



UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS

**PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM
ENGENHARIA MECÂNICA**

**“MODELAGEM COMPUTACIONAL FLUIDO
ESTRUTURAL DE UMA AORTA CONDICIONADA A UM
ANEURISMA ABDOMINAL”**

CHARLES MOTTA POSSATTI JÚNIOR

Belo Horizonte, 1 de Julho de 2019

CHARLES MOTTA POSSATTI JÚNIOR

**“MODELAGEM COMPUTACIONAL FLUIDO
ESTRUTURAL DE UMA AORTA CONDICIONADA A UM
ANEURISMA ABDOMINAL”**

Dissertação de Mestrado apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Minas Gerais, como requisito final à obtenção do título de Mestre em Engenharia Mecânica.

Área de concentração: Bioengenharia

Orientador: Prof. Dr. Rudolf Huebner

DEMEC - UFMG

Belo Horizonte
Escola de Engenharia da UFMG
Ano 2019

P856m	<p>Possatti Júnior, Charles Motta. Modelagem computacional fluido estrutural de uma aorta condicionada a um aneurisma abdominal[recurso eletrônico]/Charles Motta Possatti Júnior. - 2019. 1 recurso online (133 f.: il., color.) : pdf.</p> <p>Orientador: Rudolf Huebner.</p> <p>Dissertação (mestrado) - Universidade Federal de Minas Gerais, Escola de Engenharia.</p> <p>Bibliografia: f. 128-133.</p> <p>Exigências do sistema: Adobe Acrobat Reader.</p> <p>1. Engenharia Mecânica - Teses. 2. Aneurisma da aorta - Teses. 3. Simulação por computador - Teses. 4. Modelos geométricos – Teses. 5. Aorta abdominal – Teses. I. Huebner, Rudolf. II. Universidade Federal de Minas Gerais. Escola de Engenharia. III. Título.</p> <p style="text-align: right;">CDU: 621 (043)</p>
-------	--



UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM
ENGENHARIA MECÂNICA

Av. Antônio Carlos, 6627 - Campus Universitário
31270-901 - Belo Horizonte - MG
Tel.: +55 31 3409.5145
E-mail: cpgmec@demec.ufmg.br

**"MODELAGEM COMPUTACIONAL FLUIDO ESTRUTURAL DE
UMA AORTA CONDICIONADA A UM ANEURISMA ABDOMINAL"**

CHARLES MOTTA POSSATTI JUNIOR

Dissertação submetida à Banca Examinadora designada pelo Colegiado do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Minas Gerais, como parte dos requisitos necessários à obtenção do título de "Mestre em Engenharia Mecânica", na área de concentração de "Bioengenharia".

Dissertação aprovada no dia 01 de julho de 2019.

Por:

Prof. Rudolf Huebner
Orientador - Departamento de Engenharia Mecânica/UFMG

Prof. Marcelo Greco
Departamento de Engenharia de Estruturas/UFMG

Prof. Antonio Ferreira Avila
Departamento de Engenharia Mecânica/UFMG

DEDICATÓRIA

Dedico esta dissertação a minha mãe, Olga Ferrari Possatti, e ao meu pai Charles Motta Possatti por todo apoio familiar, financeiro e emocional em todo meu trajeto educacional, realizado na cidade de Belo Horizonte, cujo início fora em 2009. Aos meus irmãos, Diego Ferrari Possatti, Bruna Ferrari Possatti e Leandro de Jesus Ferrari, por todo suporte e ajuda prestado ao longo desta jornada.

AGRADECIMENTOS

Agradeço aos meus pais, Charles Motta Possatti e Olga Ferrari Possatti, e meus irmãos, Bruna, Diego e Leandro, por todo apoio familiar necessário durante esta jornada.

Aos colegas de trabalho e companheiro de pesquisa, Jonathas, Saulo e Mário, pela contribuição com a realização desta pesquisa.

A Tamires Juliana, por ser uma aluna de iniciação científica única ao participar e contribuir desde o início com esta pesquisa e me aturar nos momentos mais estressantes.

Aos amigos e companheiros do Labbio por todos os momentos divertidos e únicos.

A Cida e a Marina pela ajuda com a documentação.

Ao meu amado grupo infanto-juvenil de Taiko Raiki Daiko.

