wilson, 2018) e (Updegrave, 2017);
- ✓ A análise FFR com a importância para a análise de obstruções na aorta, (Fossan, 2018) e (Graf, 2011);
- ✓ A construção de modelos 3D, para ensaio práticos, pode ser aplicado com os modelos de aorta construídos, (Mikhal, 2019);
- ✓ Os efeitos que a estenose provoca no modelo, desde a mais leve até a mais grave, todos semelhantes aos apresentados, (Lee, 2004).

## 5. CONCLUSÕES

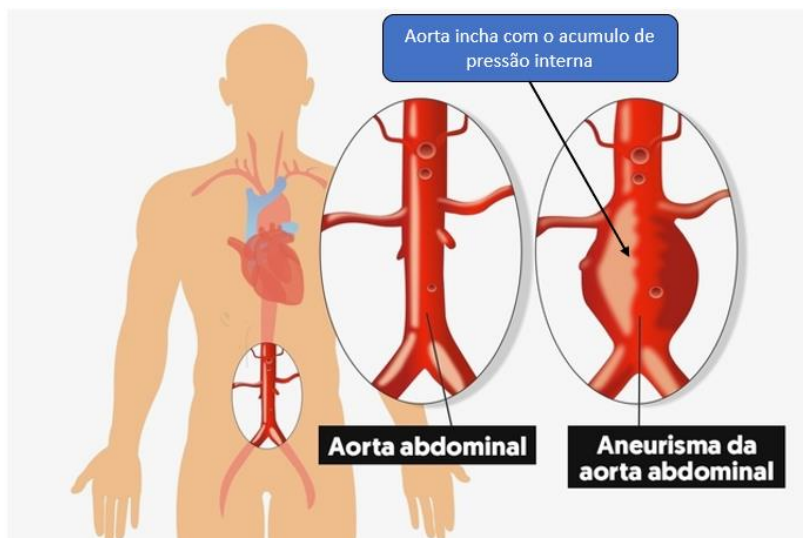
Com base na revisão sistemática sobre a construção de modelos vasculares patient-specific para simulação fluido dinâmica, foi definido o software SimVascular para a construção de um modelo computacional patient-specific. Utilizando como base um exame de tomografia, disponível no banco de dados do desenvolvedor.

O SimVascular se mostrou com excelente potencial para este tipo de aplicação. No entanto, para a simulação do escoamento, não foi possível a sua utilização. Os modelos construídos no SimVascular foram exportados em formato *iges* para o *Ansys Fluent*, onde é utilizado como domínio para a simulação do escoamento pulsante de sangue. A partir do primeiro modelo, duas geometrias foram construídas com obstruções parciais, artificialmente modeladas no ponto de entrada do fluido.

Uma limitação do presente estudo é a suposição de paredes rígidas, parâmetro utilizado no momento da simulação. Para aorta femoral, intimamente conectada na saída do sangue do coração, é bombeada para a distribuição ao longo dos vasos sanguíneos. Uma mudança no diâmetro do vaso pode ser causada por compressão extravascular durante a sístole ou também pelo pulso que o sangue tem durante o escoamento interno. Fisiologicamente, o movimento do miocárdio e a compressão extravascular podem, até certo ponto, afetar o escoamento sanguíneo na rede coronária (alteração na impedância periférica, enchimento de sangue e assim por diante).

Tendo como base nos resultados obtidos dos três modelos, principalmente no item em que é 80% obstruído o montante da obstrução é extremamente alta. Por ter a parede rígida, a pressão se mostrou elevada, em comparação a pressão sanguínea alta que consiste em 180 mmHg, (Luna, 2002). Utilizando a parede deformável, em futuros projetos, pode-se ficar claro um possível aparecimento de aneurismas na parte interna da aorta, Figura 52, dilatação da parede a montante da obstrução.

Figura 52 - Aneurisma na Aorta.



Fonte: ( <https://www.tuasaude.com/aneurisma-da-aorta/> ).

