

**UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA “JÚLIO DE MESQUITA FILHO”
FACULDADE DE ENGENHARIA
CÂMPUS DE ILHA SOLTEIRA**

JEANE BATISTA DE CARVALHO

**ESTUDO NUMÉRICO HEMODINÂMICO DE UM ANEURISMA NA
VIZINHANÇA DE UMA BIFURCAÇÃO ARTERIAL TRIDIMENSIONAL**

**Ilha Solteira
2017**

JEANE BATISTA DE CARVALHO

ESTUDO NUMÉRICO HEMODINÂMICO DE UM ANEURISMA NA
VIZINHANÇA DE UMA BIFURCAÇÃO ARTERIAL TRIDIMENSIONAL

Exame Geral de Dissertação apresentado à
Faculdade de Engenharia - UNESP – Câmpus
de Ilha Solteira, como parte dos requisitos
para obtenção do título de Mestre em
Engenharia Mecânica.

Área de Conhecimento: Ciências Térmicas

Prof. Dr. João Batista Campos Silva
Orientador

Prof. Dr. Márcio Antonio Bazani
Coorientador

Prof. Dr. Amarildo Tabone Paschoalini
Coorientador

FICHA CATALOGRÁFICA

Desenvolvido pelo Serviço Técnico de Biblioteca e Documentação

C331e Carvalho, Jeane Batista.
Estudo numérico hemodinâmico de um aneurisma na vizinhança de uma bifurcação arterial tridimensional / Jeane Batista Carvalho. -- Ilha Solteira: [s.n.], 2017
131 f. : il.

Dissertação (mestrado) - Universidade Estadual Paulista. Faculdade de Engenharia de Ilha Solteira. Área de conhecimento: Ciências Térmicas, 2017

Orientador: João Batista Campos

Co-orientador: Márcio Antonio Bazani; Amarildo Tabone Paschoalini

Inclui bibliografia

1. Aneurisma. 2. Bifurcação na aorta abdominal. 3. Hemodinâmica. 4. Interação Fluido Estrutura (FSI). 5. Bioengenharia.

CERTIFICADO DE APROVAÇÃO

TÍTULO DA DISSERTAÇÃO: Estudo numérico hemodinâmico de um aneurisma na vizinhança de uma bifurcação arterial tridimensional

AUTORA: JEANE BATISTA DE CARVALHO
ORIENTADOR: JOAO BATISTA CAMPOS SILVA
COORIENTADOR: MARCIO ANTONIO BAZANI

Aprovada como parte das exigências para obtenção do Título de Mestra em ENGENHARIA MECÂNICA, área: CIÊNCIAS TÉRMICAS pela Comissão Examinadora:


Prof. Dr. JOAO BATISTA CAMPOS SILVA
Departamento de Engenharia Mecânica / Faculdade de Engenharia de Ilha Solteira


Prof. Dr. JOAO BATISTA APARECIDO
Departamento de Engenharia Mecânica / Faculdade de Engenharia de Ilha Solteira


Prof. Dr. VICENTE LUIZ SCALON
Departamento de Engenharia Mecânica / Faculdade de Engenharia de Bauru

Ilha Solteira, 24 de março de 2017

“Porque para Deus nada é impossível. ”

Lucas 1.37

AGRADECIMENTOS

A Deus, por ter me ajudado em mais uma etapa de vida, por ter colocado em meu coração um desejo possível de ser realizado, não me desamparando nem nos momentos mais atribulados.

A meus pais Jonatas e Zilma, por terem sido o suporte por todos esses anos, seja nos momentos tristes ou alegres, por acreditarem na realização desta importante etapa de minha carreira profissional.

A minha irmã Giovana, por ter me ajudado todos esses anos, sendo sempre fiel e companheira.

Não poderia deixar de agradecer a todos os professores que fizeram parte da minha vida acadêmica, desde a pré-escola até os do mestrado.

Não tenho palavras para agradecer ao Prof. Dr. João Batista Campos, que foi como um pai, quando o meu não pode estar presente, agradeço-o também pelo conhecimento transmitido, incentivo, paciência e confiança durante a idealização/realização do trabalho, aos meus coorientadores do mestrado, Prof. Dr. Amarildo Tabone Paschoalini e o Prof. Dr. Márcio Antonio Bazani, agradeço pela confiança que depositaram em mim em todo o tempo que o trabalho foi executado.

As minhas irmãs/amigas de República, Vivian Delmute, Jéssica Nunes, meu muito obrigado pelas risadas e pelos puxões de orelhas, foram necessários em muitos momentos para que eu não desistisse da caminhada, obrigada por acreditarem em mim e por todos esses anos de amizade. Ao animal de estimação, mais fofo e importante na minha vida Babinha o qual sempre me trouxe alegrias e distração nos dias difíceis.

A todos os meus amigos que me apoiaram, incentivaram, acreditaram e ajudaram durante todo esse tempo. Em especial a família M4, André Abrego, Iago Lessa, Gustavo Pita, Igor Kiyomura, Leonardo Manetti, Ricardo Ferreira, Allan Dias, Thais Almeida por todos os momentos de distrações, de trabalho e principalmente de apoio mútuo.

A UNESP por me oferecer essa oportunidade de estudar nessa universidade maravilhosa e de grande renome, agradeço também ao CNPq pelo auxílio financeiro.

A todos que de uma forma ou outra contribuíram para a concretização deste trabalho.

RESUMO

Nas últimas décadas, há uma crescente preocupação em mensurar os parâmetros dinâmicos do sangue, dadas as imensas perdas de vidas por doenças cardiovasculares sendo, muitas delas, por aneurismas. A formação e desenvolvimento de um aneurisma é, predominantemente, degenerativo e provém de uma complexa interação entre os efeitos biológicos da parede arterial, os estímulos de escoamento e tensões provenientes da hemodinâmica. A tensão cisalhante na parede e o cíclico campo de pressão são um dos principais fatores responsáveis pela formação e crescimento de um aneurisma. Logo, há a necessidade de se conhecer os campos de velocidades e pressão além das tensões cisalhantes e efetivas na parede. Uma análise numérica é mais promissora que uma experimental. Uma análise experimental *in-vivo* possui impasses éticos e morais, sem contar a necessidade de um grande investimento. Outra vantagem de um estudo numérico é a disponibilidade de softwares livres de extração de tomografias que permite a extração da geometria sem a necessidade de um método invasivo que ocorreria em estudo experimental *in vivo*. Portanto com o auxílio de simulações numéricas (Ansys®), considerando o efeito multi-física de interação fluido estrutura (FSI) pela metodologia de elementos e volumes finitos foi possível verificar o efeito dos fatores que levam a formação e crescimento de aneurisma na aorta abdominal. Os aneurismas estudados foram modelos geométricos e reais sendo um dos reais obtidos através de imagens DICOM.

Palavras-chave: Aneurisma. Bifurcação na aorta abdominal. Hemodinâmica. Interação Fluido Estrutura (FSI). Bioengenharia. Método de elementos e volumes finitos.

ABSTRACT

In recent decades, there is growing concern in measuring the dynamic parameters of the blood, given the immense loss of life from cardiovascular disease in human history, including, aneurysms. The formation and development of an aneurysm is predominantly degenerative and results from a complex interaction between the biological effects of the arterial wall and the flow and stress effects from hemodynamics. The stress in the wall and in the cyclic field of pressure is one of the main factors for the formation and growth of an aneurysm that degenerates until its rupture. Therefore, it is necessary to know the velocity and pressure fields as well as the shear stress and effective stress on the wall. A numerical analysis is more promising than an experimental one since an *in-vivo* experimental analysis has ethical and moral impasses, not counting the need for a large investment. Another advantage of a numerical study is the availability of free softwares for tomography analysis that allows the extraction of the geometry without the need for an invasive method that would occur in an *in vivo* experimental study. Therefore, with the aid of numerical simulations (Ansys®), considering the multi-physical effect of fluid structure interaction (FSI) by the methodology of finite elements and finite volumes it was possible to verify the effect of factors that lead to the formation and growth of abdominal aortic aneurysm. The studied aneurysms came from geometric models and from real examples, being one of the real ones obtained through DICOM images.

Keywords: Aneurysm. Abdominal aorta bifurcation. Hemodynamics. Fluid Structure Interaction (FSI). Bioengineering. Finite elements and volumes method.

LISTAS DE FIGURAS

Figura 1 - Principais artérias e veias do corpo humano.....	18
Figura 2 - Comparações das artérias, capilares e veias	19
Figura 3 - Artéria com a representação dos elementos celulares.	20
Figura 4 - Viscosidade do sangue em função da concentração de glóbulos vermelhos, hematócrito, e da temperatura.	21
Figura 5 - Diagrama dos comportamentos reológicos dos fluidos.	22
Figura 6 - Tensão de cisalhamento em função de taxa de cisalhamento para Pseudoplástico.	23
Figura 7 - Tensão de cisalhamento em função de taxa de cisalhamento para Dilatante.	24
Figura 8 - Tensão de cisalhamento em função de taxa de cisalhamento para plástico de Bingham.	24
Figura 9 - Tensão de cisalhamento em função de taxa de cisalhamento para Tixotrópico.	25
Figura 10 - Tensão de cisalhamento em função de taxa de cisalhamento para reopético.	26
Figura 11 - Representação de um sistema sólido/fluido.....	27
Figura 12 - Taxa de escoamento sanguíneo na aorta infra-renal.	30
Figura 13 - Eventos do ciclo cardíaco.	31
Figura 14 - Volume de sangue acumulado na aorta infra-renal.	32
Figura 15 - Localização dos aneurismas na aorta abdominal.	34
Figura 16 - Patogênese dos aneurismas arteriais. Interação entre estímulos mecânicos e processos fisiológicos.	36
Figura 17 - Interação fluido-estrutura de uma via.	45
Figura 18 - Interação Fluido-Estrutura de duas vias.	45
Figura 19 - Acoplamento 1-way no software ANSYS CFX.	46
Figura 20 - Acoplamento 2-way no software ANSYS Fluent.	46
Figura 21 - Domínios em um meio contínuo.....	48
Figura 22 - Janela do Ansys para modelo de viscosidade.	50
Figura 23 - Visão coronal do aneurisma da aorta abdominal.	53
Figura 24 - Visão sagital do aneurisma da aorta abdominal.	53
Figura 25- Visão axial do aneurisma da aorta abdominal.	54
Figura 26 - Invesalius 3.0.	55
Figura 27 - Fluxograma referente a reconstrução de um biomodelo 3D.....	56
Figura 28- Fluxograma da metodologia de solução.	58
Figura 29- Artéria abdominal sem aneurisma baseado nas dimensões de Legendre (2009).	59
Figura 30 - Dimensões da geometria da artéria abdominal.	60
Figura 31 - Superfície 3D construída no software Solidworks.	61
Figura 32- Bifurcação sem aneurisma baseado em Legendre (2009).	61
Figura 33 - Bifurcação com aneurisma baseado em Legendre (2009).	62
Figura 34 - Bifurcação realística do aneurisma cedida por Chiyu Jiang.	62
Figura 35 - Bifurcação do aneurisma extraído.	63
Figura 36 - Vista ortogonal gerada das imagens do acervo pessoal pelo Invesalius 3... ..	64
Figura 37 - Vistas bidimensionais das três janelas geradas das imagens do acervo pessoal pelo Invesalius 3.0	65

Figura 38 - Vistas bidimensionais das quatro janelas geradas das imagens do acervo pessoal pelo Invesalius 3.0.	65
Figura 39 - Região de interesse.	66
Figura 40 - Região de interesse, aorta abdominal no Invesalius.	66
Figura 41 - Região de interesse, aorta abdominal no Meshmixer.	67
Figura 42 - Região de interesse, aorta abdominal tratada no Meshmixer.	67
Figura 43 - Região de interesse, aorta abdominal cortada no Meshmixer.	68
Figura 44 - Região de interesse, aorta abdominal dimensões (mm) no Meshmixer.	68
Figura 45 - Região de interesse, aorta abdominal no Solidworks.	69
Figura 46 - Perfil de velocidade em dois pontos.	70
Figura 47 - Perfil de velocidade em dois pontos.	70
Figura 48 - Bifurcação com aneurisma com as condições de contorno.	71
Figura 49 - Malha gerada para o sólido geometria 1.	73
Figura 50 - Malha do aneurisma geometria 2.	73
Figura 51 - Malha do aneurisma geometria 3.	74
Figura 52 - Malha do aneurisma geometria 4.	74
Figura 53 - Malha do aneurisma geometria 5.	75
Figura 54 - Velocidade no plano xy do modelo de Carreau pulsátil.	76
Figura 55 - Velocidade no plano xz do modelo de Carreau pulsátil.	77
Figura 56 - Velocidades para os passos de tempo 0,05 s à esquerda e 0,1 s à direita (Carreau).	78
Figura 57 - Velocidades para os passos de tempo 0,2 s à esquerda e 0,3 s à direita (Carreau).	78
Figura 58 - Velocidades para os passos de tempo 0,4 s à esquerda e 0,5 s à direita (Carreau).	79
Figura 59 - Pressões para os passos de tempo 0,05 s à esquerda e 0,1 s à direita (Carreau).	80
Figura 60 - Pressões para os passos de tempo 0,2 s à esquerda e 0,3 s à direita (Carreau).	80
Figura 61 - Pressões para os passos de tempo 0,4 s à esquerda e 0,5 s à direita (Carreau).	81
Figura 62 - Tensões na parede para os passos de tempo 0,05 s à esquerda e 0,1 s à direita (Carreau).	82
Figura 63 - Tensões na parede para os passos de tempo 0,2 s à esquerda e 0,3 s à direita (Carreau).	82
Figura 64 - Tensões na parede para os passos de tempo 0,4 s à esquerda e 0,5 s à direita (Carreau).	83
Figura 65 - Velocidade para 0,05 s. À esquerda $dt = 2 \cdot 10^{-3}$ e à direita $dt = 2 \cdot 10^{-4}$	84
Figura 66 - Velocidade para 0,1 s. À esquerda $dt = 2 \cdot 10^{-3}$ e à direita $dt = 2 \cdot 10^{-4}$	84
Figura 67 - Velocidade para 0,2 s. À esquerda $dt = 2 \cdot 10^{-3}$ e à direita $dt = 2 \cdot 10^{-4}$	85
Figura 68 - Velocidade para 0,4 s. À esquerda $dt = 2 \cdot 10^{-3}$ e à direita $dt = 2 \cdot 10^{-4}$	85
Figura 69 - Pressão para 0,05 s. À esquerda $dt = 2 \cdot 10^{-3}$ e à direita $dt = 2 \cdot 10^{-4}$	86

Figura 70 - Pressão para 0,1 s. À esquerda $dt = 2 \cdot 10^{-3}$ e à direita $dt = 2 \cdot 10^{-4}$.	87
Figura 71 - Pressão para 0,2 s. À esquerda $dt = 2 \cdot 10^{-3}$ e à direita $dt = 2 \cdot 10^{-4}$.	87
Figura 72 - Pressão para 0,4 s. À esquerda $dt = 2 \cdot 10^{-3}$ e à direita $dt = 2 \cdot 10^{-4}$.	88
Figura 73 - Tensão na parede para 0,05 s. À esquerda $dt = 2 \cdot 10^{-3}$ e à direita $dt = 2 \cdot 10^{-4}$.	89
Figura 74 - Tensão na parede para 0,1 s. À esquerda $dt = 2 \cdot 10^{-3}$ e à direita $dt = 2 \cdot 10^{-4}$.	89
Figura 75 - Tensão na parede para 0,2 s. À esquerda $dt = 2 \cdot 10^{-3}$ e à direita $dt = 2 \cdot 10^{-4}$.	90
Figura 76 - Tensão na parede para 0,4 s. À esquerda $dt = 2 \cdot 10^{-3}$ e à direita $dt = 2 \cdot 10^{-4}$.	90
Figura 77 - Máxima tensão cisalhante x tempo para $dt = 2 \cdot 10^{-3}$ e $dt = 2 \cdot 10^{-4}$.	91
Figura 78 - Mínima tensão cisalhante x tempo para $dt = 2 \cdot 10^{-3}$ e $dt = 2 \cdot 10^{-4}$.	92
Figura 79 - Velocidade para os passos de tempo 0,01 s à esquerda e 0,02 s à direita (Carreau).	92
Figura 80 - Velocidades para os passos de tempo 0,2 s à esquerda e 0,3 s à direita (Carreau).	93
Figura 81 - Velocidades para os passos de tempo 0,4 s à esquerda e 0,5 s à direita (Carreau).	93
Figura 82 - Pressões para os passos de tempo 0,01 s à esquerda e 0,02 s à direita (Carreau).	94
Figura 83 - Pressões para os passos de tempo 0,2 s à esquerda e 0,3 s à direita (Carreau).	94
Figura 84 - Pressões para os passos de tempo 0,4 s à esquerda e 0,5 s à direita (Carreau).	95
Figura 85 - Tensão na parede para os passos de tempo 0,01 s à esquerda e 0,02 s à direita (Carreau).	95
Figura 86- Tensão na parede para os passos de tempo 0,2 s à esquerda e 0,3 s à direita (Carreau).	96
Figura 87 - Tensão na parede para os passos de tempo 0,3 s à esquerda e 0,4 s à direita (Carreau).	96
Figura 89 - Velocidades para os passos de tempo 0,05 s à esquerda e 0,1 s à direita ($k-\epsilon$).	98
Figura 90 - Velocidades para os passos de tempo 0,2 s à esquerda e 0,3 s à direita ($k-\epsilon$).	99
Figura 91 - Velocidades para os passos de tempo 0,4 s à esquerda e 0,5 s à direita ($k-\epsilon$).	99
Figura 92 - Pressões para os passos de tempo 0,05 s à esquerda e 0,1 s à direita ($k-\epsilon$).	100
Figura 93 - Pressões para os passos de tempo 0,2 s à esquerda e 0,3 s à direita ($k-\epsilon$).	100
Figura 94 - Pressões para os passos de tempo 0,4 s à esquerda e 0,5 s à direita ($k-\epsilon$).	101
Figura 95 - Tensões na parede para os passos de tempo 0,05 s à esquerda e 0,1 s à direita ($k-\epsilon$).	101
Figura 96 - Tensões na parede para os passos de tempo 0,2 s à esquerda e 0,3 s à direita ($k-\epsilon$).	102

Figura 97 - Tensões na parede para os passos de tempo 0,4 s à esquerda e 0,5 s à direita (k-ε).	103
Figura 98 - Deslocamento da malha do fluido. De 50 à 300 passos para Carreau (lado A).	104
Figura 99 – Deslocamento da malha do fluido. De 50 à 300 passos para Carreau (lado B).	105
Figura 100 - Tensão de Von Mises. De 50 à 300 passos para Carreau (lado A).	106
Figura 101 - Tensão de Von Mises. De 50 à 300 passos para Carreau (lado B).	107
Figura 102 – O perfil é uma função degrau da vazão mássica.	109
Figura 103 - Deslocamento da malha do fluido. Para 25 e 50 passos.	110
Figura 104 - Deslocamento da malha do fluido. Para 100 e 200 passos.	111
Figura 105 - Deslocamento da malha do fluido. Para 250 e 300 passos.	111
Figura 106- Deslocamento da malha do fluido. Para 350 e 400 passos.	112
Figura 107- Tensão de Von Mises. Para 25 e 50 passos.	113
Figura 108- Tensão de Von Mises. Para 100 e 200 passos.	113
Figura 109 - Tensão de Von Mises. Para 250 e 300 passos.	114
Figura 110 - Tensão de Von Mises. Para 350 e 400 passos.	114
Figura 111 - Deslocamento da malha do fluido. De 50 à 300 passos.	115
Figura 112 - Tensão de Von Mises. De 50 à 300 passos.	116
Figura 113 - Deslocamento da malha do fluido. De 50 à 300 passos para k-ε (ladoA).	117
Figura 114- Deslocamento da malha do fluido. De 50 à 300 passos para k-ε (lado B).	118
Figura 115 - Tensão de Von Mises. De 50 à 300 passos para k-ε (lado A).	119
Figura 116 - Tensão de Von Mises. De 50 à 300 passos para k-ε (lado B).	119

LISTAS DE TABELAS

Tabela 1 - Comparação entre as abordagens RANS, LES e DNS para a simulação numérica que envolvem escoamentos turbulentos.	49
Tabela 2 – Configurações do hardware utilizado.	59
Tabela 3 - Propriedades do sangue como fluido.....	71
Tabela 4 - Algumas características das imagens médicas.	Erro! Indicador não definido.
Tabela 5 – Condições de contorno para o fluido.	108
Tabela 6 – Condições de contorno para o Sólido.	109

LISTAS DE SIGLAS

AAA	Aneurisma na Aorta Abdominal.
ALE	Arbitrária Lagrangeana-Euleriana.
CAD	Computer-Aided Desing
CenPra	Centro de Pesquisa Renato Archer
CFD	Fluido Dinâmica Computacional
DNS	Direct Numerical Simulation
TC	Tomografia Computadorizada
FEA	Física de Análise Estrutural
FSI	Fluid-Structure Interaction
LES	Large Eddy Simulation
RANS	Reynolds Averaged Navier Stokes
RNG	Re-Normalisation Group
RM	Ressonância Magnética
UDF	User defined Functtion

LISTAS DE ABREVIATURAS E SIMBOLOS

$\dot{\gamma}$	Taxa de cisalhamento	$[s^{-1}]$
μ	Viscosidade dinâmica	$[\text{Pa} \cdot \text{s}]$
τ	Tensão de cisalhamento	$[\text{Pa}]$
τ_m	Tensão na mola	$[\text{Pa}]$
G	Constante elástica	$[\text{Pa}]$
γ_m	Deformação na mola	$[\text{adm}]$
τ_a	Tensão no fluido	$[\text{Pa}]$
γ_a	Deformação no fluido	$[s^{-1}]$
λ	Quociente da viscosidade pela constante da mola: tempo de relaxação	$[s]$
τ_{yx}	Tensão aplicada no sistema	$[\text{Pa}]$
t	Tempo presente	$[s]$
t'	Tempo passado	$[s]$
z	Índice de consistência	$[\text{Pa} \cdot s^n]$
n	Índice de comportamento ou índice de potência	$[\text{adm}]$
a	Inclinação da curva	$[\text{adm}]$
k	Energia cinética turbulenta	$[m^2 \cdot s^{-2}]$
ε	Taxa de dissipação da turbulência	$[m^2 \cdot s^{-3}]$
μ_{eff}	Viscosidade efetiva	$[\text{Pa} \cdot \text{s}]$
c_i	Velocidade relativa	$[m \cdot s^{-1}]$
w_i	Velocidade da malha	$[m \cdot s^{-1}]$
u_i	Velocidade material.	$[m \cdot s^{-1}]$
τ_{ij}	Tensor de Reynolds	$[\text{Pa}]$
S_{ij}	Tensor da taxa de deformação média	$[s^{-1}]$
μ_t	Viscosidade turbulenta	$\text{Pa} \cdot \text{s}$
$C_{1\varepsilon},$		
$C_{2\varepsilon}$	Constantes empíricas	$[\text{adm}]$
$C_{3\varepsilon}$		

σ_k e σ_ϵ	Números de Prandtl	[adm]
Y_M	Dilatação flutuante em turbulência compressível para a taxa de dissipação total	$[Kg.s^2.m^{-1}]$
S_k	Termos fontes	$[Kg.s^2.m^{-1}]$
S_ϵ	Termos fontes	$[Kg.s^3.m^{-1}]$
G_k	Taxa de produção de energia cinética turbulenta	$[Kg.s^2.m^{-1}]$
G_b	Geração de energia cinética turbulenta por efeitos de empuxo	$[Kg.s^2.m^{-1}]$
Pr_t	Número de Prandtl turbulento para a energia	[adm]
g_i	Componente do vector gravitacional na direcção i	$[m.s^{-2}]$
β	Coefficiente de expansão térmica	$[K^{-1}]$
μ_∞	Viscosidade com taxa de cisalhamento tendendo à infinito	[Pa.s]
τ_0	Tensão limite de escoamento	[Pa]
ρ	Massa específica	$[Kg.m^{-3}]$
P	Pressão	[Pa]
f_i	Força de campo	[N]
μ_0	Viscosidade do fluido quando a taxa de cisalhamento é zero	[Pa.s]
ν	Viscosidade cinemática	$[m^2.s^{-1}]$
τ_{max}	Máxima tensão de Von Mises	[Pa]

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	17
1.1	SISTEMA CIRCULATÓRIO HUMANO	17
1.2	O SANGUE.....	19
1.2.1	<i>Composição do sangue</i>	19
1.2.2	<i>Reologia do sangue</i>	20
1.3	COMPORTAMENTOS REOLÓGICOS	21
1.3.1	<i>Newtoniano</i>	21
1.3.2	<i>Não-Newtoniano</i>	22
1.3.3	<i>Independentes do tempo</i>	22
1.3.4	<i>Dependentes do tempo</i>	25
1.3.5	<i>Viscoelásticos</i>	26
1.4	MODELOS REOLÓGICOS	26
1.4.1	<i>Modelo de Maxwell</i>	26
1.4.2	<i>Modelo lei de potência</i>	27
1.4.3	<i>Modelo de Carreau – Yasuda</i>	28
1.4.4	<i>Modelo de Bingham</i>	28
1.4.5	<i>Modelo de Ellis</i>	29
1.5	A PERFORMANCE DO SANGUE	30
1.6	HEMODINÂMICA	32
1.7	ANEURISMA	33
2	OBJETIVOS	37
2.1	OBJETIVOS GERAIS	37
2.2	OBJETIVOS ESPECÍFICOS	37
3	EQUAÇÕES GOVERNANTES	38
3.1	ALE – LAGRANGEANA	39
3.2	VISCOSIDADE TURBULENTA	40
3.3	EQUAÇÕES DE TRANSPORTE PARA O MODELO PADRÃO $k - \varepsilon$	41
4	MÉTODO NUMÉRICO	43
4.1	TEORIA DA INTERAÇÃO FLUIDO-ESTRUTURA.....	44
4.2	ACOPLAMENTOS NO ANSYS	46
4.3	DESCRIÇÃO “ARBITRARY LAGRANGIAN EULERIAN” - ALE.....	47
4.4	TURBULÊNCIA	48
4.5	MODELO $k - \varepsilon$, RNG $k - \varepsilon$ E REALIZABLE $k - \varepsilon$	50
5	INVESALIUS® 3.0	52

6	METODOLOGIA	57
6.1	METODOLOGIA DE SOLUÇÃO	57
6.1.1	<i>Geometria 1</i>	59
6.1.2	<i>Geometria 2</i>	60
6.1.3	<i>Geometria 3</i>	61
6.1.4	<i>Geometria 4</i>	62
6.1.5	<i>Geometria 5</i>	63
6.1.6	<i>Condições de contorno</i>	69
7	RESULTADOS.....	72
7.1	MALHAS.....	72
7.2	PARTE A - SIMULAÇÕES DO FLUXO SANGUÍNEO USANDO O SOFTWARE FLUENT	75
7.2.1	<i>Modelo não Newtoniano</i>	75
7.2.2	<i>Modelo Newtoniano</i>	97
7.3	PARTE B - SIMULAÇÕES COM INTERAÇÃO FLUIDO-ESTRUTURA USANDO O ANSYS.	103
7.3.1	<i>Modelo não Newtoniano</i>	103
7.3.2	<i>Modelo Newtoniano</i>	108
8	DISCUSSÃO E CONCLUSÃO.....	121
9	TRABALHOS FUTUROS.....	123
	REFERÊNCIAS	124
	APÊNDICE A - Dimensões em centímetros do modelo geométrico baseado em Legendre (2009).....	129
	APÊNDICE B - Perfil de velocidade dado por uma UDF, escrita por Chiyu Jian da Cornell University.....	130
	APÊNDICE C - Perfil do pulso dado por uma UDF, dado por uma função rampa.....	131

1 INTRODUÇÃO

Problemas de aneurismas na aorta abdominal (AAA), ou em qualquer extensão da aorta, e aneurismas cerebrais são, de fato, uma das maiores preocupações da medicina, pois são enfermidades de difícil diagnóstico (PIO, 2013).

Visando contextualizar e caracterizar problemas de Aneurismas na Aorta Abdominal (AAA) no qual este trabalho irá se desenvolver, destaca-se, inicialmente, o sistema circulatório humano, ressaltando o comportamento da passagem do sangue nos vasos sanguíneos (seção 1.1), o sangue e suas composições (seção 1.2), análise do comportamento reológico do sangue (seção 1.3), diferentes modelos reológicos (seção 1.4), performance do sangue (seção 1.5), hemodinâmica (seção 1.6) e aneurismas (seção 1.7).

1.1 SISTEMA CIRCULATÓRIO HUMANO

O sistema circulatório humano é constituído pelo coração, as artérias, os capilares e as veias, todos diferentes em função e estrutura, e é onde circula o sangue. Esse trajeto começa e termina no coração, e é responsável pela distribuição de gases, nutrientes, e pela extração de resíduos provenientes do metabolismo humano.

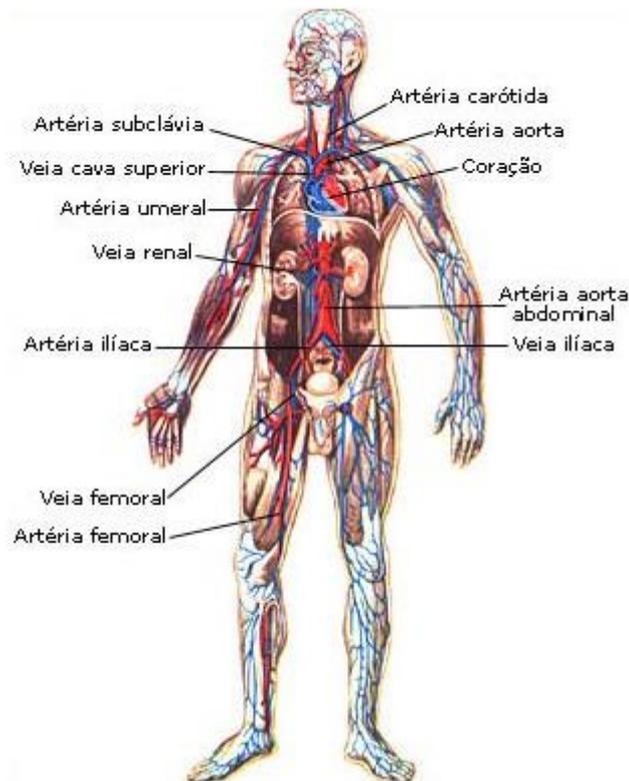
Na circulação natural, o sangue desoxigenado ou venoso, que cedeu oxigênio aos tecidos, retorna ao átrio direito, por meio das duas grandes veias cavas, superior e inferior. Do átrio direito, o sangue alcança o ventrículo direito de onde é bombeado para a artéria pulmonar e suas ramificações para, finalmente, escoar ao longo da rede capilar pulmonar. Nos capilares pulmonares o sangue recebe o oxigênio do ar contido nas vias aéreas dos pulmões e nelas elimina o dióxido de carbono.

Após as trocas gasosas nos capilares o sangue oxigenado é coletado pelo sistema de veias pulmonares e dirigido ao átrio esquerdo, de onde alcança o ventrículo esquerdo e é bombeado para a aorta e seus ramos arteriais, percorrendo o sistema arterial, arteriolar e capilar, na intimidade de todos os tecidos. Nessa imensa rede capilar do organismo, o sangue cede oxigênio e outros elementos nutritivos aos tecidos, e capta o dióxido de carbono e outros dejetos produzidos pelo metabolismo celular.

Após passar pelos capilares dos tecidos, o sangue alcança o sistema de vênulas e veias que convergem para formar as grandes veias cavas superior e inferior, retornando novamente ao coração. Esta atividade circulatória ininterrupta mantém a viabilidade e a função de todos os tecidos do organismo, ver Figura 1. O dióxido de carbono é

eliminado pelos pulmões, enquanto outros dejetos são eliminados pelos rins ou metabolizados no fígado, para posterior excreção (SOUZA e ELIAS, 2006).

Figura 1 - Principais artérias e veias do corpo humano.



Fonte: Dias (2016).

As artérias têm como função transportar o sangue oxigenado sob elevada pressão aos tecidos, por esta razão as artérias têm paredes vasculares resistentes. As paredes das artérias apresentam três camadas distintas essas são conhecidas como túnicas.

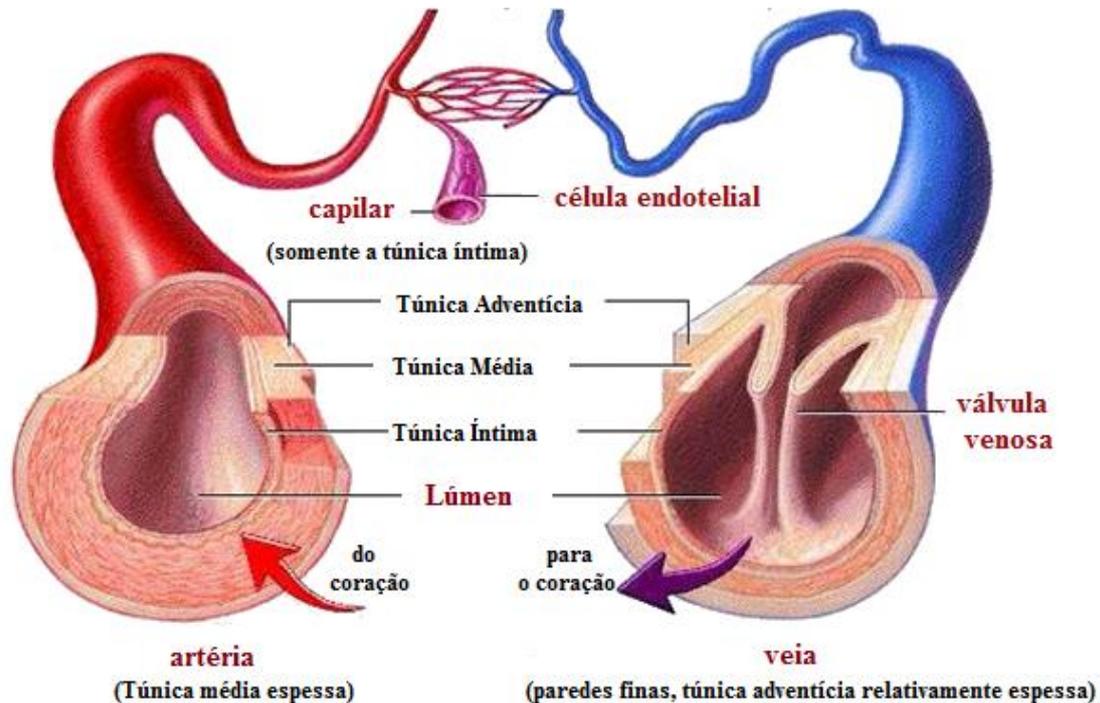
- Túnica interna ou íntima: formada por tecido endotelial.
- Túnica média: composta principalmente por fibras elásticas.
- Túnica externa ou adventícia: composta principalmente por tecido fibroso.

Os capilares são compostos de uma única túnica: o endotélio. Normalmente, não medem mais do que um milímetro de comprimento e servem de conexão entre arteríolas (estrutura similar às artérias, sendo a principal a túnica média) e vênulas (as vênulas reúnem o sangue dos capilares e se juntam para formar as veias).

As veias possuem três túnicas assim como as artérias, porém mais finas, especialmente a túnica média. Quando comparada com as artérias, a pressão é mais

baixa, isso porque as veias atuam como condutoras para o transporte do sangue dos tecidos até o coração. As veias em relação as artérias têm uma dimensão muito maior, mas por sua vez um fluxo muito mais lento (DIAS, 2016). Elas também atuam como válvulas contra a gravidade para o fluxo de retorno venoso ao coração, Figura 2.

Figura 2 - Comparações das artérias, capilares e veias



Fonte: Scarpellini (2012).

A compreensão pormenorizada do fluxo sanguíneo é então possível quando combinados os conhecimentos de engenharia e de medicina.

1.2 O SANGUE

1.2.1 Composição do sangue

Uma pessoa adulta tem, em seu corpo, aproximadamente cinco litros de sangue. O sangue é bombeado pelo coração com uma frequência cardíaca que varia de 50 a 70 batimentos por minuto, em uma pessoa adulta saudável e em repouso (TABACOW, 2014). O sangue é um tecido conjuntivo líquido que circula pelo sistema vascular em animais com sistemas circulatórios fechados.

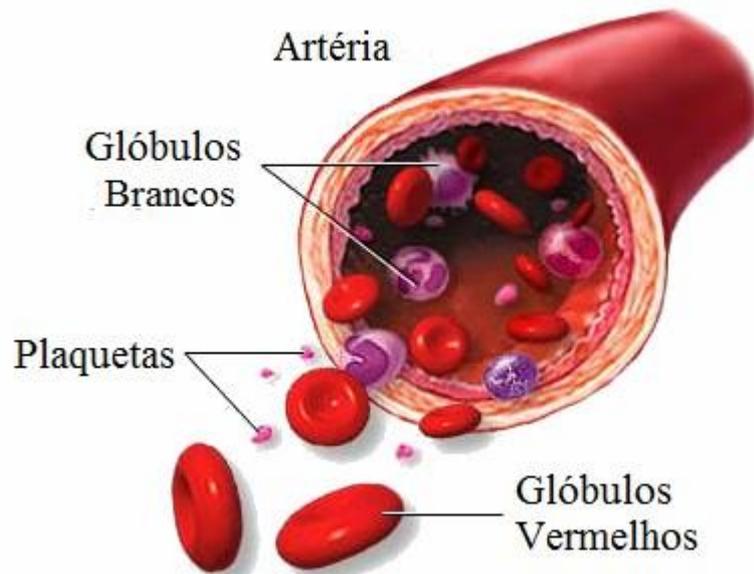
O sangue é constituído de duas frações combinadas, sendo 55% de fração acelular, ou plasma, e 45% de fração celular, as células sanguíneas. A porção acelular ou plasma é constituído de 91,5% de água que serve de solvente das substâncias

orgânicas e minerais e ainda de veículo para as células, moléculas e íons. Os restantes 8,5% são formados por proteínas, sais e outros constituintes orgânicos em dissolução.

A porção celular apresenta três tipos de células em suspensão no plasma, Figura 3:

- Glóbulos vermelhos, hemácias ou eritrócitos.
- Glóbulos brancos ou leucócitos.
- Plaquetas ou trombócitos.

Figura 3 - Artéria com a representação dos elementos celulares.



Fonte: Adaptado de Vivas (2014).

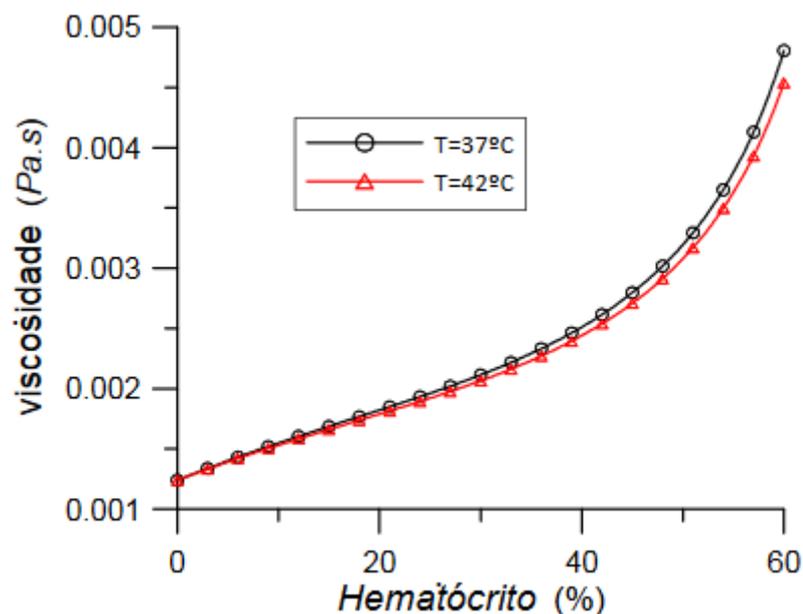
1.2.2 Reologia do sangue

Segundo Oliveira (2010), o plasma é um fluido newtoniano, com uma viscosidade entre 1,16 e 1,35 centiPoise [cP] a 37°C. Ao contrário do plasma, o sangue tem um comportamento não newtoniano que apresenta características de fluidos Bingham, diversos graus de pseudoplasticidade de acordo com a geometria em que esteja escoando e com a sua composição. Basicamente, a presença de glóbulos vermelhos no sangue é determinante para definir suas propriedades reológicas (CARVALHO, 2006).

Os fluidos são meios contínuos, o que corresponde à ideia de que cada ponto no espaço corresponde a um ponto do fluido. O plasma por sua vez é uma fase contínua de suspensões. Entende-se por suspensões, um fluido composto por uma mistura de duas fases, uma fase líquida pura e uma fase formada por partículas sólidas em movimento imersas na fase líquida sem se dissolver. A presença de uma fase líquida com partículas

sólidas suspensas influencia a viscosidade. A viscosidade da fase fluida é newtoniana, sendo, portanto, uma constante para uma dada temperatura. A viscosidade de uma suspensão depende da concentração de partículas e tende a aumentar quando a concentração aumenta, entretanto, (por outro lado) a viscosidade de uma suspensão diminui com aumento de temperatura (OLIVEIRA, 2010). Estes efeitos são ilustrados na Figura 4.

Figura 4 - Viscosidade do sangue em função da concentração de glóbulos vermelhos, hematócrito, e da temperatura.



Fonte: Oliveira (2010).

1.3 COMPORTAMENTOS REOLÓGICOS

De maneira geral, a partir de um estudo reológico, os fluidos podem ser classificados em fluidos newtonianos e fluidos não newtonianos, Figura 5. No estudo apresentado nesta dissertação, consideraram-se dois casos para o comportamento do sangue: newtoniano e não newtoniano.

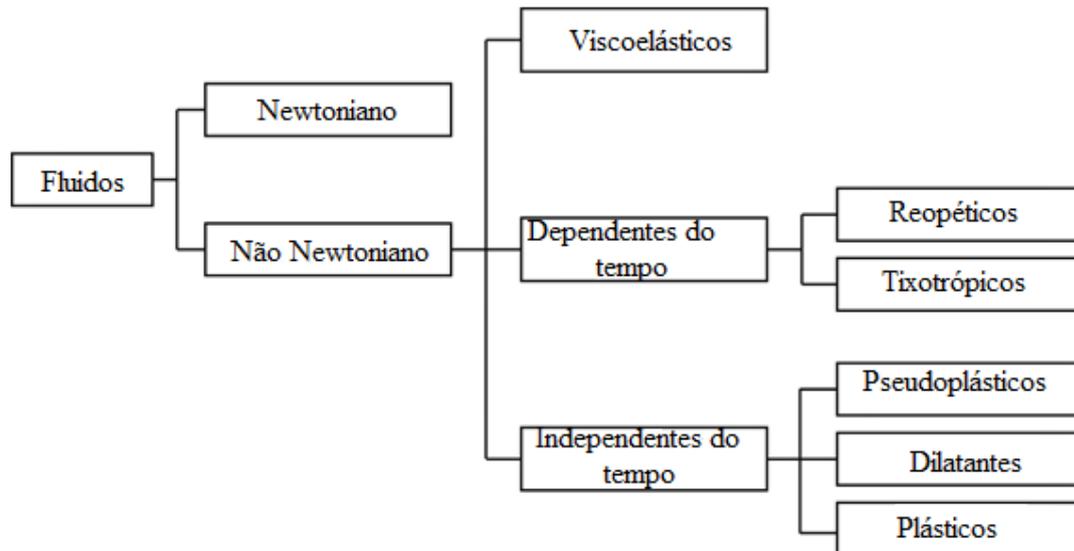
1.3.1 Newtoniano

O fluido Newtoniano é aquele cuja viscosidade é constante, independente da taxa de cisalhamento a qual é submetido, em uma dada temperatura. São fluidos que apresentam também uma relação linear entre a tensão e a taxa de deformação, expressa pela lei de Newton da viscosidade, dada por:

$$\tau = \mu \dot{\gamma} \quad (1)$$

em que $\dot{\gamma}$ é a taxa de cisalhamento, μ é a viscosidade dinâmica, e τ denota a tensão de cisalhamento.

Figura 5 - Diagrama dos comportamentos reológicos dos fluidos.



Fonte: Própria autora.

1.3.2 Não-Newtoniano

São fluidos submetidos a análises de viscosimetria absoluta, nas quais a curva de escoamento apresenta relações não lineares entre tensão de cisalhamento e taxa de deformação, caracterizando fluidos do sistema não-newtoniano.

Os fluidos Não-newtonianos podem ser classificados em três subgrupos:

- Independentes do tempo
- Dependentes do tempo
- Viscoelásticos

1.3.3 Independentes do tempo

São caracterizados por não apresentarem variações temporais de viscosidade a tensões constantes de cisalhamento. Podem ser subdivididos em:

- Fluidos pseudoplásticos

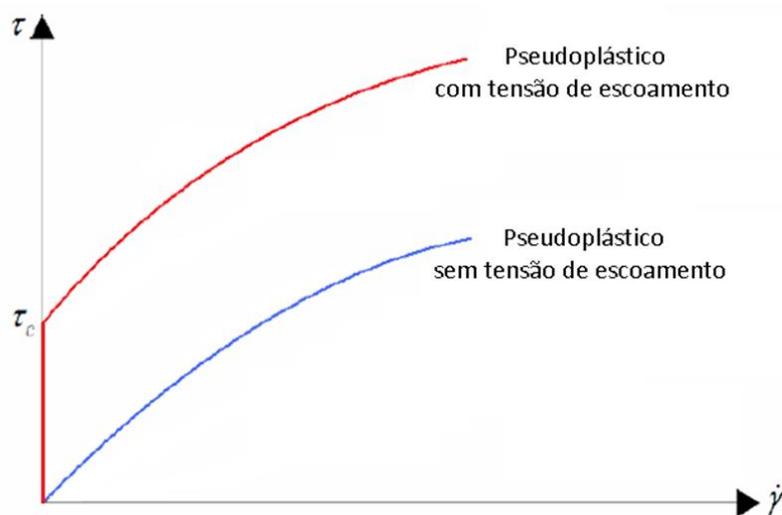
- Fluidos dilatantes
- Plásticos de Bingham

Fluidos Pseudoplásticos

O efeito pseudoplástico é um dos mais encontrados em fluidos não Newtonianos e caracteriza-se, em linhas gerais, pela diminuição da viscosidade com o aumento da taxa de cisalhamento em escoamentos cisalhantes estacionários.