As minhas amigas, Joyce Yuko, Vivian Fukai, Denise Fukai e Samie Carvalho, pelos conselhos nas horas mais complicadas.

A Yaçana Lima por todo carinho, amor, dedicação, paciência, amizade e companheirismo, sempre me motivando e dando forças nos momentos mais difíceis.

Ao Professor Rudolf Huebner pela confiança, conhecimento e orientação prestada neste trabalho.

À CAPES e ao CNPq pelo suporte financeiro necessário para a realização desta pesquisa.

SUMÁRIO

LISTA DE FIGURAS.....	11
LISTA DE TABELAS.....	15
LISTA DE GRÁFICOS	17
LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS	18
LISTA DE SÍMBOLOS	20
RESUMO.....	23
ABSTRACT	24
1 INTRODUÇÃO	26
1.1 Objetivos.....	27
1.1.1 Objetivo Principal.....	27
1.1.2 Objetivos Específicos	28
1.2 Motivação	28
2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	29
2.1 Sistema Circulatório.....	29
2.2 Anatomia do sistema cardiovascular	29
2.2.1 Coração.....	29
2.2.2 Artérias	30
2.2.3 Arteríolas	30
2.2.4 Capilares	30
2.2.5 Vênulas	30
2.2.6 Veias	31
2.3 Circulação Sanguínea.....	31

2.3.1	Circulação Pulmonar	32
2.3.2	Circulação Sistêmica	33
2.4	Sangue.....	33
2.4.1	Plasma.....	34
2.4.2	Eritrócitos ou Glóbulos Vermelhos	34
2.4.3	Leucócitos.....	35
2.4.3.1	Granulócitos.....	35
2.4.3.2	Agranulócitos	36
2.5	Reologia	37
2.5.1	Fluidos Newtonianos	37
2.5.2	Fluidos Não-Newtonianos	38
2.5.2.1	Fluidos Não Newtonianos independentes do tempo	39
2.5.2.2	Fluidos Não Newtonianos dependentes do tempo	39
2.5.3	Modelos Matemáticos de Fluidos Não-Newtonianos.....	40
2.5.3.1	Pseudoplásticos	40
2.5.3.2	Dilatantes	41
2.5.3.3	Carreau- Yasuda	41
2.5.3.4	“Plásticos” de Bingham	42
2.5.3.5	Herschel-Bulkley	42
2.5.3.6	Casson	42
2.5.4	Reologia do Sangue	43
2.5.4.1	Efeito Fåhræus-Lindqvist	44
2.5.4.2	Hematócrito	46
2.6	Aorta: Uma visão estrutural.....	47
2.6.1	Anatomia da Aorta.....	47
2.6.2	Histologia e estrutura da parede arterial	49
2.6.2.1	Túnica <i>Intima</i>	49
2.6.2.2	Túnica <i>Media</i>	50
2.6.2.3	Túnica Adventícia.....	50
2.7	Modelos Constitutivos de uma Parede Arterial.....	51
2.7.1	Modelo de Moens-Kortweg.....	52
2.7.2	Modelo Função Energia de Deformação: polinomial e exponencial	52
2.7.2.1	Modelo Polinomial: Patel e Vaishnav	53

2.7.2.2	Modelo Exponencial	54
2.7.3	Modelo Pseudo Função Energia- Deformação: Fung-Fronek-Patitucci.....	54
2.7.4	Modelos Hiperelásticos	54
2.7.4.1	Neo-Hookean	55
2.7.4.2	Mooney-Rivlin	55
2.7.4.3	Odgen.....	56
2.7.5	Modelo de Holzapfel	56
2.8	Modelagem Computacional Fluidodinâmica	57
2.8.1	Modelagem Matemática	57
2.8.1.1	Equação da Continuidade	58
2.8.1.2	Equação da Quantidade de Movimento	58
2.8.2	Método de Volume Finitos e a Equação de Transporte.....	59
2.8.2.1	Equação do Transporte: Forma Integral e Diferencial	60
2.8.3	Métodos de Discretização de Variáveis aplicado para o MVF	61
2.8.3.1	Esquema de Diferenças Centrais	63
2.8.3.2	Esquema <i>Upwind</i>	64
2.8.3.3	Esquema Híbrido.....	65
2.8.3.4	Esquema <i>Power-Law</i>	66
2.9	Aneurisma	66
2.9.1	Aneurisma da Aorta Torácica (AAT).....	67
2.9.2	Aneurisma da Aorta Abdominal (AAA)	67
2.9.3	Diagnóstico.....	68
2.9.4	Tratamento.....	69
2.9.5	<i>Stents</i>	69
3	METODOLOGIA.....	72
3.1	Modelagem Geométrica	72
3.2	Dinâmica Computacional de Fluido do Escoamento Arterial.....	79
3.2.1	Modelo de Turbulência.....	80
3.2.2	Propriedades Físicas do Sangue	81
3.2.3	Condição de Contorno	81
3.2.4	Análise numérica	84
3.2.4.1	Averiguação do Intervalo de Tempo.....	85