Com uma parametrização da parede, utilizando espessuras médias, é viável obter resultados mais claros para estes problemas. Em suma, fica-se evidente que pequenas obstruções nas vias coronárias internas afetam diretamente no escoamento sanguíneo e ocasionam mudanças de pressão interna e, conforme o diâmetro da artéria, a obstrução pode interromper a passagem do sangue ao longo da via.

Por fim, esta análise realizada com as geometrias patient-specific vem crescendo suas aplicações desde 2010, obtendo modelos mais fidedignos e próximos da realidade. Com base em suas aplicações, analisando a relevância dos resultados obtidos, a exemplos dos mostrados neste trabalho, e a complexidade dos modelos, nos mostra que softwares de código aberto (uso livre) podem fornecer excelentes resultados e podem ser melhorados, conforme a demanda e necessidade. Com o tempo, os métodos de construção de geometria e simulação tendem a evoluir de forma a serem considerados uma parte fundamental nas pesquisas e exames clínicos.

## 6. REFERÊNCIAS

AGUADO-SIERRA J., Krishnamurthy A., Villongco C., et al. **“Patient-specific modeling of dyssynchronous heart failure: a case study.”** *Prog Biophys Mol Biol*;107:147–55., 2011.

ALENA JONÁŠOVÁ, Jan Vimmr. **“Noninvasive assessment of carotid artery stenoses by the principle of multiscale modelling of non-Newtonian blood flow in patient-specific models.”** *Applied Mathematics and Computation - journal homepage: www.elsevier.com/locate/amc*, 2017.

ANDREA S. Les, Shawn C. Shadden , C. Alberto Figueroa, Jinha M. Park, Maureen M. Tedesco, Robert J. Herfkens, Ronald L. Dalman And Charles A.Taylor. **“Quantification of Hemodynamics in Abdominal Aortic Aneurysms During Rest and Exercise Using Magnetic Resonance Imaging and Computational Fluid Dynamics.”** *Annals of Biomedical Engineering*, Vol. 38, No. 4, 2010: 26.

ANSYS FLUENT, Ansys fluent R2. **“ANSYS Inc 2020.”** *Fluent User’s Guide*, 2020.

BEJAN, Adrian. *Convection Heat Transfer*. New Jersey: John Wiley & Sons, Inc., 2013.

BENTO, Marco Filipe Rodrigues. **“Modelo mecânico da parede da artéria carótida: elasticidade linear ou não linear em formulação lagrangeana.”** *Faculdade de Engenharia Universidade do Porto*, 2017:117.

BENTO, Marco. **“Modelo mecânico da parede da artéria carótida: elasticidade linear ou não linear em formulação lagrangeana.”** *Universidade de Engenharia Universidade do Porto*, Junho 2017:117.

BLESSY THOMAS, K.S. Sumam and Sajikumar N. **“Patient Specific Modelling of Blood Flow in Coronary Artery.”** *Department of Civil Engineering, Government Engineering College, Thrissur, Kerala, PIN:680009, India*, 2020.

CARDIOLOGIA, Sociedade Brasileira De. **Departamento Hipertensão Arterial.** s.d. <http://departamentos.cardiol.br/dha/consenso3/capitulo1.asp>, (acesso em 22 de Maio de 2021).

CHRISTIAAN M. KLAIJ, Guilherme Vaz, Luís Eça. **“Numerical Uncertainty Estimation in Maritime CFD Applications.”** *Maritime Research Institute Netherlands, P.O.Box 28, 6700AA Wageningen*, 2020: 11.

CONTI M., Romarowski R.M., Ferrarini A., Stochino M., Auricchio F., Morganti S. et al. **“Patient-specific computational fluid dynamics analysis of transcatheter aortic**

root replacement with chimney coronary grafts.” *Interact CardioVasc Thorac Surg*, 2020: 9.

CORRÊA, Rafaela Gomide. “**Estudo Numérico Do Escoamento De Ar Em Um Motor De Combustão Interna.**” *Universidade Federal De Uberlândia*, 2020.