Os fluidos pseudoplásticos podem apresentar uma tensão de escoamento, como se observa na Figura 6.

Figura 6 - Tensão de cisalhamento em função de taxa de cisalhamento para Pseudoplástico.

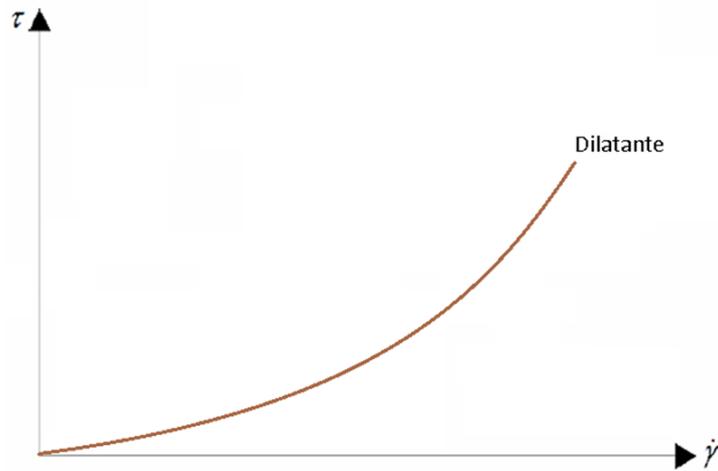


Fonte: Oliveira (2010).

Fluidos Dilatantes

A viscosidade aumenta com o aumento da taxa de cisalhamento, Figura 7. Este tipo de comportamento é mais raro que a pseudoplasticidade.

Figura 7 - Tensão de cisalhamento em função de taxa de cisalhamento para Dilatante.



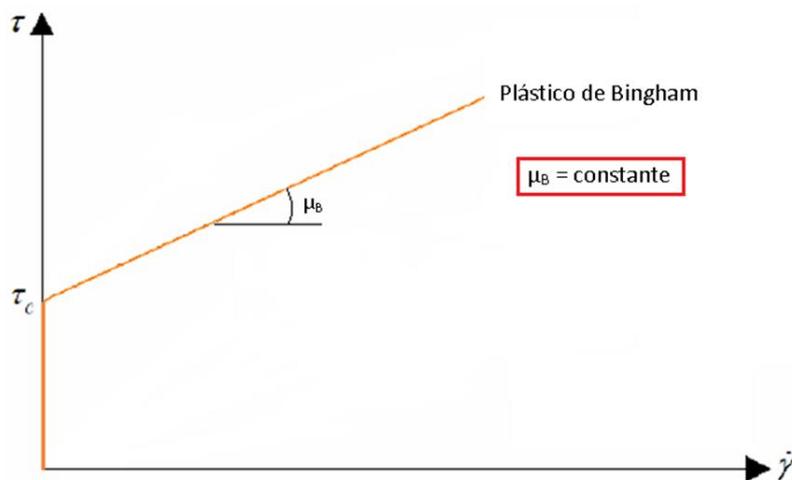
Fonte: Ancy (2005).

Plásticos de Bingham

Este tipo de fluido comporta-se como sólido em condições estáticas ou de repouso e após aplicação de certa força começa a fluir.

Esta força aplicada denomina-se tensão de escoamento. Após começar a fluir o comportamento é linear (Newtoniano), Figura 8.

Figura 8 - Tensão de cisalhamento em função de taxa de cisalhamento para plástico de Bingham.



Fonte: Ancy (2005).

1.3.4 Dependentes do tempo

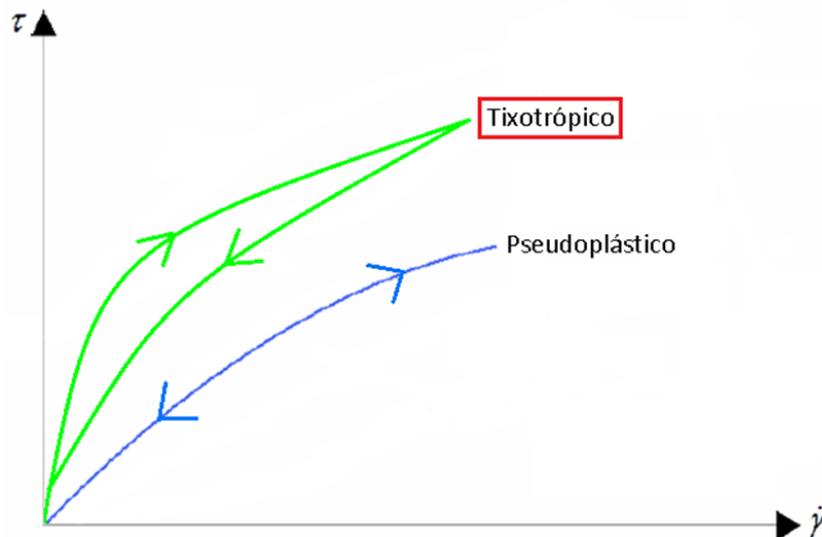
Alguns fluidos apresentam mudança na viscosidade em função do tempo sob condições constantes de taxa de cisalhamento. Há duas categorias à serem consideradas:

- Tixotropia
- Reopexia

Tixotropia

De maneira global, os fluidos tixotrópicos são aqueles caracterizados pela diminuição da viscosidade aparente com o tempo enquanto são submetidos a uma taxa de cisalhamento constante, Figura 9.

Figura 9 - Tensão de cisalhamento em função de taxa de cisalhamento para Tixotrópico.



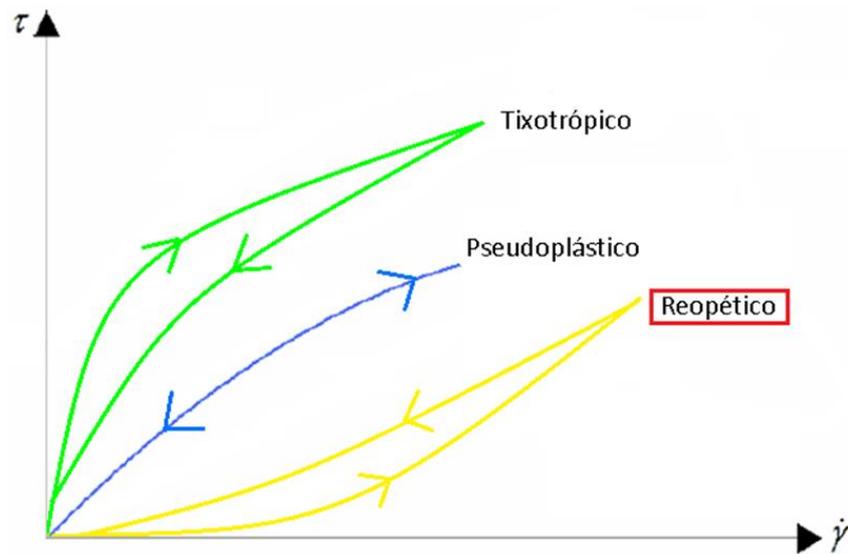
Fonte: Ancy (2005).

Uma importante característica dos materiais tixotrópicos é a sua sempre possível reversibilidade. A viscosidade aparente de um material diminui quando submetido a uma taxa de cisalhamento constante, contudo, tal viscosidade aparente é recuperada se um tempo de relaxamento for oferecido ao material (ANCEY, 2005).

Reopexia

Fluidos reopéticos são aqueles que apresentam um aumento da viscosidade aparente com o tempo à uma taxa de cisalhamento constante, Figura 10. Apresentam comportamento inverso aos fluidos tixotrópicos.

Figura 10 - Tensão de cisalhamento em função de taxa de cisalhamento para reopético.



Fonte: Ancy (2005).

1.3.5 Viscoelásticos

Os materiais viscoelásticos caracterizam-se por apresentarem comportamento de sólido elástico e líquido viscoso ao mesmo tempo. Para representar fisicamente o comportamento viscoelásticos, foram desenvolvidos modelos mecânicos.

1.4 MODELOS REOLÓGICOS

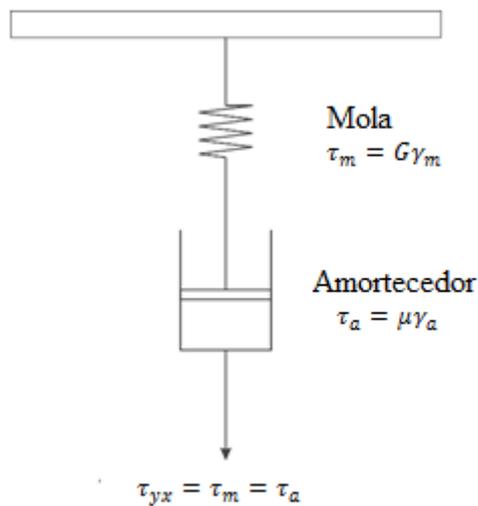
As características reológicas dos fluidos são descritas matematicamente pela equação constitutiva ou reológica do fluido Não-newtoniano e seus respectivos modelos.

1.4.1 Modelo de Maxwell

O modelo de Maxwell é o primeiro a tentar descrever o comportamento de fluidos viscoelásticos. Este modelo de um fluido que apresenta as características de um sólido elástico Hookeano com um fluido viscoso Newtoniano. O sólido hookeano pode ser representado por uma mola, enquanto o fluido Newtoniano é representado por um amortecedor, formando o sistema mostrado na Figura 11.

Na Figura 11, τ_m é a tensão na mola, G é a constante elástica, γ_m é a deformação na mola, τ_a é a tensão no fluido, μ é a viscosidade do fluido e γ_a é a deformação no fluido

Figura 11 - Representação de um sistema sólido/fluido.



Fonte: Própria autora.

O modelo de Maxwell é descrito por

$$\lambda \frac{\partial \tau_{yx}}{\partial t} + \tau_{yx} = \mu \dot{\gamma}_{yx} \quad (2)$$

na qual λ é o quociente da viscosidade pela constante da mola (tempo de relaxação) e τ_{yx} é a tensão aplicada no sistema.

Observa-se que a equação 2 é diferencial linear de primeira ordem. Para uma condição inicial na qual $t = -\infty$, a tensão é finita, gerando uma equação integral dada por

$$\tau_{yx}(t) = \int_{-\infty}^t \left[\frac{\mu}{\lambda} e^{-\frac{(t-t')}{\lambda}} \right] \dot{\gamma}_{yx}(t') dt' \quad (3)$$

na qual t é instante de tempo atual e o t' é o instante de tempo anterior.

Esta equação representa o comportamento de um polímero em que a relaxação depende das taxas de deformação sofridas anteriormente.

1.4.2 Modelo lei de potência

Este modelo, também chamado de modelo de Ostwald de Waale, é definido pela Equação 4. Este modelo é válido para a região em que ocorre fluidificação, com

características exclusivas para taxas de deformação intermediárias e elevadas, (CAVADAS, 2008).

$$\mu(\dot{\gamma}) = z(\dot{\gamma})^{n-1} \quad (4)$$

na qual z é o índice de consistência [$Pa \cdot s^n$] e n é o índice de comportamento ou índice de potência.

1.4.3 Modelo de Carreau – Yasuda

O modelo de Carreau - Yasuda é uma forma empírica de curva de viscosidade no qual podem ser ajustadas muitas curvas reais de viscosidade com boa precisão, num dado intervalo de taxa de deformação (CARDOSO, 2013). Este modelo possui cinco parâmetros e descreve o comportamento da viscosidade a baixas, médias e altas taxas de cisalhamento, conforme demonstrado na equação 5:

$$\frac{\mu - \mu_{\infty}}{\mu_0 - \mu_{\infty}} = [1 + (\lambda\dot{\gamma})^a]^{\frac{n-1}{a}} \quad (5)$$

na qual μ_0 é a viscosidade do fluido quando a taxa de cisalhamento é zero, μ_{∞} é viscosidade com taxa de cisalhamento tendendo à infinito, λ é a constante de tempo, n é o expoente da lei de potência e a é um parâmetro adimensional que descreve a região de transição entre a região de taxa de cisalhamento zero e a zona de lei de potência.

1.4.4 Modelo de Bingham

Os materiais que são caracterizados pelo modelo de Bingham, quando submetidos a baixas tensões não escoam, a não ser que a tensão aplicada ultrapasse uma tensão limite e apresentam a seguinte Equação:

$$\tau = \tau_0 + \mu_{\infty}\dot{\gamma} \quad (6)$$

na qual τ_0 é a “tensão limite de escoamento”, e μ_{∞} a viscosidade limite, definida em função da viscosidade aparente nas equações (7) e (8):

$$\mu = \mu_{\infty} + \frac{\tau_0}{\dot{\gamma}} \quad (7)$$

$$\mu = \frac{\mu_{\infty}}{\left(1 - \frac{\tau_0}{\tau}\right)} \quad (8)$$

Para este modelo, fica evidente que o material apresentará um comportamento pseudoplástico, e que a viscosidade se aproxima de um valor limite μ_{∞} à medida que a taxa de cisalhamento aumenta, e a viscosidade se aproxima do infinito quando o cisalhamento tende à zero. Desta maneira, ao contrário do modelo lei de potência, o comportamento apresentado diante de altos ou baixos cisalhamentos são reais, o que traz resultados mais confiáveis para estes casos.

1.4.5 Modelo de Ellis

O modelo mostra a dependência da viscosidade em relação à taxa de cisalhamento, e abrange um intervalo maior de taxas de deformação ou tensão, conforme apresentado na Equação 9:

$$\frac{\mu_0}{\mu} = 1 + \left(\frac{\tau}{\tau_{1/2}}\right)^{a-1} \quad (9)$$

Sendo:

μ = Viscosidade Máxima

μ_0 = Viscosidade

τ = Tensão de cisalhamento

$\tau_{1/2}$ = Tensão de cisalhamento quando $\mu_0 = \mu/2$

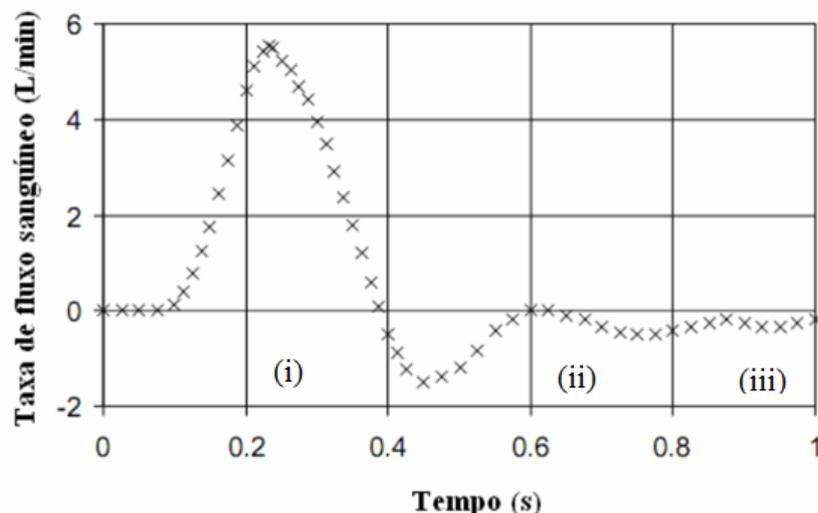
a = Inclinação da curva

Nesse trabalho, as características reológicas do sangue serão representadas através do modelo de Carreau-Yasuda, quando considerarmos o fluido como não newtoniano.

1.5 A PERFORMANCE DO SANGUE

O escoamento de sangue da aorta abdominal já foi simulado numericamente por vários autores, entre eles estão Lee e Chen (2003), Wang e Parker (2004) e Younis e Berger (2004). Taylor e Draney (2004) quantificaram o escoamento de sangue na aorta infra-renal em regime estacionário e em condições de exercício. A Figura 12 mostra o escoamento de sangue, em litros por minuto, na aorta infra-renal para um ciclo cardíaco completo de um segundo, três fases distintas são observadas:

Figura 12 - Taxa de escoamento sanguíneo na aorta infra-renal.



Fonte: Adaptado Taylor e Draney (2004).

(i) Sangue bombeado pelo coração, o que corresponde ao intervalo de tempo de 0,14 s para 0,39 s. Durante essa fase o sangue escoava para as artérias;

(ii) Invertida ou refluxo de sangue, o que corresponde ao intervalo de tempo entre 0,39 s para 0,8 s. Esta fase é caracterizada pelo escoamento negativo, isto é, o sangue flui no sentido contrário ao longo das artérias;

(iii) A fase estacionária, que começa em 0,8 s e termina quando o sangue do coração é bombeado novamente (0,14 s). Essa fase encerra o ciclo cardíaco.

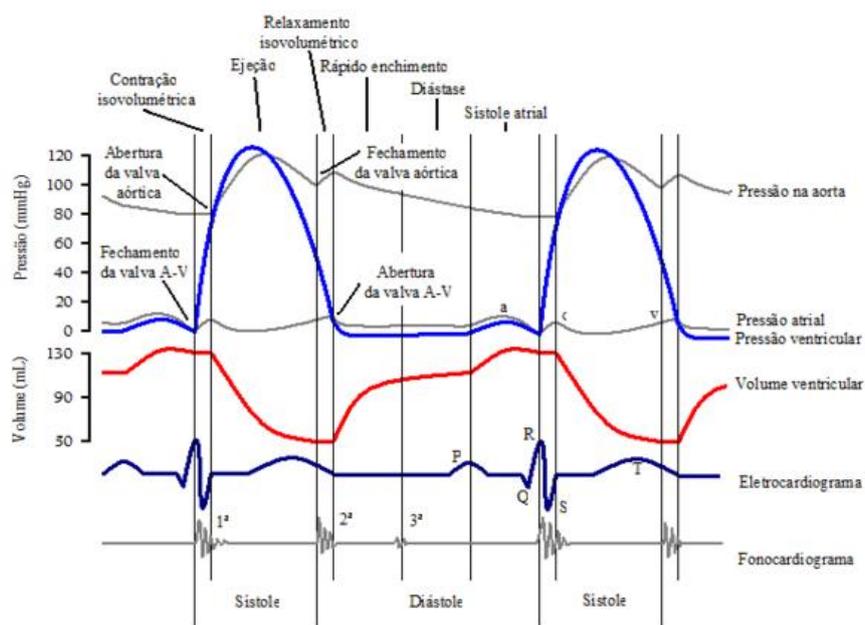
A Figura 13, mostra as variações das pressões, de volume ventricular, do eletrocardiograma e um fonocardiograma.

A onda de pressão arterial tem um rápido aumento inicial seguido por uma fase de pico sistólico. Na sequência desse pico, há um entalhe correspondente ao fechamento

da válvula aórtica. Durante a diástole, há uma diminuição gradual da pressão devido ao escoamento para a circulação periférica.

A velocidade do sangue no vaso varia devido a efeitos viscosos e inerciais. Perfis de velocidade são complexos, porque o escoamento é pulsátil e os vasos são elásticos, curvos e cônicos. O refluxo ocorre durante a diástole¹, e os perfis são achatados mesmo durante o pico de fluxo sistólico².

Figura 13 - Eventos do ciclo cardíaco.



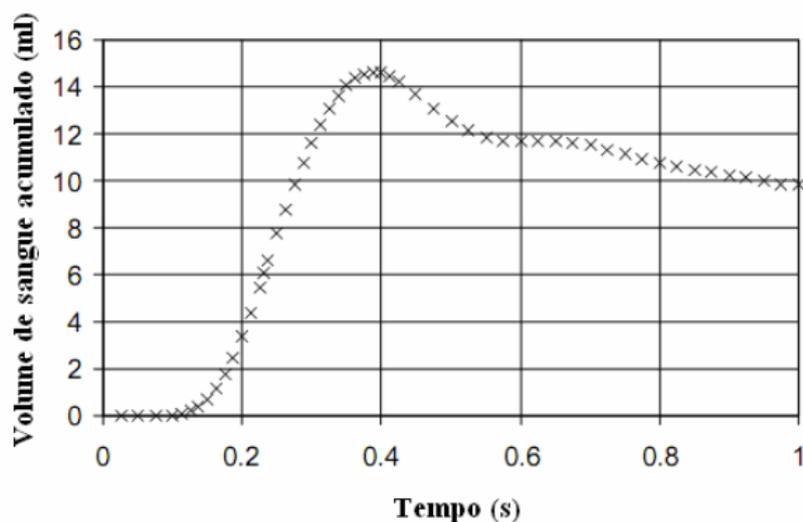
Fonte: Melo (2007).

A Figura 14 mostra o volume de sangue, em mililitros, acumulado na aorta infrarrenal em função do tempo.

¹ Relaxamento ventricular. Nessa fase os ventrículos recebem sangue dos átrios.

² Contração ventricular. Nessa fase ocorre o esvaziamento dos ventrículos

Figura 14 - Volume de sangue acumulado na aorta infra-renal.



Fonte: Taylor e Draney (2004).

1.6 HEMODINÂMICA

A hemodinâmica é o estudo da circulação do sangue (ALVES, 2013). Carneiro (2014), citando Ku (1997) e Boron (2003), afirma que o fluxo sanguíneo, uma vez que é tridimensional e transiente influencia o comportamento da hemodinâmica. Devido sua natureza cíclica ocorre o favorecimento do desenvolvimento de zonas de recirculação e fluxo reverso. Estas condições instáveis associadas às zonas de geometria complexa levam à transição de fluxo laminar para turbulento nas artérias de maior tamanho, como a aorta abdominal.

A turbulência do fluxo sanguíneo e as forças hemodinâmicas impostas na parede vascular pelo fluxo diferem em cada artéria, dependendo da sua geometria. O número de Reynolds do fluxo sanguíneo varia de 1 para arteríolas pequenas até 4000 na aorta (KU, 1997). Quando o número de Reynolds aumenta de 200 para 400, pode ocorrer turbulência nas ramificações dos vasos, mas desaparece ao longo do vaso liso. No entanto, para números de Reynolds próximos de 2000, ocorre uma transição para regime turbulento em qualquer vaso, mesmo que liso (GUYTON; HALL, 2006).

Quando o sangue flui com maior velocidade ou passa por uma obstrução, há transição de fluxo laminar para turbulento. O perfil parabólico do sangue é alterado, movendo-se desordenadamente, e os componentes celulares podem aderir entre si e à camada subendotelial. A turbulência retarda a entrada de fatores de inibição de coagulação, permitindo o crescimento de placa, endurecendo e, conseqüentemente, perdendo a flexibilidade da parede arterial, promovendo um aumento da resistência do

fluxo, que conduz a um aumento significativo da pressão sanguínea. (COTRAN, KUMAR; COLLINS, 1999).

Este efeito do fluxo reverso na aorta abdominal infrarrenal e nas artérias ilíacas tem sido simulado essencialmente em CFD (fluidodinâmica computacional) (TAYLOR e DRANEY, 2004). Isto porque o perfil do ciclo cardíaco é mais complexo e, por isso, mais difícil de ser investigado experimentalmente. O CFD tem sido usado por muitos autores, e tem se mostrado uma técnica confiável para investigar, padrões de fluxo 3-D que variam no tempo, em um modelo geométrico complexo.

1.7 ANEURISMA

Segundo Pio (2013), cerca de 6,5 mil pessoas morrem anualmente no Brasil por aneurisma. Dados do Ministério da Saúde indicam que, em 2010, foram 6.680 óbitos, dos quais 4.016 no Sudeste, 1.063 no Sul, 977 no Nordeste, 456 no Centro-Oeste e 168 no Norte. Nos anos anteriores, 2009 e 2008, o Brasil registrou respectivamente, 6.419 e 6.413 mortes em razão de aneurismas.

Em 2014 foram registradas 9.863 mortes por aneurismas da aorta nos Estados Unidos, essa mesma causa contribuiu em mais de 17.215 mortes nos Estados Unidos em 2009 (GO et al., 2013).

Aneurisma da aorta abdominal (AAA) é uma dilatação anormal das paredes de um vaso sanguíneo, seja uma artéria ou uma veia. (AZEVEDO, 2010). Entende-se por dilatação anormal diâmetros maiores que 50% do normal, que ocorre na maioria das vezes na região infrarrenal (JOHNSTON et al., 1991). Uma vez que a doença é silenciosa, cerca de 70% dos casos é diagnosticada tardiamente (LAW, 1998). O que é a causa de muitas mortes súbitas pela ruptura do AAA, que ocorre imediatamente ou algumas horas após o início das dores abdominais ou lombares (PUECH-LEÃO; KAUFFMAN, 1998).

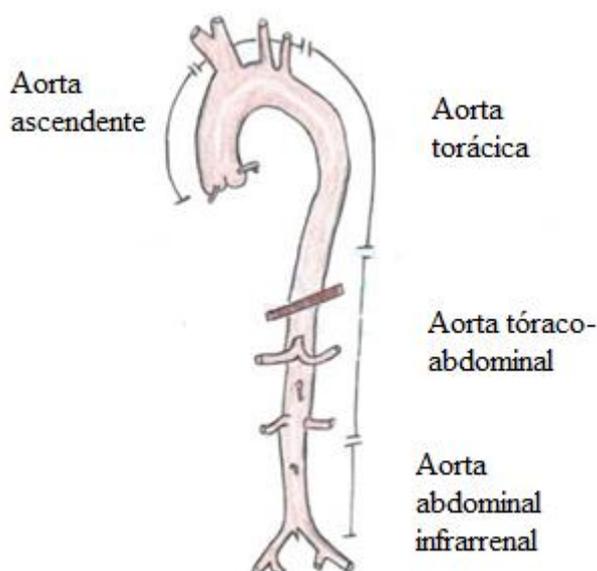
Portanto, surge dos dados estatísticos uma curiosidade em entender o mecanismo que leva a ruptura da parede aórtica, e para que isso ocorra, surge a necessidade de se conhecer a velocidade do sangue e os campos de pressão para melhor predizer o comportamento de aneurismas em uma aorta abdominal (AAA).

Embora a ruptura esteja relacionada com diâmetros maiores, a ruptura também pode vir a ocorrer em aneurismas menores (WOLTERS et al., 2005). Os aneurismas mais comuns ocorrem nas bifurcações dos vasos sanguíneos (AZEVEDO, 2010). Segundo Carneiro (2009), na vizinhança da bifurcação, o fluxo sanguíneo torna-se mais

complexo, sendo que a uma distância de 15 mm a jusante da bifurcação, verifica-se a existência de fluxo reverso próximo das paredes, em quase todo o ciclo cardíaco. Pode-se dizer que um melhor preditor de ruptura para grandes AAA é a espessura da parede e rigidez. (MARTINO et al., 2006).

O comportamento dos aneurismas difere caso a caso. Isso pode ser explicado por fatores estruturais da parede arterial que podem ser adquiridos no nascimento, causas não determinadas e doenças específicas, bem como fatores hemodinâmicos que alteram o fluxo em determinadas regiões da artéria, além de fatores como idade, sexo, uso de cigarros ou drogas, que favorecem aneurismas com características diferentes por lesão da parede arterial (AZEVEDO, 2010). Apesar desses fatores, pouco se sabe sobre o modo como os aneurismas se formam e as causas reais de sua ruptura, sendo este assunto ainda foco de discussão na sociedade médica e científica. A Figura 15 mostra as localizações do aneurisma na aorta abdominal.

Figura 15 - Localização dos aneurismas na aorta abdominal.



Fonte: Lima (2016).

Órfão (2014) citando Azevedo (2010) apresenta duas teorias relacionadas às causas hemodinâmicas da ruptura do aneurisma. Uma teoria declara que os aneurismas estão sob uma baixa tensão de cisalhamento na parede (WSS, da designação em inglês Wall Shear Stress), o que desencadeia processos como a remodelação da parede arterial, que degradam sua qualidade e originam pontos enfraquecidos na parede do aneurisma,

resultando em ruptura. A segunda teoria considera que os processos associados com elevadas tensões de cisalhamento nas paredes são responsáveis pelos danos causados na parede do vaso, resultando sua ruptura. Assim, o estudo da dinâmica do escoamento sanguíneo reveste-se de elevada importância para caracterizar em detalhes os campos de tensão de cisalhamento, de modo a permitir avaliar se os aneurismas estão sujeitos a elevadas ou baixas tensões de cisalhamento.

Segundo Geraldes (2015), as regiões sujeitas a alta tensão de cisalhamento podem causar lesões na parede do vaso sanguíneo. E nas regiões de baixa tensão de cisalhamento nas paredes ocorre aterosclerose devido à baixa difusão mássica de lipídeos, e dessa maneira permite um maior tempo de contato entre as moléculas de lipídeos e a parede da artéria. Nas regiões de escoamento com baixa velocidade de recirculação foi observado predisposição à formação de trombos.

O entendimento do escoamento sobre as células endoteliais dos vasos sanguíneos é necessário, pois a tensão de cisalhamento e a pressão na parede são características importantes a serem analisadas, uma vez que estas células estão permanentemente expostas às tensões de cisalhamento. As intensidades das tensões de cisalhamento podem estar em uma faixa considerada prejudicial às células endoteliais. Para a faixa de valores normais, de um padrão fisiológico, as tensões de cisalhamento estão entre 1 a 7 Pa. Por outro lado, quando estes valores das tensões de cisalhamento aumentam para valores maiores do que 10 Pa, existe uma disposição para a trombose. Quando as tensões crescem para valores maiores do que 35 Pa, ocorre a lesão e deterioração do endotélio. Para tensões de cisalhamento baixas com valores da ordem de -0,4 a +0,4 Pa, associa-se o aparecimento de aterogênese. A ruptura do aneurisma também associa-se a uma pressão sanguínea média elevada. Isto pode ser explicado qualitativamente devido ao efeito da hemodinâmica, com maior carga de pressão arterial média, na parede do aneurisma, com o seu consequente enfraquecimento (GERALDES, 2015).

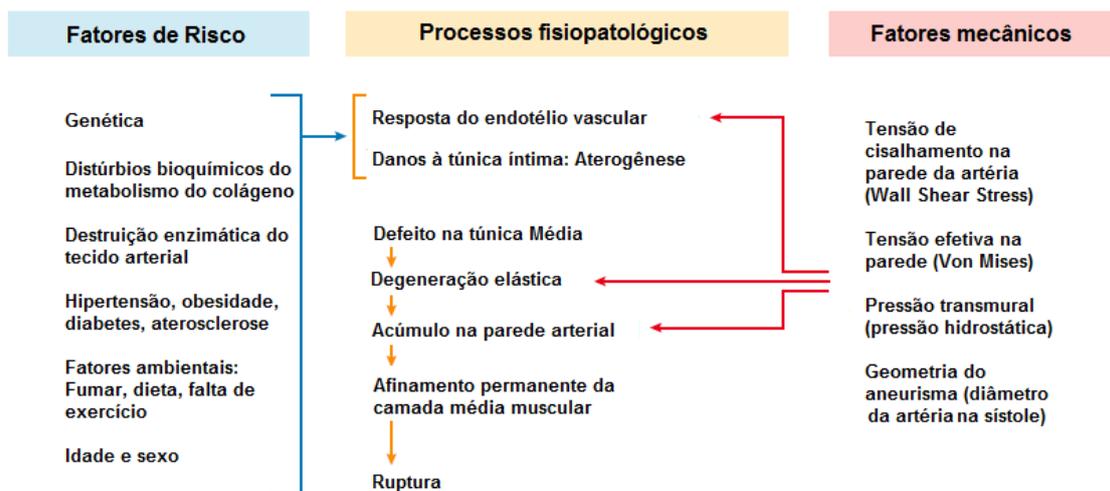
De forma geral observa-se na Figura 16 que os principais fatores que são associados a formação e crescimento de um aneurisma na aorta abdominal são:

- Tensão cisalhante baixa e alta na parede;
- Tensão na parede da artéria (tensão efetiva – Von Mises);
- Pressão transmural;
- Pressão hidrostática;

- Diâmetro máximo da artéria durante a sístole;
- Propriedades mecânicas da parede (módulo de Young, coeficiente de Poisson, tensão de ruptura).

Para conhecer estes inúmeros fatores necessita-se de estudos experimentais ou numéricos. No entanto, devido ao grande impasse de obter resultados experimentais *in vivo* com aneurisma, a análise numérica é uma ferramenta promissora, uma vez que a qualidade de imagens de tomografia vem sendo melhoradas. Com uma melhor visualização das regiões internas do corpo humano, a extração da geometria se torna mais confiável. Obtida a geometria, é possível comparar simulações com e sem a presença de aneurisma, e de certa forma tentar prever se ocorrerá ou não a ruptura da artéria.

Figura 16 - Patogênese dos aneurismas arteriais. Interação entre estímulos mecânicos e processos fisiológicos.



Fonte: Adaptado de Lasheras (2007).

2 OBJETIVOS

2.1 OBJETIVOS GERAIS

Este trabalho pretende analisar, para o fluxo sanguíneo, os campos de velocidades, a pressão, além das tensões cisalhantes e efetivas na parede, de tal maneira que se possa entender com detalhes as condições de escoamento em regime transiente do sangue na vizinhança de uma bifurcação arterial tridimensional.

2.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Gerar modelo geométrico do AAA virtual, com as características do AAA real.
- Gerar geometria do AAA por meio de imagens computadorizadas (DICOM).
- Simular o comportamento do fluxo sanguíneo no interior do AAA.
- Simular a interação entre o fluxo sanguíneo e a parede arterial do AAA.

EQUAÇÕES GOVERNANTES

Embora tenha-se complexidades adicionais, tais como fluxo pulsátil e líquidos não newtonianos, as equações governantes do escoamento hemodinâmico são as mesmas do escoamento de qualquer outro fluido. A equação da continuidade, as equações de Navier-Stokes e a equação de transporte

- Equação de continuidade

$$\frac{\partial \rho}{\partial t} + \frac{\partial}{\partial x_i} (\rho u_i) = 0 \quad (10)$$

na qual ρ é a massa específica e u_i é a velocidade material.

Reescrevendo a equação

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

No entanto, como o sangue pode ser considerado como um fluido incompressível, a taxa de variação de densidade é zero, e a equação (11) é escrita como

$$\nabla \cdot \vec{u} = 0 \quad (12)$$

- Equação da conservação da quantidade do momento linear, para

$$\text{Fluido Newtoniano} \quad \frac{\partial u_i}{\partial t} + u_j \frac{\partial u_i}{\partial x_j} = -\frac{1}{\rho} \frac{\partial p}{\partial x_i} + \nu \frac{\partial^2 u_i}{\partial x_j \partial x_j} + f_i \quad (13)$$

$$\text{Fluido Não-Newtoniano} \quad \rho \left(\frac{\partial u_i}{\partial t} + u_j \frac{\partial u_i}{\partial x_j} \right) = -\frac{\partial p}{\partial x_i} + \frac{\partial \tau_{ij}}{\partial x_j} + f_i \quad (14)$$

Vale ressaltar que as equações da conservação da quantidade de momento linear estão na sua forma não conservativa nas quais ν é a viscosidade cinemática, ρ corresponde a densidade, p é a pressão, τ_{ij} é o tensor das tensões viscosas e f_i força de campo.

Observa-se que na equação (14) o tensor das tensões pode ser modelado como

$$\bar{\tau} = \mu(\bar{S})\bar{S} \quad (135)$$

no qual, o tensor da taxa de deformação \bar{S} é definido como:

$$\bar{S} = \left(\frac{\partial u_j}{\partial x_i} + \frac{\partial u_i}{\partial x_j} \right) \quad (146)$$

e neste caso μ corresponde ao termo de viscosidade do fluido não-newtoniano. Em geral, μ é função de todos os três invariantes do tensor da taxa de deformação \bar{S} . Contudo, nos modelos de fluidos não-Newtonianos disponíveis no *Fluent*, μ é considerado função apenas da taxa de cisalhamento $\dot{\gamma}$. Sendo $\dot{\gamma}$ relacionada com o segundo invariante de \bar{S} da seguinte forma (Manual do Ansys, 2013):

$$\dot{\gamma} = \sqrt{\frac{1}{2} \bar{S} : \bar{S}} \quad (157)$$

Sabendo que o sangue fica menos viscoso quando a taxa de cisalhamento aumenta, pseudoplasticidade. Desta forma, aqui nós modelamos a viscosidade do sangue usando a correlação de Carreau, dada por

$$\frac{\mu_{eff} - \mu_{\infty}}{\mu_0 - \mu_{\infty}} = [1 + (\lambda \dot{\gamma})^a]^{\frac{n-1}{a}} \quad (18)$$

na qual μ_{eff} é a viscosidade efetiva, μ_0 , μ_{∞} , λ e n são os coeficientes do fluido. Para o caso do sangue, Siebert (2009) define

$$\mu_0 = 0.056 \text{ (kg/m.s)}, \mu_{\infty} = 0.0035 \text{ (kg/m.s)}, \lambda = 3.313 \text{ (s)}, n = 0.3568, a = 2.$$

3.1 ALE – LAGRANGEANA

Pela descrição ALE, as equações fundamentais são reescritas como:

- Equação de continuidade:

$$\frac{\partial \rho}{\partial t} + c_i \frac{\partial \rho}{\partial x_i} + \rho \frac{\partial u_i}{\partial x_i} = 0 \quad (19)$$

Sendo:

$$c_i = u_i - w_i \quad (20)$$

Na qual c_i é a velocidade relativa, w_i é a velocidade da malha, e u_i é a velocidade material.

- Quantidade de Movimento linear:

$$\begin{array}{l} \text{Fluido} \\ \text{Newtoniano} \end{array} \quad \frac{\partial u_i}{\partial t} + c_j \frac{\partial u_i}{\partial x_j} = -\frac{1}{\rho} \frac{\partial p}{\partial x_i} + \nu \frac{\partial^2 u_i}{\partial x_j \partial x_j} + f_i \quad (21)$$

$$\begin{array}{l} \text{Fluido Não-} \\ \text{Newtoniano} \end{array} \quad \rho \left(\frac{\partial u_i}{\partial t} + c_j \frac{\partial u_i}{\partial x_j} \right) = -\frac{\partial p}{\partial x_i} + \nu \frac{\partial \tau_{ij}}{\partial x_j} + f_i \quad (22)$$

3.2 VISCOSIDADE TURBULENTA

As equações governantes apresentadas anteriormente estão escritas na sua forma instantânea. Para considerar o efeito da turbulência no modelo $k - \varepsilon$, usou-se a média e a decomposição de Reynolds. Ao aplicar a média de Reynolds, média temporal, e a decomposição de Reynolds, surge um termo de correlação dupla com a flutuação das velocidades. Este termo é conhecido como tensor de Reynolds, τ_{ij} , que é proporcional ao tensor da taxa de deformação média, S_{ij} , e pode ser escrita como:

$$\tau_{ij}^R = 2\mu_t S_{ij} - \frac{2}{3}\rho k \delta_{ij} \quad (23)$$

na qual μ_t é uma propriedade escalar chamada a viscosidade turbulenta, que é geralmente calculada a partir das duas variáveis transportadas. O segundo termo do lado direito da equação (23) é incluído para a modelagem de fluxo incompressível, a fim de garantir que a definição de energia cinética turbulenta seja obedecida:

$$k = \frac{\overline{u'_i u'_i}}{2} \quad (24)$$

A equação 23 pode ser escrita mais explicitamente como:

$$-\rho \overline{u'_i u'_j} = \mu_t \left(\frac{\partial u_i}{\partial x_j} + \frac{\partial u_j}{\partial x_i} \right) - \frac{2}{3} \rho k \delta_{ij} \quad (25)$$

3.3 EQUAÇÕES DE TRANSPORTE PARA O MODELO PADRÃO $k - \varepsilon$

A energia cinética de turbulência, k , e a sua taxa de dissipação, ε , são respectivamente, obtidas a partir das equações de transporte, dadas por:

$$\frac{\partial}{\partial t} (\rho k) + \frac{\partial}{\partial x_i} (\rho k u_i) = \frac{\partial}{\partial x_j} \left[\left(\mu + \frac{\mu_t}{\sigma_k} \right) \frac{\partial k}{\partial x_j} \right] + G_k + G_b - \rho \varepsilon - Y_M + S_k \quad (26)$$

$$\frac{\partial}{\partial t} (\rho \varepsilon) + \frac{\partial}{\partial x_i} (\rho \varepsilon u_i) = \frac{\partial}{\partial x_j} \left[\left(\mu + \frac{\mu_t}{\sigma_k} \right) \frac{\partial \varepsilon}{\partial x_j} \right] + C_{1\varepsilon} \frac{\varepsilon}{k} (G_k + C_{3\varepsilon} G_b) + C_{2\varepsilon} \rho \frac{\varepsilon^2}{k} - Y_M + S_\varepsilon \quad (27)$$

nas quais $C_{1\varepsilon}$, $C_{2\varepsilon}$ e $C_{3\varepsilon}$ são constantes empíricas, σ_k e σ_ε são números de Prandtl governando, respectivamente, a difusão turbulenta de k e ε . Y_M representa a contribuição da dilatação flutuante em turbulência compressível para a taxa de dissipação total, S_k e S_ε são termos fontes, G_k é a taxa de produção de energia cinética turbulenta. G_b é a geração de energia cinética turbulenta por efeitos de empuxo, G_k e G_b são definidas por

$$G_k = -\rho \overline{u'_i u'_j} \frac{\partial u_j}{\partial x_i} \quad (28)$$

$$G_b = \beta g_i \frac{\mu_t}{Pr_t} \frac{\partial T}{\partial x_i} \quad (29)$$

Na qual Pr_t é o número de Prandtl turbulento para a energia, e g_i é a componente do vetor gravitacional na direcção i . Para o modelo padrão, o valor de Pr_t é 0.85. A viscosidade turbulenta μ_t é dada por:

$$\mu_t = \rho C_\mu \frac{k^2}{\varepsilon} \quad (30)$$

Constantes:

$$C_{1\varepsilon} = 1.44, \quad C_{2\varepsilon} = 1.92, \quad C_\mu = 0.09, \quad \sigma_k = 1.0, \quad \sigma_\varepsilon = 1.3$$

Na equação (29) o coeficiente de expansão térmica, β , é definido como:

$$\beta = -\frac{1}{\rho} \left(\frac{\partial \rho}{\partial T} \right)_p \quad (31)$$

Sabendo que o fluido é incompressível e supondo que não existe termos fontes Y e S , as equações (26) e (27) são respectivamente reescritas como:

$$\frac{\partial}{\partial t}(\rho k) + \frac{\partial}{\partial x_i}(\rho k u_i) = \frac{\partial}{\partial x_j} \left[\left(\mu + \frac{\mu_t}{\sigma_k} \right) \frac{\partial k}{\partial x_j} \right] + G_k + G_b - \rho \varepsilon \quad (32)$$

$$\frac{\partial}{\partial t}(\rho \varepsilon) + \frac{\partial}{\partial x_i}(\rho \varepsilon u_i) = \frac{\partial}{\partial x_j} \left[\left(\mu + \frac{\mu_t}{\sigma_k} \right) \frac{\partial \varepsilon}{\partial x_j} \right] + C_{1\varepsilon} \frac{\varepsilon}{k} (G_k + C_{3\varepsilon} G_b) + C_{2\varepsilon} \rho \frac{\varepsilon^2}{k} \quad (33)$$

Mais informações são encontradas em Belytschko, Liu e Moran (2000).

4 MÉTODO NUMÉRICO

A utilização de softwares de simulação está se tornando cada vez mais necessária e comum em nosso cotidiano. Um bom exemplo dessa crescente presença é a fluidodinâmica computacional. A Fluidodinâmica Computacional (CFD) pode ser uma ferramenta significativa, aplicada tanto em projetos de engenharia já existentes, como em investigações e desenvolvimentos de novos projetos. A utilização deste conjunto de ferramentas tem se destacado, nos últimos anos, em função da possibilidade de fornecer resultados com maior precisão para situações com escoamentos complexos, além de regiões de difícil acesso.

Em CFD é possível aplicando os princípios físicos que descrevem o transporte de grandezas a este modelo geométrico virtual, visualizar o escoamento e extrair da solução quantidades de interesse (deslocamentos, tensões, velocidade do fluido, taxas de transferência de calor, variação de pressão, coeficientes convectivos) (CICIGLIANO, 2010).

Este trabalho visa verificar o método de simulação detalhando as condições de escoamento em regime transiente do sangue na vizinhança de uma bifurcação arterial tridimensional.

O programa Ansys e a maioria dos programas comerciais de análise via Método dos Elementos Finitos usam procedimentos similares para entrada dos dados, aplicação da solução, e análise dos resultados.

O aumento significativo da utilização destes tipos de programas na execução de análises se deve, principalmente, à crescente velocidade de processamento dos computadores e a facilidade de acesso a estes pela sua redução de custo.

Os programas de análises utilizam-se das informações existentes nos arquivos dos desenhos feitos em computador (CAD) e em alguns programas como o Ansys, também é possível que o desenho seja feito no próprio programa.

Neste trabalho será utilizado o Fluent, software comercial de CFD que se utiliza do método de volumes finitos para discretização do modelo. Neste método o domínio de estudo é dividido em células computacionais ou volumes de controle que constituem a malha computacional. As equações governantes são integradas para cada um dos volumes de controle, resultando num sistema de equações algébricas para as variáveis dependentes discretas, tais como pressão e velocidade, que são resolvidas numericamente até que o critério de convergência estipulado seja atingido.