3.2.4.2	Teste de Malha Numérica	85
3.3	Modelagem Estrutural da Aorta	89
3.3.1	Modelagem cinemática.....	89
3.3.2	Condição de Contorno do Problema de Valor Inicial.....	91
3.3.3	Equações Constitutivas do Material	92
3.3.4	Análise de Malha Estrutural	94
3.4	Interação Computacional Fluido-Estrutural	97
3.4.1	Interação Fluido Estrutural- <i>FSI-1-WAY</i>	98
3.4.2	Interação Fluido Estrutura- <i>FSI-2-WAY</i>	98
3.4.3	Interação entre as malhas no <i>FSI 2-WAY</i>	99
4	RESULTADOS E DISCUSSÕES	102
4.1	Descrição das simulações	102
4.2	Caso 1: Artéria Saudável x Artéria com aneurisma: Modelo Camada Única	104
4.2.1	Comportamento Fluidodinâmico	104
4.2.1.1	Velocidade e perfil do escoamento.	104
4.2.1.2	Pressão Interna e Cisalhamento da Parede	107
4.2.2	Análise Estrutural da Aorta	108
4.2.2.1	Critério de Tensão de Von Mises	108
4.2.2.2	Tensão de Cisalhamento	110
4.2.2.3	Deformação Total da Parede Arterial	112
4.2.2.4	Deformação por Cisalhamento da Parede Arterial	113
4.2.2.5	Deslocamento da Parede Arterial.....	115
4.3	Caso 2: Artéria com Aneurisma x Artéria Saudável: Modelo Camada Dupla.	115
4.3.1	Comportamento Estrutural da Aorta: Modelo Camada Dupla	116
4.3.1.1	Critério de Tensão de Von Mises	116
4.3.1.2	Deformação Elástica da Parede Arterial	118
4.3.1.3	Cisalhamento na Parede Arterial	120
4.3.1.4	Deformação por Cisalhamento da Parede Arterial	122

5	CONCLUSÃO.....	125
6	TRABALHOS FUTUROS.....	127
	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	128

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 2.1: Estrutura básica dos vasos sanguínea (SOBOTTA, 2000).	31
FIGURA 2.2: Circulação Sanguínea (GUYTON; HALL, 2011)	32
FIGURA 2.3: Circulação Pulmonar(SOBOTTA, 2000)	32
FIGURA 2.4: Circulação Sistêmica (SOBOTTA, 2000)	33
FIGURA 2.5: Vista em corte de uma hemácia (GRAY, 2008)	34
FIGURA 2.6: Leucócitos granulócitos e agranulócitos(GRAY, 2008).....	36
FIGURA 2.7: Elemento do fluido sobre ação contínua de uma tensão cisalhante:(a) elemento do fluido com uma taxa de deformação $\delta\theta/\delta t$. (b) distribuição da tensão de cisalhamento próximo a uma parede em um fluido (WHITE, 2003).	38
FIGURA 2.8: Classificação geral dos tipos de Fluidos Não Newtonianos (WHITE, 2003).....	39
FIGURA 2.9: Comportamento reológico dos fluidos não newtonianos e newtonianos.(CHHABRA, 2010).....	40
FIGURA 2.10: Curva viscosidade aparente do sangue em função da tensão de cisalhamento (FUNG, 1993).....	43
FIGURA 2.11: Tensão de cisalhamento por taxa de deformação do sangue.(WAITE; FINE, 2007).....	44
FIGURA 2.12: Relação da viscosidade aparente em função do diâmetro do vaso.(FUNG, 1993)	45
FIGURA 2.13: Tubo utilizado para o experimento de Fåhræus e Lindqvist. (FUNG, 1993).....	45
FIGURA 2.14: Resultados experimentais obtidos por Fåhræus e Lindqvist (FUNG, 1993).....	46
FIGURA 2.15: Viscosidade aparente do sangue em função do hematócrito (BASKURT; MEISELMAN, 2003).	47
FIGURA 2.16: Região esterno costal do coração (GRAY, 2008).	48
FIGURA 2.17: Visão geral da Aorta(SOBOTTA, 2000).....	48
FIGURA 2.18: Estrutura histológica da parede arterial.(GASSER; OGDEN; HOLZAPFEL, 2006)	49