D. N. KU, D. P. Giddens, C. K. Zarins and S Glagov. “**Pulsatile flow and atherosclerosis in the human carotid bifurcation. Positive correlation between plaque location and low oscillating shear stress.**” *Arteriosclerosis, Thrombosis, and Vascular Biology is published by the American Heart Association, 7272 Greenville Avenue, Dallas, TX 75231*, 1985.

DE BRUYNE B., Pijls N.H., Kalesan B., Barbato E., Tonino P.A., Piroth Z. et. al. “**Fractional flow reserve-guided PCI versus medical therapy in stable coronary disease.**” *N Engl J Med* 367(11):991–1001, 2012.

DELLEHUNT R.E., Manna B. “**Bypass Aortofemoral.**” *In: StatPearls [Internet]. Treasure Island (FL): StatPearls Publishing;*, 2021.

DONG M., Yang W., Tamaresis J.S., Chan F.P., Zucker E.J., Kumar S., Rabinovitch M., Marsden A.L., Feinstein J.A.. “**Image-based scaling laws for somatic growth and pulmonary arterymorphometry from infancy to adulthood.**” *Am J Physiol Heart CircPhysiol* 319: H432–H442, 2020.

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, Dr. Alain. “**Vasculites, Arterites e Doença de Takayasu – Como tratar naturalmente.**” <https://artigos.alainuro.com/>, Novembro 2019.

FOSSAN, F.E., Sturdy, J., Müller, L.O., Strand, A., Bråten, A.T., Jørgensen, A., Wiseth, R., Hellevik, L.R. “**Uncertainty Quantification and Sensitivity Analysis for Computational FFR Estimation in Stable Coronary Artery Disease.**” *Cardiovascular Engineering And Technology*, 9 (4), pp. 597-622. 2018.

FOURNIER, R. L. *Basic Transport Phenomena in Biomedical Engineering*. London, UK: Taylor & Francis, 2007.

GRAF, I.M., Miri, R., Smalling, R.W., Emelianov, S.. “**Clinical benefits of integrating cardiac and vascular models.**” *Expert Opinion on Medical Diagnostics*, 5 (6), pp. 501-515., 2011.

GROUP, Task Working. “**Management of Peripheral Arterial Disease (PAD).**” *TransAtlantic Inter-Society Consensus (TASC). J. Vasc Surg.*, 2000: 31(1 Pt 2):3-9.



- HE, X., Duckwiler, G., Valentino, D.J.. **“Lattice Boltzmann simulation of cerebral artery hemodynamics.”** *Computers and Fluids*, 38 (4), pp. 789-796. Cited 17 times., 2009.
- HUGHES, Thomas J. R. ***Finite Element Method: Linear Static And Dynamic Finite Element Analysis (Dover Civil and Mechanical Engineering)***. London, England: Dover Publications, Inc.; 1ª edição (1 agosto 2000), 2000.
- ISMAIL B. CELIK, Urmila Ghia, Patrick J. Roache, Christopher J. Freitas, Hugh Coleman, Peter E. Raad. **“Procedure for Estimation and Reporting of Uncertainty Due to Discretization in CFD Applications.”** *Journal of Fluids Engineering* 130 (2008).
- JAN VIMMR, Alena Jonášová, Ondřej Bublík. **“Effects of three geometrical parameters on pulsatile blood flow in complete idealised coronary bypasses.”** *Computers & Fluids*, 2011: 147-171.
- KAWAMURA, Takao. **“Índice Tornozelo-Braquial (ITB) Determinado por Esfigmomanômetros Oscilométricos Automáticos.”** *Cardioclínica Araçatuba, Araçatuba, SP - Brasil*, 2008.
- KIM, K.H., Kang, D., Kang, N., Kim, J.-Y., Lee, H.-E., Kim, J.D.K. **“Patient-specific coronary artery blood flow simulation using myocardial volume partitioning.”** *Proceedings of SPIE - The International Society for Optical Engineering*, 8670, art. N°. 867019., 2013.
- LEE, K.W., Wood, N.B., Xu, X.Y.. **“Ultrasound image-based computer model of a common carotid artery with a plaque.”** *Medical Engineering and Physics*, 26 (10), pp. 823-840, 2004.
- LUNA, Rafael Leite. **“Conceituação da hipertensão arterial e sua importância epidemiológica.”** *Revista da SOCERJ*, Dezembro 2002: 203-209.
- MALISKA., C. R.. **“Transferência de Calor e Mecânica dos Fluidos Computacional: Fundamentos e Coordenadas Generalizadas.”** Em *Transferência de Calor e Mecânica dos Fluidos Computacional: Fundamentos e Coordenadas Generalizadas*, por Clovis R. Maliska, 406. Santa Catarina: LTC, 1995.
- MARTIN R. Pfaller, Jonathan Pham , Nathan M. Wilson , David W. Parker , Alison L. Marsden. **“Sobre a periodicidade das simulações de dinâmica de fluidos cardiovasculares.”** *arXiv: 2102.00107 [cs.CE]*, 2021.