O tempo de processamento para se obter os resultados depende diretamente da quantidade de elementos existentes e do número de variáveis envolvidas.

4.1 TEORIA DA INTERAÇÃO FLUIDO-ESTRUTURA

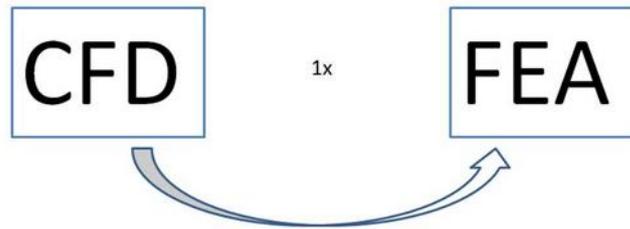
A interação fluido-estrutura (*Fluid-Structure Interaction* - FSI) é uma classe de problemas na qual existe uma dependência mútua entre a parte mecânica do fluido e da estrutura. O comportamento do escoamento depende do formato da estrutura e de seu movimento enquanto a deformação da estrutura, por sua vez, depende das forças aplicadas pelo fluido. Este fenômeno está presente em muitas áreas de pesquisa, e aplicações de engenharia. O FSI desempenha um importante papel que influencia nas decisões de projetos, que variam desde o problema de *fluttering* nas asas de aviões, até o escoamento do sangue e a dinâmica arterial. Métodos FSI confiáveis, que ajudam a analisar estes problemas, e são de grande importância na indústria, em laboratórios de pesquisa, na área da medicina, entre muitas outras (BAZILEVS, TAKIZAWA e TEZDUYAR, 2013).

Análises numéricas considerando a FSI estão se tornando mais comuns devido a maior capacidade dos computadores atuais e à demanda por resultados mais precisos, capazes de representar com maior fidelidade os fenômenos reais existentes. Via de regra, essas análises podem ser classificadas em função do tipo de acoplamento utilizado entre a análise estrutural (FEA) e a dinâmica dos fluidos computacional (CFD) e são classificados como acoplamentos *1-way* ou *2-way*.

- **Acoplamentos 1-way:** são aqueles em que somente um fenômeno influencia a outra, ou seja, a informação é transferida somente em uma direção, Figura 17.

Um exemplo desse caso seria a deflexão causada por um para-brisa de automóvel devido a pressão gerada pelo escoamento externo do ar. A alteração da geometria é insignificante para o escoamento ao redor do veículo e pode ser ignorada. Contudo, o uso do campo de pressão obtido pela análise CFD como condição de contorno para a análise estrutural é útil para dar fidelidade às condições de contorno empregadas.

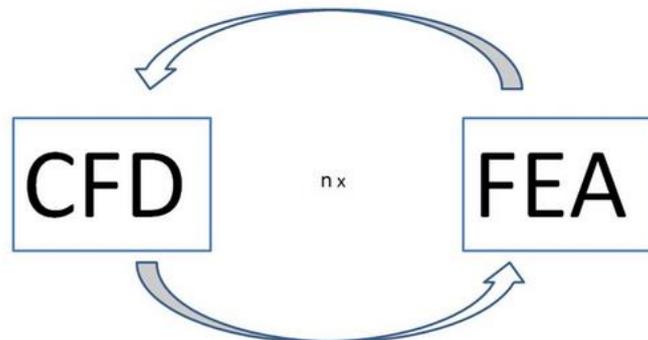
Figura 17 - Interação fluido-estrutura de uma via.



Fonte: Amaral (2016).

- **Acoplamentos 2-way:** são aqueles em que os dois fenômenos são resolvidos em conjunto, trocando informações continuamente. Este processo ocorre e é realizado iterativamente até que a convergência seja alcançada. Este tipo de solução exige uma maior capacidade computacional por conta dos vários acoplamentos, bem como da atualização/geração de malha. Entretanto, ainda assim, o acoplamento 2-way é o mais indicado para uma maior confiabilidade dos resultados, (Figura 18).

Figura 18 - Interação Fluido-Estrutura de duas vias.



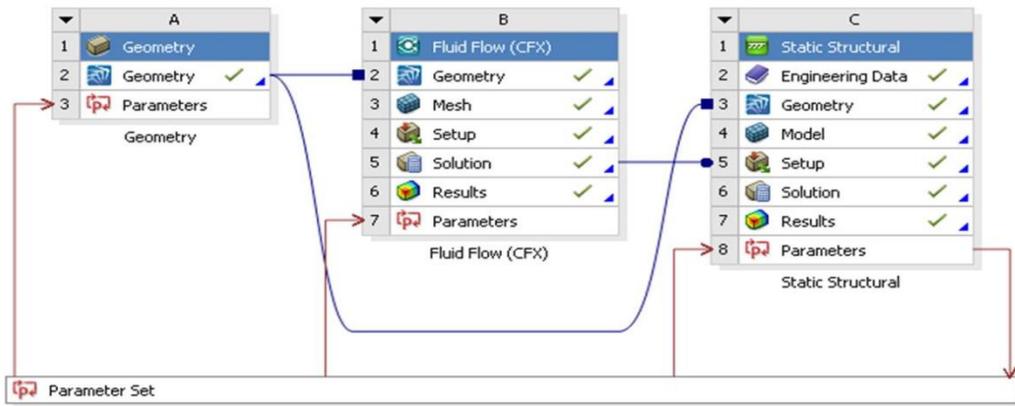
Fonte: Amaral (2016).

A principal diferença entre os dois modos está na influência que um fenômeno exerce sobre o outro. Há casos em que o resultado originado num dos campos de análise influencia a resposta que será obtida no outro campo, mas o contrário não ocorre. Aqui o uso de análises 1-way é indicado. Em outros casos, contudo, existe um forte acoplamento entre os fenômenos estruturais e fluidodinâmicos e por isso a variação de qualquer um dos campos afetará o outro. Fica claro que esses casos não permitem a simplificação do uso de análises 1-way.

4.2 ACOPLAMENTOS NO ANSYS

Para fazer o acoplamento das físicas nas soluções do software ANSYS o procedimento é simples. No caso do software **ANSYS CFX**, basta arrastar uma análise estrutural e ligá-la à análise CFD. Automaticamente os dois *solvers* irão entender o acoplamento e permitir a troca de informações no *setup*, como mostrado na Figura 19.

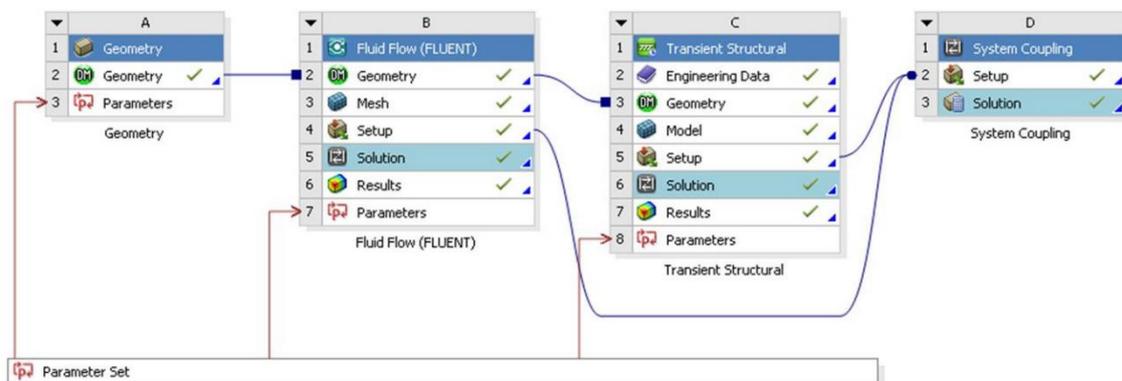
Figura 19 - Acoplamento 1-way no software ANSYS CFX.



Fonte: Amaral (2016).

No caso do software **ANSYS FLUENT**, para uma análise 1- way, o procedimento é o mesmo do ANSYS CFX. Para uma análise 2-way, existe a necessidade de uma ligação, tanto a análise CFD quanto a FEA, em um *System Coupling*, como é mostrado na Figura 20.

Figura 20 - Acoplamento 2-way no software ANSYS Fluent.



Fonte: Amaral (2016).

4.3 DESCRIÇÃO “*ARBITRARY LAGRANGIAN EULERIAN*” - ALE

Para modelar matematicamente os problemas da mecânica, deve-se primeiramente escolher o referencial, e só então aplicar os princípios básicos da física clássica. Assim, se o referencial é fixo, o resultado é uma descrição Lagrangeana, ou móvel, definindo uma descrição Euleriana. A descrição Lagrangeana, também conhecida como material, expressa o movimento de um meio contínuo em termos da configuração inicial e do tempo (referência fixa), sendo mais eficiente em problemas onde se deseja determinar os deslocamentos dos pontos de um corpo ou sistema de partículas a partir de sua forma inicial. A descrição Euleriana também conhecida como espacial, por outro lado, é definida em termos da configuração deformada e do tempo, sendo muito aplicada em problemas onde as variáveis geralmente são velocidades e não deslocamentos. O fato de que o fluido não resiste a tensões desviadoras faz com que a descrição Euleriana seja mais adequada para a sua descrição, tendo como variáveis principais as velocidades. Já para o sólido o mais adequado é forma Lagrangeana, tendo os deslocamentos como variáveis principais. Isso implica em malhas computacionais fixas para análise do escoamento, e malhas computacionais deformáveis para análise da estrutura. Para se analisar a interação entre ambos, tradicionalmente tem sido empregada uma formulação *Arbitrary Lagrangian Eulerian* - ALE. A formulação ALE é obtida pela inserção de um domínio de referência no espaço euclidiano, de forma que este domínio de referência possua movimento com campo de velocidade arbitrário. As equações governantes da mecânica dos fluidos são então escritas tendo este domínio móvel como referência. Um detalhe a ser considerado durante a análise de interação fluido estrutura em descrição ALE, é a movimentação da malha do domínio fluido, a qual deve apresentar a mínima distorção (SANCHES, 2011).

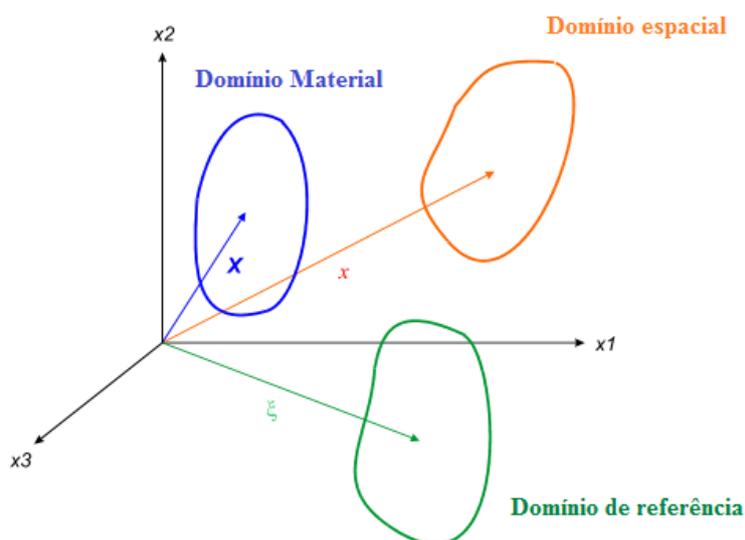
Assim, para possibilitar o acoplamento com a estrutura, as equações governantes da mecânica dos fluidos, Navier-Stokes, são descritas em uma forma *Arbitrary Lagrangian Eulerian* - ALE (SANCHES e CODA, 2009). Essa forma de acoplamento se mostra muito adequada aos casos com grandes mudanças de posição da estrutura em relação ao domínio inicial do fluido, tais como estruturas flexíveis. Na formulação ALE, a malha do fluido pode adquirir grandes distorções, podendo chegar a assumir, em alguns pontos, valores negativos para o determinante Jacobiano.

Nos sistemas de coordenadas espaciais x_i , o domínio de referência é fixo no espaço e o meio contínuo movimenta-se sobre ele, são basicamente as típicas coordenadas Eulerianas (BELYTSCHKO; LIU; MORAN, 2000).

No sistema de coordenadas materiais X_i , o domínio de referência é envolvido pelo meio e movimenta-se com ele, ou seja, as coordenadas estão presas ao material em deslocamento (DONEA, et al.,2004).

No sistema de coordenadas de referências ξ_i , o movimento é permitido ser arbitrário independentemente dos pontos materiais e espaciais, em suma, são coordenadas adicionais para rastrear o movimento do domínio móvel, e em termos computacionais, corresponde as coordenadas da malha computacional, ver Figura 21 (TEIXEIRA, 2001).

Figura 21 - Domínios em um meio contínuo.



Fonte: Teixeira (2001).

Mais informações podem ser encontradas em Belytschko, Liu e Moran (2000).

4.4 TURBULÊNCIA

Rezende (2009), citando Piomelli (1999), comenta que as soluções analíticas e numéricas são obtidas por meio de aproximação para problemas de escoamento turbulento, com maior ou menor descrição no detalhamento das características do escoamento.

Uma modelagem de turbulência é a construção e o uso de um modelo para prever os efeitos de turbulências nos escoamentos. Um cálculo das médias é muitas vezes usado para simplificar a solução das equações governantes no escoamento

turbulento, mas modelos são necessários para representar as escalas do fluxo que não são resolvidas.

Metodologias para considerar a turbulência nos escoamentos são apresentadas e comparadas na tabela 1. São elas:

- RANS – *Reynolds Averaged Navier-Stokes*
- LES – *Large Eddy Simulation*
- DNS – *Direct Numerical Simulation*

Tabela 1 - Comparação entre as abordagens RANS, LES e DNS para a simulação numérica que envolvem escoamentos turbulentos.

Técnica de Resolução	Aspectos Positivos	Aspectos Negativos
RANS	<ul style="list-style-type: none"> • Malha numérica constituída de elementos mais grosseiros; • Simplificações geométricas são aplicáveis (escoamentos bidimensionais, simetria e outros.); 	<ul style="list-style-type: none"> • Sua resolução é restrita aos valores médios do escoamento; • Requer o uso de modelos para sua estruturação.
	<ul style="list-style-type: none"> • Custo computacional 	<ul style="list-style-type: none"> • Requer o uso de modelos para sua estruturação;
LES	<ul style="list-style-type: none"> • Possui atributos para resoluções transientes; • Comparativamente a RANS, o impacto de modelos em sua estruturação é menor. 	<ul style="list-style-type: none"> • Apenas aplicável em casos tridimensionais; • Requer uso de códigos precisamente estruturados; • Elevado custo computacional
DNS		<ul style="list-style-type: none"> • Requer o uso de

-
- Não requer o uso de modelos para resolver a interação turbulência
 - Ferramenta para o estudo de modelos
- Limitado a área acadêmica
- códigos precisos e o desenvolvimento de malhas numéricas formada por elementos altamente refinados.
-

Fonte: Veynante e Poinso, (1997).

Duas variações do modelo $k - \varepsilon$ estão disponíveis no software Fluent: o modelo RNG $k - \varepsilon$ e o modelo *realizable* $k - \varepsilon$.

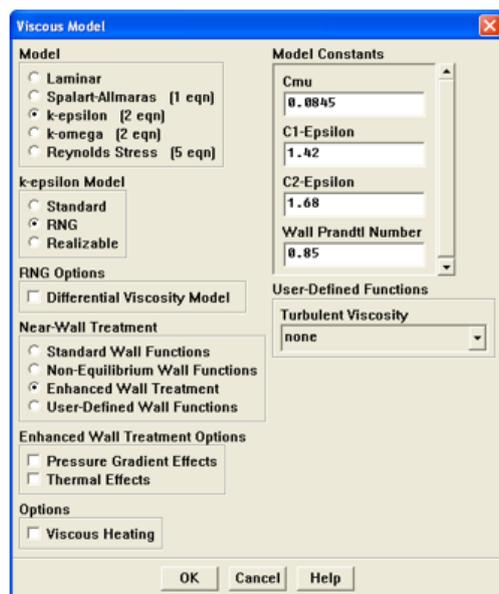
4.5 MODELO $k - \varepsilon$, RNG $k - \varepsilon$ E REALIZABLE $k - \varepsilon$

Todos os três modelos de $k - \varepsilon$ têm equações de transporte para k e ε . As principais diferenças entre os modelos são:

- O método de cálculo da viscosidade turbulenta
- Os números de Prandtl turbulentos que regulam a difusão turbulenta de k e ε .
- Os termos de geração e dissipação da equação de ε .

O modelo padrão $k - \varepsilon$ utiliza duas equações de transporte, como mostra a Figura 22, uma para a energia cinética turbulenta (k) e outra para a taxa de dissipação da turbulência (ε).

Figura 22 - Janela do Ansys para modelo de viscosidade.



Fonte: Manual do Ansys (2013).

O modelo RNG $k - \varepsilon$ é um refinamento do modelo $k - \varepsilon$, sendo que é derivado diretamente a partir das equações de Navier-Stokes instantâneas, usando uma técnica matemática denominada “*Renormalization Group Method*” (RNG)

O modelo Realizable $k - \varepsilon$ é um modelo recente desenvolvido do modelo $k - \varepsilon$ e difere deste em dois aspectos importantes:

- Apresenta uma nova formulação para μ_t
- É implementada uma nova equação de transporte para ε

Neste trabalho optou-se pela utilização do modelo $k - \varepsilon$, uma vez que a grande maioria dos estudos realizados usando simulações CFD em aneurismas se baseiam neste modelo.

5 INVESALIUS® 3.0

Entender a forma e a estrutura de seu próprio corpo foi um desafio que tomou conta da vida de muitos homens, desde a antiguidade greco-romana, nos primórdios do estudo anatômico, até as recentes descobertas do projeto Genoma. Um marco nesse longo caminho foi a publicação de *Humanis Corporis Fabrica*, em 1543, pelo médico belga Andreas Vesalius, considerado o pai da anatomia moderna. O trabalho contém as mais famosas ilustrações anatômicas da história de livros impressos. Os desenhos mostram toda a musculatura e o esqueleto humano por meio de uma série de dissecções feitas pelo autor. Devido à importância desse estudo, a equipe do Centro de Pesquisas Renato Archer- CenPRA, em 2001, ao iniciar o projeto do software Invesalius, decidiu batizar o seu programa com o nome Invesalius. Sete anos depois, o CenPRA já participou do desenvolvimento de mais de 800 protótipos aplicados em casos de diversos hospitais brasileiros, seguramente um dos maiores acervos de casos de prototipagem na área médica no mundo. A visualização de estruturas anatômicas com detalhes, antes da cirurgia, diminui o tempo da intervenção e acelera a recuperação do paciente (VALENTE, 2008).

Embora, a tecnologia Invesalius não seja uma tecnologia totalmente nova, já que existem outros programas que cumprem a mesma função, as desvantagens que os concorrentes têm é que são softwares caros, exclusivamente em inglês e que exigem computadores de altíssimo desempenho para operar. O Invesalius é um software brasileiro, livre e em português, opera em computadores comuns e possui uma interface de fácil operação, uma vez que foi desenvolvido com a cooperação constante de profissionais da área médica. O software realiza análise e segmentação de modelos virtuais a partir de duas dimensões 2D obtidas por meio de equipamentos de tomografia computadorizada, TC, ou ressonância magnética, RM, e permite criação de modelos tridimensionais das regiões de interesse do corpo humano, como mostrado nas Figuras (23) a (25).

Figura 23 - Visão coronal do aneurisma da aorta abdominal.



Fonte: Sigilosa (2016).
Nota: usada com permissão

Figura 24 - Visão sagital do aneurisma da aorta abdominal.



Fonte: Sigilosa (2016).
Nota: usada com permissão

Figura 25- Visão axial do aneurisma da aorta abdominal.



Fonte: Sigilosa (2016).
Nota: usada com permissão

O uso das tecnologias de visualização e análise tridimensional de imagens médicas, auxilia o cirurgião no diagnóstico de doenças e permite o planejamento detalhado das intervenções cirúrgicas.

O Invesalius foi desenvolvido utilizando Python e pode ser utilizado em GNU Linux, Windows e OS X. Também foram utilizados, em seu desenvolvimento, as bibliotecas VTK, wxPython, GDCM e NumPy. (AL-CHUEYR, 2009).

O software Invesalius, inicialmente, foi criado para a manipulação de dados de tecidos duros/ossos. Posteriormente, verificou-se que alguns tecidos moles como o caso de aneurismas, quando previamente tratados com filtros por exemplo, poderiam ser visualizados e segmentados (SILVA, 2011).

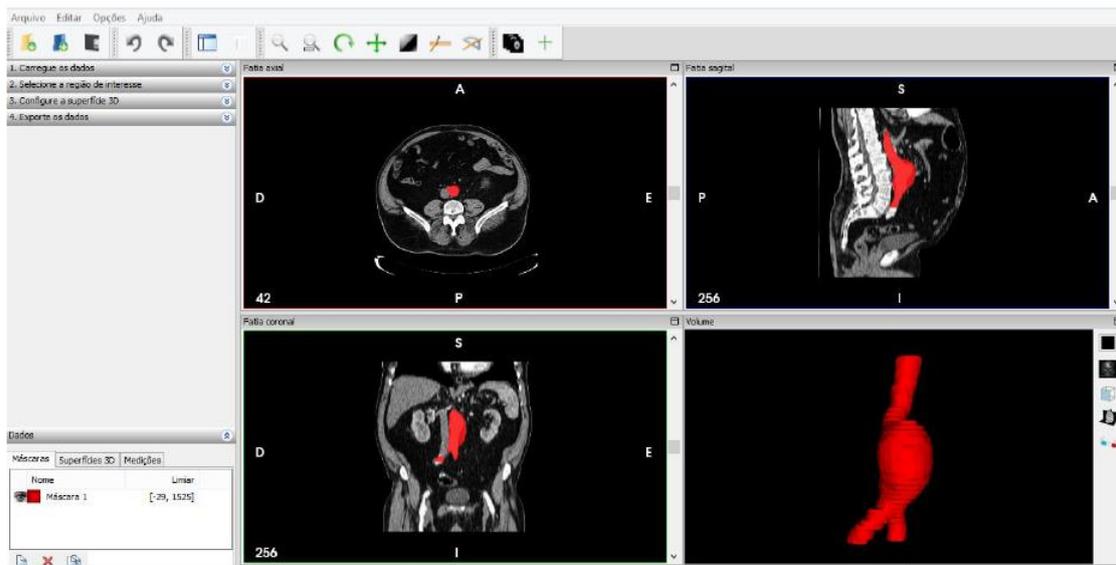
É possível segmentar, retirar ou inserir os vários tecidos que compõem o organismo, e observar o modelo tridimensional de diferentes ângulos e obter medidas precisas.

Entende-se por segmentação a separação das estruturas anatômicas das áreas adjacentes por meio de máscaras, de acordo com o interesse do usuário, e utilizadas para prototipagem rápida (AL-CHUEYR, 2009).

A criação de máscaras permite que o usuário faça distinção de tecidos com diferentes composições biológicas, o que é realizado por meio da determinação das

propriedades de limiar, *threshold*³. Por meio da definição da faixa do limiar de cinza, o programa realiza segmentação das imagens de forma automática, ao passo que, na edição individual das fatias, utilizando ferramentas como apagar, desenhar ou limiar, o usuário aplica a segmentação manual (SILVA, 2011). Uma ilustração da reconstrução do biomodelo 3D é apresentada na Figura 26.

Figura 26 - Invesalius 3.0.



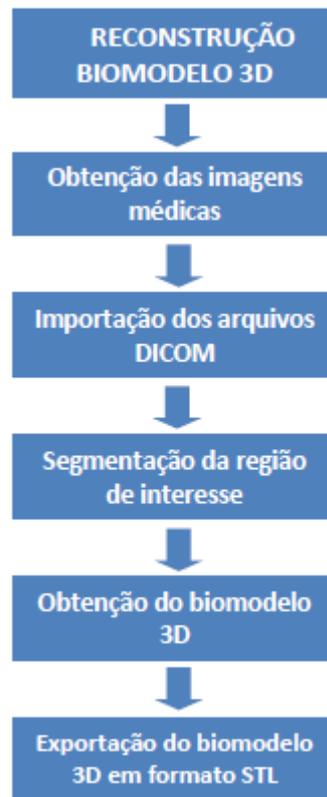
Fonte: Geraldles (2015).

Após reconstruir tridimensionalmente as imagens DICOM⁴, o software Invesalius permite criar arquivos 3D no formato STL e com isso, é possível que o modelo seja exportado diretamente para sistema CAD ou para a máquina de prototipagem rápida. O fluxograma da Figura 27 demonstra todo o processo de reconstrução. Os modelos podem ser exportados também em outros formatos, tais como: IV, PLY, RIB, STL, STL ASCII, VRML, VTK e OBJ.

³ Ponto no qual um estímulo tem intensidade suficiente para começar a produzir um efeito.

⁴ É um conjunto de normas para tratamento, armazenamento e transmissão de informação médica (imagens médicas) num formato eletrônico.

Figura 27 - Fluxograma referente a reconstrução de um biomodelo 3D.



Fonte: Silva (2011).

6 METODOLOGIA

A simulação numérica do fluxo sanguíneo ao longo do ciclo cardíaco, em regime pulsátil, permitirá obter uma boa aproximação para o estudo do fluxo sanguíneo em regiões de turbulência como bifurcações e curvaturas. Modelos tridimensionais da vizinhança de uma bifurcação arterial foram criados e condições de contorno foram impostas na entrada da artéria abdominal simulando um fluxo sanguíneo com um perfil de velocidade dado por uma UDFs (*User defined functions* – Anexo B e C). Foi implementada uma UDF para a simulação do modelo não newtoniano com viscosidade de Carreau e do modelo newtoniano para um escoamento turbulento.

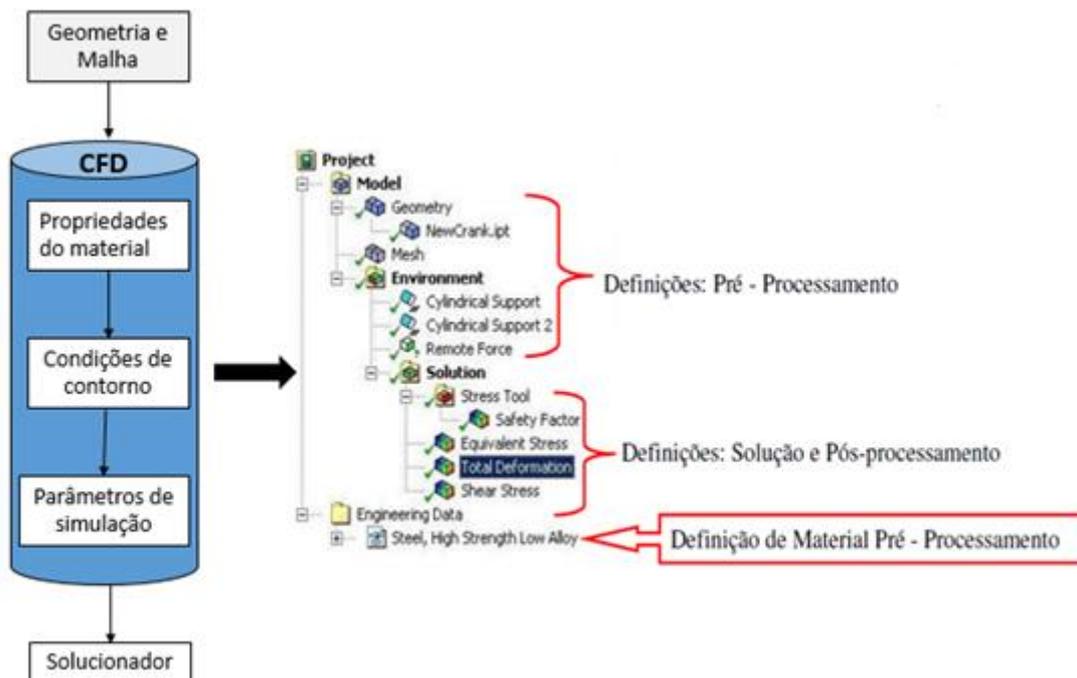
A metodologia adotada para o estudo do comportamento do fluxo sanguíneo na bifurcação ao longo do ciclo cardíaco é formada por algumas etapas principais:

- Construção da geometria utilizando o software Solidworks e construção do biomodelo 3D gerado por meio de imagens DICOM utilizando o *software InVesalius*;
- Geração da malha utilizando o *software Ansys*;
- Simulação do fluxo sanguíneo usando o *software Fluent*.
- Simulação interação fluido-estrutura usando o *Ansys*.

6.1 METODOLOGIA DE SOLUÇÃO

Antes das descrições adotadas neste trabalho, deve-se entender as análises envolvidas para uma solução computacional. A análise divide-se em três etapas distintas: o pré-processamento, solução e pós-processamento, como mostrado na Figura 28.

Figura 28- Fluxograma da metodologia de solução.



Fonte: Própria autora.

No pré-processamento há uma maior exigência de tempo do analista, pois deve-se definir: a geometria, tipo de análise, malha, propriedades dos materiais e condições de contorno.

Na solução deve-se definir o tipo de método de discretização: Elementos ou Volumes Finitos dependendo do domínio estudado, sólido ou fluido.

No pós-processamento é possível visualizar mais claramente a solução, na qual vários pacotes de análise são oferecidos: plotagem de tensão mecânica, valores numéricos, animações e outros.

O presente trabalho e todas as suas simulações foram realizadas utilizando os recursos computacionais disponíveis no Laboratório de Simulação Computacional em Ciências Térmicas (M4) da UNESP – Ilha Solteira, que são apresentados na Tabela 2.

Tabela 2 – Configurações do hardware utilizado.

Item	Descrição
Processador	Intel Core i7 3.4 GHz
Memória RAM	16 GB
Hard Disk (HD)	1 TB
Placa de Vídeo	NVIDIA GeForce GT 640
Monitor	15"

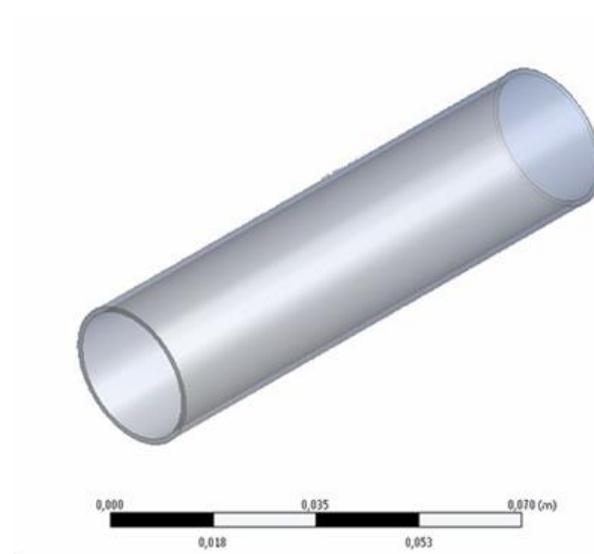
Fonte: Própria autora.

Para o entendimento do trabalho é necessário o conhecimento dos casos e suas respectivas geometrias.

6.1.1 Geometria 1

Para exemplificar uma artéria, utilizou-se uma geometria mais simples, uma vez que a circulação do sangue no corpo humano pode ser estudada do mesmo modo que o escoamento de qualquer fluido no interior em um tubo, Figura 29. O tubo com dimensões e propriedades de uma artéria aorta foi construído e o escoamento ao longo desse tubo, foi simulado.

Figura 29– Artéria abdominal sem aneurisma baseado nas dimensões de Legendre (2009).

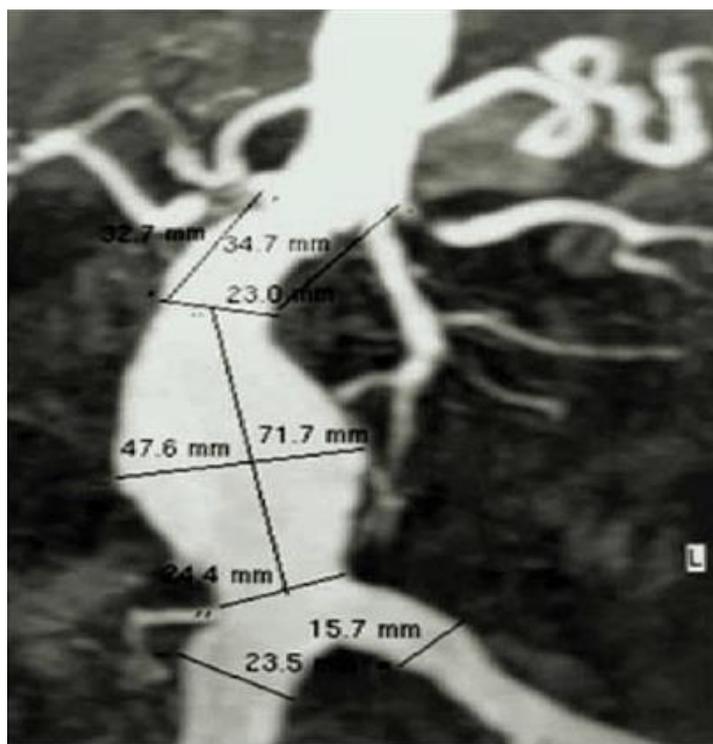


Fonte: Própria autora.

6.1.2 Geometria 2

A partir das dimensões da geometria da artéria abdominal baseado em uma imagem 2D de acordo com a Figura 30 de Torlai (2005), foi construído um modelo geométrico tridimensional da aorta abdominal com aneurisma recorrendo ao Solidworks, para posterior simulação da hemodinâmica no software Fluent. Este modelo geométrico tridimensional está apresentado na Figura 31.

Figura 30 - Dimensões da geometria da artéria abdominal.



Fonte: Torlai (2005).

Uma dilatação em uma artéria numa faixa de 3 cm de diâmetro é um aumento de pelo menos 50% do diâmetro normal da artéria. A aorta em condições normais, apresenta um diâmetro de aproximadamente 2 cm (PINHEIRO, 2015). Comparando a Figura 30 com uma condição normal da aorta, observa-se uma dilatação de pelo menos 150% do diâmetro normal da artéria. E portanto, segundo Ferreira (2013), devido as grandes dimensões da artéria é imprescindível considerar o escoamento como pulsátil.

O software Solidworks auxilia em construções de geometrias complexas. Uma vez que essa geometria se encaixa nesses requisitos para a construção da geometria 3D, foi criada uma superfície, ou seja, uma “casca sem espessura” para a geometria 2, Figura 31. Por se tratar de uma figura 2D a criação de uma superfície simétrica foi a melhor escolha por se desconhecer os outros planos.

Figura 31 - Superfície 3D construída no software *Solidworks*.



Fonte: Própria autora.

6.1.3 Geometria 3

Para uma maior precisão e qualidade na modelagem de uma aorta abdominal humana, foi criado outro modelo geométrico, Figura 32, baseado em Legendre (2009) que apresenta uma bifurcação com dimensões reais (Anexo A). Com essas dimensões foram feitas alterações próximo da bifurcação, Figura 33, onde foi posicionado o aneurisma e em seguida foi criado a malha para um fluxo interno tridimensional para artéria com aneurisma.

Figura 32- Bifurcação sem aneurisma baseado em Legendre (2009).



Fonte: Própria autora.

A geometria do modelo com aneurismas na artéria abdominal é apresentada na Figura 33. As escolhas das localizações dos aneurismas estão de acordo com o que diversos autores apontam como sendo os locais onde os aneurismas da aorta abdominal têm maior probabilidade de ocorrência. Destes, mais de 90% se localizam embaixo no nível das artérias renais (PINHEIRO, 2015).

Figura 33 - Bifurcação com aneurisma baseado em Legendre (2009).

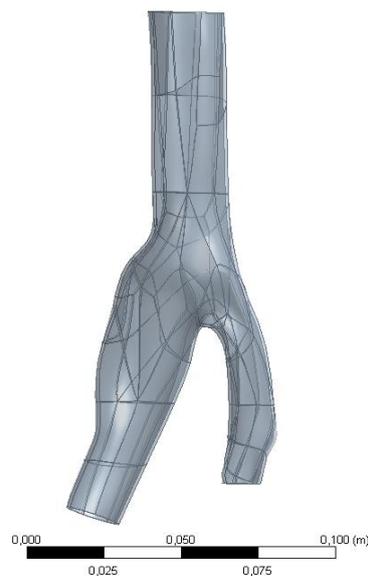


Fonte: Própria autora.

6.1.4 Geometria 4

A geometria realística foi cedida por Chiyu Jiang da universidade de Cornell para que as simulações pudessem ser feitas no Ansys, Figura 34.

Figura 34 - Bifurcação realística do aneurisma cedida por Chiyu Jiang.

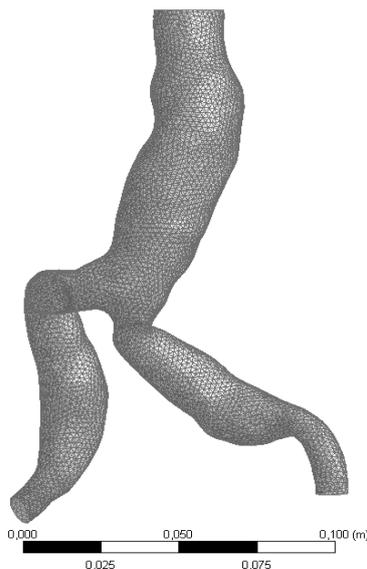


Fonte: Própria autora.

6.1.5 Geometria 5

A partir de auxílio de uma clínica particular foi possível obter as imagens Dicom para o presente estudo. Estas imagens foram importadas para o software Invesalius, no qual utilizaram-se todas as fatias para reconstrução tridimensional volumétrica. Da reconstrução obtém-se a geometria do aneurisma, Figura 35. Toda a construção da geometria é realizada pelo próprio Invesalius.

Figura 35 - Bifurcação do aneurisma extraído.



Fonte: Própria autora.

Com o software Invesalius reconstruiu-se a imagem médica 3D a partir de imagens 2D. Desta reconstrução tridimensional volumétrica obteve-se a geometria do aneurisma. A Tabela 3 mostra as características das imagens médicas.

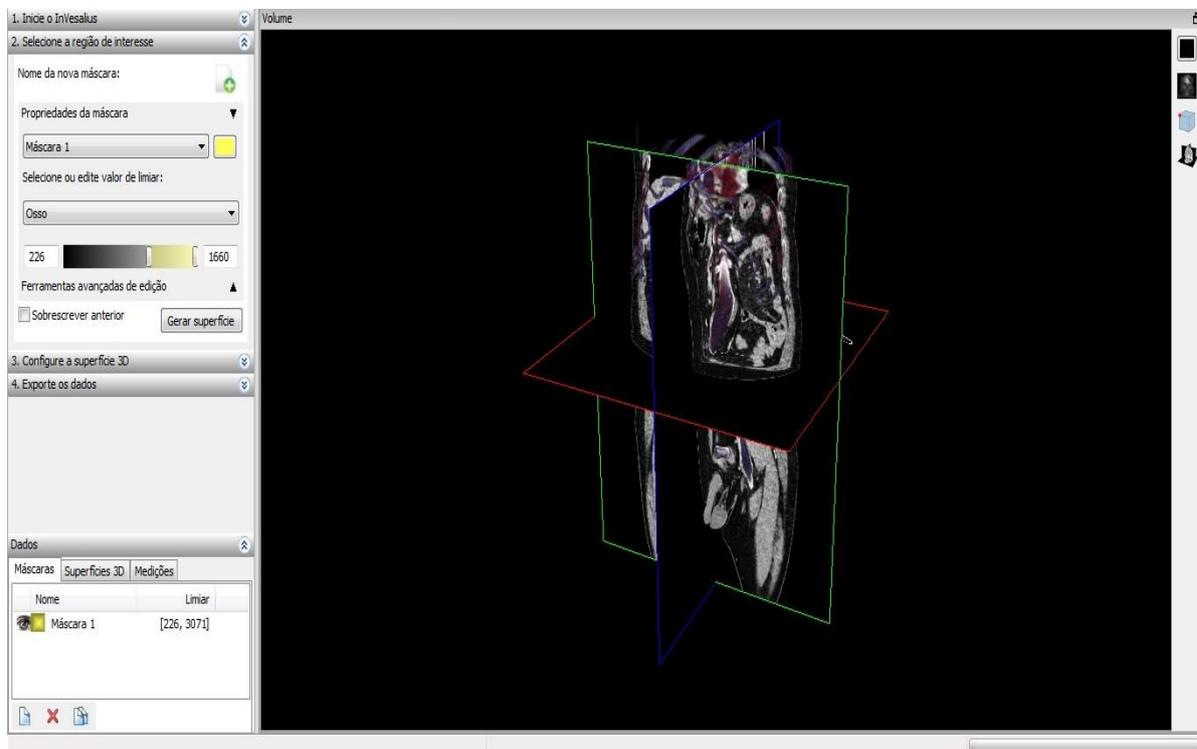
Tabela 3 - Algumas características das imagens médicas.

Estudo de caso	
Exame	TC
Sexo	Masculino
Idade	76 anos
Número de Fatias	813
Tamanho da Imagem	512x512
Uso do contraste	Não

Fonte: Própria autora.

Assim como outros softwares de reconstrução, o Invesalius pode gerar uma vista ortogonal ou um volume da estrutura de interesse. Esta vista nada mais é que a união dos três planos, veja a Figura 36.

Figura 366 - Vista ortogonal gerada das imagens do acervo pessoal pelo Invesalius 3



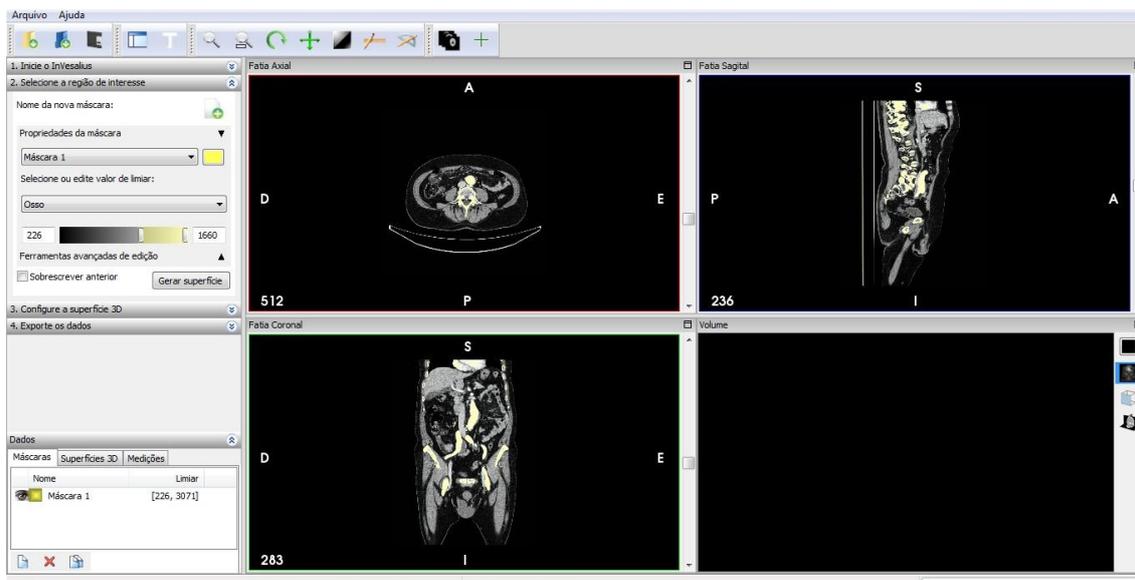
Fonte: Própria autora.

A diferença com os demais softwares está no fato de que o Invesalius exporta esse Toolkit display - VTK para outros softwares para geração da malha, outros formatos também são permitidos na importação e geração da malha, um deles, que foi utilizado, é o formato STL, sendo este um dos formatos aceito pelo software *Meshmixer*, utilizado no trabalho.

O software *Meshmixer* analisa e corrige a imagem, enquanto o software *Solidworks* converte a estrutura da imagem em um sólido. O *Solidworks* permite operações booleanas, e o *Meshmixer* permite que o modelo seja exportado diretamente para sistema CAD ou para a máquina de prototipagem rápida.

Temos três janelas de visualização das fatias, planos axial, sagital e coronal, além de uma quarta janela que nos apresenta a reconstrução tridimensional volumétrica das fatias. Observa-se na Figura 37 que esta área não contém uma superfície tridimensional, pois nenhuma havia sido criada até momento.

Figura 37 - Vistas bidimensionais das três janelas geradas das imagens do acervo pessoal pelo Invesalius 3.0

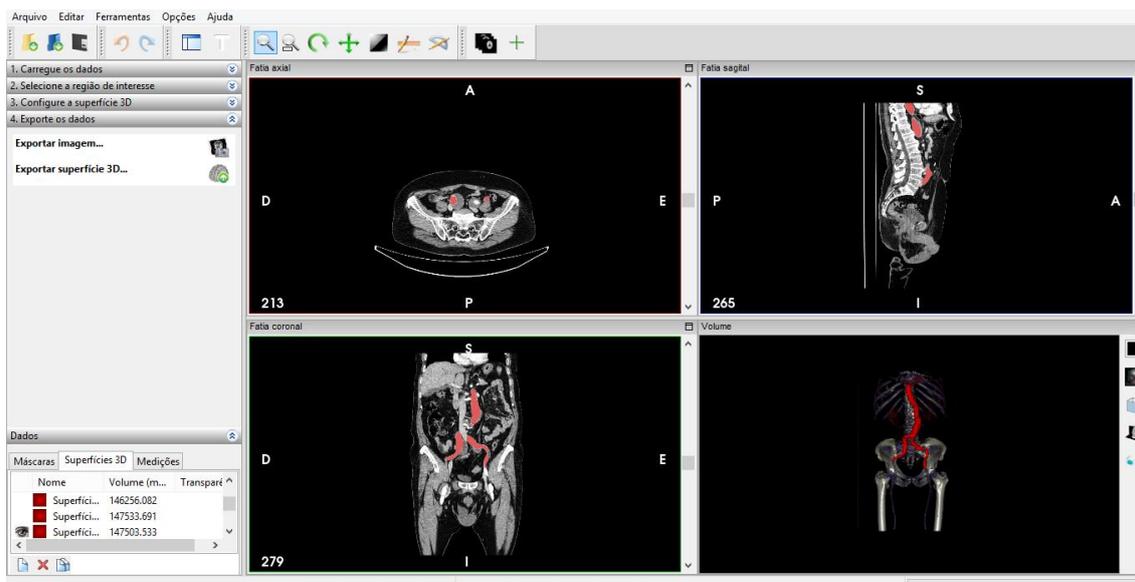


Fonte: Própria autora.