FIGURA 2.19 : a) Representação gráfica de um material linearmente elástico. b) Representação gráfica do comportamento elástico não linear de uma artéria submetida a carregamento uniaxial.(CHOU; PAGANO, 1992).	51
FIGURA 2.20:Angiografia cardíaca por ressonância magnética mostrando uma reconstrução em 3D da coarctação aórtica nativa em um paciente adulto com extenso fluxo colateral. (GRAY, 2008).....	67
FIGURA 2.21: Angiografia cardíaca por ressonância magnética mostrando uma reconstrução em 3D de AAA.(KUMAR <i>et al.</i> , 2017).....	68
FIGURA 2.22: Reparo endovascular ou <i>Stenting</i> de um AAA.(Feita pelo Autor)	69
FIGURA 2.23: Tipos de <i>Stents</i> : (a) expansível por balão (b) Auto expansível(SILVEIRA, MATHEUS RODRIGUES, 2017).....	70
FIGURA 2.24: Funcionamento de um stent auto expansível.(EDUCATION, 2007)....	71
FIGURA 2.25: Funcionamento de um stent expansível por balão(EDUCATION, 2007)	71
FIGURA 3.1(a) Planos de interseção da região torácica. Em verde, a geometria de interesse é destacada. (b) Artéria aorta sadia.....	73
FIGURA 3.2: Suavização da imagem original da Tomografia Computadorizada.....	74
FIGURA 3.3: (a) Lúmen artéria sem aneurisma. (b) Parede externa da artéria de camada única. (c) Geometria final da artéria sem aneurisma..(d) Lúmen artéria com aneurisma. (e) Parede externa da artéria com aneurisma. (f) Geometria final artéria com aneurisma.....	75
FIGURA 3.4: (a) Aorta saudável e camada <i>adventicia</i> da parede arterial.(b)Camada <i>adventicia</i> (c) Aorta saudável e camada <i>media</i> (d) Camada <i>media</i> .(e) Aorta com aneurisma com camada <i>adventicia</i> da parede arterial.(f)Camada <i>adventicia</i> (g) Aorta com aneurisma e camada <i>media</i> (h) Camada <i>media</i>	76
FIGURA 3.5:Modelo geométrico aorta com aneurisma gerado no <i>Spaceclaim</i> . (a) Aorta com aneurisma (b) Lúmen (c) Aorta e lúmen.....	77
FIGURA 3.6: Modelo geométrico da artéria aorta saudável gerado no <i>Spaceclaim</i> (a) Aorta saudável (b) Lúmen (c) Aorta e Lúmen.	78
FIGURA 3.7: Modelo geométrico bicamada da aorta saudável gerado no <i>Spaceclaim</i> (a) Camada <i>Adventicia</i> (b) Camada <i>media</i> (c) Lumen (d) Modelo geométrico completo.	78