MIKHAL, J., Hoving, A.M., Ong, G.M., Slump, C.H. **“Fully resolved simulation and ultrasound flow studies in stented carotid aneurysm model.”** *Progress in Biomedical Optics and Imaging - Proceedings of SPIE*, 10951, art. N°. 1095115., 2019.

MUKHERJEE, D., Jani, N.D., Narvid, J., Shadden, S.C. **“The Role of Circle of Willis Anatomy Variations in Cardio-embolic Stroke: A Patient-Specific Simulation Based Study.”** *Annals of Biomedical Engineering*, 46 (8), pp. 1128-1145. Cited 7 times., 2018.

MULLER, O., F. Mangiacapra, A. Ntalianis, K. M. Verhamme, C. Trana, M. Hamilos, J. Bartunek, M. Vanderheyden, E. Wyffels, G. R. Heyndrickx and F. J. van Rooij. **“Long-term follow-up after actional flow reserve-guided treatment strategy in patients with an isolated proximal left anterior descending coronary artery stenosis. JACC.”** *Cardiovascular interventions* 4(11), 1175–82. , 2011.

NICO H.J. Pijls, M.D., M.D. Jacques A.M. van Son, PhD Richard L. Kirkeeide, M.D. Bernard De Bruyne, e M.D. and K. Lance Gould. **“Experimental Basis of Determining Maximum Coronary, Myocardial, and Collateral Blood Flow by Pressure Measurements for Assessing Functional Stenosis Severit Before and After Percutaneous Transluminal Coronary Angioplasty.”** *From the Department of Cardiology (N.H.J.P.), University of Texas Health Science Center, Houston, Tex.; and the Cardiovascular Center (B.DeB.), Aalst, Belgium*, 1993.

NORGAARD B.L., Leipsic J., Gaur S., Seneviratne S., Ko B.S., Ito H. et.al. **“Diagnostic performance of noninvasive fractional flow reserve derived from coronary computed tomography angiography in suspected coronary artery disease: the NXT trial (analysis of coronary blood flow using CT angiography: next steps).”** *J. Am Coll Cardiol* 63(12):1145–1155, 2014.

PATANKAR, S. V.. **“Numerical Heat Transfer and Fluid Flow. [s.l.]”** *Hemisphere Publishing Corporation*, 1980.

PAUL D. MORRIS, Andrew Narracott, Hendrik von Tengg-Kobligk, Daniel Alejandro Silva Soto, Sarah Hsiao, Angela Lungu, Paul Evans, Neil W Bressloff, Patricia V Lawford, D Rodney Hose, Julian P Gunn. **“Computational fluid dynamics modelling incardiovascular medicine.”** *Published online. To view the journal*, 2015.

RAYZ, V.L., Lawton, M.T., Martin, A.J., Young, W.L., Saloner, D. **“Numerical simulation of pre- and postsurgical flow in a giant basilar aneurysm.”** *Journal of Biomechanical Engineering*, 130 (2), art. N°. 021004. Cited 20 times., 2008.