Nas três vistas bidimensionais (axial, sagital e coronal), é possível posicionar a imagem para uma melhor visualização da área de interesse por meio de barras de rolagem disponíveis em cada vista, como mostrado na Figura 38.

Uma vez disponíveis as três vistas, o software consegue construir na quarta janela a imagem 3D.

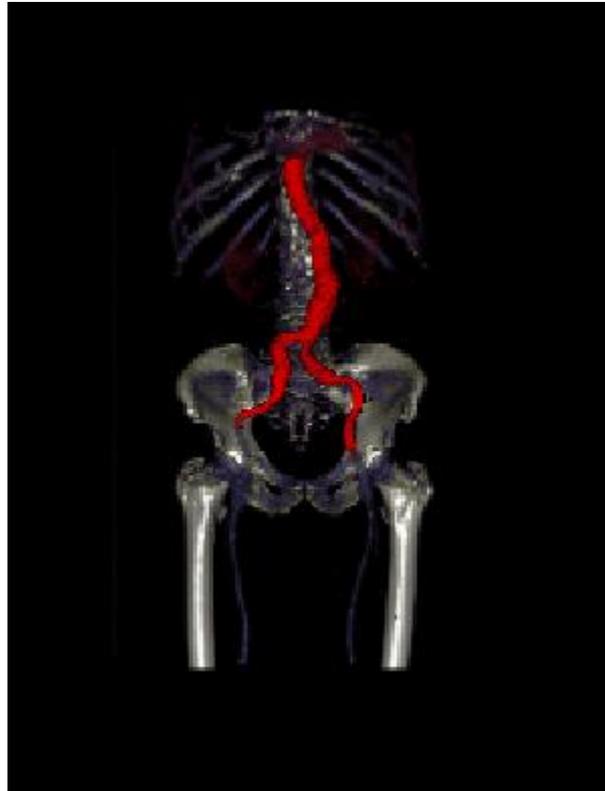
Figura 38 - Vistas bidimensionais das quatro janelas geradas das imagens do acervo pessoal pelo Invesalius 3.0.



Fonte: Própria autora.

A imagem gerada na Figura 39 é 3D, proveniente da Figura 38. A imagem foi tratada por uma máscara vascular, na qual a região de interesse pode ser vista, mas ainda não foi separada.

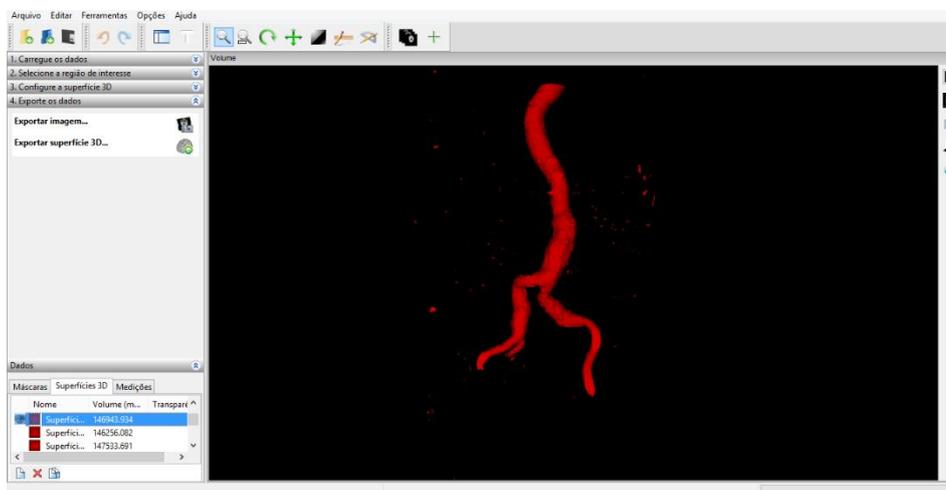
Figura 39 - Região de interesse.



Fonte: Própria autora.

A Figura 40 apresenta a região de interesse: aorta abdominal. A imagem ainda precisa ser tratada, por isso é exportada no formato STL para o software *Meshmixer*.

Figura 40 - Região de interesse, aorta abdominal no Invesalius.



Fonte: Própria autora.

Na Figura 41 é possível ver que a aorta abdominal extraída necessita de uma análise e correção na superfície, devido a existência de furos e grandes ondulações e partes de outros órgãos.

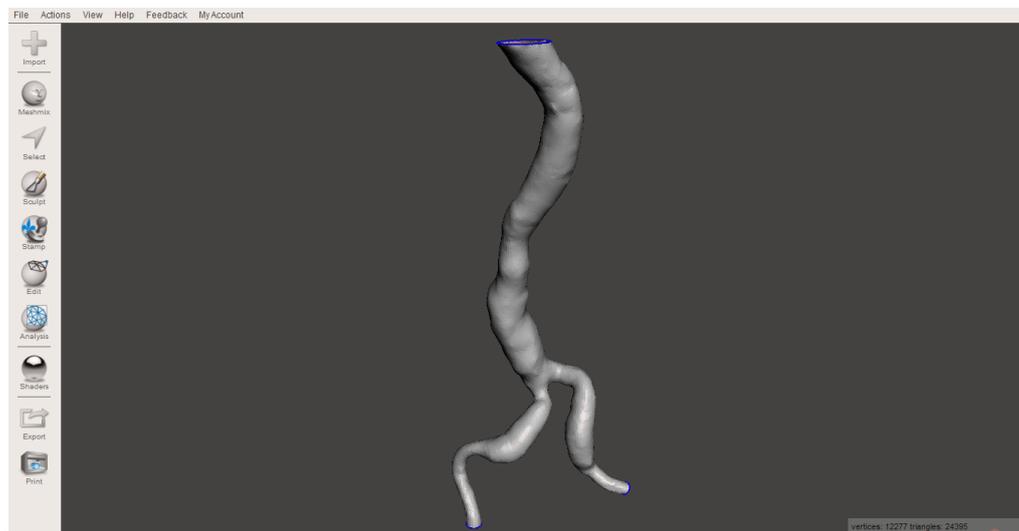
Figura 41 - Região de interesse, aorta abdominal no Meshmixer.



Fonte: Própria autora.

Como mostrado na Figura 42, a superfície da aorta abdominal é corrigida pelo software *Meshmixer*.

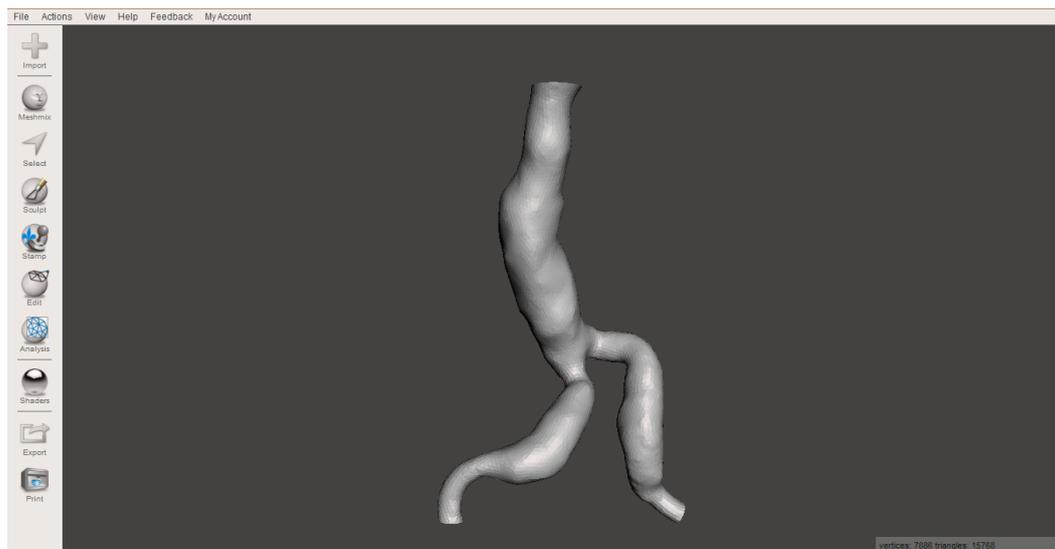
Figura 42 - Região de interesse, aorta abdominal tratada no *Meshmixer*.



Fonte: Própria autora.

Na Figura 43, cortamos parte da aorta abdominal evidenciando a região infrarrenal, que é de interesse neste trabalho.

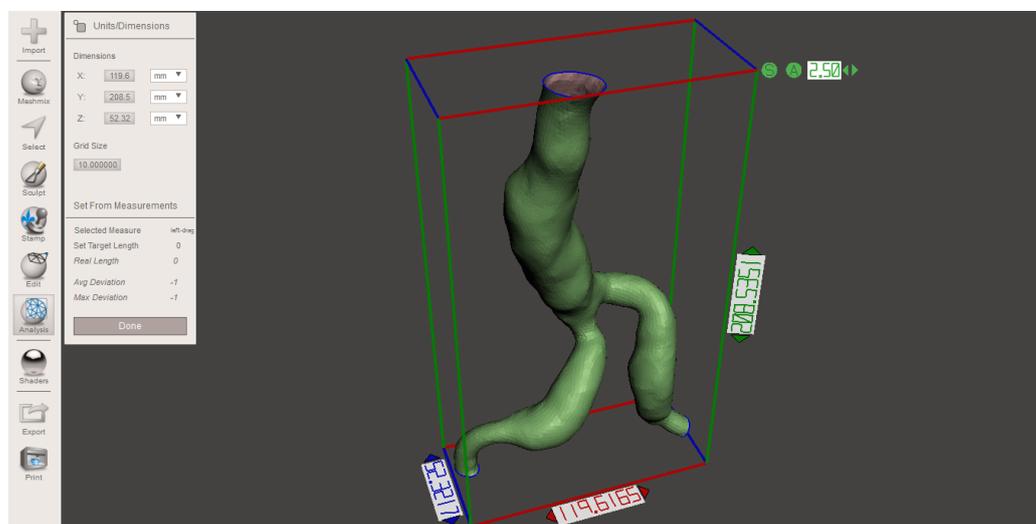
Figura 43 - Região de interesse, aorta abdominal cortada no *Meshmixer*.



Fonte: Própria autora.

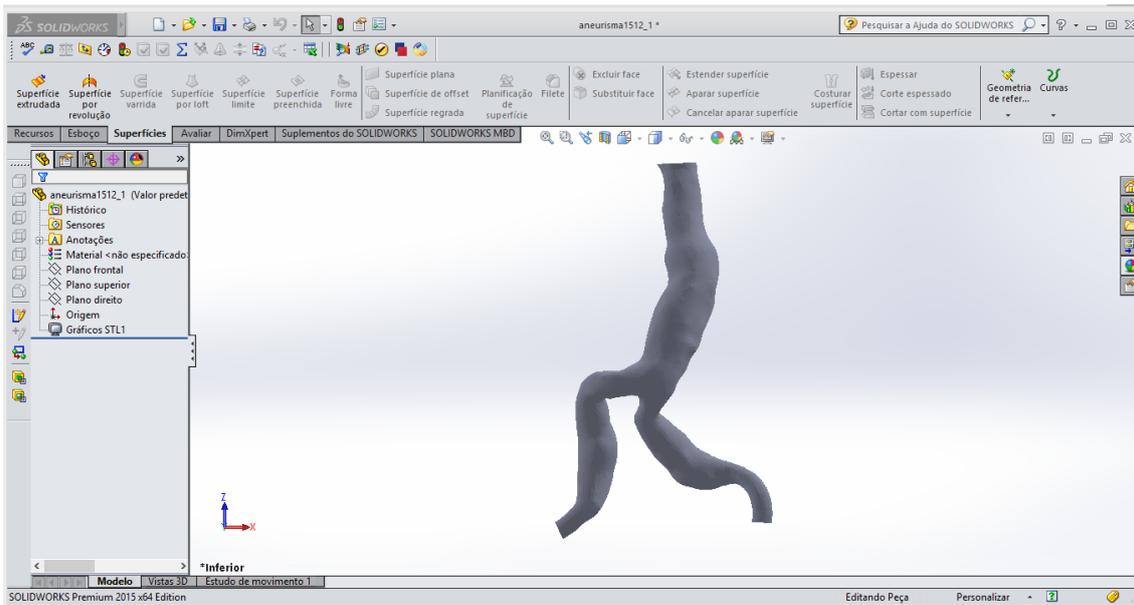
Na Figura 44, é mostrada as dimensões da aorta abdominal infrarrenal. Neste momento existe somente a superfície. A estrutura da imagem em um sólido somente será convertida no *software Solidworks*.

Figura 44– Região de interesse, aorta abdominal dimensões (mm) no *Meshmixer*.



Fonte: Própria autora.

Figura 45 - Região de interesse, aorta abdominal no *Solidworks*.



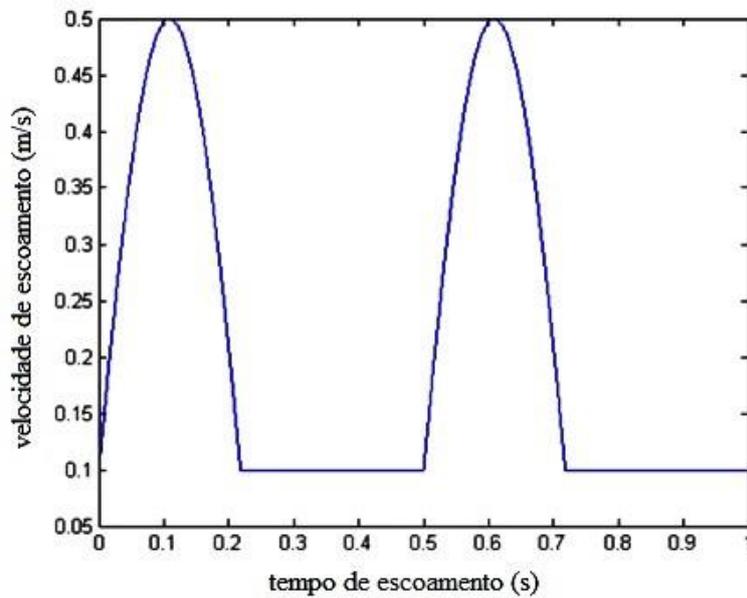
Fonte: Própria autora.

6.1.6 Condições de contorno

A condição de contorno considerada nas paredes da artéria é a de não escorregamento, isto é, impõe-se velocidades nulas nas paredes.

Como mencionado, anteriormente, o fluxo sanguíneo é pulsátil e de natureza cíclica. Assim, a velocidade da entrada não é definida para ser uma constante, mas em vez disso, é um perfil periódico variável no tempo. O perfil pulsátil de cada período é considerado como uma combinação de duas fases, veja Figura 46. Durante a fase sistólica, a velocidade à entrada varia em padrão senoidal. A onda senoidal durante a fase sistólica tem um pico de velocidade de 0,5 m/s e uma velocidade mínima de 0,1 m/s. Assumindo uma taxa de frequência de 120 por minuto, a duração de cada período é de 0,5 s. Este modelo de fluxo sanguíneo pulsátil é proposto por Sinnott, Cleary e Prakash (2006). A Figura 46 apresenta o perfil de velocidade do escoamento para dois períodos.

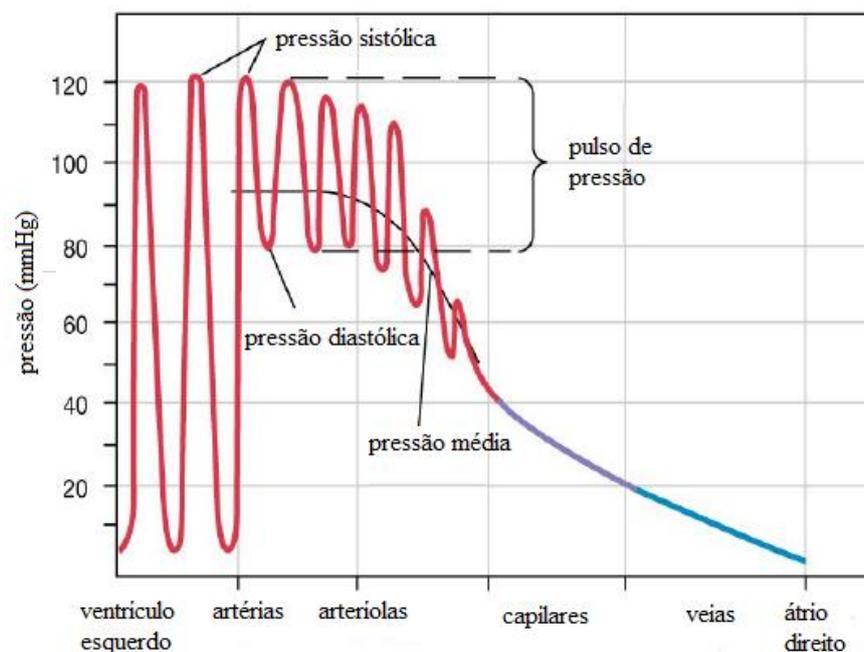
Figura 46 - Perfil de velocidade em dois pontos.



Fonte: Adaptada de Sinnott, Cleary e Prakash (2006).

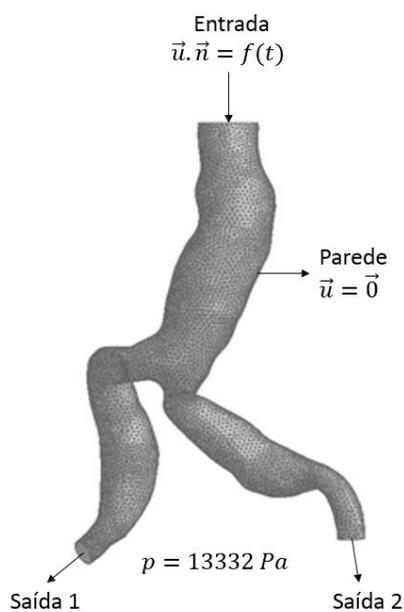
A pressão sistólica de um ser humano saudável é de cerca de 120 mmHg e a pressão diastólica de um ser humano saudável é cerca de 80 mmHg. Assim, adotamos a pressão média das duas fases, 100 mmHg (cerca de 13332 Pascal) como a pressão estática nas saídas Figura 47. As representações das condições de contorno são mostradas na Figura 48.

Figura 47- Perfil de velocidade em dois pontos.



Fonte: Adaptada Bortolo, Safar (2006).

Figura 48 - Bifurcação com aneurisma com as condições de contorno.



Fonte: Própria autora.

No estudo apresentado nesta dissertação consideraram-se dois casos para o comportamento do sangue: newtoniano e não newtoniano. Na Tabela 4, apresenta-se as propriedades referentes ao sangue.

Tabela 4 - Propriedades do sangue como fluido.

Propriedade	Valor	Unidade
Massa Específica (ρ)	1055	Kg/m^3
Densidade	1,055	Adimensional
Viscosidade Dinâmica (μ)	0,0035	$Pa \cdot s$
Viscosidade Cinemática (ν)	0,0033	cm^2/s
Compressibilidade	Incompressível	—

Fonte: Ene (2014).

7 RESULTADOS

Neste trabalho optou-se por estudar o escoamento em bifurcações em aneurismas na aorta abdominal (AAA). Para tal, consideraram-se modelos geométricos e realísticos de aneurismas. Em termos de localização do aneurisma, considerou-se que o mesmo se encontrava localizado próximo da região infrarrenal de uma bifurcação que pode ser simétrica ou assimétrica. Os primeiros casos estudados neste trabalho são simétricos e os últimos casos, assimétricos.

Dada a complexidade do assunto o trabalho foi dividido em parte: (A) analisar o escoamento para os modelos de aneurismas e (B) analisar a interação fluido estrutura para modelos geométricos e realísticos. As seguintes hipóteses foram consideradas:

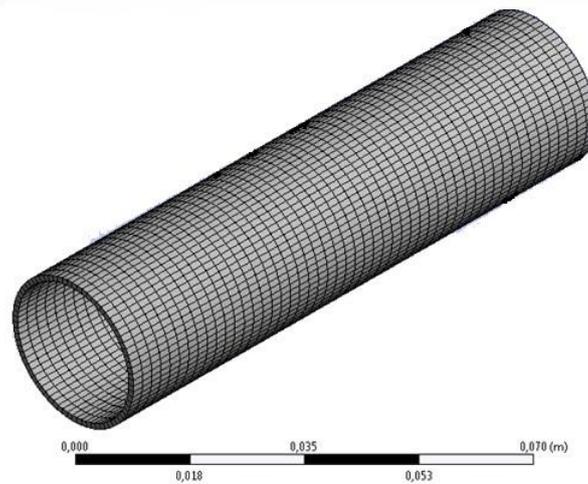
- Modelo não newtoniano para descrever o comportamento reológico do sangue para um escoamento laminar;
- Modelo newtoniano para um escoamento turbulento usando o modelo de turbulência $k - \varepsilon$ para descrever o escoamento no interior do aneurisma;
- Escoamento pulsátil, em que a velocidade de entrada varia no tempo.

Das 5 geometrias em estudo, 4 delas foram analisadas para o fluido. As geometrias analisadas na interação fluido estrutura são as geometrias 1, 3 e 4.

7.1 MALHAS

Para a geometria 1 a malha do domínio do fluido contém 366.955 elementos tetraédricos e 66.353 nós enquanto que a malha gerada no sólido contém 3750 elementos hexaedros e 26625 nós, Figura 49.

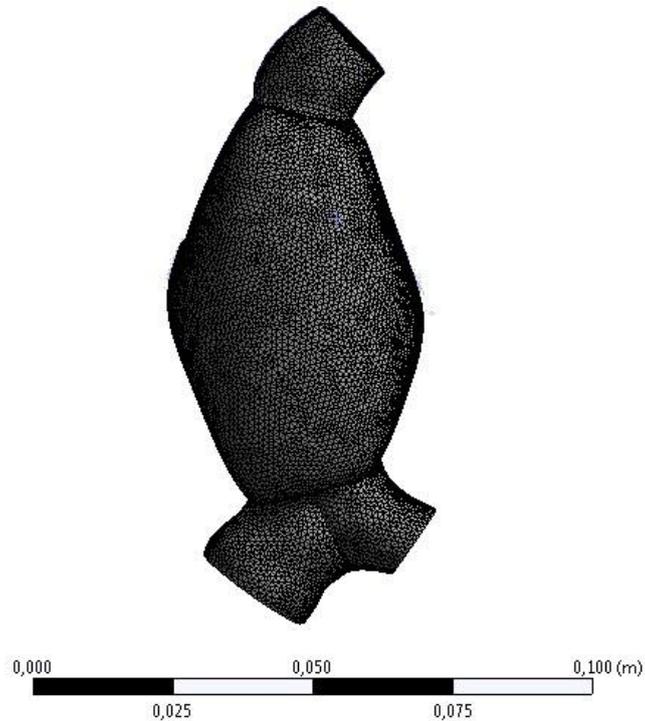
Figura 49 - Malha gerada para o sólido geometria 1.



Fonte: Própria autora.

Para a geometria 2 a malha gerada para este caso possui 951.424 elementos tetraédricos e 212.801 nós, Figura 50.

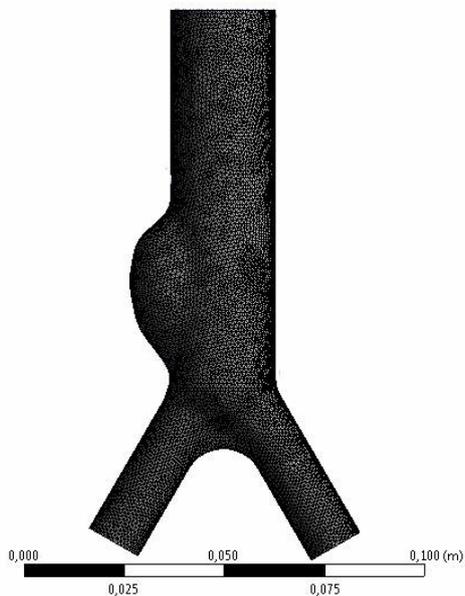
Figura 50 - Malha do aneurisma geometria 2.



Fonte: Própria autora.

A malha gerada para o domínio do fluido contém 479.930 elementos tetraédricos e 124.535 nós. O domínio do sólido contém 14.757 elementos tetraédricos e 29.446 nós. Figura 51.

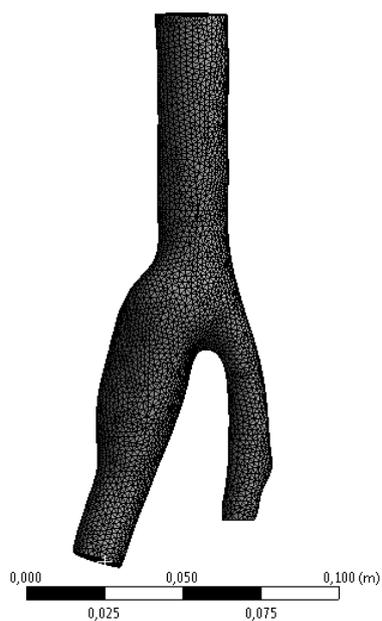
Figura 51- Malha do aneurisma geometria 3.



Fonte: Própria autora.

A malha gerada para o domínio do fluido contém 481.584 elementos tetraédricos e 118.171 nós. E o domínio do sólido contém 31.641 elementos tetraédricos e 15.805 nós, Figura 52.

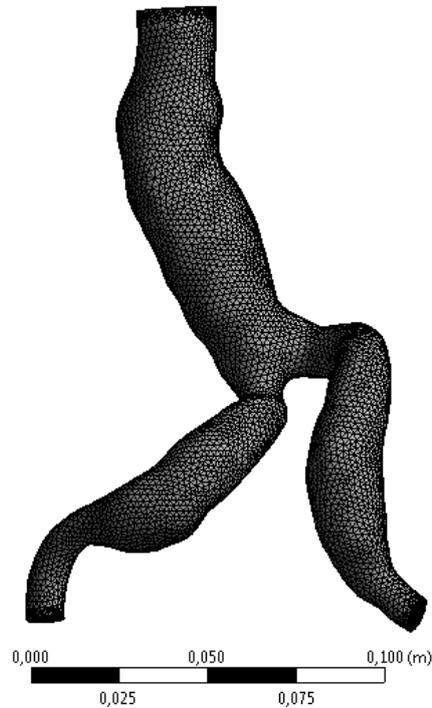
Figura 52 - Malha do aneurisma geometria 4.



Fonte: Própria autora.

A malha gerada para geometria 5 possui 96.251 elementos tetraédricos e 20.266 nós, Figura 53.

Figura 53 - Malha do aneurisma geometria 5.



Fonte: Própria autora.

7.2 PARTE A - SIMULAÇÕES DO FLUXO SANGUÍNEO USANDO O SOFTWARE FLUENT

7.2.1 *Modelo não Newtoniano*

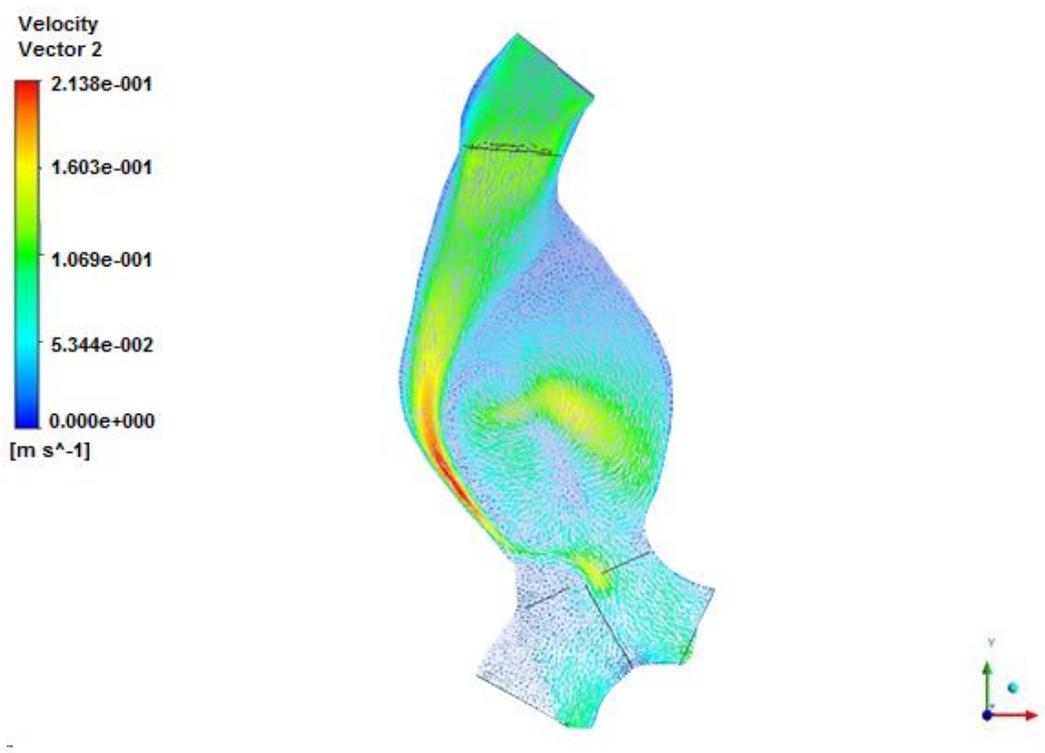
A geometria 1, devido a sua simplicidade geométrica, foi utilizada somente como primeiro passo na interação fluido estrutura, sendo os resultados pertinentes ao trabalho encontrados na parte B.

Para a geometria 2 o sangue foi descrito como um fluido não-Newtoniano, devido o coeficiente de viscosidade do sangue não ser uma constante, e sim uma função do gradiente de velocidade. O modelo de Carreau foi usado para modelar a viscosidade do sangue. Uma vez que o fluxo sanguíneo é pulsátil e cíclico, o perfil de velocidade na entrada é uma função do tempo. A pressão na saída é definida como constante, (100 mmHg), e adota-se gradiente nulo de velocidade na saída.

Para a geometria 2 o passo de tempo utilizado foi de 0,01s; o número total de passos de tempo foi de 50; o número máximo de interação por intervalo de tempo foi de 200 e o critério de convergência foi usado o padrão do Ansys de 0,001.

Como existem grandes variações de área, conseqüentemente ocorrem grandes variações de velocidades ao longo do modelo na aorta abdominal. Tendo o aneurisma uma grande dilatação e uma geometria complexa, o pulso torna-se mais evidente no escoamento, (Figura 54). Assim a representação qualitativa da velocidade do fluxo sanguíneo é apresentada em vetores e demonstra grandes recirculações e refluxos.

Figura 54 - Velocidade no plano xy do modelo de Carreau pulsátil.

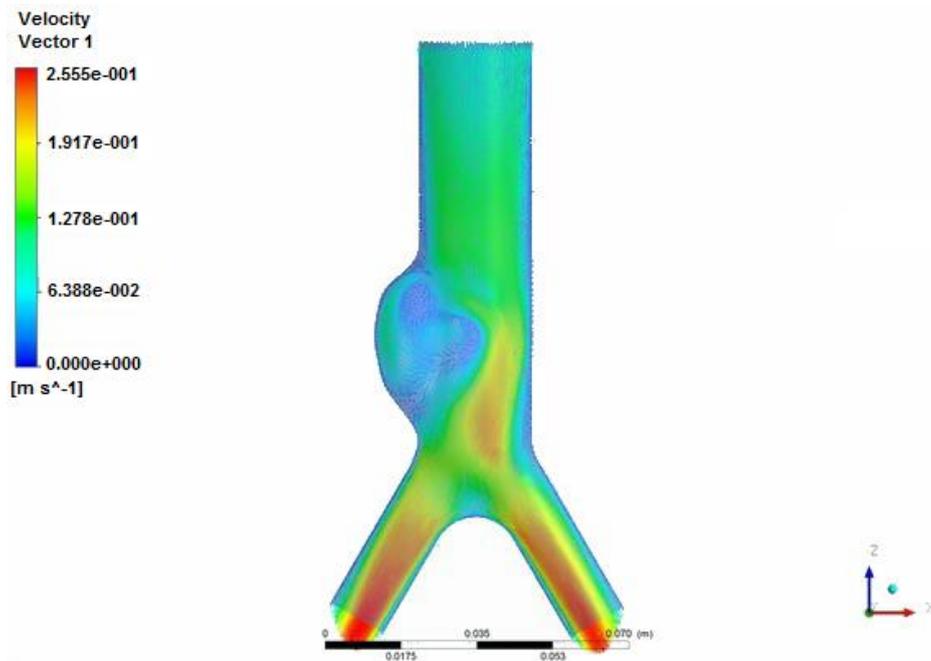


Fonte: Própria autora.

Para a geometria 3 o passo de tempo utilizado foi de 0,01s, o número total de passos de tempo foi de 50 , o número máximo de interação por intervalo de tempo foi de 300 e o critério de convergência é quando atingi 0,001.

A Figura 55 mostra uma análise qualitativa para o modelo de fluido não-Newtoniano com modelagem de Carreau para a viscosidade do sangue.

Figura 55 - Velocidade no plano xz do modelo de Carreau pulsátil.

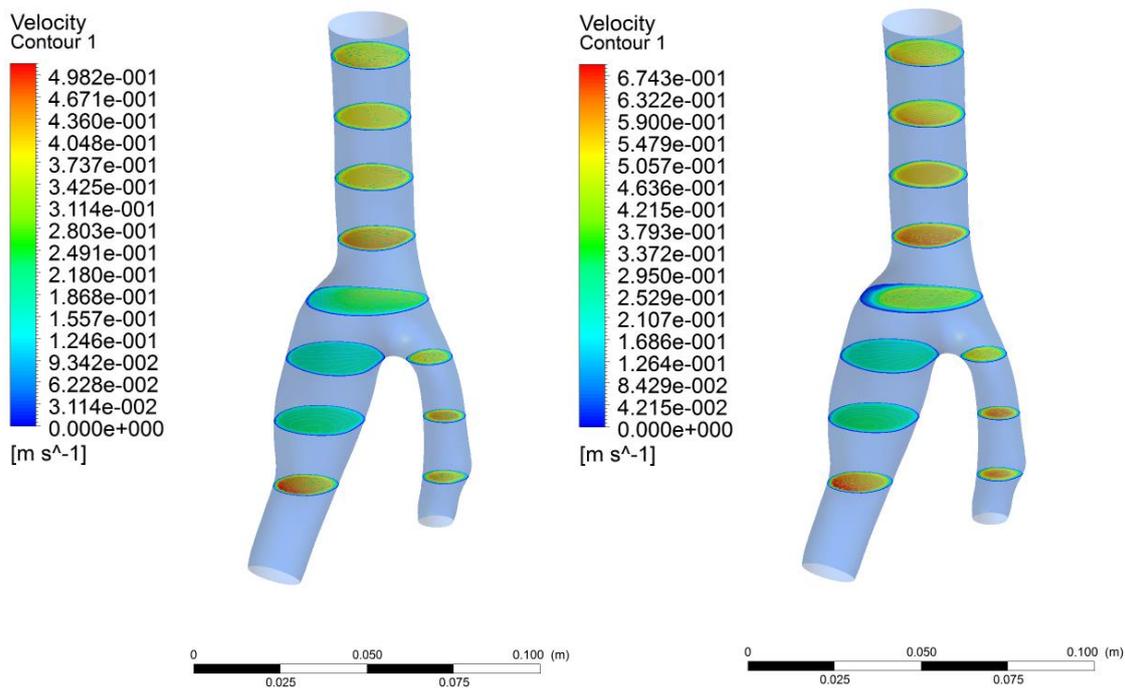


Fonte: Própria autora.

Para o caso do fluido não-Newtoniano, no qual a viscosidade é uma função não linear do tensor da taxa de deformação, a região de recirculação é maior produzindo assim a redução do fluxo principal e o aumento da sua velocidade, Figura 55.

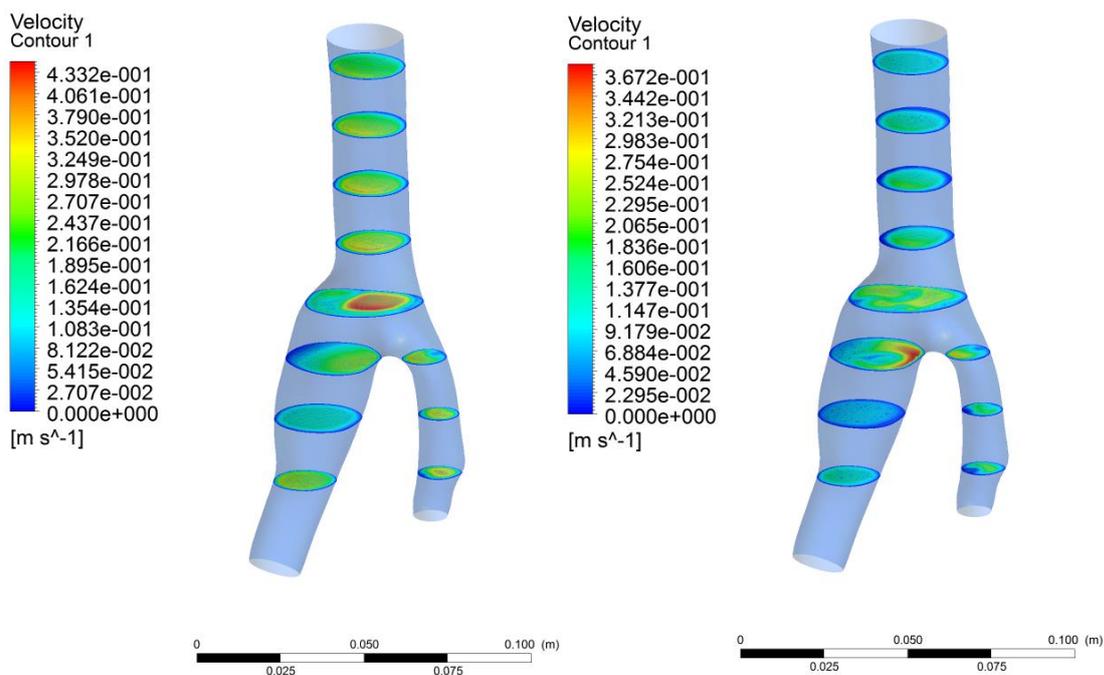
Para a geometria 4 o passo de tempo utilizado foi de 0,0001s, o número total de passos de tempo foi de 300 e o critério de parada é esperado quando se atingi um valor de erro normalizado para as variáveis menor que 0,00001. As velocidades para o modelo de Carreau são mostradas nas Figuras 56, 57 e 58.

Figura 56 - Velocidades para os passos de tempo 0,05 s à esquerda e 0,1 s à direita (Carreau).



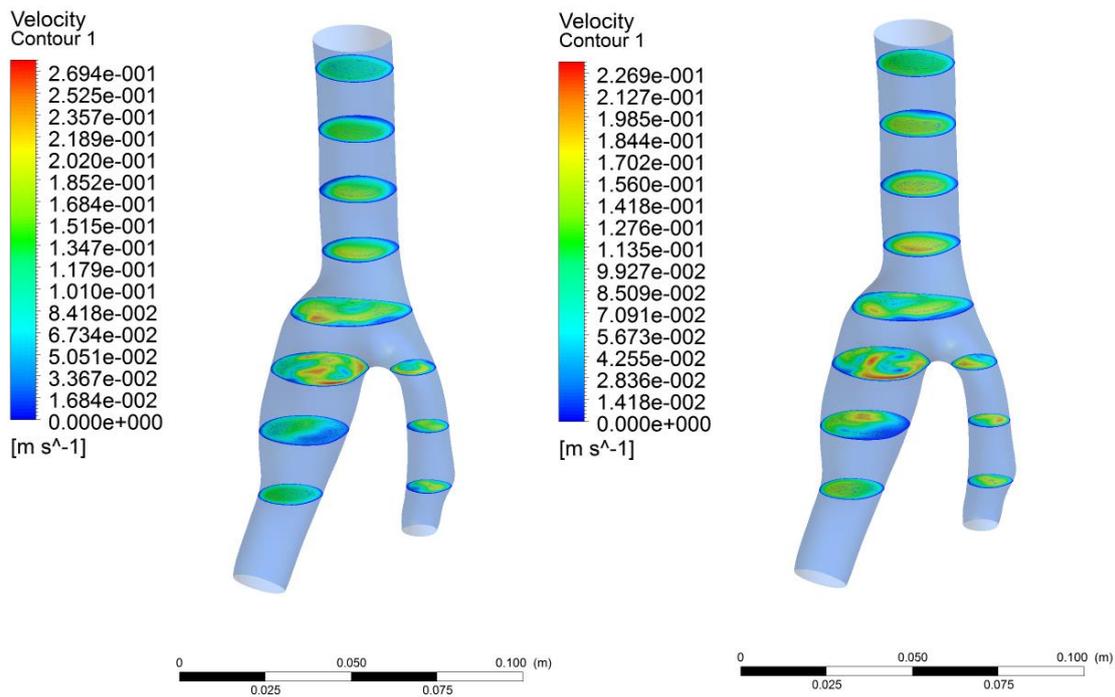
Fonte: Própria autora.

Figura 57 - Velocidades para os passos de tempo 0,2 s à esquerda e 0,3 s à direita (Carreau).



Fonte: Própria autora.

Figura 58 - Velocidades para os passos de tempo 0,4 s à esquerda e 0,5 s à direita (Carreau).

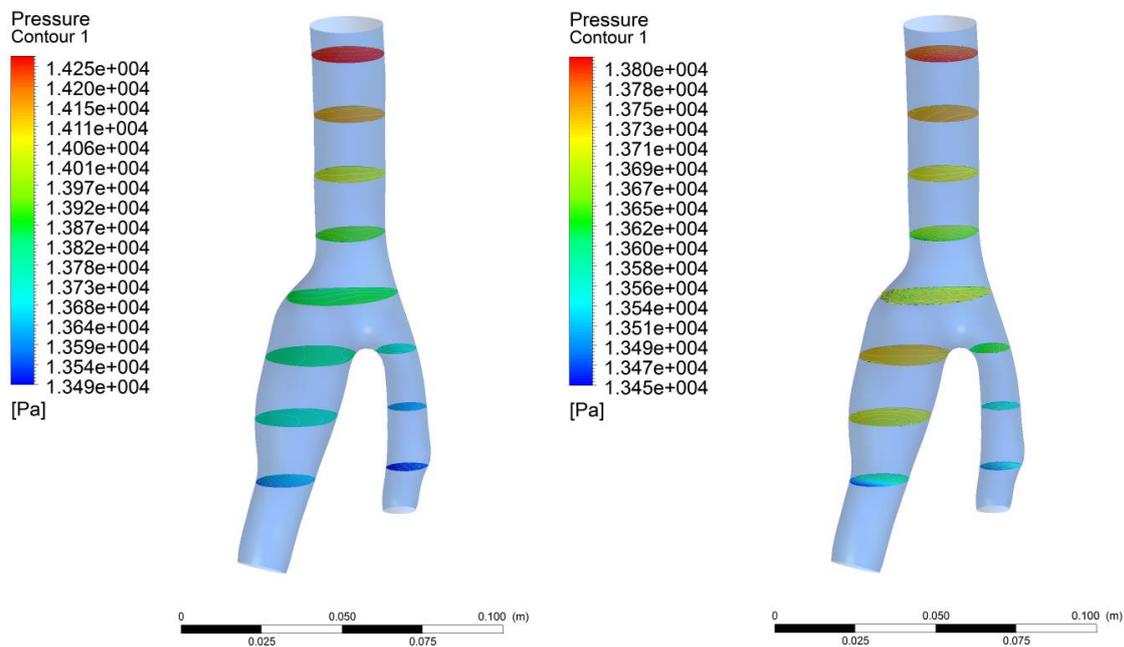


Fonte: Própria autora.

A cada sístole o sangue é impulsionado para a aorta, com uma considerável energia cinética, que é em parte absorvida pela parede da artéria, fazendo com que a corrente sanguínea avance de maneira constante pela aorta como pode-se ver nas Figuras 56,57 e 58.