FIGURA 3.8: Modelo geométrico bicamada da aorta com aneurisma gerado no <i>Spaceclaim</i> (a) Camada <i>Adventicia</i> (b) Camada <i>media</i> (c) Lúmen (d) Modelo geométrico completo.	79
FIGURA 3.9: Representação esquemática de um escoamento e a Influência do número de Peclet.(VERSTEEG; MALALASEKERA, 1995).....	62
FIGURA 3.10: Representação esquemática de um elemento de malha para escoamento unidimensional (VERSTEEG; MALALASEKERA, 1995).....	63
FIGURA 3.11: Esquema de discretização <i>Upwind</i> .(VERSTEEG; MALALASEKERA, 1995).....	64
FIGURA 3.12 : Velocidade do escoamento sanguíneo na região ascendente da artéria aorta(SILVEIRA, MATHEUS RODRIGUES, 2017).	82
FIGURA 3.13: Curva de pressão para o ciclo cardíaco nas regiões da aorta torácica e para as ramificações arteriais do arco aórtico.(OLUFSEN <i>et al.</i> , 2000).....	83
FIGURA 3.14: Gráfico comparativo da entrada de velocidade após a Transformada de Fourier.	84
FIGURA 3.15: Gráfico comparativo da pressão após a Transformada de Fourier.	84
FIGURA 3.16: Malhas 1 a 7 do escoamento sanguíneo geradas no <i>Ansys®19.0 Fluent</i>	86
FIGURA 3.17: Detalhe da entrada das malhas 1 a 7 geradas no <i>Ansys®19.0-Fluent</i> . ..	87
FIGURA 3.18: Planos de corte (1 a 6) de análise dos valores médios de velocidade, pressão e cisalhamento para o teste das malhas.	87
FIGURA 3.19: Condição de contorno estrutural da aorta.	92
FIGURA 3.20 :Regiões de 1 a 6 da análise das malhas estruturais geradas no <i>Ansys®19.0Transient-Structural</i>	94
FIGURA3.21: Malhas estruturais testadas (1 a 7) e geradas no <i>Ansys®19.0Transient-Structural</i>	95
FIGURA3.22: Detalhe das malhas estruturais de 1 a 7 na entrada da aorta geradas em <i>Ansys®19.0Transient-Structural</i>	95
FIGURA3.23: Representação esquemática do modelo <i>FSI-1WAY</i>	98
FIGURA3.24: Representação esquemática do modelo <i>FSI-2-WAY</i>	99
FIGURA 3.25: Relação esquemática do acoplamento entre a malha fonte (Escoamento) e a malha alvo (Estrutura) no método <i>FSI-2WAY</i> . (MECHANICAL,2016b).....	100
FIGURA 4.1: Diagrama de Wiggers do ciclo cardíaco (SILVERTHORN, 2013)	103

FIGURA 4.2:Comparativo da Velocidade do escoamento sanguíneo na aorta com aneurisma x aorta saudável.....	105
FIGURA 4.3:Perfil do escoamento da aorta com aneurisma X aorta saudável.	106
FIGURA 4.4: Pressão do escoamento sanguíneo na AAA X Aorta Saudável.....	107
FIGURA 4.5: Tensão de Cisalhamento da parede interna na condição AAA X AS. ...	108
FIGURA 4.6: Comparação da Tensão de Von Mises na AAA X Aorta Saudável.	109
FIGURA 4.7: Tensão de Cisalhamento na AAA X Aorta Saudável.....	111
FIGURA 4.8: Comparativo da Deformação Elástica Total da AAA X Aorta Saudável.	112
FIGURA 4.9: Deformação Cisalhante no plano XY da AAA X Aorta Saudável.....	114
FIGURA 4.10: Deslocamento da parede arterial da AAA X Aorta Saudável.	115
FIGURA 4.11: Comparativo da Tensão de Von Mises nas camadas <i>adventicia</i> e <i>Media</i> para AAA e Aorta Saudável.	117
FIGURA 4.12: Deformação elástica total nas camadas <i>media</i> e <i>adventicia</i> para as condições de AAA e Aorta Saudável.	119
FIGURA 4.13: Cisalhamento das camadas <i>media</i> e <i>adventicia</i> para as condições de AAA e Aorta Saudável.	121
FIGURA 4.14: Deformação por cisalhamento nas camadas <i>media</i> e <i>adventícia</i> para condição AAA e Aorta Saudável.....	123