- REUMATOLOGIA, Sociedade Brasileira De. **“Arterite de Takayasu.”** *Sociedade Brasileira de Reumatologia*, 2010: 2.
- RICHARDSON, L. F. **“The Approximate Arithmetical Solution by Finite Differences of Physical Problems Involving Differential Equations, With an Application to the Stresses in a Masonary.”** *Dam. Philos. Trans. R. Soc.*, 1910: 210.
- ROCHITTE, Carlos E.. **“O Papel dos Arquivos Brasileiros de Cardiologia em uma Nova Era da Imagem Cardiovascular Não Invasiva.”** *Instituto do Coração – InCor/HCFMUSP; Hospital do Coração – HCOR, São Paulo, SP, Brasil*, 2012.
- Roy, C. J.. *Journal of Computational Physics.*, 2005.
- SAKARIASSEN, Kjell S., Lars Orning, e Vincent T. Turitto. **“The impact of blood shear rate on arterial thrombus formation.”** *Future Science O.A.*, 2015.
- SANT’ANNA, Fernando Mendes, Marcelo Bastos Brito. **“Fluxo Fracionado de Reserva do Miocárdio: conceitos e aplicações.”** *Revista SOCERJ*, 2009: 43-55.
- SILVA, Amanda Briggs da.. **“Utilização De Fluidodinâmica Computacional (Cfd) Na Simulação De Vazamentos Em Dutos.”** *Dissertação de Mestrado apresentada ao Programa de Pós-graduação em Engenharia Mecânica (COPPE) da Universidade Federal do Rio de Janeiro*, 2016.
- SIMVASCULAR, Team Development. **Casos Clínicos/ Aortafemoral.** 2017. <https://simvascular.github.io/clinicalCase1.html> (acesso em 2021).
- Stanford University, Charles Taylor, Nathan Wilson, Ken Wang. **SimVascular.github.** 10 de 08 de 2020. <https://simvascular.github.io/index.html>.
- UPDEGROVE, A., Wilson, N.M., Merkow, J., Lan, H., Marsden, A.L., Shadden, S.C. **“SimVascular: An Open-Source Pipeline for Cardiovascular Simulation.”** *Annals of Biomedical Engineering*, 45 (3), pp. 525-541. Cited 86 times., 2017.
- VAN ECK, N.J., Waltman, L.. **VOSViewer: Visualizing Scientific Landscapes [Software].** 1 de 4 de 2020. <https://www.vosviewer.com>.
- VELHO, I., Tiago, J., Gambaruto, A., Sequeira, A., Pereira, R. **“CFD Analysis for the Evaluation of Patient-Specific Hemodynamic Parameters in Cerebral Aneurysms.”** *IFMBE Proceedings*, 76, pp. 1353-1360., 2020.
- VIEIRA H.C.A., Ferreira M.C.M., Nunes L.C., Cardoso C.J.F., Nascimento E.M., Oliveira G.M.M.. **“Avaliação de Isquemia Miocárdica na Sala de Hemodinâmica com iFR Instantaneous Wave-Free Ratio: Estudo Piloto.”** *Arq Bras Cardiol.* 114(2):256-264, 2020.
- WHITE, F.. **Mecânica de Fluidos.** McGraw Hill, Brasil, 1985.

WILSON, N.M., Christie, M.A., Marru, S., Maher, G.D., Abeysinghe, E., Updegrove, A.R., Pierce, M., Marsden, A.L.. **“Using a science gateway to deliver SimVascular software as a service for classroom instruction.”** *ACM International Conference Proceeding Series*, art. no. a102., 2018.

WIWATANAPATAPHEE, B., Y. H. Wu, T. Siriapisith and B. Nuntadilok. **“Effect of branchings on blood flow in the system of human coronary arteries.”** *Mathematical biosciences and engineering* 9, 199–214. , 2012.

WOMERSLEY, J.R. **“Oscillatory motion of a viscous liquid in a thin-walled elastic tube—I: the linear approximation for long waves, The Philos.”** *Mag.*, 1955.

YUNUS A. Çengel, John M. Cimbala. **“Mecânica dos Fluidos.”** Em *Mecânica dos Fluidos: Fundamentos e Aplicações*, por John M. Cimbala Yunus A. Çengel, 836. São Paulo: AMGH Editora Ltda., 2012.