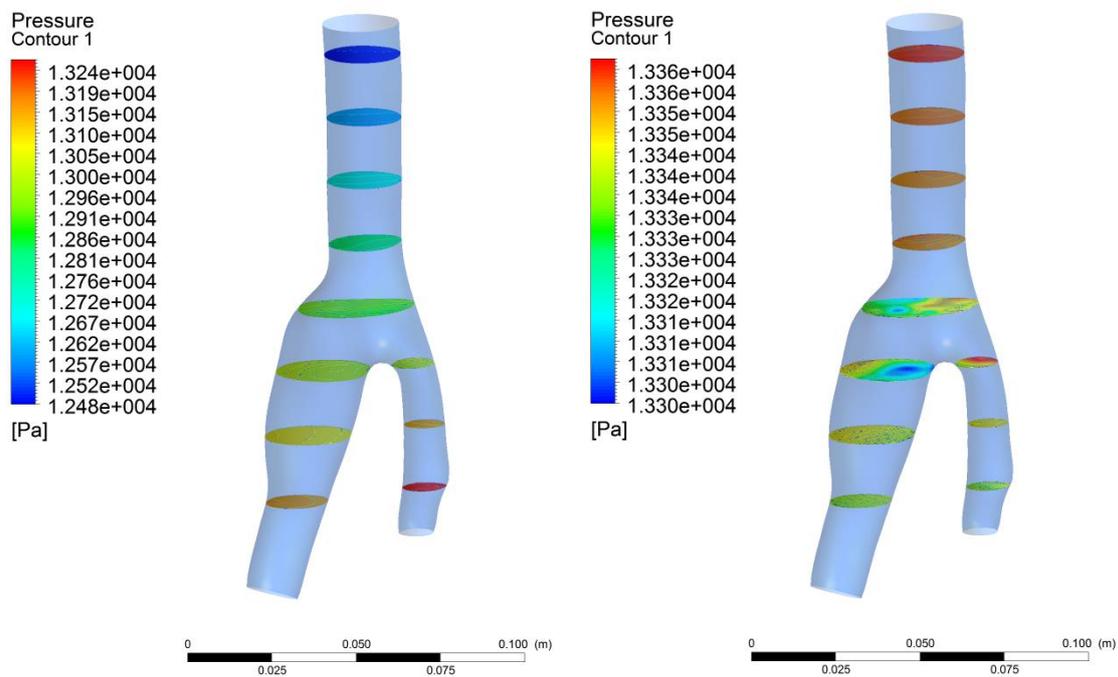
O aumento do volume de sangue, mesmo que pequeno nas artérias faz com que a pressão aumente intensamente. Isso ocorre devido a dilatação das artérias. Vê se nas Figuras 59, 60 e 61 as pressões para o modelo de Carreau.

Figura 59- Pressões para os passos de tempo 0,05 s à esquerda e 0,1 s à direita (Carreau).



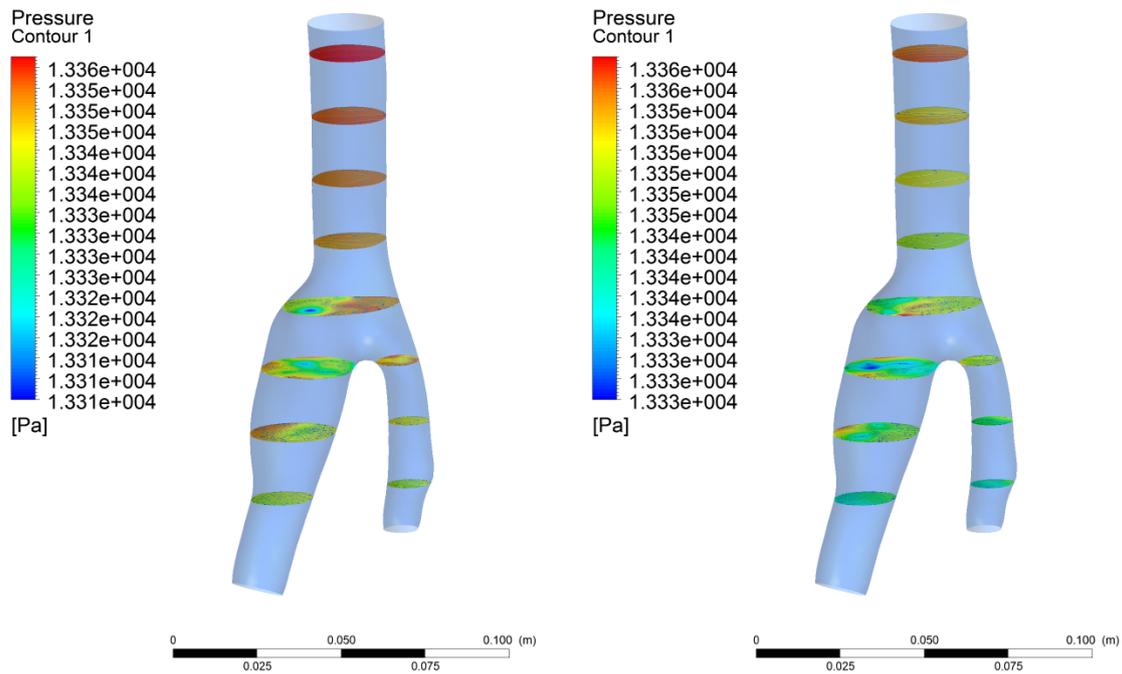
Fonte: Própria autora.

Figura 60 - Pressões para os passos de tempo 0,2 s à esquerda e 0,3 s à direita (Carreau).



Fonte: Própria autora.

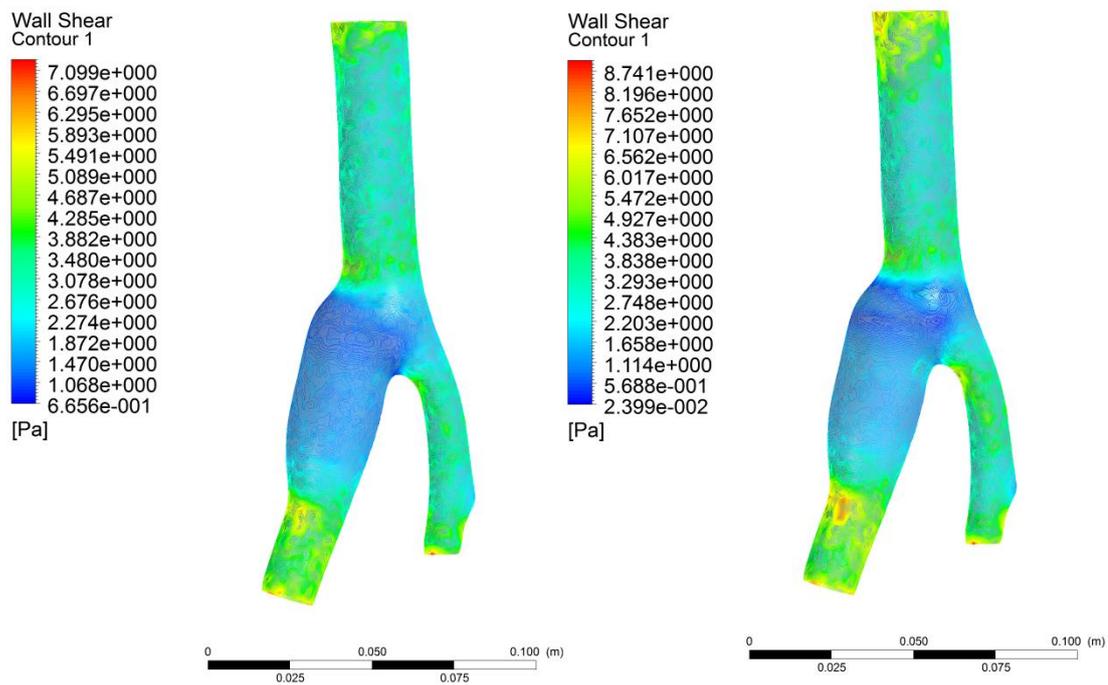
Figura 61- Pressões para os passos de tempo 0,4 s à esquerda e 0,5 s à direita (Carreau).



Fonte: Própria autora.

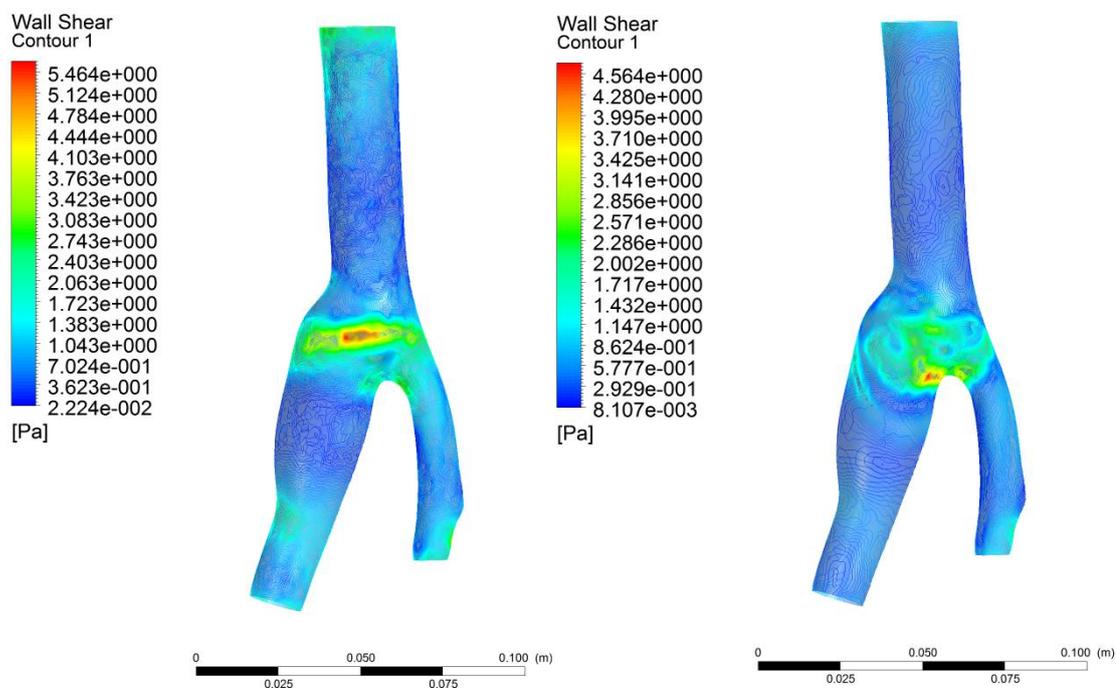
No campo de pressões da Figura 61 no passo de tempo de 0,4 s e 0,5 s para o modelo reológico, observa-se uma mínima mudança na faixa de variação da pressão e no comportamento espacial do campo de pressão, esta mudança é devida ao modelo de viscosidade adotado. Vale ressaltar, que no caso do escoamento real do sangue a sua viscosidade depende da quantidade de glóbulos vermelhos. As tensões na parede para o modelo de Carreau são mostradas nas Figuras 62, 63 e 64.

Figura 62 - Tensões na parede para os passos de tempo 0,05 s à esquerda e 0,1 s à direita (Carreau).



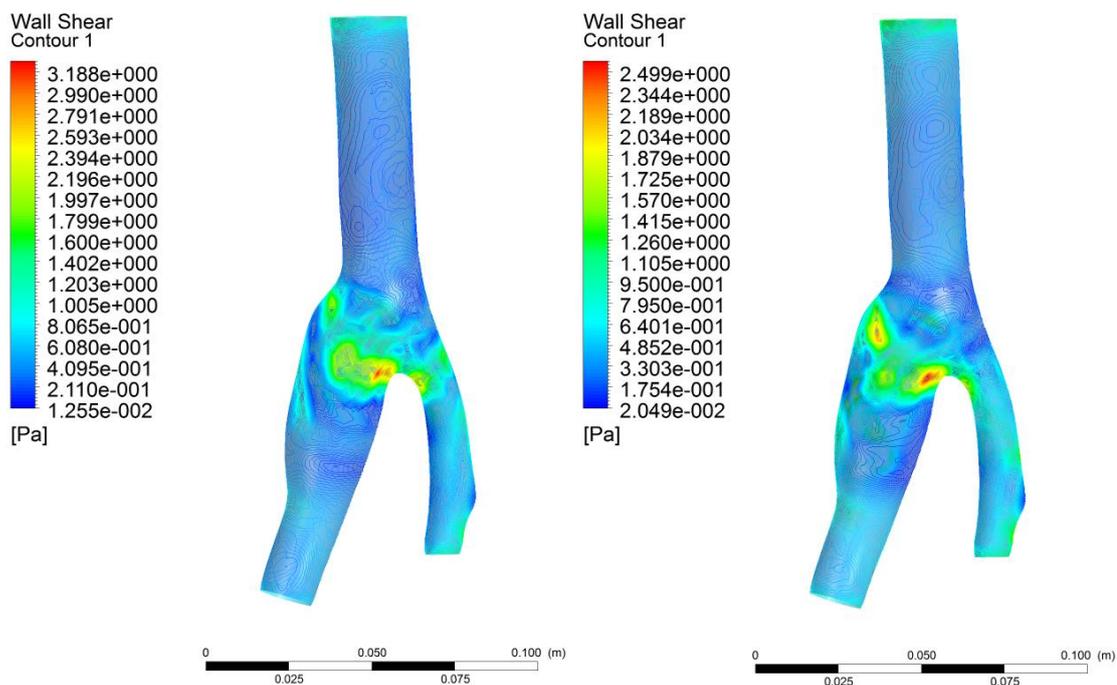
Fonte: Própria autora.

Figura 63 - Tensões na parede para os passos de tempo 0,2 s à esquerda e 0,3 s à direita (Carreau).



Fonte: Própria autora.

Figura 64 - Tensões na parede para os passos de tempo 0,4 s à esquerda e 0,5 s à direita (Carreau).

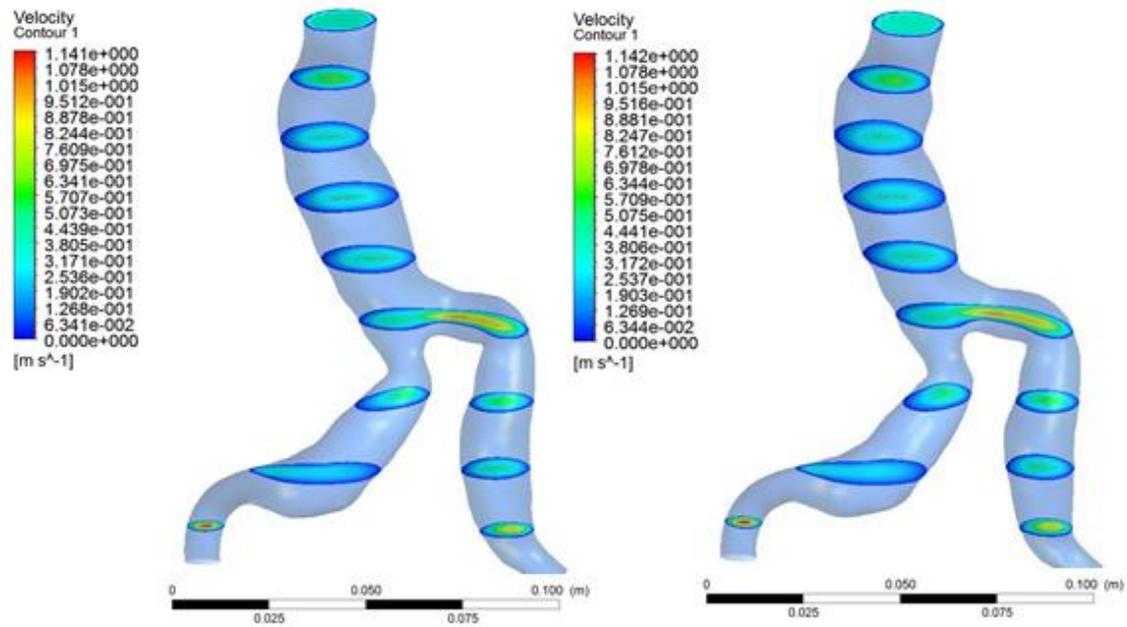


Fonte: Própria autora.

Como as paredes da aorta abdominal são heterogêneas, é preciso especificar suas espessuras, pressão arterial, morfologia e as tensões que atuam na parede. Observa-se na Figura 62, que o valor máximo da tensão cisalhante ocorre no instante de 0,1 s, com valores da ordem de 8 Pa, que está fora da faixa normal fisiológica de 1 a 7 Pa podendo assim gerar trombose segundo Geraldtes (2015). Sendo o valor máximo atingido de 8 Pa, o aneurisma está longe do limite da tensão cisalhante de 35 Pa que levaria à ruptura.

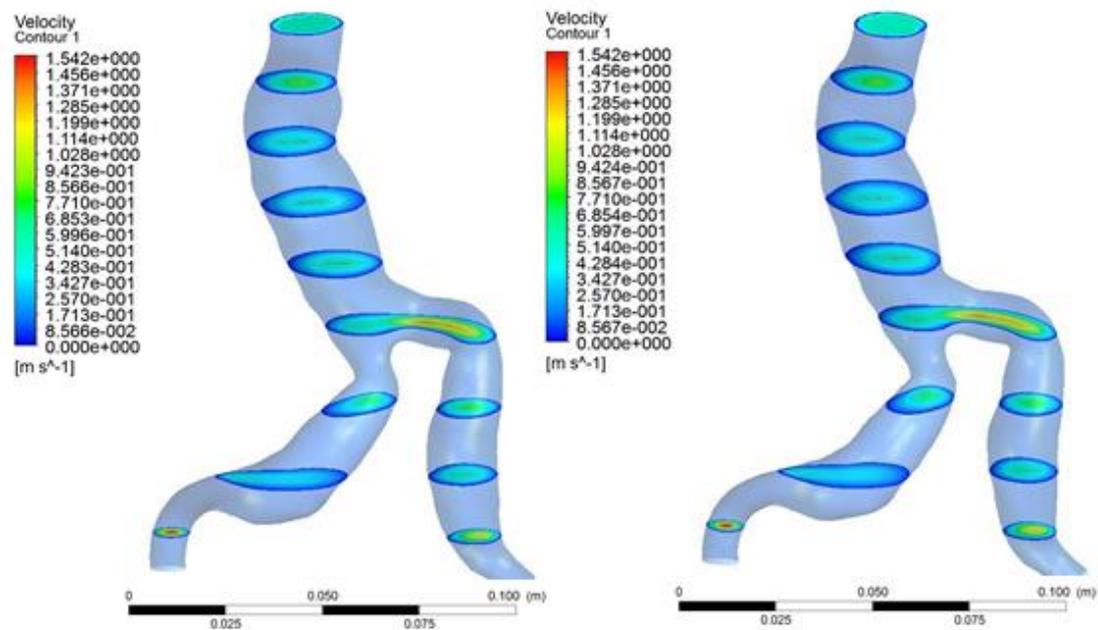
Para a geometria 5 foi verificado a independência do passo de tempo, diferente das demais geometrias anteriores, houve a verificação da independência do passo de tempo antes de analisarmos os modelos. Para a verificação foram analisadas velocidades, pressão e tensão na parede para os tempos 0,05 s, 0,1 s, 0,2 s e 0,4 s que correspondem ao modelo proposto por Sinnott, Cleary e Prakash (2006) para o perfil de velocidades para dois períodos. Os valores mencionados correspondem ao primeiro ciclo do fluxo sanguíneo pulsátil, pois o período é considerado como uma combinação de duas fases e, portanto, possuem comportamentos repetitivos. Os passos de tempo utilizados foram de 0,002s para figuras as esquerdas e 0,0002s para figuras as direitas, o número total de passos de tempo foi de 500 e o número máximo de interação por intervalo de tempo foi de 500. Resultados para campo de velocidade são mostrados nas Figuras 65 a 68.

Figura 655 - Velocidade para 0,05 s. À esquerda $dt = 2 \cdot 10^{-3}$ e à direita $dt = 2 \cdot 10^{-4}$.



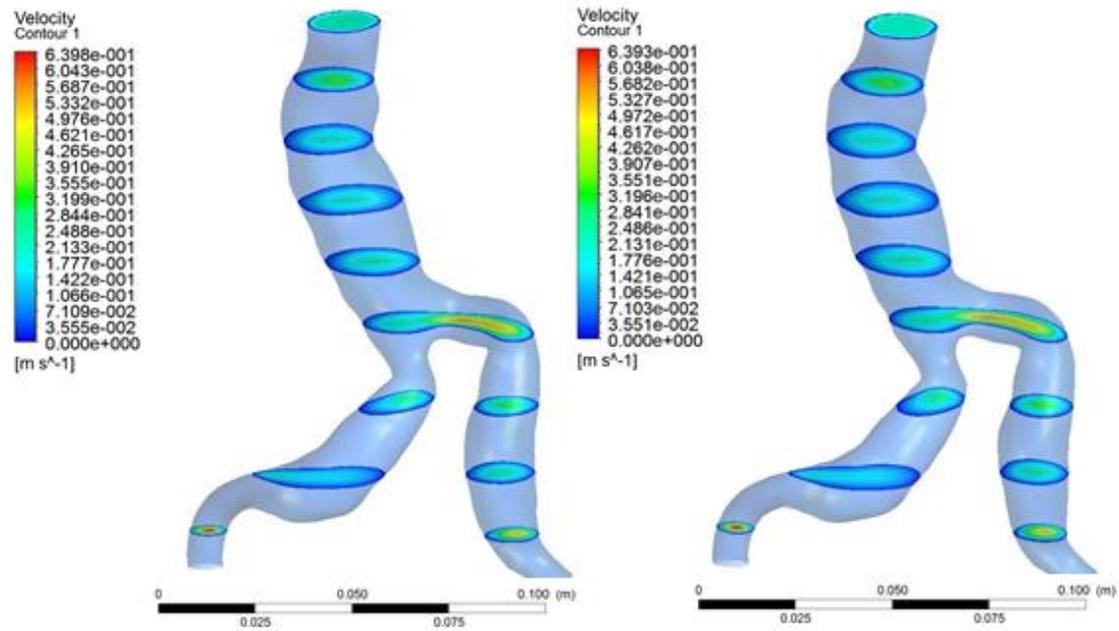
Fonte: Própria autora.

Figura 66 - Velocidade para 0,1 s. À esquerda $dt = 2 \cdot 10^{-3}$ e à direita $dt = 2 \cdot 10^{-4}$.



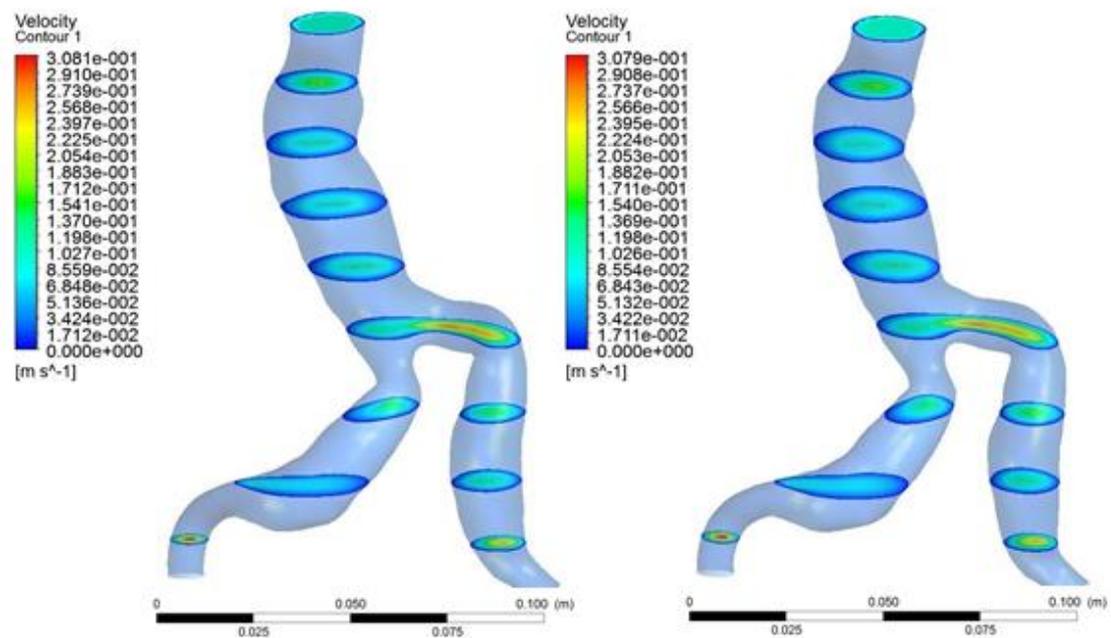
Fonte: Própria autora.

Figura 67 - Velocidade para 0,2 s. Figura. À esquerda $dt = 2.10^{-3}$ e à direita $dt = 2.10^{-4}$.



Fonte: Própria autora.

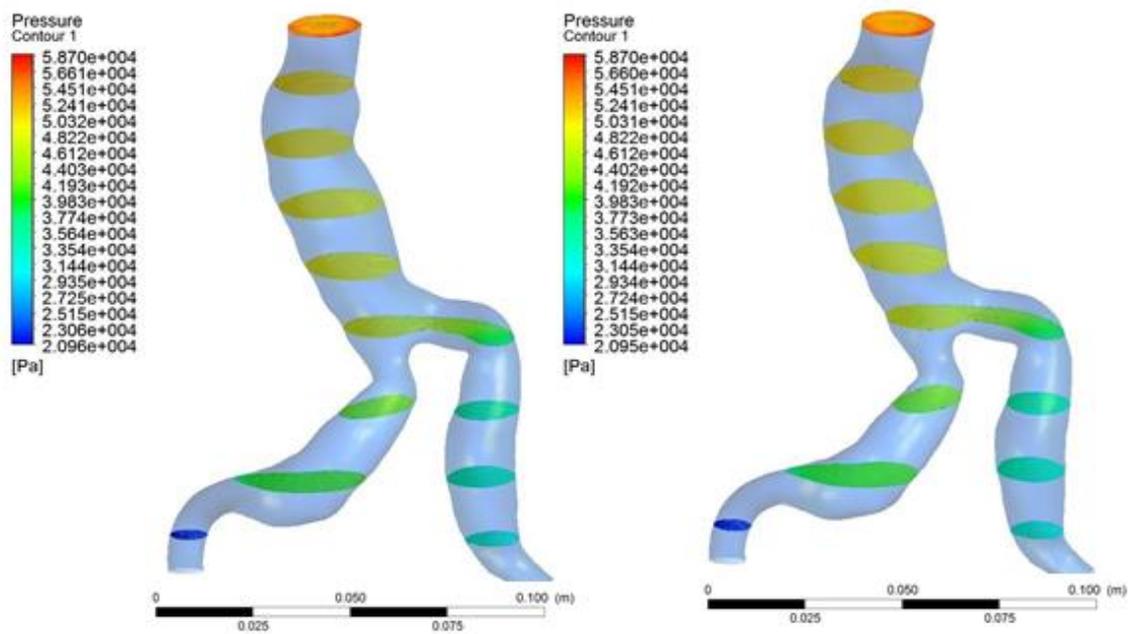
Figura 68 - Velocidade para 0,4 s. À esquerda $dt = 2.10^{-3}$ e à direita $dt = 2.10^{-4}$.



Fonte: Própria autora.

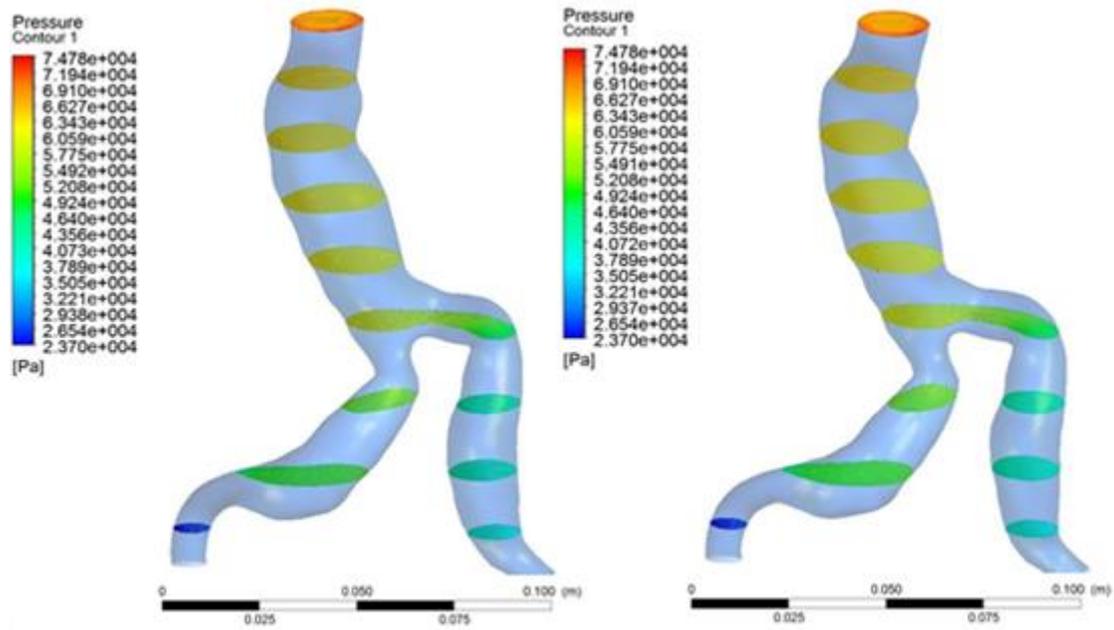
A ordem de grandeza das velocidades é muito próxima quando comparadas os passos de tempo. Sendo assim, podemos escolher o passo de tempo menor, e por fim obter os mesmos resultados com um tempo de processamento mais rápido. Nas Figuras 65, 66, 67 e 68 observa-se regiões do aneurisma com altas e baixas velocidades. As regiões mais significativas são as entradas, saídas e a bifurcação, onde vê-se zonas de recirculações.

Figura 69 - Pressão para 0,05 s. À esquerda $dt = 2 \cdot 10^{-3}$ e à direita $dt = 2 \cdot 10^{-4}$.



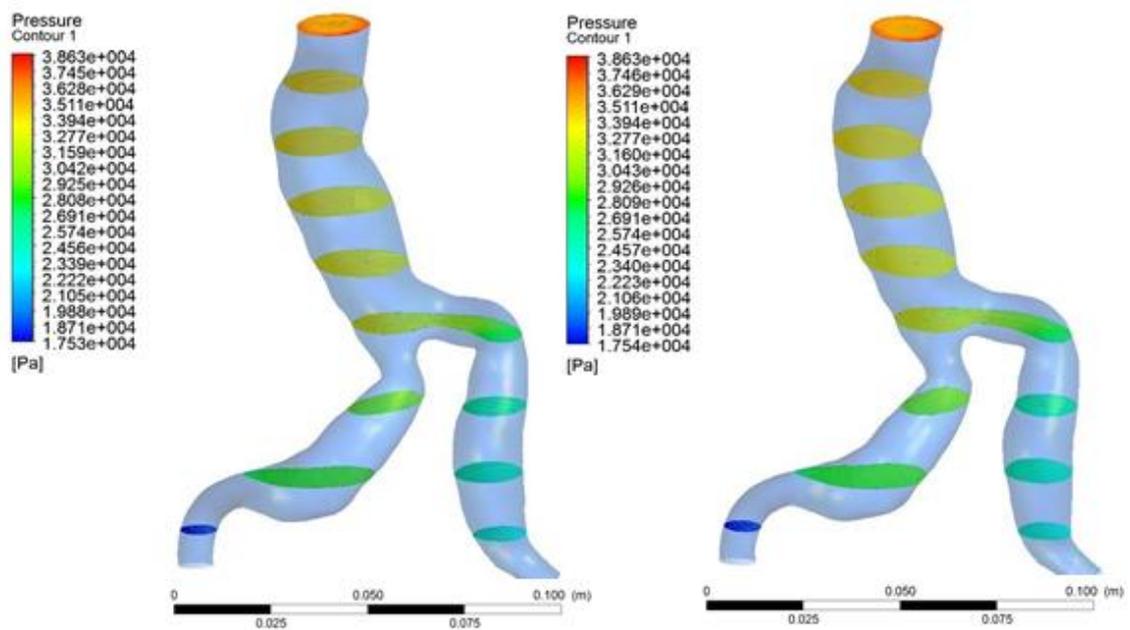
Fonte: Própria autora.

Figura 70 - Pressão para 0,1 s. À esquerda $dt = 2 \cdot 10^{-3}$ e à direita $dt = 2 \cdot 10^{-4}$.



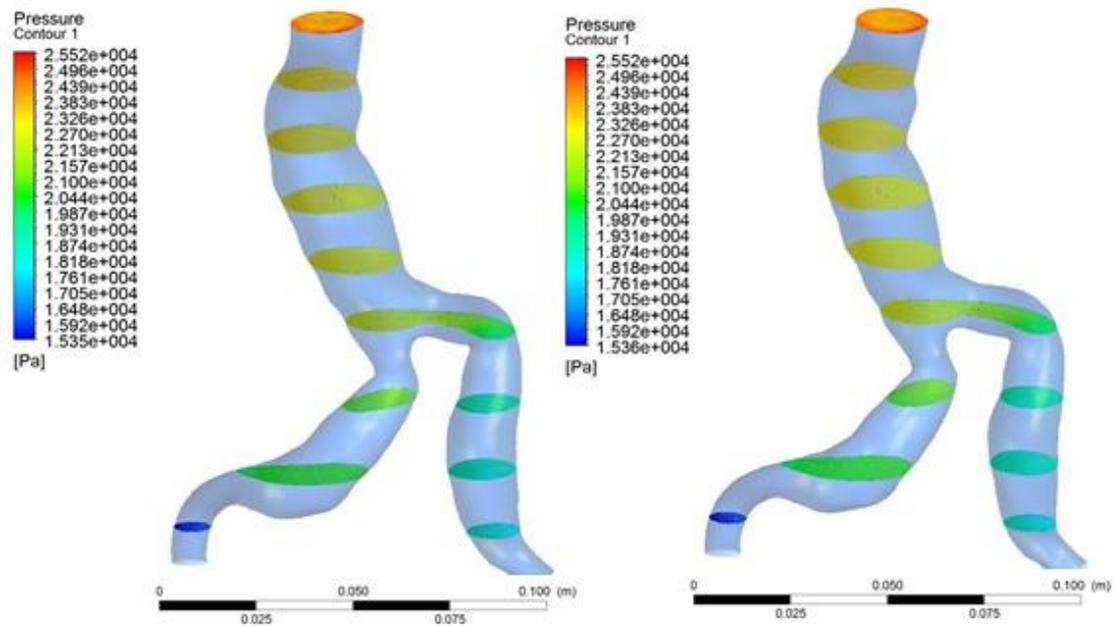
Fonte: Própria autora.

Figura 71 - Pressão para 0,2 s. À esquerda $dt = 2 \cdot 10^{-3}$ e à direita $dt = 2 \cdot 10^{-4}$.



Fonte: Própria autora.

Figura 72 - Pressão para 0,4 s. À esquerda $dt = 2 \cdot 10^{-3}$ e à direita $dt = 2 \cdot 10^{-4}$.

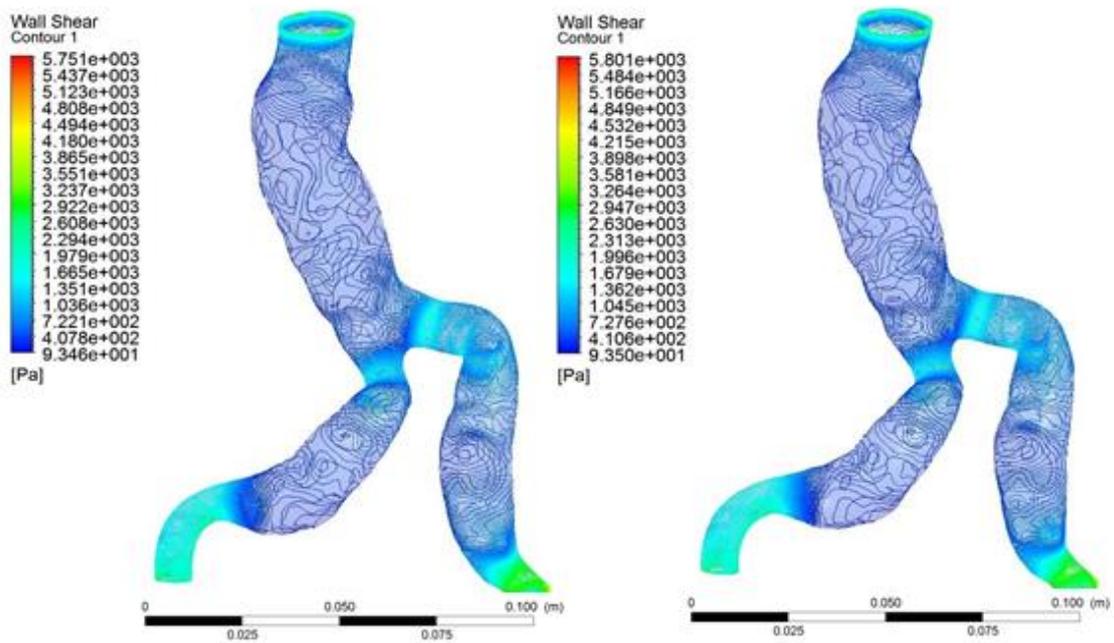


Fonte: Própria autora.

Assim como acontece com as velocidades, as pressões não são alteradas para os passos de tempos escolhidos. Assim podemos verificar a independência do passo de tempo. Observa-se também nas Figuras 69, 70, 71 e 72 que devido aos fluxos mais lentos dentro do aneurisma, a pressão deverá aumentar para que haja conservação de energia dos fluidos.

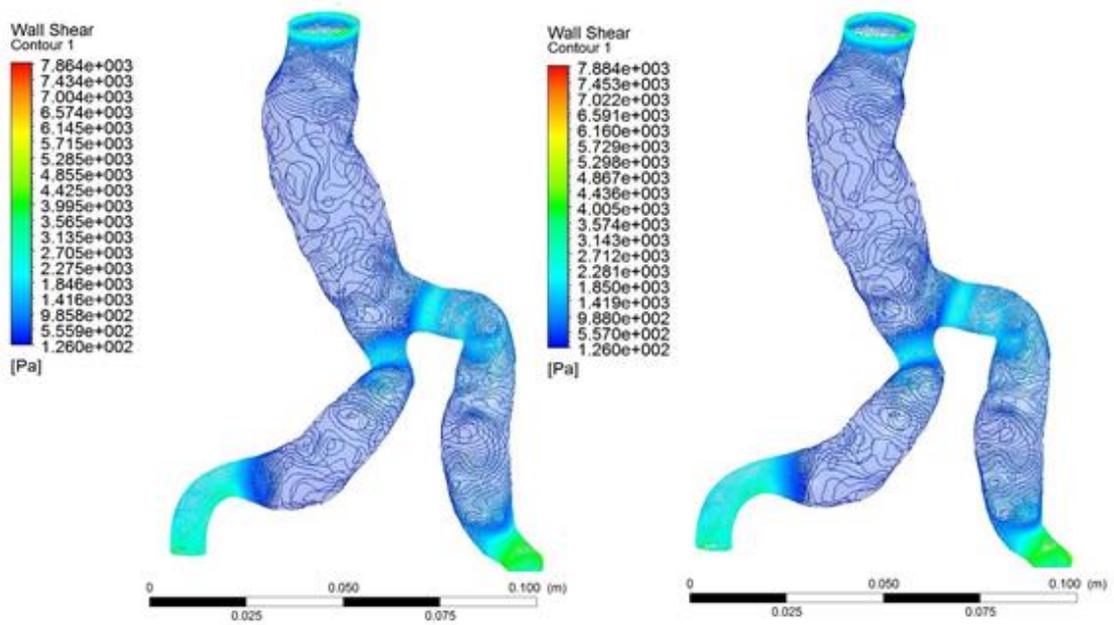
Campos de tensões cisalhantes nas paredes são mostradas nas Figuras 73 a 76.

Figura 73 - Tensão na parede para 0,05 s. À esquerda $dt = 2 \cdot 10^{-3}$ e à direita $dt = 2 \cdot 10^{-4}$.



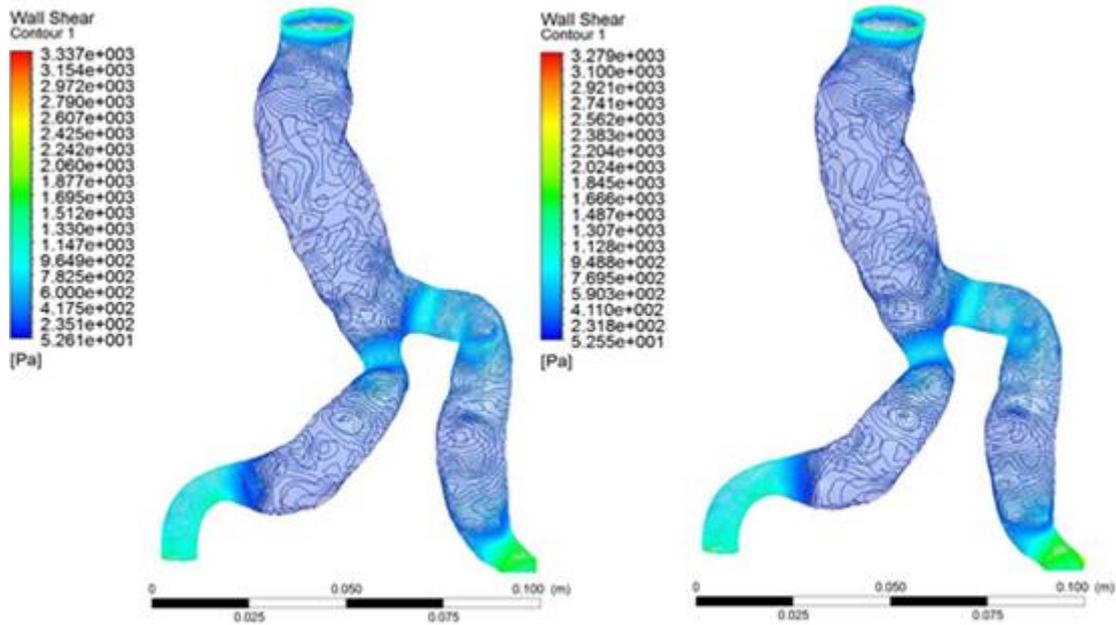
Fonte: Própria autora.

Figura 74 - Tensão na parede para 0,1 s. À esquerda $dt = 2 \cdot 10^{-3}$ e à direita $dt = 2 \cdot 10^{-4}$.



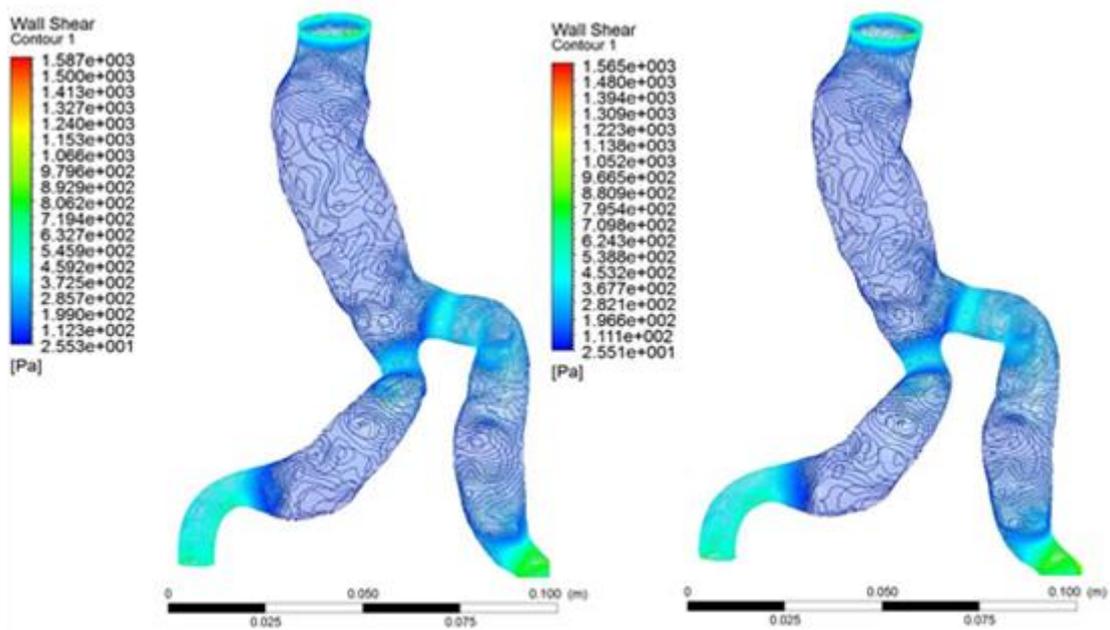
Fonte: Própria autora.

Figura 75 - Tensão na parede para 0,2 s. À esquerda $dt = 2 \cdot 10^{-3}$ e à direita $dt = 2 \cdot 10^{-4}$.



Fonte: Própria autora.

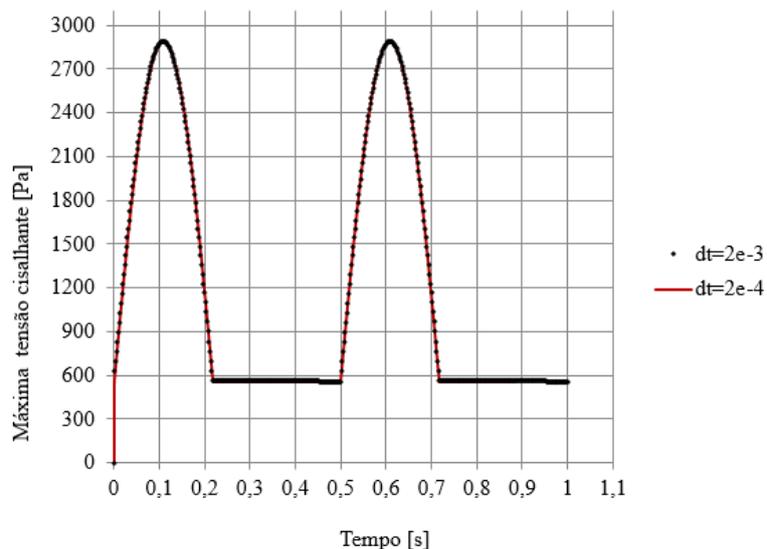
Figura 76 - Tensão na parede para 0,4 s. À esquerda $dt = 2 \cdot 10^{-3}$ e à direita $dt = 2 \cdot 10^{-4}$.



Fonte: Própria autora.

Para as tensões na parede também verificamos a independência do passo de tempo para as máximas e mínimas tensões, e observamos qualitativamente nas Figuras 73, 74, 75 e 76 e quantitativamente nas Figuras 77 e 78 os resultados. Tanto para as máximas quanto para as mínimas, foi verificado o formato do pulso. Observa-se que devido à alta plasticidade da artéria, ela transmite a onda senoidal durante sua fase sistólica pelo seu comprimento.

Figura 77 - Máxima tensão cisalhante x tempo para $dt = 2 \cdot 10^{-3}$ e $dt = 2 \cdot 10^{-4}$.

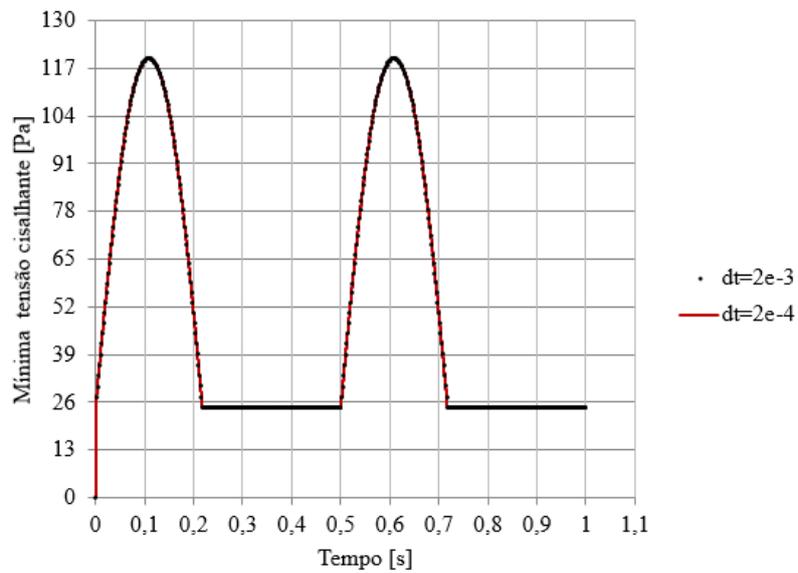


Fonte: Própria autora.

A presença das duas tensões dá mais força às duas teorias de Azevedo (2010) relacionadas às causas hemodinâmicas de ruptura do aneurisma. Os aneurismas sujeitos as baixas tensões na parede, desencadeiam processos de alterações e enfraquecimento da parede arterial, enquanto altas tensões são responsáveis por danos permanentes

Após verificação da independência do passo de tempo e a escolha do maior valor simulou-se para o fluido as velocidades, pressões e tensões na parede para os modelos de Carreau.

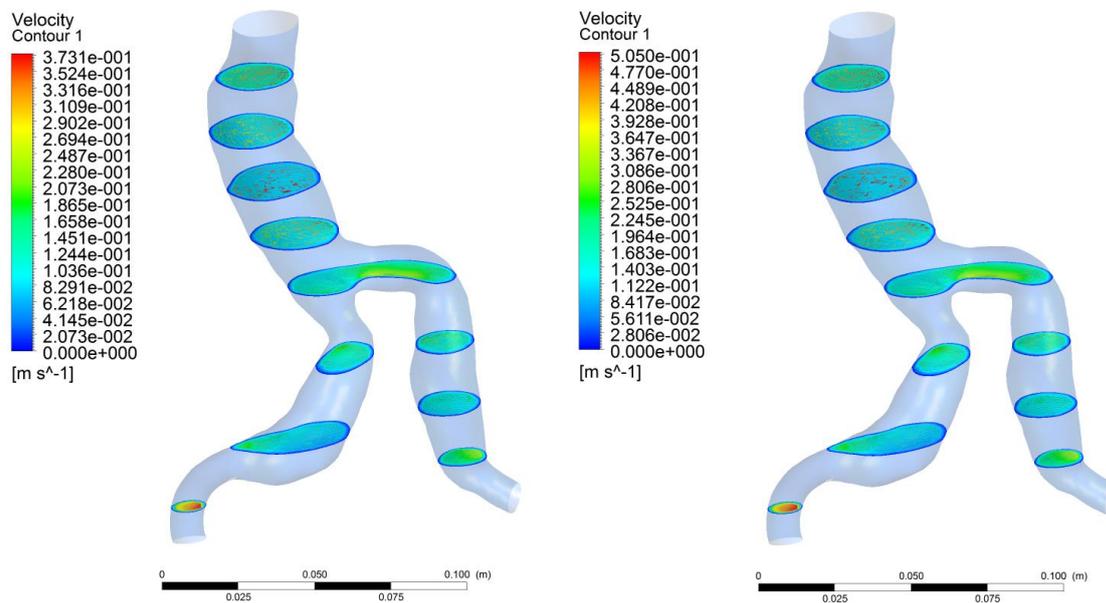
Figura 78 - Mínima tensão cisalhante x tempo para $dt = 2 \cdot 10^{-3}$ e $dt = 2 \cdot 10^{-4}$.



Fonte: Própria autora.

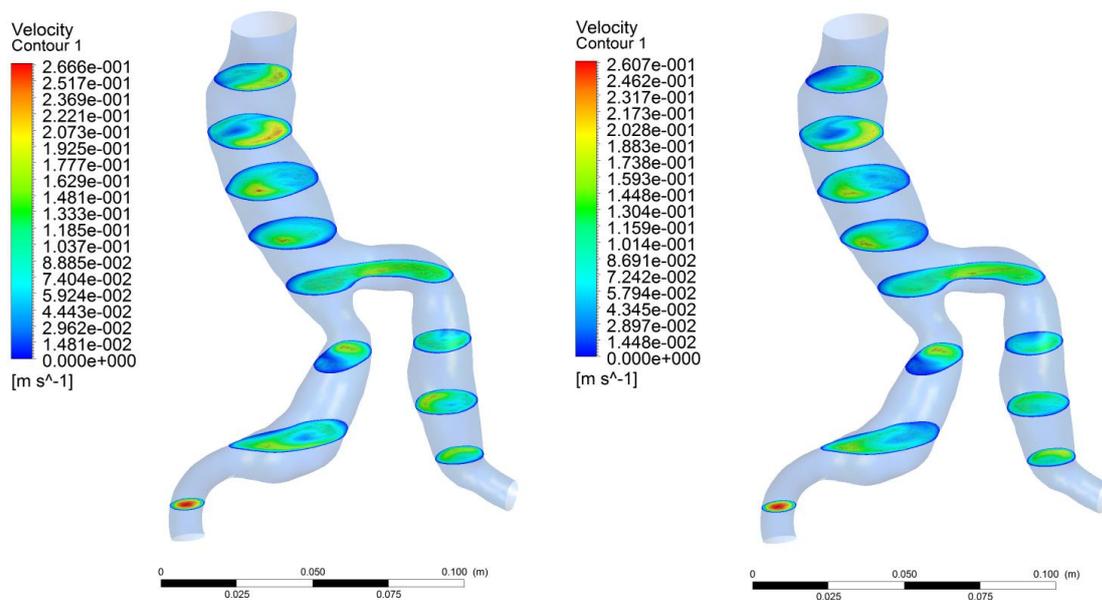
Os resultados obtidos para o modelo de Carreau, apresentam recirculações bastante visíveis (Figuras 79, 80 e 81).

Figura 79 - Velocidade para os passos de tempo 0,01 s à esquerda e 0,02 s à direita (Carreau).



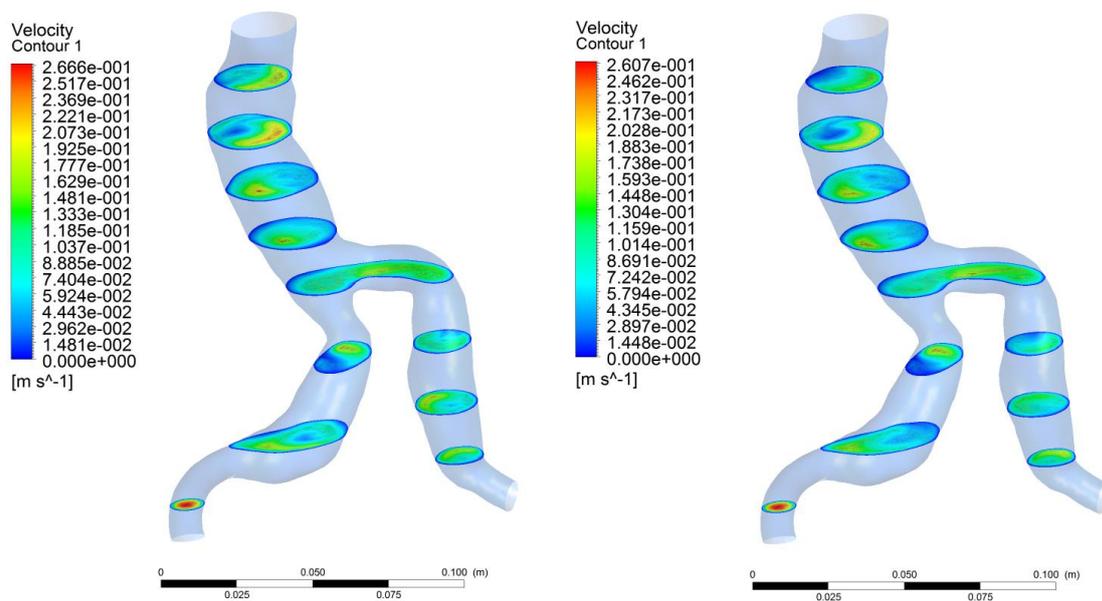
Fonte: Própria autora.

Figura 80 - Velocidades para os passos de tempo 0,2 s à esquerda e 0,3 s à direita (Carreau).



Fonte: Própria autora.

Figura 81 - Velocidades para os passos de tempo 0,4 s à esquerda e 0,5 s à direita (Carreau).

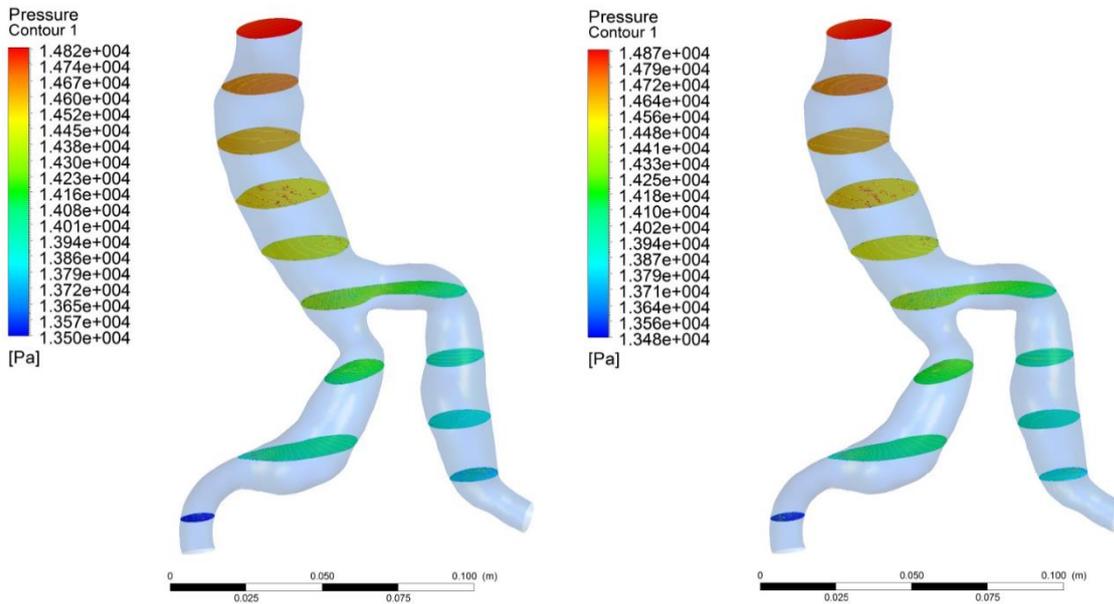


Fonte: Própria autora.

Na Figura 80, que corresponde ao passo de tempo de 0,2 s, verifica-se que existe baixas velocidades envoltas de altas velocidades em forma de espiral a ordem de grandeza está próximo de $10^{-1} \text{m} \cdot \text{s}^{-1}$.

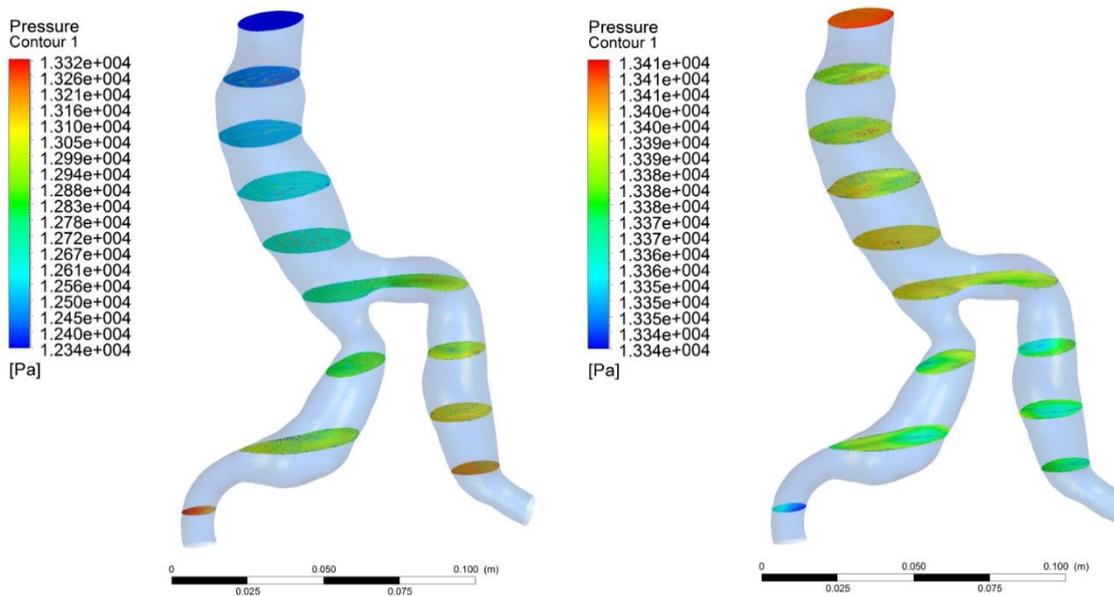
Para os resultados das pressões verifica-se que a ordem de grandeza é 10^4 Pa e assim como para os resultados das velocidades é possível diferenciar qualitativamente o comportamento do modelo de Carreau (Figuras 82, 83 e 84).

Figura 82 - Pressões para os passos de tempo 0,01 s à esquerda e 0,02 s à direita (Carreau).



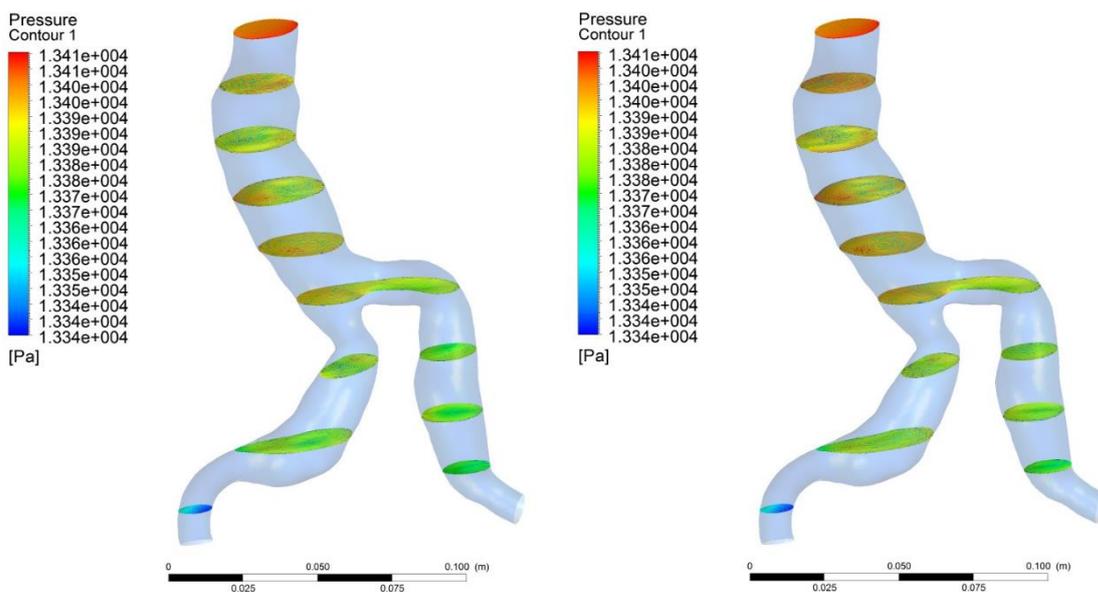
Fonte: Própria autora.

Figura 83 - Pressões para os passos de tempo 0,2 s à esquerda e 0,3 s à direita (Carreau).



Fonte: Própria autora.

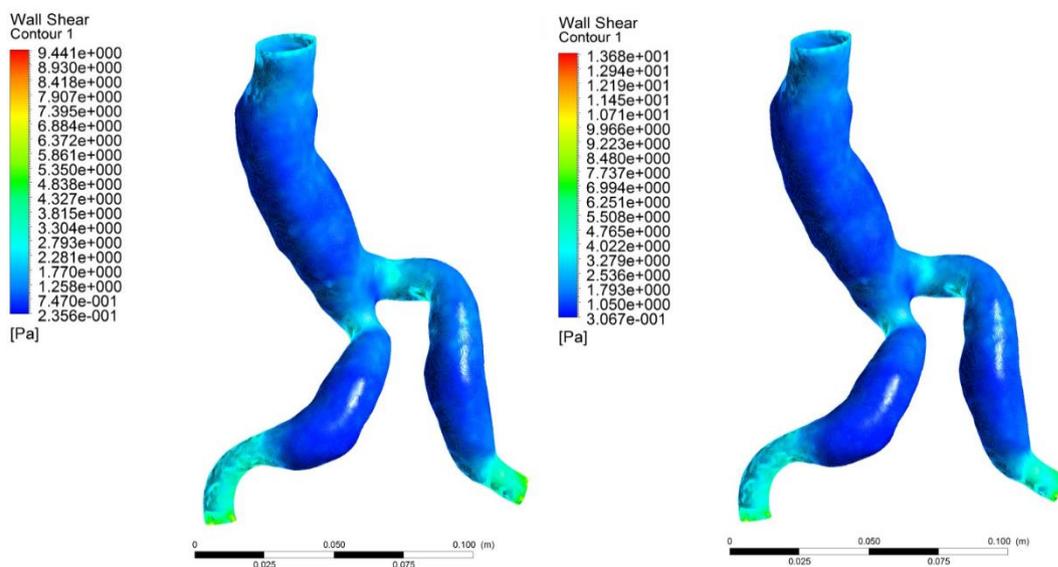
Figura 84 - Pressões para os passos de tempo 0,4 s à esquerda e 0,5 s à direita (Carreau).



Fonte: Própria autora.

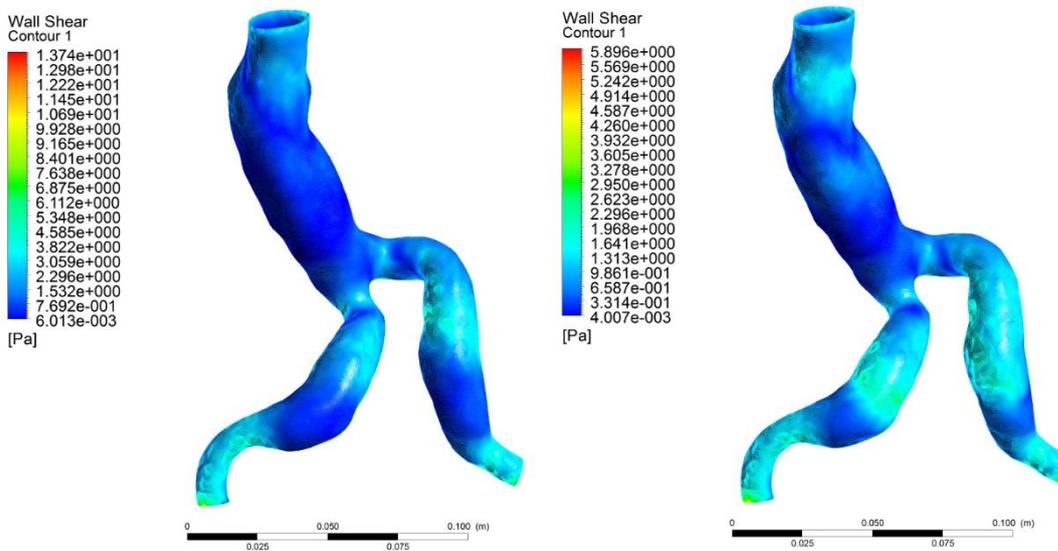
Segundo Geraldes (2015), a ruptura do aneurisma também está associada a uma pressão sanguínea elevada. E os resultados podem ser explicados qualitativamente quando se observa as Figuras 82 a Figura 84, como a pressão muda a cada passo de tempo, ficando maior em regiões com baixas velocidades e recirculações, pode se dizer que ambas variáveis quando combinadas, revelam a possível região de enfraquecimento da parede do aneurisma. Diz-se “possível” pois existem outras variáveis, a serem consideradas como responsáveis pela degradação e ruptura da artéria.

Figura 85 - Tensão na parede para os passos de tempo 0,01 s à esquerda e 0,02 s à direita (Carreau).



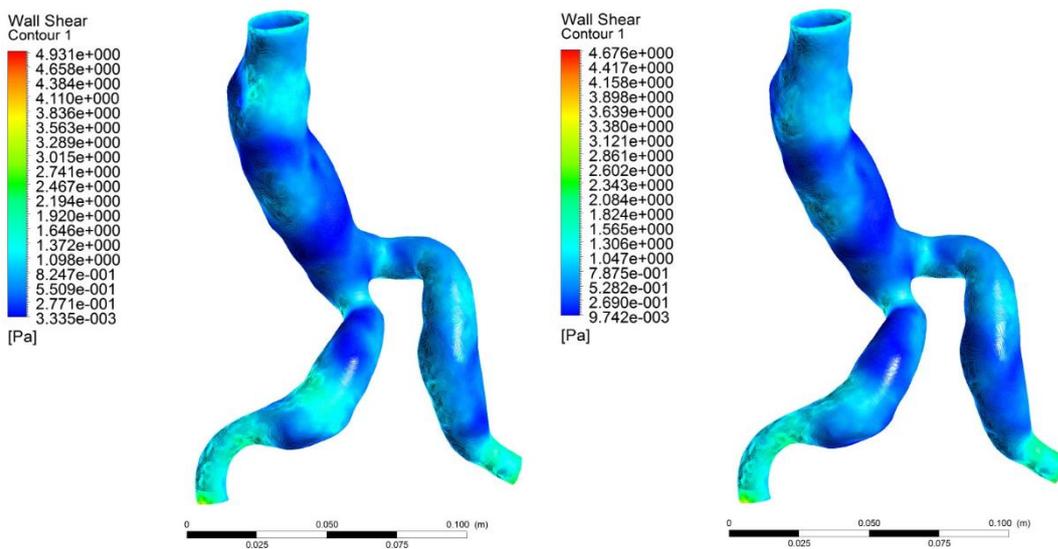
Fonte: Própria autora.

Figura 86- Tensão na parede para os passos de tempo 0,2 s à esquerda e 0,3 s à direita (Carreau).



Fonte: Própria autora.

Figura 87 - Tensão na parede para os passos de tempo 0,3 s à esquerda e 0,4 s à direita (Carreau).



Fonte: Própria autora.

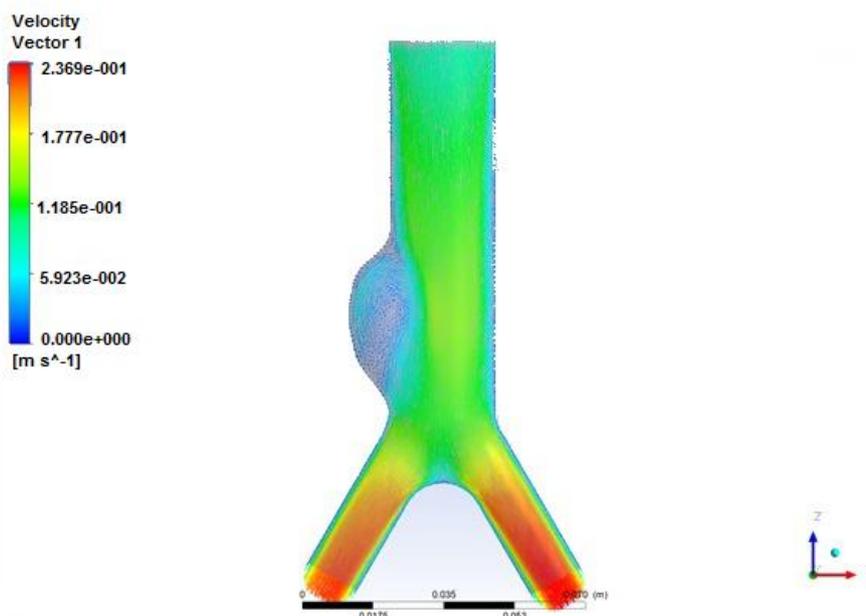
Na Figura 85, observa-se que o valor máximo da tensão cisalhante ocorre no instante de 0,1 s com valores da ordem de 8 Pa, que está fora da faixa normal fisiológica de 1 a 7 Pa podendo assim gerar trombose segundo Geraldês (2015). Sendo o valor máximo atingido de 8 Pa o aneurisma está longe do limite da tensão cisalhante de 35 Pa que levaria a ruptura.

Nas regiões do aneurisma onde existem regiões de recirculação, as tensões de cisalhamento são da ordem de 10^{-3} Pa. Segundo Geraldês (2015), para esse valor pode desencadear o surgimento da doença aterosclerose. Nas Figura 85 a Figura 87 observa-se que as baixas tensões ocupam uma maior região as altas tensões, principalmente nas regiões de aneurisma. As baixas tensões proporcionam o crescimento do aneurisma devido à degradação do tecido endotelial. E enquanto as altas tensões atuam danificam a artéria progressivamente até a ruptura.

7.2.2 Modelo Newtoniano

O efeito da turbulência foi considerado a partir da geometria 3 pelo modelo $k - \varepsilon$ padrão. A Figura 88 mostra uma análise qualitativa para o modelo de fluido newtoniano com modelagem de turbulência $k - \varepsilon$.

Figura 88 - Velocidade no plano xz do modelo turbulento k-ε pulsátil.

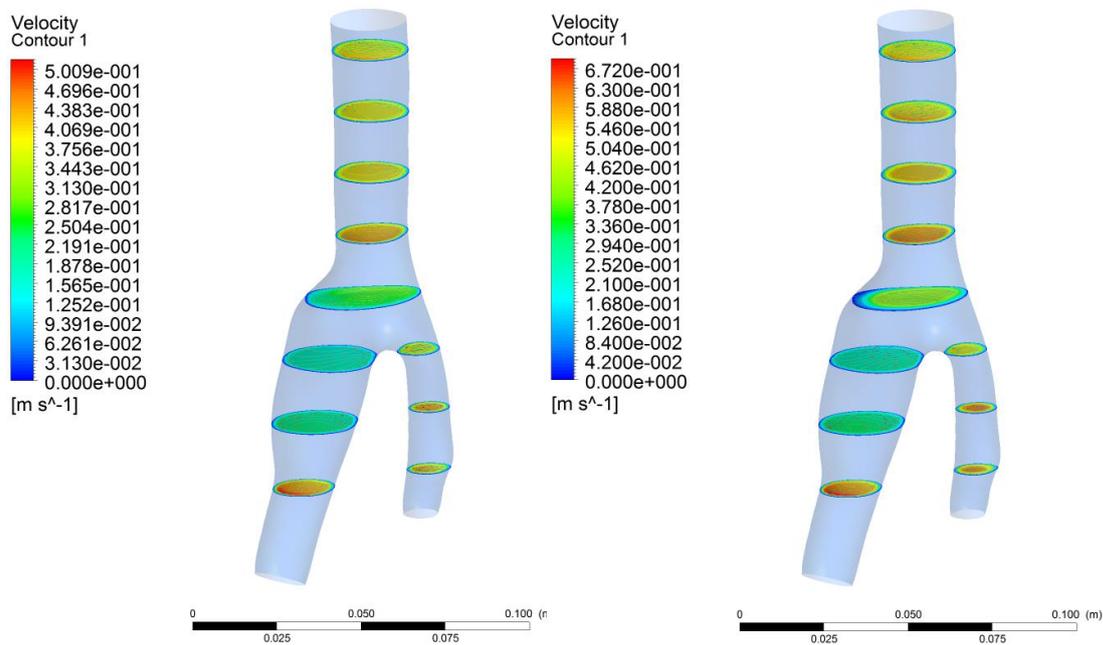


Fonte: Própria autora.

Quando o fluido entra em uma seção de maior área, Figuras 88, pelo princípio da continuidade, a velocidade tende a diminuir em uma seção de maior área e o sangue, circula mais lento dentro do aneurisma.

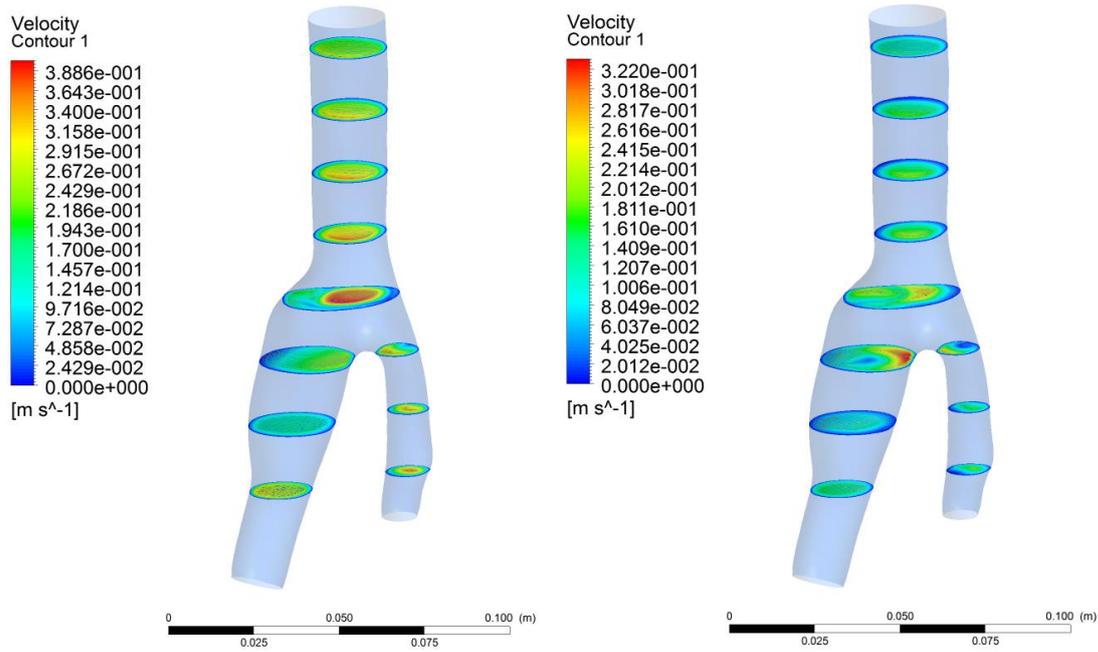
Para a geometria 4 as velocidades para o modelo turbulento $k - \varepsilon$ são mostradas nas Figuras 89, 90 e 91. Na Figura 90 que corresponde aos passos de tempo de 0,2 s e 0,3 s vê-se os mais variados e extremos valores de velocidade, isso por que, na região perto da bifurcação e em uma das pernas do aneurisma ocorre a progressiva variação do diâmetro ao longo da artéria abdominal.

Figura 88 - Velocidades para os passos de tempo 0,05 s à esquerda e 0,1 s à direita ($k-\varepsilon$).



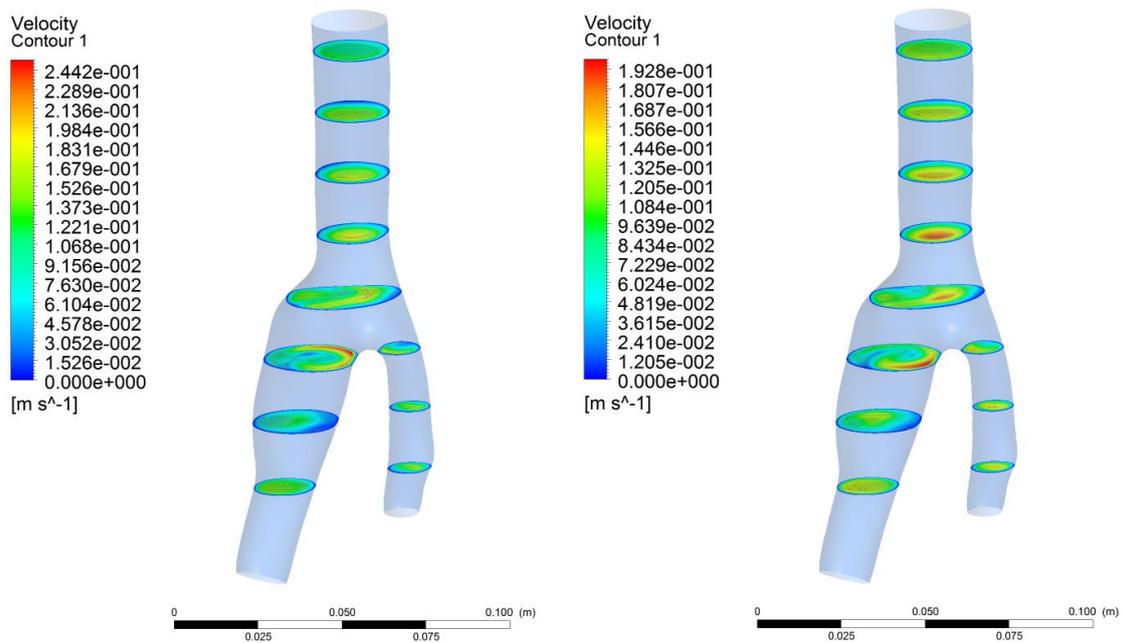
Fonte: Própria autora.

Figura 89 - Velocidades para os passos de tempo 0,2 s à esquerda e 0,3 s à direita (k-ε).



Fonte: Própria autora.

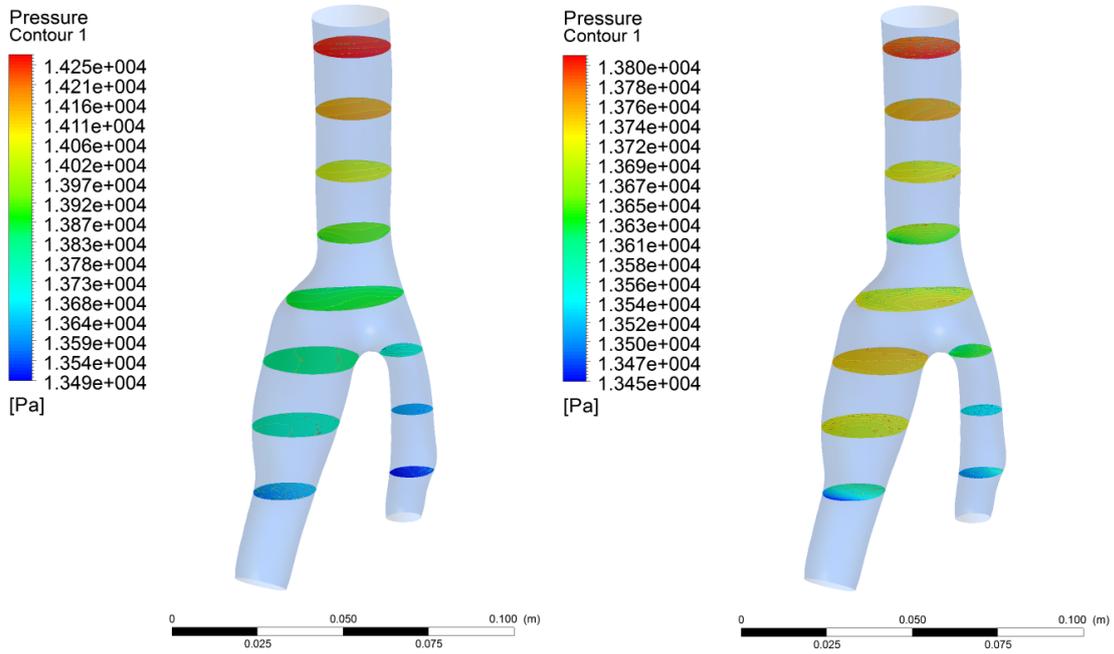
Figura 90 - Velocidades para os passos de tempo 0,4 s à esquerda e 0,5 s à direita (k-ε).



Fonte: Própria autora.

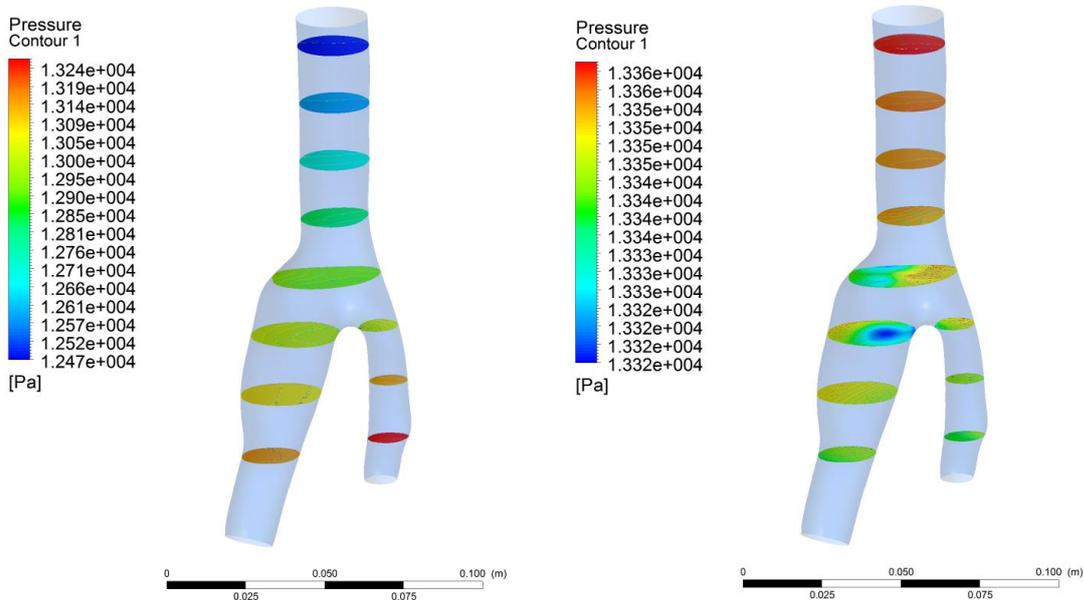
Vê se nas Figuras 92, 93 e 94 são mostrados os campos de pressões para o modelo turbulento $k - \epsilon$.

Figura 91 - Pressões para os passos de tempo 0,05 s à esquerda e 0,1 s à direita ($k - \epsilon$).



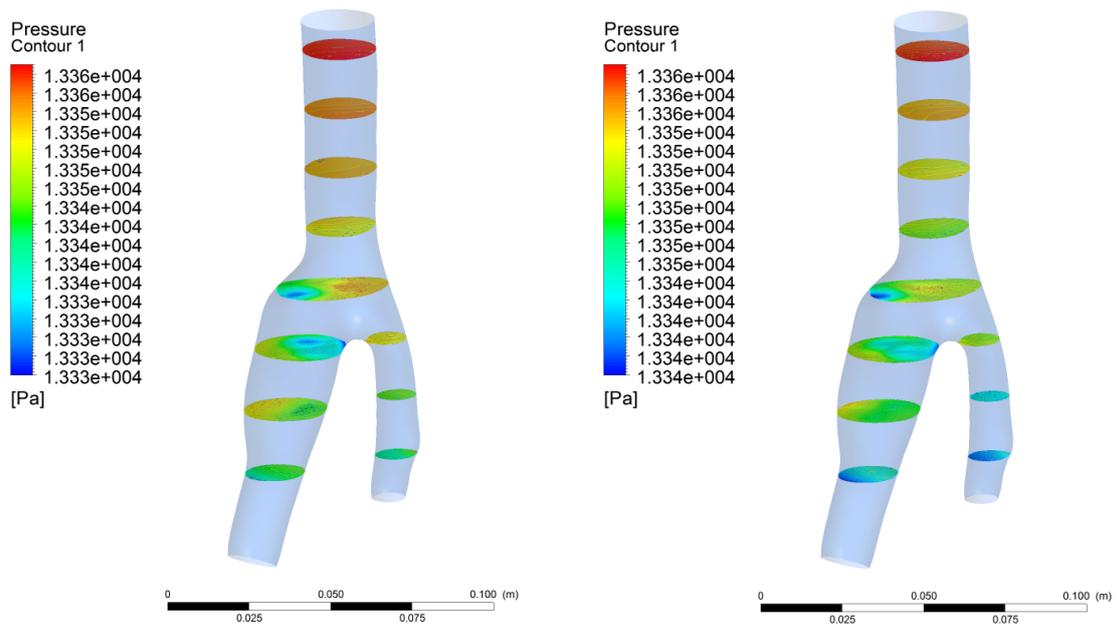
Fonte: Própria autora.

Figura 92 - Pressões para os passos de tempo 0,2 s à esquerda e 0,3 s à direita ($k - \epsilon$).



Fonte: Própria autora.

Figura 93 - Pressões para os passos de tempo 0,4 s à esquerda e 0,5 s à direita (k-ε).

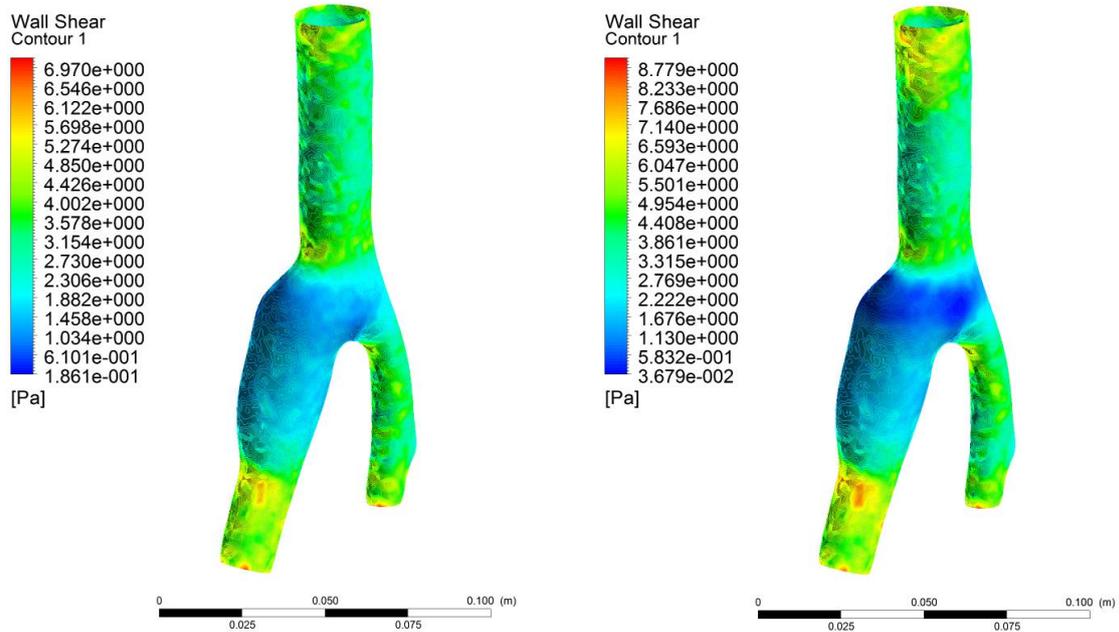


Fonte: Própria autora.

Observa-se na Figura 94 para os passos de tempo 0,4 s e 0,5 s, que as altas tensões estão mais visíveis no modelo reológico e as baixas tensões no modelo turbulento. Isso não significa que exista separadamente altas ou baixas tensões atuando na parede do aneurisma. Esta comparação é apenas qualitativa, pois o comportamento não newtoniano e turbulência são fenômenos completamente diferentes.

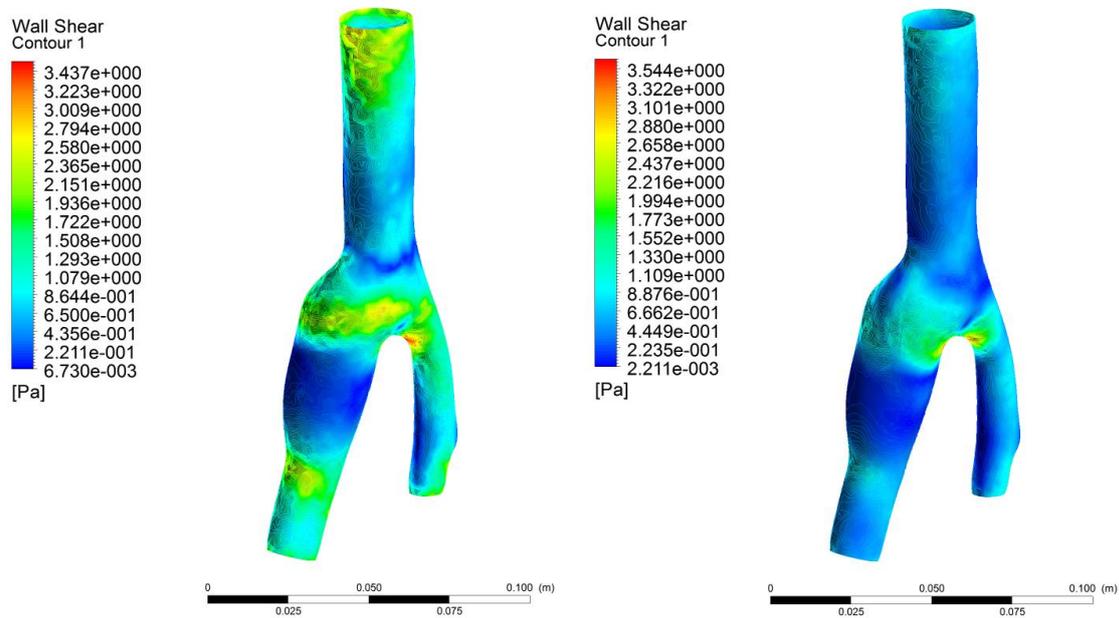
Campos de tensões cisalhantes são mostrados nas Figuras 95 a 97. Para instante de 0,1s, observamos que os valores para as baixas tensões de cisalhamento são da ordem de 10^{-2} Pa, logo para este caso haverá surgimento da doença aterosclerose, pois para baixas tensões de cisalhamento os valores são da ordem de $-0,4$ a $+0,4$ Pa que proporcionam o crescimento do aneurisma devido à degradação do tecido endotelial.

Figura 94 - Tensões na parede para os passos de tempo 0,05 s à esquerda e 0,1 s à direita (k-ε).



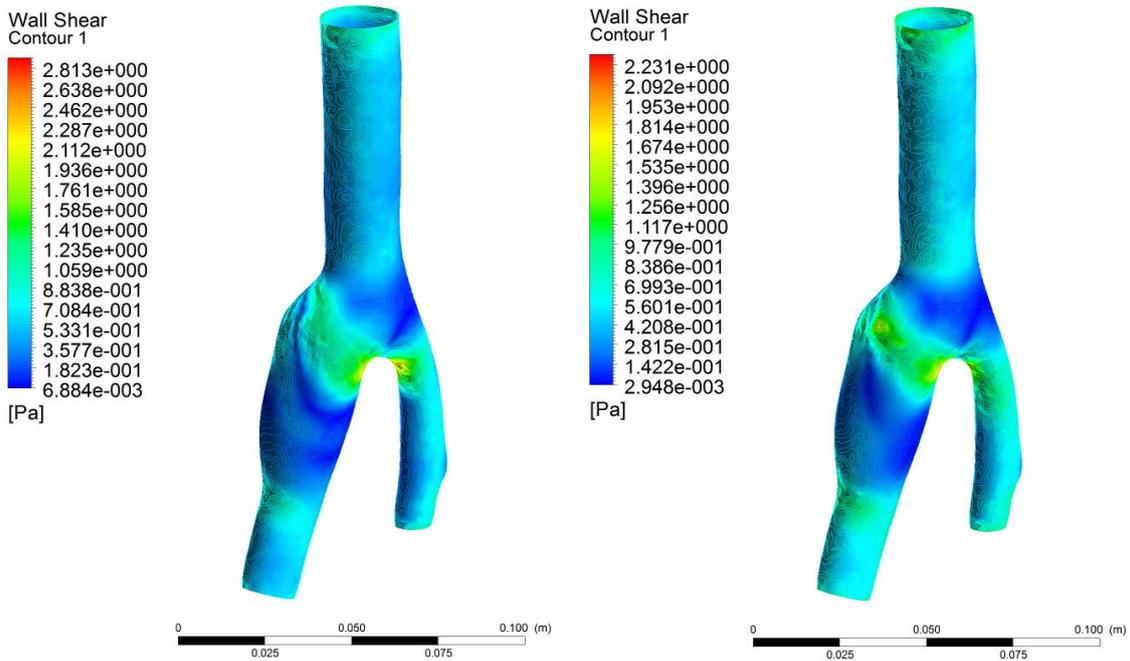
Fonte: Própria autora.

Figura 95 - Tensões na parede para os passos de tempo 0,2 s à esquerda e 0,3 s à direita (k-ε).



Fonte: Própria autora.

Figura 96 - Tensões na parede para os passos de tempo 0,4 s à esquerda e 0,5 s à direita (k-ε).



Fonte: Própria autora.

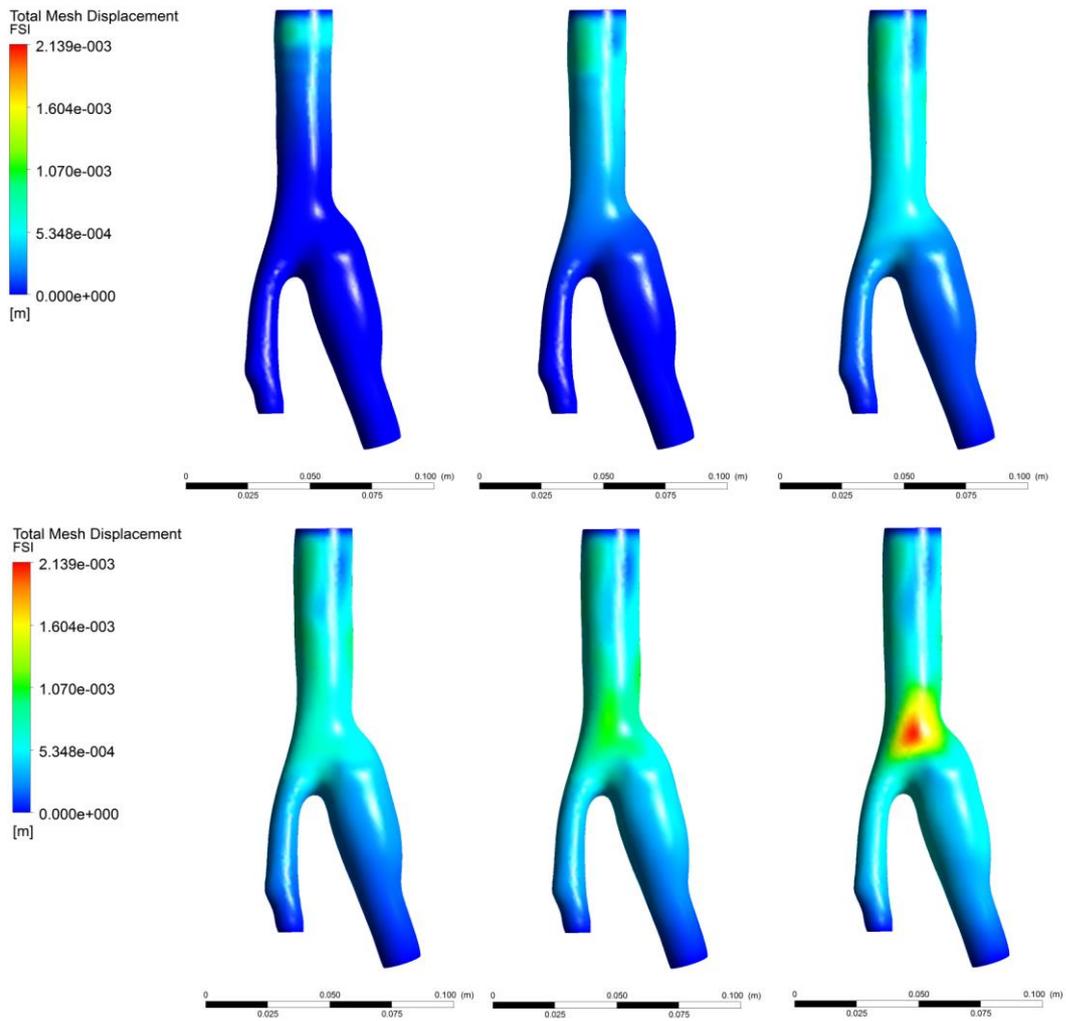
7.3 PARTE B - SIMULAÇÕES COM INTERAÇÃO FLUIDO-ESTRUTURA USANDO O ANSYS.

7.3.1 Modelo não Newtoniano

Devido à geometria 4 não ser simétrica, presumiu-se que haveriam resultados importantes no plano contrário ao analisado até o momento. Por isso, ambos os planos foram analisados e aqui denominados de plano A e B.

As Figuras 98, 100, 102, 104 referenciam o lado A, enquanto as Figuras 99, 101, 103, 105 referenciam o lado B. Ambos os grupos para o modelo de Carreau. O perfil de velocidade é pulsátil assim como nos demais casos, e a UDF utilizada foi a proposta por Sinnott, Cleary e Prakash (2006).

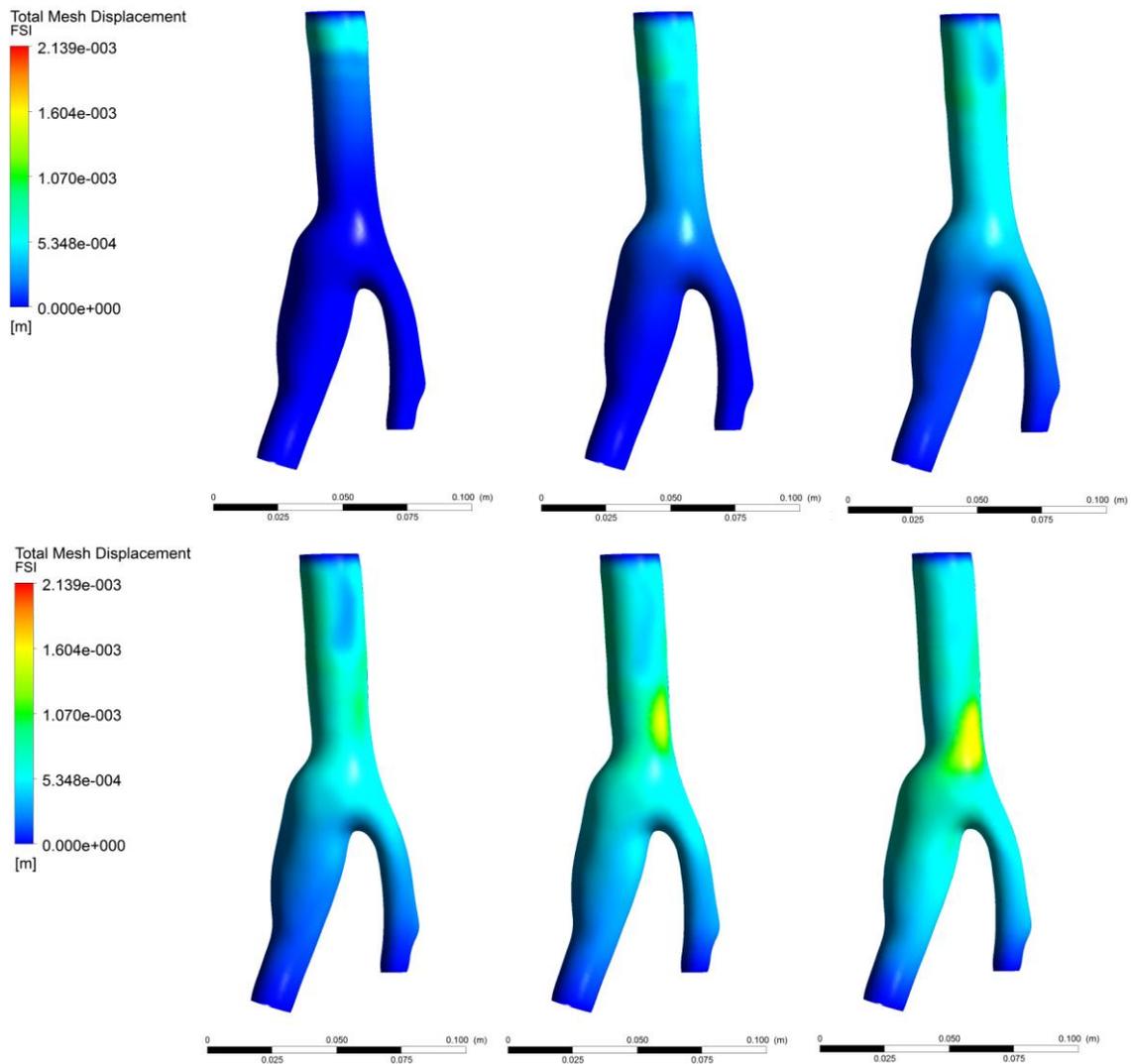
Figura 97 - Deslocamento da malha do fluido. De 50 à 300 passos para Carreau (lado A).



Fonte: Própria autora.

No lado B para o modelo de Carreau observa-se um menor deslocamento máximo em relação ao lado A para o mesmo modelo, Figura 99.

Figura 989 – Deslocamento da malha do fluido. De 50 à 300 passos para Carreau (lado B).

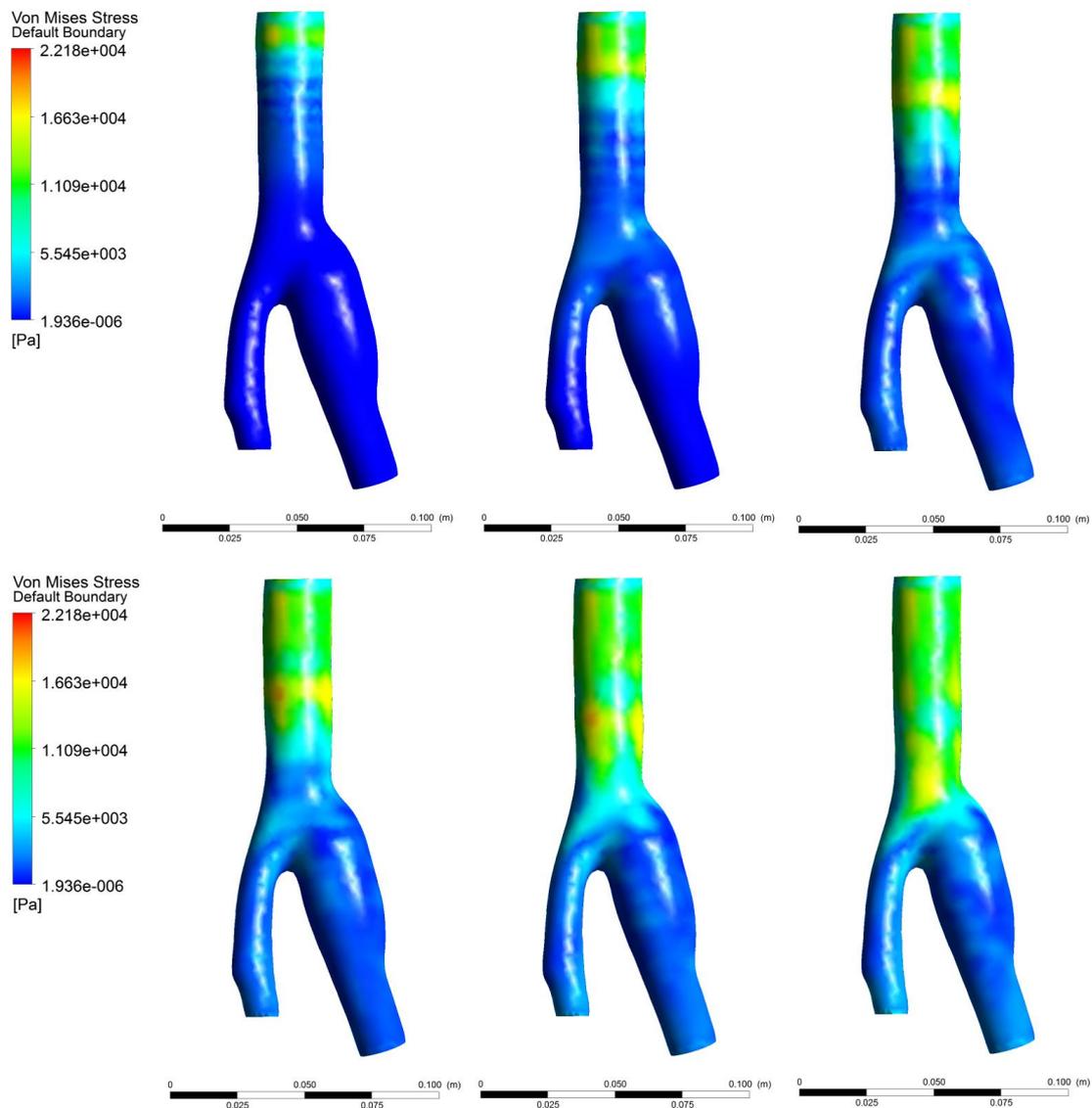


Fonte: Própria autora.

Nas Figuras 98 e 99, no passo de tempo de 300 s, o deslocamento máximo neste instante de tempo ocorre na região da bifurcação com ordem de grandeza 10^{-3} m.

Não somente o deslocamento foi analisado na interação fluido estrutura, mas a tensão de Von Mises sobre a parede arterial. Para essa análise considerou a geometria com lados A e B.

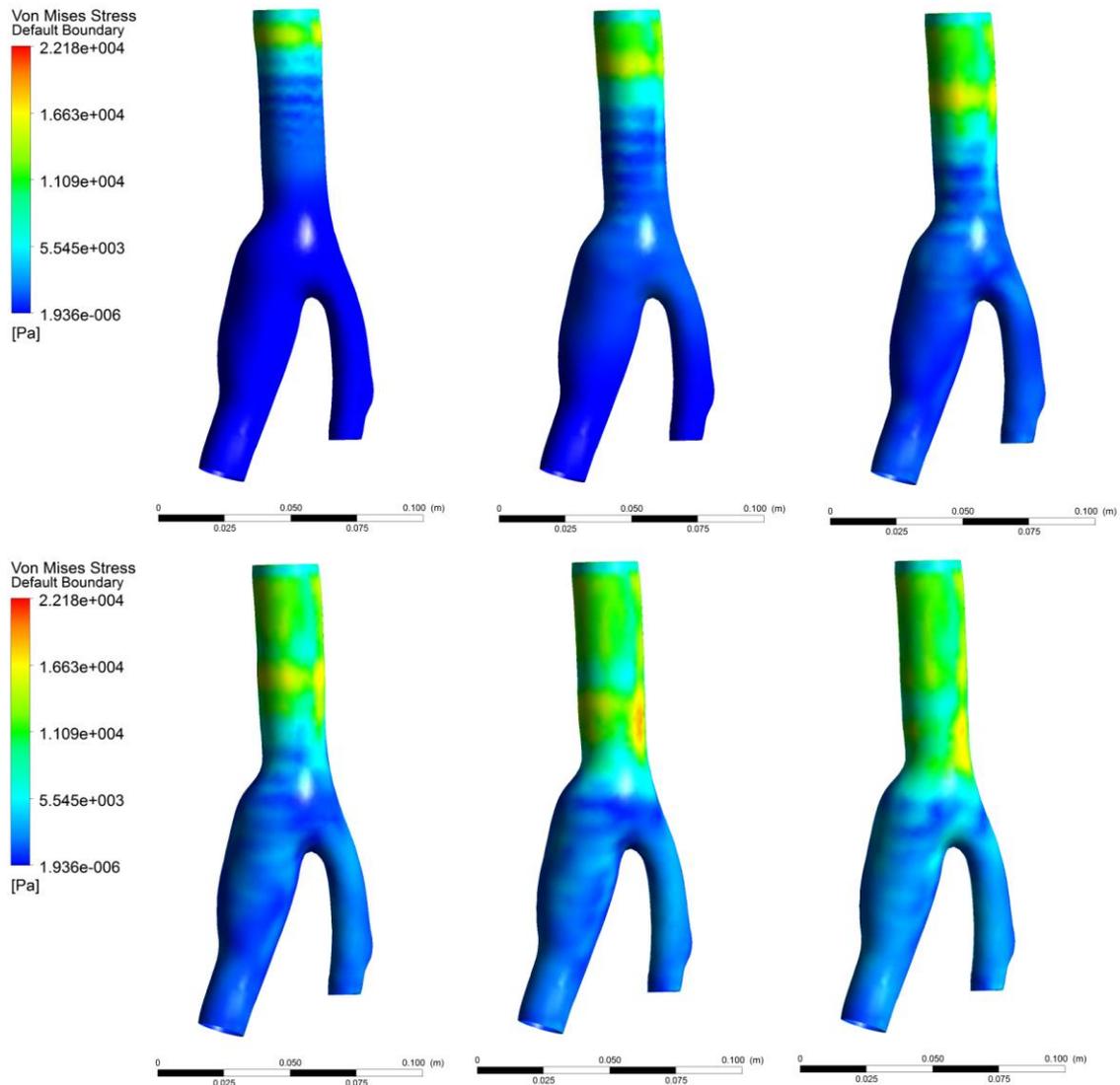
Figura 10099 - Tensão de Von Mises. De 50 à 300 passos para Carreau (lado A).



Fonte: Própria autora.

Nas tensões de Von Mises, o modelo com geometria real permite a visualização do pulso ao longo do comprimento da artéria da mesma maneira que nos modelos geométricos do tubo e Legendre (2009) adaptado, como pode ser visto na Figura 100 à Figura 101.

Figura 100 - Tensão de Von Mises. De 50 à 300 passos para Carreau (lado B).



Fonte: Própria autora.

Nos resultados das Figuras 100 e 101, as tensões de Von Mises para os modelos de Carreau e $k - \varepsilon$ são maiores na região que antecede a bifurcação. A duração da simulação (0,03s) não é suficiente para que o pulso atravessasse toda a geometria do aneurisma. Logo, outras regiões com valores maiores da tensão de Von Mises podem aparecer em tempos superiores.

7.3.2 Modelo Newtoniano

A geometria 1 foi utilizado como um estudo preliminar de interação fluido-estrutura. Este difere dos demais ao acrescentarmos o domínio do sólido e o efeito da interação fluido-estrutura. A metodologia numérica particionada é utilizada para resolver este problema, usando o software *Fluent* para resolver o domínio do fluido, e o software *Mechanical* para resolver o domínio do sólido. Além disso, acrescenta-se um software de acoplamento no qual as informações compartilhadas entre os outros dois softwares são interpoladas. As condições de contorno dos domínios são apresentadas nas Tabelas 5 e 6.

Para simplificação, foi considerado fluido newtoniano e o escoamento laminar.

As condições de contorno para o fluido são semelhantes, pois possuem regiões de entrada com UDF definida e pressões impostas na saída de 13.332 Pa. A diferença das geometrias analisados na parte A é a superfície de interação fluido estrutura.

As propriedades do sangue são as mesmas dos demais casos, densidade de 1055 kg/m^3 , viscosidade dinâmica igual a $0,0035 \text{ Pa.s}$ e condutividade térmica igual a $0,6069 \text{ W/mK}$. O material do sólido foi considerado um material isotrópico com densidade de 2000 Kg/m^3 , com módulo de Young de $3 \cdot 10^5$ e Poisson de 0,3.

O diâmetro do tubo externo é de 26 mm, e o diâmetro interno é de 24 mm. A espessura da parede é de 2 mm e o comprimento é de 100 mm.

Tabela 3 – Condições de contorno para o fluido.

	Entrada	Saída	Superfície FSI
			A superfície FSI segue as condições de cinemática de dinâmica (tração), na qual:
Fluido	A condição de entrada é uma função degrau da vazão mássica	A condição de saída é gradiente de pressão nulo ou pressão constante	$u_{FS} = \frac{dx_{FS}}{dt}$ $(\sigma_{FS} \cdot \vec{n})_{fluido} = (\sigma_{FS} \cdot \vec{n})_{sólido}$
			Na qual, x_{FS} é o deslocamento do sólido na superfície FSI

Fonte: Própria autora.

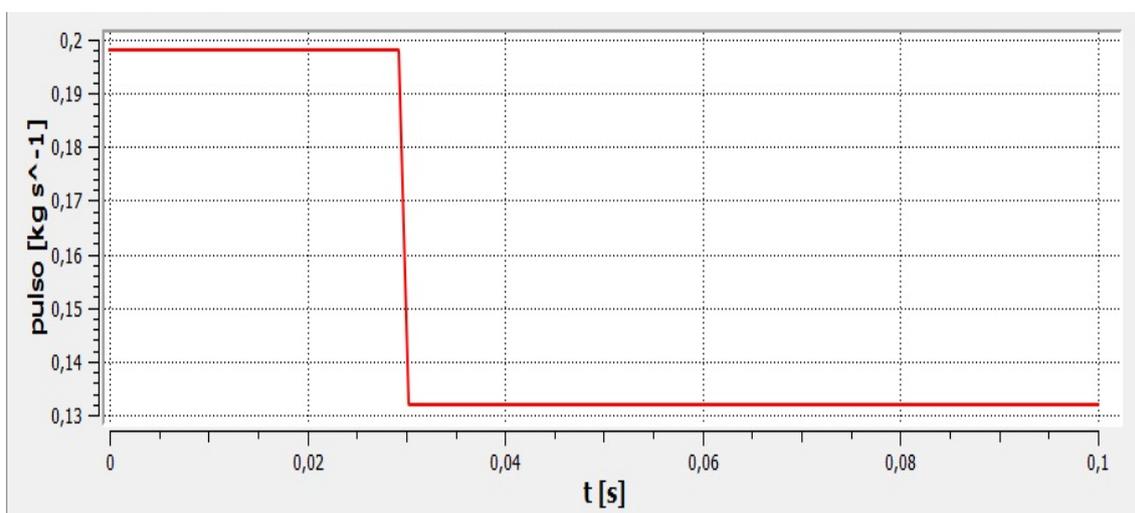
Tabela 4 – Condições de contorno para o Sólido.

	Paredes laterais	Paredes externas	Superfície FSI
Sólido	Escorregamento sem atrito	A pressão é próxima da pressão zero (pressão referência)	<p>A superfície FSI segue as condições de cinemática de dinâmica (tração), na qual:</p> $u_{FS} = \frac{dx_{FS}}{dt}$ $(\sigma_{FS} \cdot \vec{n})_{fluido} = (\sigma_{FS} \cdot \vec{n})_{sólido}$ <p>Na qual, x_{FS} é o deslocamento do sólido na superfície FSI</p>

Fonte: Própria autora.

O passo de tempo utilizado foi de 0,0001s e o número total de passos de tempo foi de 1000. O laço FSI suspende as iterações quando é atingida a convergência ou o número máximo de iterações estipulado. Vale ressaltar que essa convergência corresponde as informações compartilhadas na interface FSI entre os domínios do fluido e sólido. Um pulso com perfil quadrado variável no tempo foi utilizado como condição na entrada, como pode se ver na Figura 102.

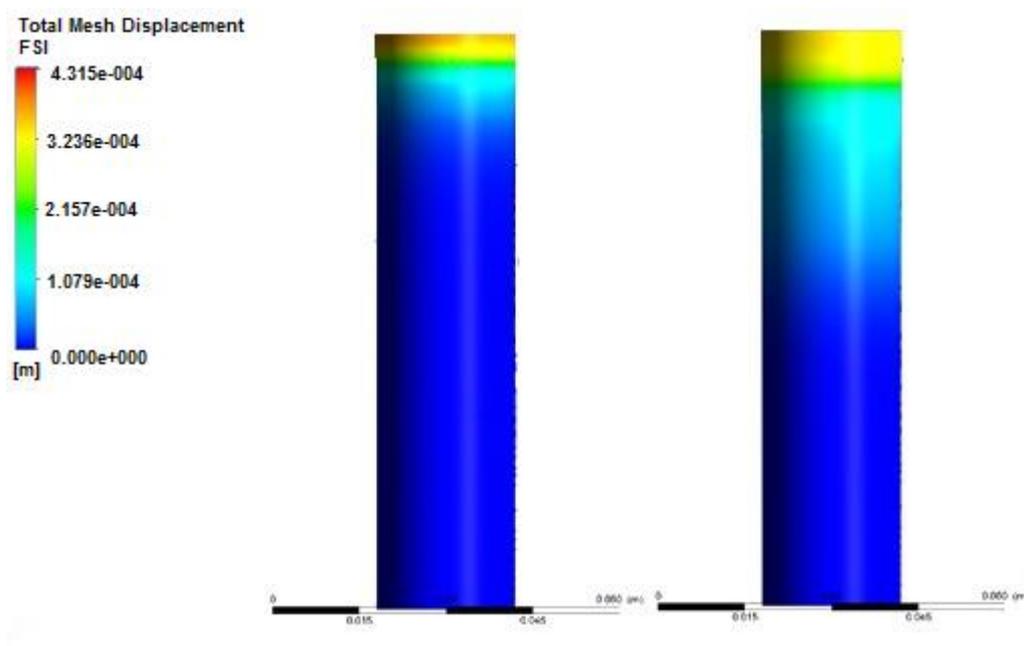
Figura 1012 – O perfil é uma função degrau da vazão mássica.



Fonte: Própria autora.

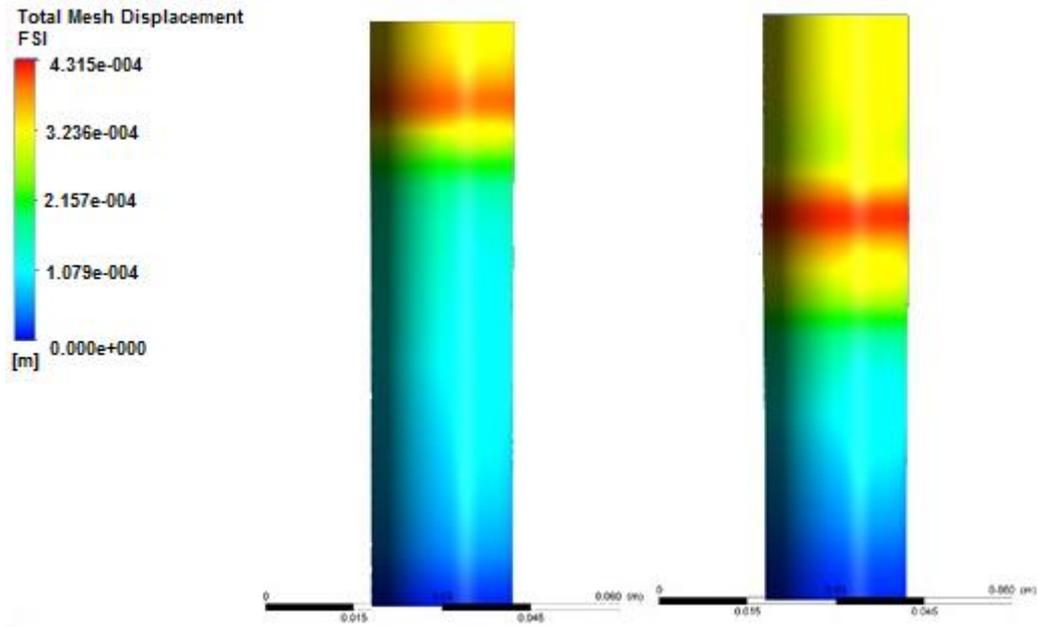
Os resultados são apresentados qualitativamente, Figuras 103 a 106. Estas mostram o deslocamento da malha do fluido nos passos de tempo 25-50, 100-200, 250-300, 350-400, respectivamente. Observa-se que a entrada degrau imposta na entrada do tubo viaja ao longo do comprimento, ou seja, o pulso comporta-se como uma onda, de forma que, nos instantes 350 à 400, quando esta onda chega na saída do tubo, observa-se a reflexão em função das condições de contorno impostas nos domínios do sólido e do fluido.

Figura 102 - Deslocamento da malha do fluido. Para 25 e 50 passos.



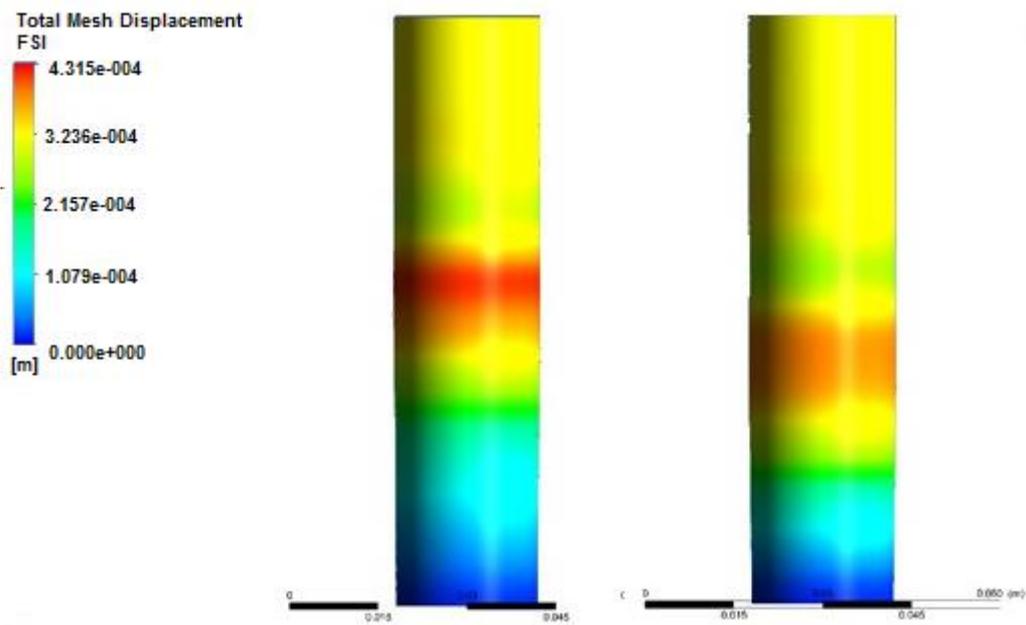
Fonte: Própria autora.

Figura 103 - Deslocamento da malha do fluido. Para 100 e 200 passos.



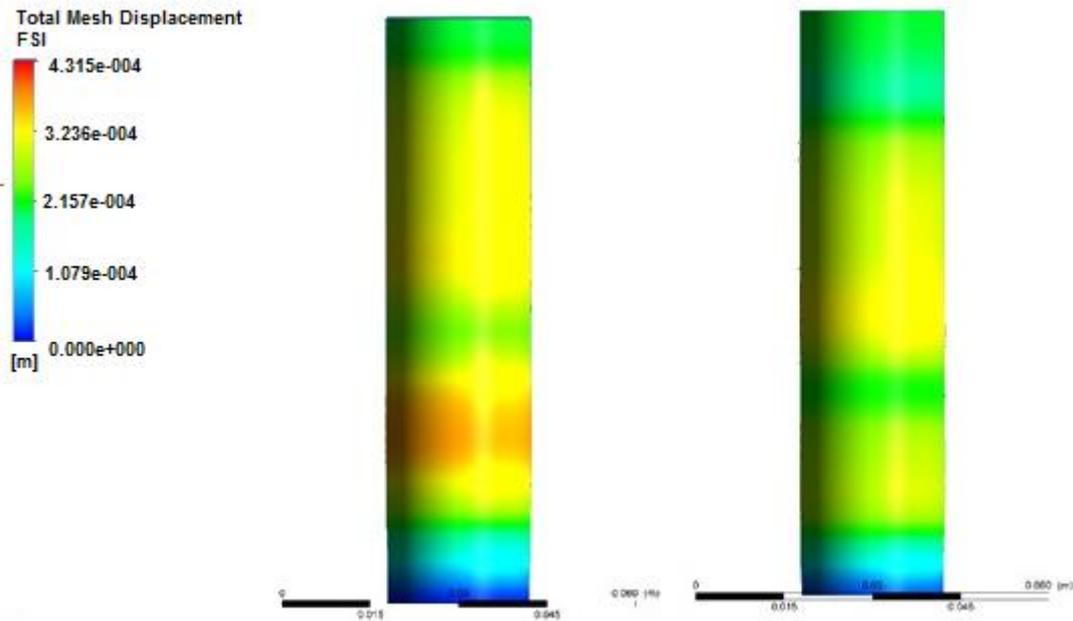
Fonte: Própria autora.

Figura 104 - Deslocamento da malha do fluido. Para 250 e 300 passos.



Fonte: Própria autora.

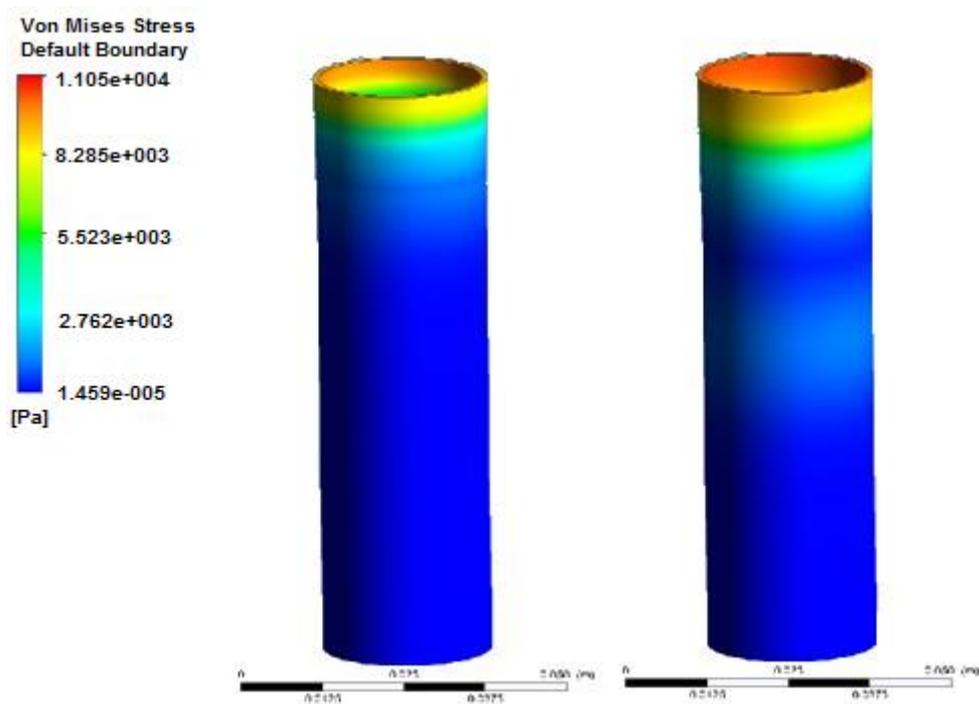
Figura 10506- Deslocamento da malha do fluido. Para 350 e 400 passos.



Fonte: Própria autora.

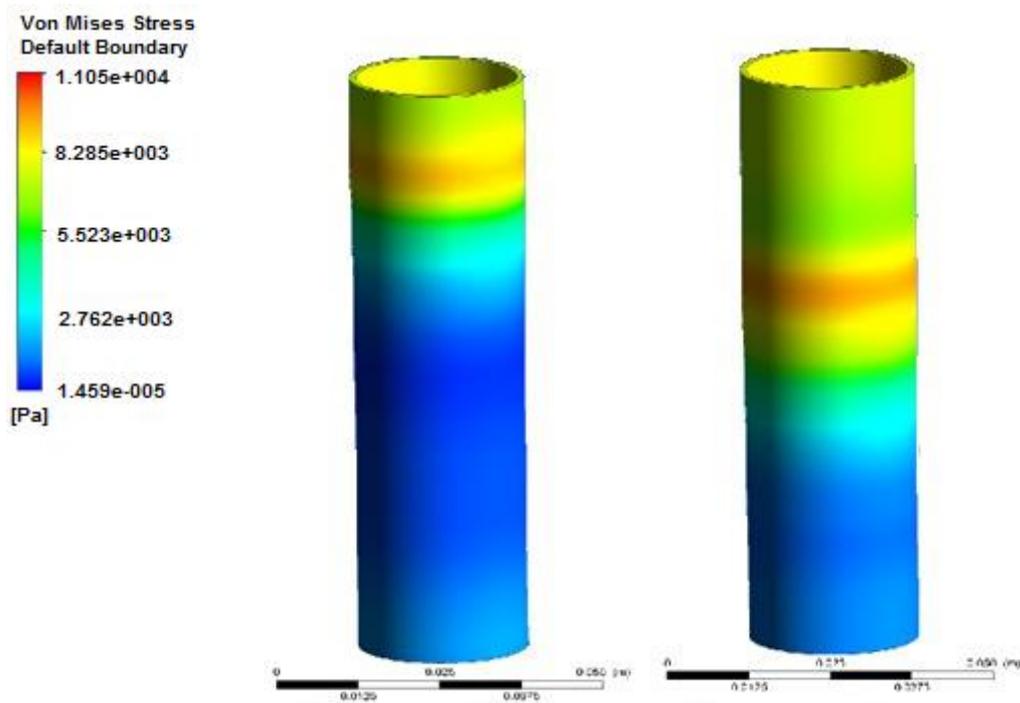
Observa-se nas Figuras 107 à 110 o campo de tensões efetivas de Von Mises, nos passos de tempo 25-50, 100-200, 250-300, 350-400, respectivamente. O campo de tensão possui o mesmo comportamento de onda apresentado na deformação da malha no domínio do fluido. O valor máximo da tensão exibido na parede é de aproximadamente $\tau_{max} = 1,2 \cdot 10^4 \text{ Pa}$.

Figura 10607- Tensão de Von Mises. Para 25 e 50 passos.



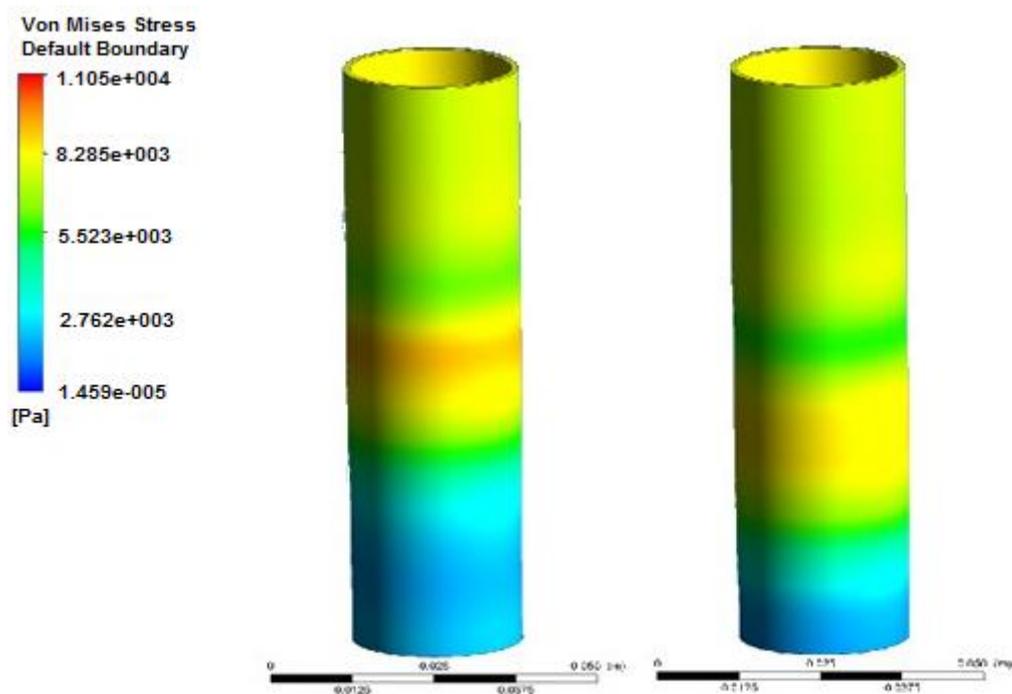
Fonte: Própria autora.

Figura 10708- Tensão de Von Mises. Para 100 e 200 passos.



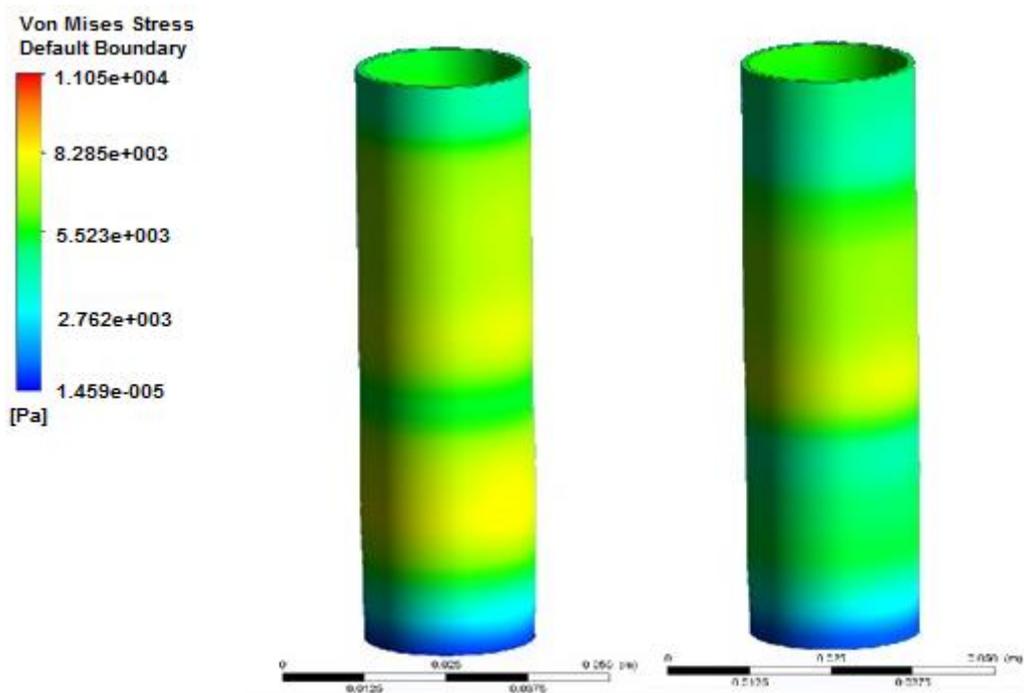
Fonte: Própria autora.

Figura 10809 - Tensão de Von Mises. Para 250 e 300 passos.



Fonte: Própria autora.

Figura 1090 - Tensão de Von Mises. Para 350 e 400 passos.

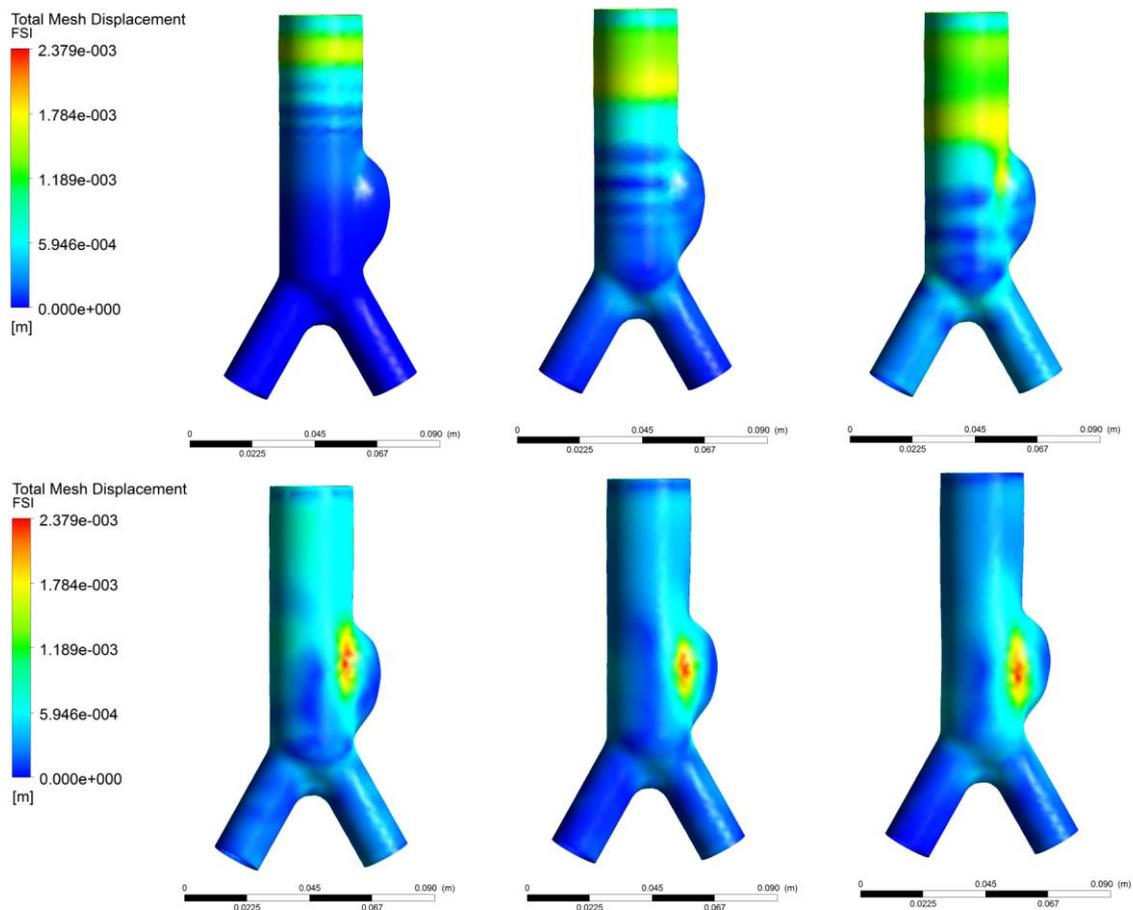


Fonte: Própria autora.

Assim como a geometria 1, a geometria 3, vem como precursora na interação fluido-estrutura de uma geometria com aneurisma, portanto o fluido foi considerado Newtoniano e o escoamento laminar. Só que nesta geometria a velocidade da entrada não é definida como uma constante, e sim um perfil periódico variável no tempo. Uma UDF proposto por Sinnott, Cleary e Prakash (2006) para descrever o escoamento pulsátil foi utilizada.

As propriedades do sangue usadas são as mesmas, densidade de 1055 kg/m^3 , viscosidade dinâmica igual a $0,0035 \text{ Pa.s}$ e condutividade térmica igual a $0,6069 \text{ W/mK}$. O material do sólido foi considerado um material isotrópico com densidade de 2000 Kg/m^3 , com módulo de Young de 3.10^5 e Poisson de $0,3$.

Figura 1101 - Deslocamento da malha do fluido. De 50 à 300 passos.

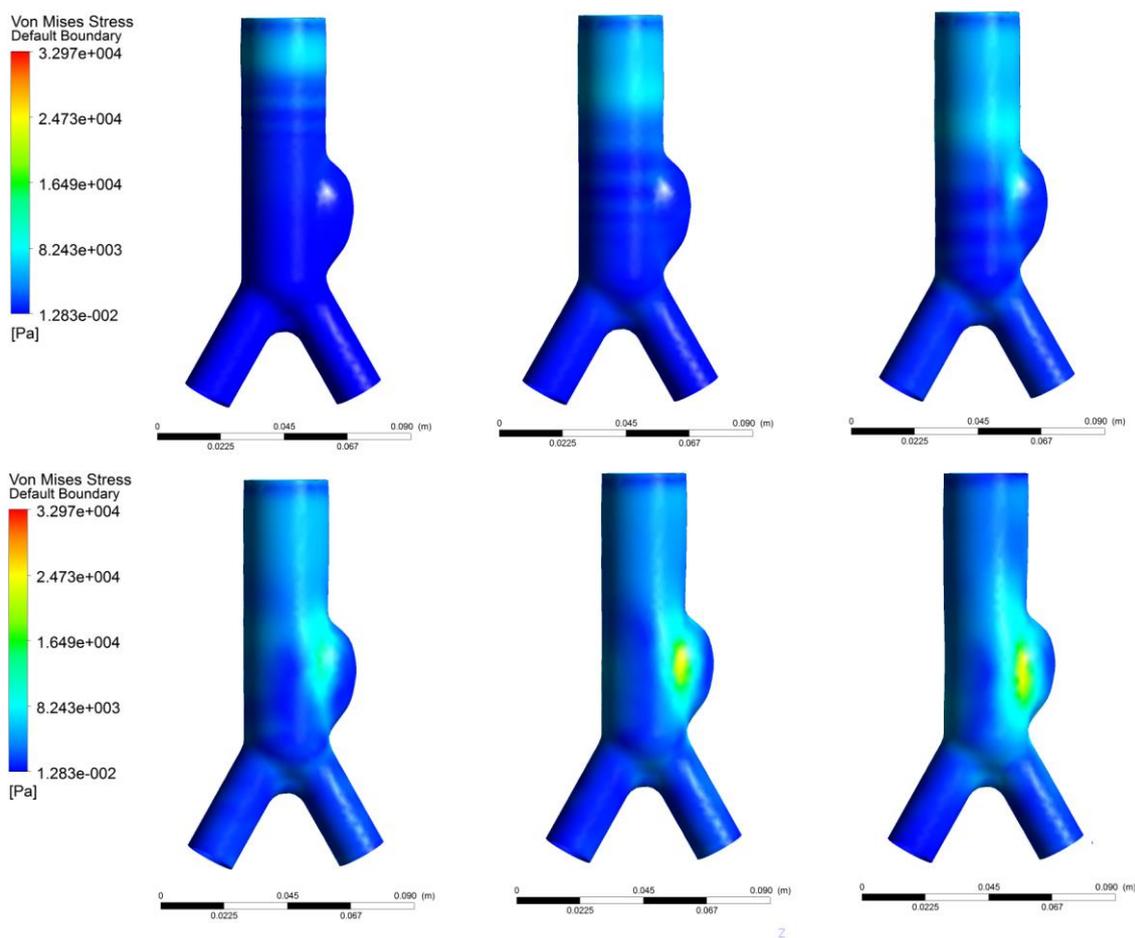


Fonte: Própria autora.

A Figuras 111 mostra os deslocamentos da malha do fluido nos passos de tempo de 50 à 300. Como a geometria de Legendre (2009) é baseado em um tubo simétrico, observa-se o pulso em forma de onda, atravessando o comprimento do aneurisma.

Devido à geometria ser simétrica, em grande parte, a onda se propaga até a saída do modelo geométrico. Vale ressaltar ainda que os deslocamentos máximos estão localizados entre a região da bifurcação e o abaulado, que representa o aneurisma.

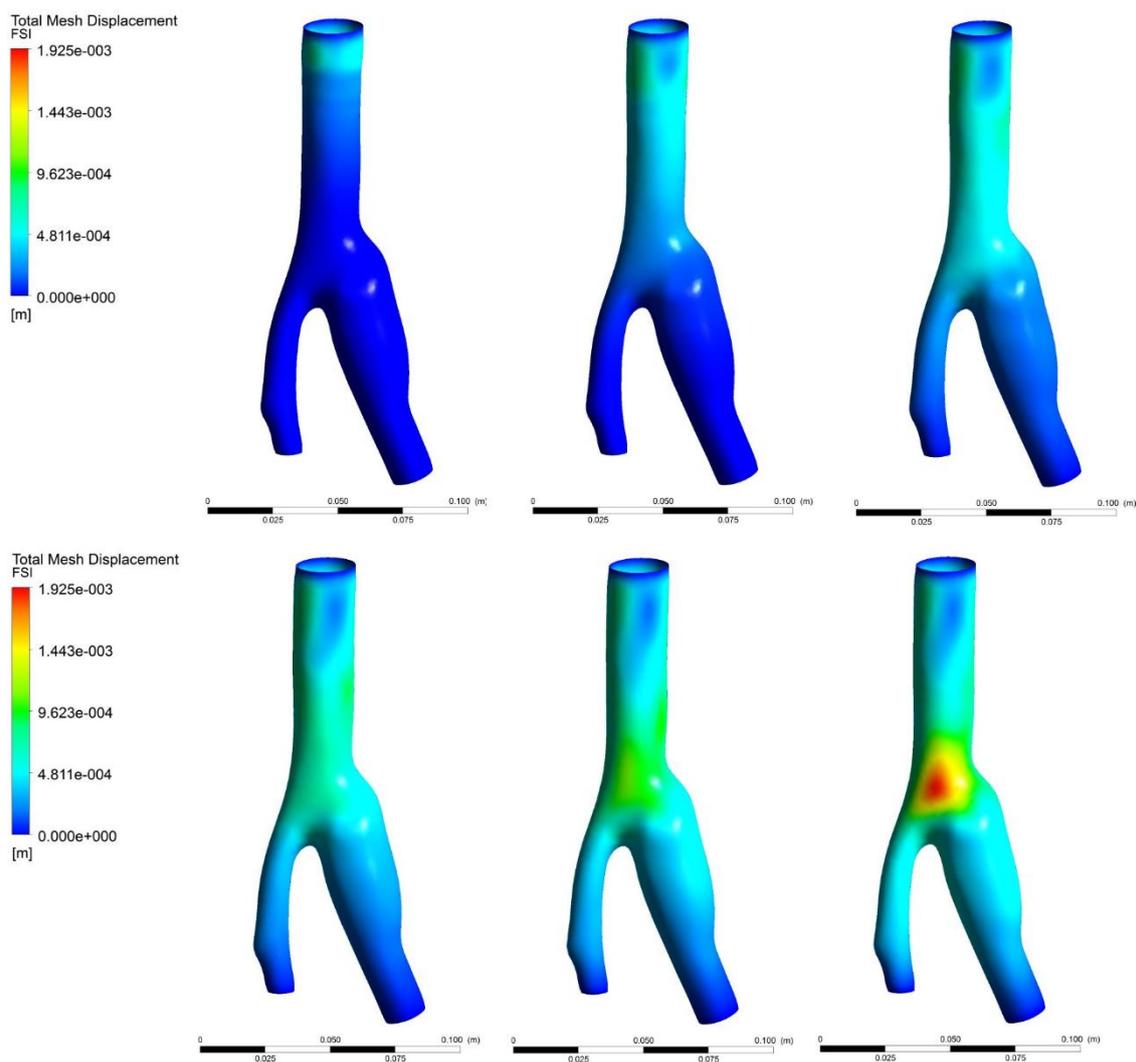
Figura 111 - Tensão de Von Mises. De 50 à 300 passos.



Fonte: Própria autora.

O campo de tensão efetivas de Von Mises possui o mesmo comportamento de onda apresentado na deformação da malha no domínio do fluido. Na região abaulada encontram-se também os maiores valores de tensão na parede. Dessa maneira a ordem de grandeza máxima é de 10^4 Pa, Figura 112.

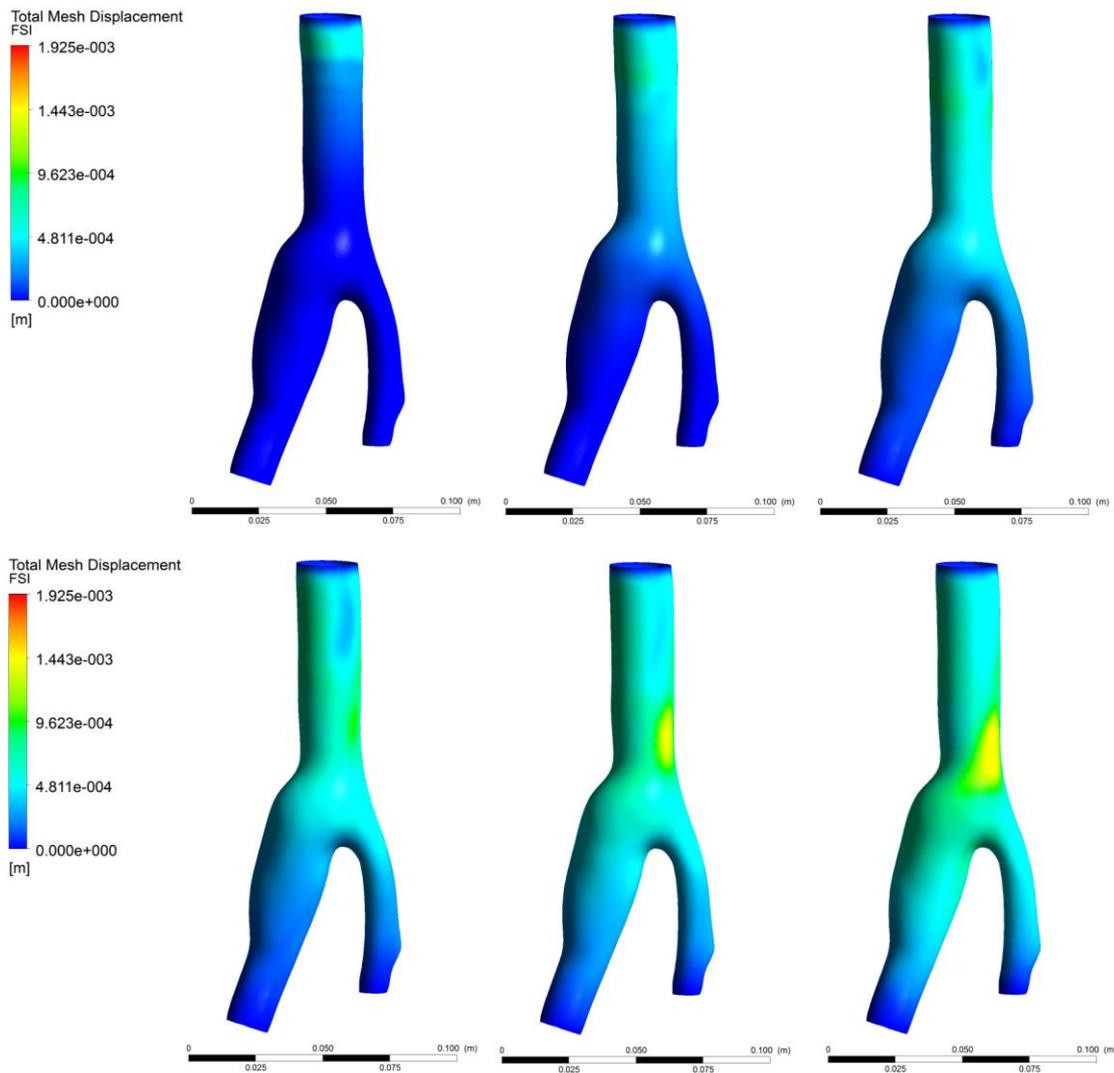
Assim como no modelo de Carreau, o modelo $k - \varepsilon$ também apresenta os resultados próximos a região de bifurcação, o que era previsto, já que no escoamento real os fenômenos de turbulência e reologia não-Newtoniana combinam-se.

Figura 112 - Deslocamento da malha do fluido. De 50 à 300 passos para $k-\epsilon$ (ladoA).

Fonte: Própria autora.

Desse modo, o lado B para o modelo de $k - \epsilon$ também apresentou um menor deslocamento máximo em relação ao lado A para o mesmo modelo, Figura 114.

Figura 113- Deslocamento da malha do fluido. De 50 à 300 passos para k-ε (lado B).



Fonte: Própria autora.

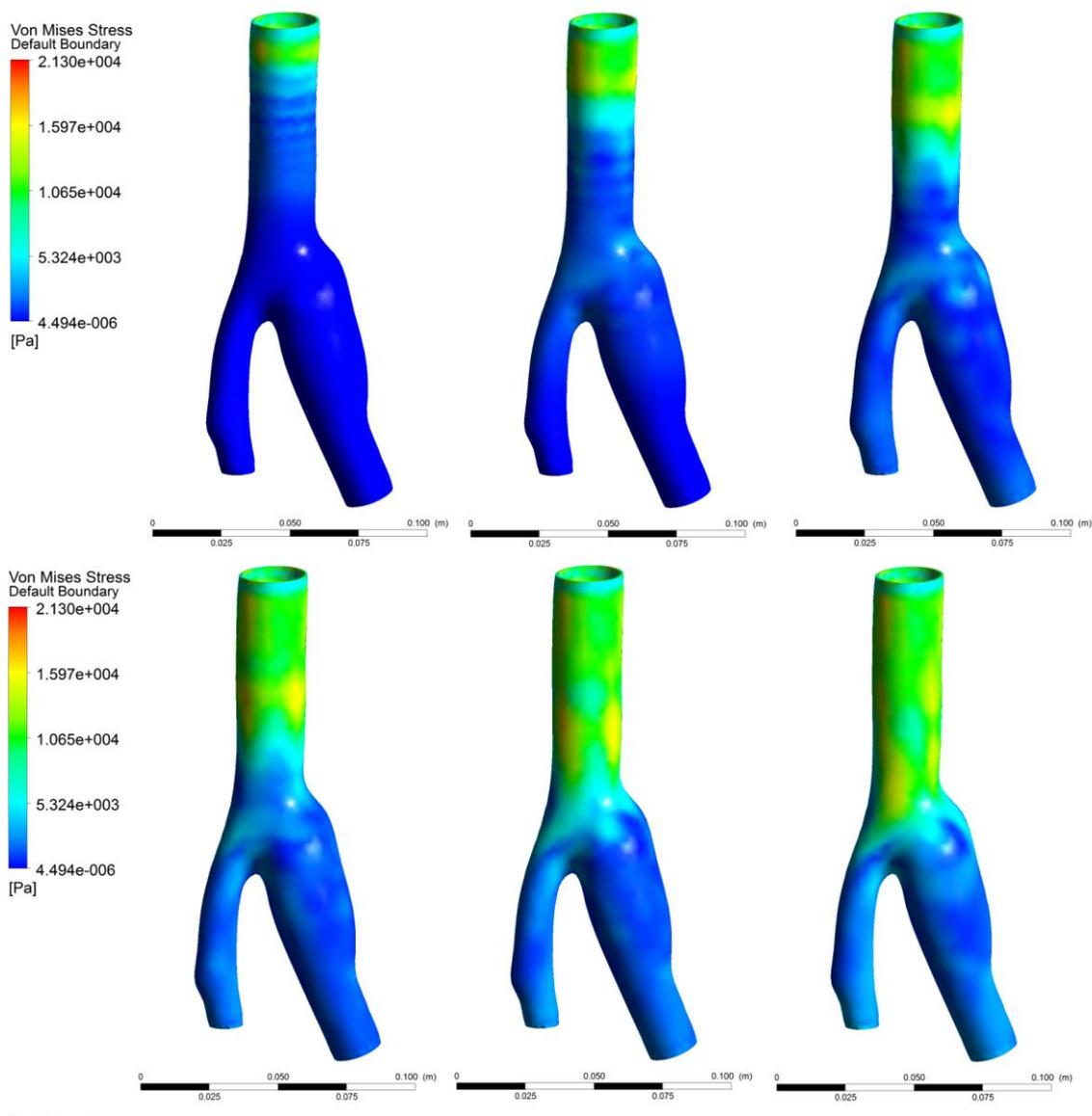
Observa-se que ambos os modelos mostram valores equivalentes (mesma ordem de grandeza). Isto se confirma nas Figura 113 e 114 no passo de tempo de 300 s, na qual o deslocamento máximo neste mesmo instante de tempo ocorre na mesma região da bifurcação com ordem de grandeza 10^{-3} m.

Não somente o deslocamento foi analisado na interação fluido estrutura, mas a tensão de Von Mises sobre a parede arterial. Para essa análise considerou a geometria com lados A e B.

Nas tensões de Von Mises, o modelo com geometria real permite a visualização do pulso ao longo do comprimento da artéria da mesma maneira que nos modelos geométricos do tubo e Legendre (2009) adaptado, como pode ser visto na Figura 113 à Figura 114.

Nos resultados das Figuras 115 e 116, as tensões de Von Mises para os modelos de $k - \varepsilon$ são maiores na região que antecede a bifurcação. A duração da simulação (0,03s) não é suficiente para que o pulso atravesse toda a geometria do aneurisma. Logo, outras regiões com valores maiores da tensão de Von Mises podem aparecer em tempos superiores.

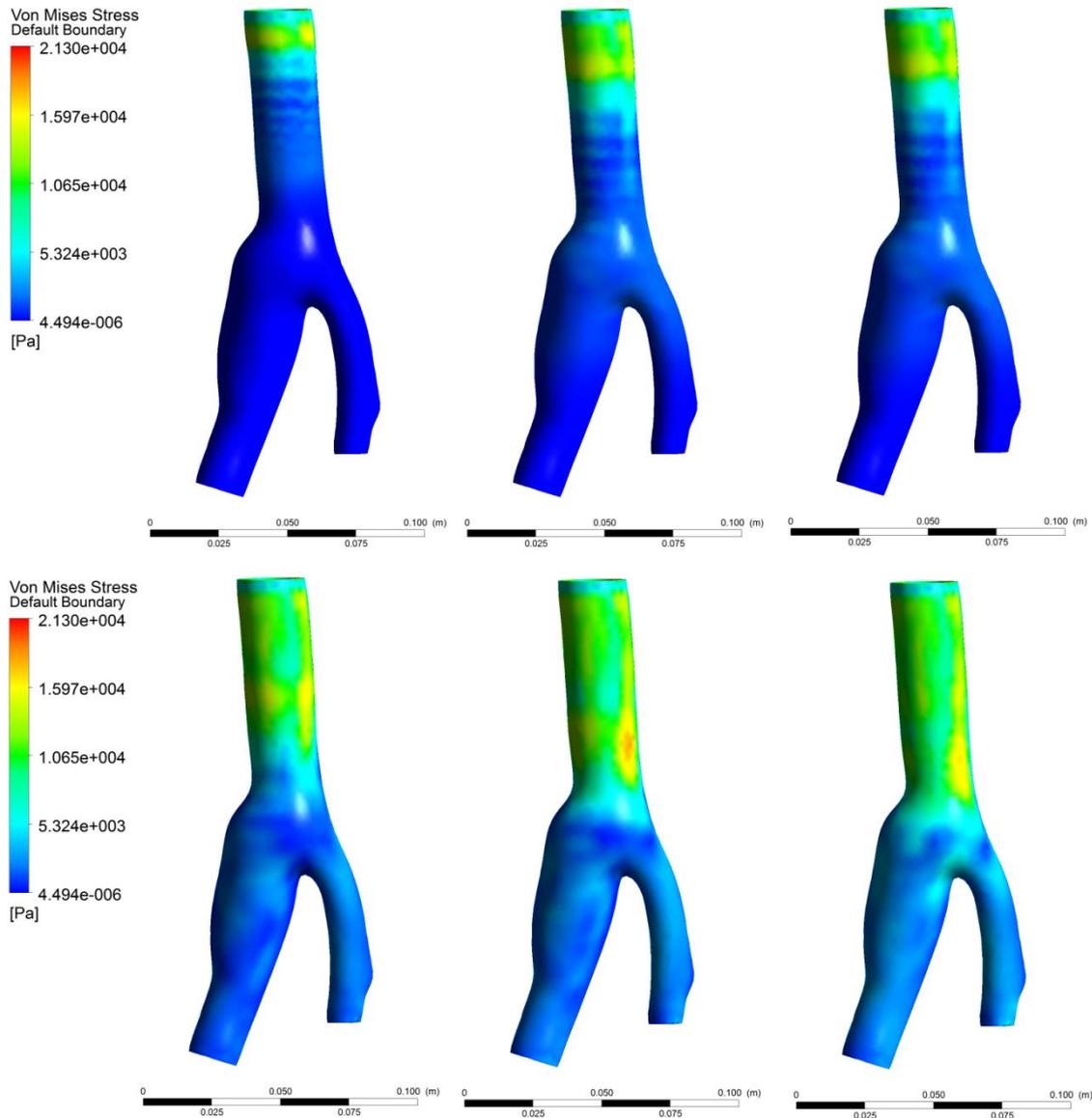
Figura 114 - Tensão de Von Mises. De 50 à 300 passos para $k-\varepsilon$ (lado A).



Fonte: Própria autora.

No lado B observa-se uma região com tensões de Von Mises mais visíveis que no lado A, nos dois modelos.

Figura 115 - Tensão de Von Mises. De 50 à 300 passos para $k-\varepsilon$ (lado B).



Fonte: Própria autora.

Em ambos os modelos, Carreau e $k - \varepsilon$, o valor máximo da tensão efetiva na parede da artéria é menor do que o limite de ruptura predito por Arroyave *et al.* (2015), que é da ordem de 10^5 Pa. Assim, pode-se dizer que a tensão efetiva máxima nestes casos não produzirá a ruptura da artéria.

Embora a tensão efetiva esteja em um valor menor do que o limite de ruptura, outros fatores como tensão cisalhante na parede, pressão hidrostática e pressão transmural podem levar a degeneração do tecido endotelial, juntamente com outros processos fisiopatológico⁵.

⁵ Estudo das funções anormais ou patológicas de vários órgãos ou organismos.

8 DISCUSSÃO E CONCLUSÃO

Não se pode fazer uma comparação direta entre os fenômenos de turbulência e reologia não-Newtoniana, uma vez que o comportamento esperado seria a composição dos dois fenômenos, visto que ambos estão presentes no escoamento real. O motivo da não comparação direta é porque não há um modelo matemático e numérico na qual os dois efeitos são contabilizados, no *software* Ansys, uma vez que, para o modelo de fluido não-Newtoniano utiliza-se um escoamento laminar. Vale ressaltar que, os casos tratam de fenômenos de naturezas diferentes. De todo modo, foi feita uma observação de forma qualitativa os efeitos de cada fenômeno.

Embora não tenha havido a validação das malhas, devido a limitação da licença Ansys, a independência do passo de tempo foi verificada, os passos de tempo analisados foram $2 \cdot 10^{-4}$ s e $2 \cdot 10^{-3}$ s . O observado foi que a escolha do passo de tempo de maior valor influencia em um tempo de processamento mais rápido.

Como as paredes da aorta abdominal são heterogêneas, ou seja, depende de cada caso, é preciso especificar suas espessuras, pressão arterial, morfologia e as tensões que atuam na parede. Portanto para as análises feitas, conclui-se para o caso 2 que existem regiões com baixas velocidades, recirculações que gera assim baixos valores de tensão cisalhante que quando combinado com outros fatores, como por exemplo o aumento da pressão, são responsáveis pelo enfraquecimento da parede do aneurisma. Para a caso 3, conclui-se que as tensões atuantes na parede avançam de maneira constante, devido sua geometria ser simplista e possuir um perfil pulsátil, a onda senoidal é transmitida durante a fase sistólica pelo seu comprimento.

A variável pressão está ligada diretamente com a variação do volume de sangue, isso devido à alta plasticidade da artéria. Então se relacionarmos os fatores tensão de cisalhamento e pressão para o caso 4 o valor máximo da tensão cisalhante ocorre no instante de 0,1 s com valores da ordem de 8 Pa, e para o caso 5 a máxima tensão ocorre no instante 0,01 s com ordem de 9 Pa, o que nos leva uma conclusão prévia que os aneurismas analisados estão abaixo do valor de 35 Pa, provavelmente em fase de crescimento e longe ainda da ruptura. As tensões efetivas máximas atingidas no caso 8 estão abaixo do valor de ruptura que é da ordem de 10^5 Pa (Arroyave *et. al.* 2015), mostrando assim que neste caso este fator não será responsável pela ruptura do aneurisma.

Os fatores responsáveis pela formação e crescimento de um aneurisma foram analisados e mostram que em nenhum dos casos os aneurismas estavam rompidos ou próximos do rompimento, no entanto, vale ressaltar que em nenhum desses casos foi levado em conta os efeitos patológicos, rupturas, fissuras na parede da artéria ou mesmo doenças.

Por fim, conclui-se que, de acordo com o trabalho, os objetivos foram alcançados, pois demonstraram comparações entre os modelos de Carreau e $k - \varepsilon$ para 5 geometrias de aneurisma realísticos e geométricos, analisando o escoamento e a interação fluido-estrutura.

9 TRABALHOS FUTUROS

Este trabalho teve um papel importante para compreensão da hemodinâmica do aneurisma da aorta abdominal (AAA) e dos parâmetros que promovem a degradação da artéria, desenvolvimento de doenças cardiovasculares e até ruptura. No entanto, baseado nos estudos e nas conclusões, sugerem-se mais investigações:

- Construir uma bancada experimental, utilizando prototipagem rápida para geometrias reais, sendo possível a validação dos resultados numéricos;
- Explorar o efeito das paredes elásticas com materiais não-lineares na hemodinâmica;
- Usar outros modelos turbulentos e reológicos para descrever o comportamento do sangue;
- Encontrar parcerias com hospitais escola, para outras extrações de aneurismas rompidos ou não de forma a verificar o efeito dos fatores que levam ao surgimento e crescimento de um aneurisma, além de obter conhecimentos específicos do paciente;

REFERÊNCIAS

- AL-CHUEYR, T. et al. **Invesalius 3.0a**: pré manual pelo usuário. [S. l.: s. n.], 2009.
- ALVES, L. V. S. **Otimização da geometria da prótese arterial para intervenção cirúrgica**. Porto: Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto, 2013.
- ANCEY, C. Notebook: introduction to fluid rheology. Lausanne: Laboratoire Hydraulique Environnementale (LHE), École Polytechnique de Lausanne, 2005.
- AMARAL, L. **Interação fluido-estrutura**: o que é? [S. l.]: ESSS, 2016. Disponível em: <www.esss.com.br/blog/2016/04/interacao-fluido-estrutura-o-que-e/>. Acesso em: 01 set. 2016.
- AZEVEDO, B. M. C. **Estudo preliminar da hemodinâmica em modelos simplificados de aneurismas saculares**. 2010. 145 f. Dissertação (Mestrado) – Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto, Universidade de Portugal, Porto, 2010.
- BAZILEVS, Y.; TAKIZAWA, K.; TEZDUYAR, T. E. **Computational fluid-structure interaction**: methods and applications. New York: John Wiley & Sons, 2013.
- BELYTSCHKO, T.; LIU, W. K.; MORAN, B. Nonlinear finite elements for continua and structures. New York: John Wiley & Sons, 2000.
- BORTOLOTO, L. A. ; SAFAR, M. E. **Perfil da pressão arterial ao longo da árvore arterial e genética da hipertensão**. São Paulo: Instituto do Coração do Hospital das Clínicas - FMUSP, 2006.
- CARDOSO, E. A. C. **Análise experimental de escoamento de fluidos newtonianos e não - newtonianos em tubulações lisas e rugosas**. 2013. 110 f. Dissertação (Mestrado) – Universidade Federal do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, 2013.
- CARVALHO, J. A. **A mecânica dos fluidos aplicada a escoamento do sangue na microcirculação**. 2006.
- CARNEIRO, A. F. G. C. **Influência do ciclo cardíaco no fluxo sanguíneo na vizinhança da bifurcação ilíaca**, 2009. 212 f. Tese (Doutorado) - Universidade do Minho, Escola de Engenharia, 2009.
- CAVADAS S. M. **Hidrodinâmica de jatos de impacto confinados escoamento de fluidos Newtonianos e não-Newtonianos**. 2008. 333 f. Tese (Doutorado em Engenharia Mecânica) - Curso de Engenharia Mecânica, Universidade do Porto, Porto,
- CICIGLIANO, E. C. S. **Análise numérica dos escoamentos de fluido em tubos elásticos**. 2010. 77 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica) - Faculdade de Engenharia, Universidade Estadual Paulista, Ilha Solteira, 2010.

COTRAN, R. S.; KUMAR, V.; COLLINS, T. **Robbins pathologic basis of disease**. 6. ed. Philadelphia: Saunders Company, 1999.

DIAS, F. **A circulação do sangue**. Disponível em: <<http://www.sogab.com.br/floresdias/sistemacirculatorio.htm>>. Acesso em: 28 mar. 2016.

DONEA, J.; HUERTA, A.; PONTHOT, J.; RODRIGUES-FERRAN, A. Arbitrary lagrangian-eulerian methods. In: STEIN, E.; BORST, R.; HUGHES, J. R. **Encyclopedia of computational mechanics**: volume 1: fundamentals. New York: John Wiley & Sons. Cap. 14, 2004.

ENE, F. **Fluid structure interaction in abdominal aortic aneurysm using workbench**. [S. l.]: GMEDTECH – Galway Medical Technologies Centre, 2014.

FERREIRA, M. C. C. M. **Estudo hemodinâmico da bifurcação da artéria carótida tendo em vista aplicação hospitalar**. 2013. 93 f. Dissertação (Mestrado) - Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto, Universidade de Portugal, Porto, 2013.

GERALDES, R. M. D. **Simulação de escoamento sanguíneo em biomodelos digitais de patologias vascular humanas**. 2014. 81 f. Dissertação (Mestrado) - Politécnico de Bragança, Bragança, 2015.

GO, A. S. MOZAFFARIAN, D.; ROGER, V. L.; BENJAMIN, E. J.; BERRY, J. D.; BORDEN, W. B.; BRAVATA, D. M.; DAI, S.; FORD, E. S.; FOX, C. S.; FRANCO, S.; FULLERTON, H. J.; GILLESPIE, C.; HAILPERN, S. M.; HEIT, J. A.; HOWARD, V. J.; HUFFMAN, M. D.; KISSELA, B. M.; KITTNER, S. J.; LACKLAND, D. T.; LICHTMAN, J. H.; LISABETH, L. D.; MAGID, D.; MARCUS, G. M.; MARELLI, A.; MATCHAR, D. B.; MCGUIRE, D. K.; MOHLER, E. R.; MOY, C. S.; MUSSOLINO, M. E.; NICHOL, G.; PAYNTER, N. P.; SCHREINER, P. J.; SORLIE, P. D.; STEIN, J.; TURAN, T. N.; VIRANI, S. S.; WONG, N. D.; WOO, D.; TURNER, M. B. **Heart disease and stroke statistics-2013 update**: a report from the American Heart Association. Dallas: American Heart Association, 2013.

GUYTON, A. C.; HALL, J. E. **Tratado de fisiologia médica**. 11. ed. Rio de Janeiro: Editora Elsevier, 2006.

JOHNSTON, K. W.; RUTHERFORD, R. B.; TILSON, M. D.; SHAH, D. M.; HOLLIER, L.; STANLEY, J. C. Suggested standards for reporting on arterial aneurysms. **J Vasc Surg**, Philadelphia, v. 13, p. 452-458, 1991.

LAW, M. Screening for abdominal aortic aneurysms. **Br Med Bull**, Oxford, v. 54, n. 4, p. 903- 913, 1998.

LEE, D.; CHEN, J. Y. Pulsatile flow fields in a model of abdominal aorta with its peripheral branches. **Biomedical Engineering: Applications, Basis & Communications**, Singapore, v. 15, n. 5, p. 170-178, 2003.

LEGENDRE, D. F. **Estudo de comportamento de fluxo através de modelo físico e computacional de aneurisma de aorta infra-renal obtido por tomografia.** 2009. 204 f. Tese (Doutorado) - Escola Politécnica da Universidade de São Paulo, São Paulo, 2009.

LIMA, L. A. **Sintomas, causas e tratamento do aneurisma da aorta.** 2016. **Tua saúde, 5 jul.** Disponível em: <<https://www.tuasaude.com/aneurisma-da-aorta/>>. Acesso em: 04 fev. 2017.

MANUAL DO ANSYS Workbench. Apostila de treinamento. 2013.

MARTINO, E. S. DI et al. Biomechanical properties of ruptured versus electively repaired abdominal aortic aneurysm wall tissue. **Journal of Vascular Surgery**, Pittsburgh, v. 43, n. 3, p. 570-576, mar. 2006.

MARTINS, R. J. A. **Estudo numérico da hemodinâmica na artéria aorta abdominal.** 2014. 69 f. Dissertação (Mestrado) - Universidade de Trás-os-Montes e Alto Douro, Vila Real, 2014.

OLIVEIRA, P. J. **Biotransporte:** noções básicas de mecânica dos fluidos e de fluidos não Newtonianos: parte II. [S. l.: s. n.], 2010.

ORFÃO, E. C. G. **Estudo numérico e experimental do comportamento biomecânico do aneurisma quando sujeito a pressão interna.** 2014. 114 f. Dissertação (Mestrado) – Escola Superior de Tecnologia e Gestão, Instituto Politécnico de Bragança, Bragança, 2014.

PATANKAR, S. V. Numerical heat transfer and fluid flow. [S. l.: s. n.], 1980.

PINHEIRO, P. **Aneurisma da Aorta abdominal.** Disponível em: <<http://www.mdsauade.com/2012/08/aneurisma-da-aorta-abdominal.html>>. Acesso em: 25 dez. 2016.

PIO, A. **Aneurismas matam 6,5 mil pessoas por ano e estão ligados à hipertensão e ao tabagismo.** [S. l.: s. n.], 2013. Saúde Plena, 10 de Abril. Disponível em: <http://sites.uai.com.br/app/noticia/saudeplena/noticias/2013/04/10/noticia_saudeplena,143003/aneurismas-matam-em-media-6-5-mil-pessoas-por-ano-e-estao-ligados-a-hi.shtml>. Acesso em: 28 jul. 2016.

PUECH-LEÃO, P.; KAUFFMAN, P. **Aneurismas arteriais.** São Paulo: Fundo Editorial Bik, 1998. p. 282.

REZENDE, A. L. T. **Análise numérica da bolha de separação do escoamento turbulento sobre placa plana fina inclinada.** 2009. Tese (Doutorado) – Pontifícia Universidade Católica do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, 2009.

SANCHES, R. A. K.; CODA, H. B. **Análise de interação fluido estrutura pelo método dos elementos finitos.** [S. l.: s. n.], 2009.

SANCHES, R. A. K. **Sobre o acoplamento fluido-casca utilizando os métodos dos elementos finitos**. 2011. Tese (Doutorado) – Universidade de São Paulo – USP, São Carlos, 2011.

SCARPELLINI, E. S. **Fisiologia Cardiovascular – Parte I**. 2012. Atendimentos Particulares/Reabilitação Cardiovascular, 13 jan. Disponível em: <<https://ennioss.wordpress.com/tag/vasos-sanguineos/>>. Acesso em: 04 Jan. 2016.

SIEBERT, M. W.; FODOR, P. S. **Newtonian and Non-Newtonian blood flow over a backward-facing step – a case study. excerpt from the proceedings of the COMSOL**. Boston, 2009.

SINNOTT, M.; CLEARY, P. W.; PRAKASH, M. An investigation of pulsatile blood flow in a bifurcating artery using a grid-free method. In: INTERNATIONAL CONFERENCE ON CFD IN THE PROCESS INDUSTRIES CSIRO, 5., 2006, Melbourne. **Proceedings...** Melbourne: [s. n.], 2006.

SILVA, F. F. **Proposta de biomodelagem virtual utilizando softwares livres**. 2011. 150 f. Dissertação (Mestrado) - Faculdade de Engenharia, Universidade Estadual Paulista – UNESP, Guaratinguetá, 2011.

SILVA, H. J. G. **Caracterização do fluxo sanguíneo numa bifurcação da artéria carótida com estenose**. 2015. 137 f. Dissertação (Mestrado) – Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto, Universidade de Portugal, Porto, 2015.

SOUZA, M. H. L.; ELIAS, D. O. **Fundamentos da circulação extracorpórea**. Rio de Janeiro: Centro Editorial Alfa Rio, 2006. 828 p.

TABACOW, F. B. D. **Análise computacional de esforços hemodinâmicos em aneurisma de aorta abdominal infra-renal antes e após a instalação de endopróteses**. 2014. 125 f. Dissertação (Mestrado) – Escola Politécnica, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2014.

TAYLOR, C. A.; DRANEY, M. T. Experimental and computational methods in cardiovascular fluid mechanics. **Annual Review of Fluid Mechanics**, Palo Alto, v. 36, p.197- 231, 2004.

TEIXEIRA, P. R. F. **Simulação numérica da interação de escoamentos tridimensionais de fluidos compressíveis e incompressíveis e estruturas deformáveis usando o método de elementos finitos**. 2001. 237 f. Tese (Doutorado) - Escola de Engenharia, Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, 2001.

TORLAI, F. G. **Proposta para padronização do relatório de tomografia computadorizada nos aneurismas da aorta abdominal**. [S. l.: s. n.], 2005.

VALENTE, L. O software para cirurgias Invesalius, desenvolvido por centro de pesquisa, é liberado para uso público. **Cienc. Cult.**, v. 60, n. 1, p. 8-9, 2008.

VEYNANTE, D.; POINSOT, T. **Large eddy simulation of combustion instabilities in turbulent premixed burners**. [S. l.: s. n.], 1997.

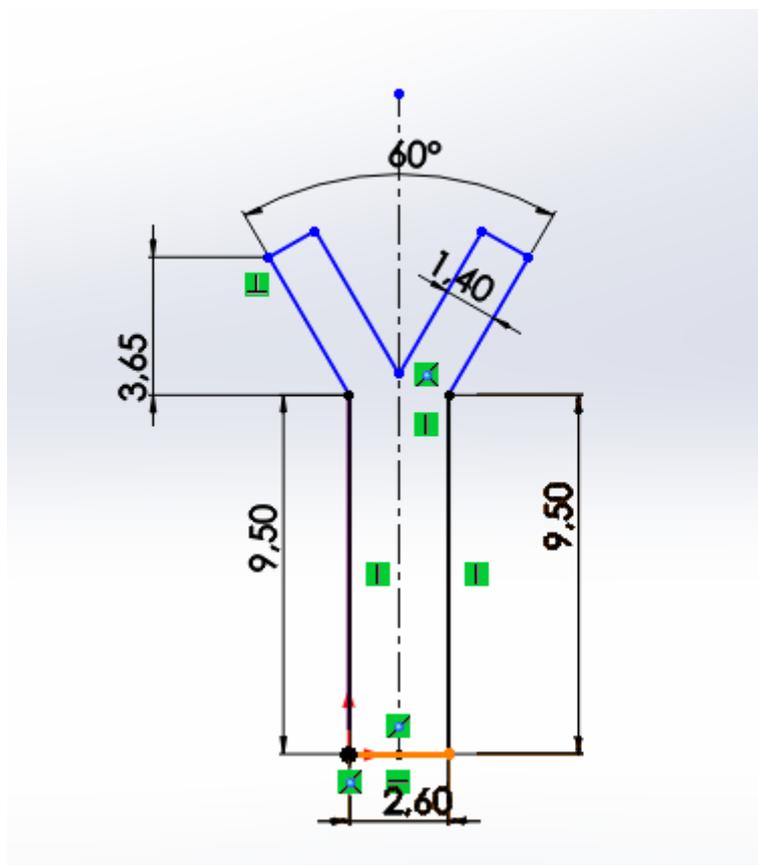
VIVAS, W. L. P, **Manual práctico de Hematología**. [S. l.: s. n.], 2014.

WANG, J. J.; PARKER, K. H. Wave propagation in a model of the arterial circulation. **Journal Biomechanics**, New York, v.37, p.457-470, 2004.

WOLTERS, B. J. B. M. et al. A patient-specific computational model of fluid–structure interaction in abdominal aortic aneurysms. **Medical Engineering & Physics**, The Netherlands, v. 27, n. 10, p. 871-883, dez. 2005.

YOUNIS, B. A.; BERGER, S. A. A turbulence model for pulsatile arterial flows. **Journal of Biomechanical Engineering**, New York, v. 126, p. 578-584, 2004.

APÊNDICE A – Dimensões em centímetros do modelo geométrico baseado em Legendre (2009)



Fonte: Própria autora.

**APÊNDICE B - Perfil de velocidade dado por uma UDF, escrita por Chiyu Jian da
Cornell University**

```

/*****

/* UDFs for specifying time dependent velocity profile boundary condition

*****/

#include "udf.h"//file that contains definitions for define functions and fluent operations

#define PI 3.141592654

DEFINE_PROFILE(inlet_velocity,th,i)
{
    face_t f;

    begin_f_loop(f,th)
        double t = (CURRENT_TIME*2-floor(CURRENT_TIME*2))/2; //t is
the local time within each period

        {
            if(t <= 0.218)
                F_PROFILE(f,th,i) = 0.5*sin(4*PI*(t+0.0160236));
            else
                F_PROFILE(f,th,i) = 0.1;
        }
    end_f_loop(f,th);
}

```

APÊNDICE C - Perfil do pulso dado por uma UDF, dado por uma função rampa

```

#include "udf.h"//file that contains definitions for define functions and fluent operations

#define PI 3.141592654

#define Re 1000 // adimensional

#define mu 0.0035 // kg/m/s

#define D 0.024 //m

DEFINE_PROFILE(inlet_velocity,th,i)
{
    real area,VAZAO;

    area = (PI/4)*D^2

    VAZAO = (Re*mu*area)/D

    face_t f;

    begin_f_loop(f,th)

        double t = (CURRENT_TIME*2-floor(CURRENT_TIME*2))/2; //t is
the local time within each period

        {

            if(t == tfin)

                F_PROFILE(f,th,i) = VAZAO;

            else

                F_PROFILE(f,th,i) = VAZAO+0.5*VAZAO;

        }

    end_f_loop(f,th);
}

```