LISTA DE TABELAS

TABELA 2.1:Fatores de risco e associados a incidência de AAA(MAGLIANO; SENNA; SANTOS, 2016).....	67
TABELA 2.2: Tabela de risco de ruptura de um AAA ou um AAT.(MAGLIANO; SENNA; SANTOS, 2016).....	68
TABELA 3.1: Dimensões das regiões da Aorta com aneurisma e razão diametral (Elaborado pelo Autor).....	79
TABELA 3.2: Tabela de constantes para o modelo de turbulência κ - ω .(SIMSEK; KWON, 2015)	81
TABELA 3.3: Constantes do modelo não newtoniano de Carreau-Yasuda para o sangue.(BOYD; BUICK; GREEN, 2017)	81
TABELA 3.4: Características numéricas das malhas testadas.	88
TABELA 3.5: Relação percentual entre os valores de velocidade média aferidos nas seções geométricas.	88
TABELA 3.6: Relação percentual entre os valores de pressão média aferidos nas seções geométricas.	88
TABELA 3.7: Relação percentual entre os valores de Cisalhamento na parede médio aferidos nas seções geométricas.	88
TABELA 3.8: Matriz de substâncias das camadas adventícia e media da parede arterial aórtica.(FUNG, 1993).....	93
TABELA 3.9: Parâmetros constitutivos do modelo hiperelástico: Mooney-Rivlin para artéria aorta.(SIMSEK; KWON, 2015)	94
TABELA 3.10:Características numéricas das malhas testadas para a estrutura da parede arterial da aorta.	96
TABELA 3.11: Relação percentual entre os valores de deformações aferidos nas regiões geométricas.	96
TABELA 3.12: Relação percentual entre os valores de Tensão de Von-Mises.....	96
TABELA 3.13: Relação percentual entre os valores de esforços aferidos nas regiões geométricas.....	96
TABELA 3.14: Descrição do método FSI-2-WAY, explícito e implícito.(MECHANICAL, 2016a).....	99
TABELA 4.1: Condições simulados.	102

TABELA 4.2: Instantes de análise de um ciclo cardíaco.....	103
TABELA 4.3: Parâmetros analisados em todos os casos das simulações fluido estruturais.	104

LISTA DE GRÁFICOS

GRÁFICO 4.1: Comparativo da faixa de valores máximos e mínimos da tensão de Von Mises nos intervalos de tempo de interesse entre a AAA X Aorta Saudável.....	110
GRÁFICO 4.2: Comparativo entre AAA X AS para os valores máximos e mínimos do cisalhamento nos intervalos de tempo de interesse.	111
GRÁFICO 4.3: Comparativo entre AAA X Aorta Saudável para os valores máximos e mínimos da Deformação Elástica nos intervalos de tempo de interesse.	113
GRÁFICO 4.4: Comparativo entre AAA X Aorta Saudável para os valores máximos e mínimos da Deformação Cisalhante nos intervalos de tempo de interesse.....	114
GRÁFICO 4.5: Tensão de Von Mises das camadas <i>adventicia</i> e <i>media</i> para as condições AAA X A.S.	118
GRÁFICO 4.6: Deformação Elástica das camadas <i>adventicia</i> e <i>media</i> para as condições AAA X A.S.	120
GRÁFICO 4.7: Tensão Cisalhante para as camadas <i>adventicia</i> e <i>media</i> : AAA X A.S.	122
GRÁFICO 4.8: Tensão Cisalhante para as camadas <i>adventicia</i> e <i>media</i> : AAA X A.S.	124

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

UFMG	Universidade Federal de Minas Gerais
DEMEC	Departamento de Engenharia Mecânica
LABBIO	Laboratório de Bioengenharia UFMG
DFC	Dinâmica de Fluidos Computacional
MEF	Método de Elementos Finitos
FSI	Interação Fluido Estrutura
AAA	Aneurisma Abdominal Aórtico
AS	Aorta Saudável
<i>EVAR</i>	<i>Endovascular Abdominal Aortic Aneurysm Repair</i>
PIV	Velocimetria por Imagem de Partícula
SST	<i>Shear Stress Transport</i>
SUS	Sistema Único de Saúde
AAT	Aneurisma da Aorta Torácica
<i>LES</i>	<i>Large Eddy Simulation</i>
TC	Tomografia Computadoriza
<i>STL</i>	<i>Standard Triangle Language</i>
CAD	Desenho Assistido por Computador
FTF	Função Transformada de Fourier
<i>FED</i>	Função Energia de Deformação
MVF	Método de Volumes Finitos

MDV	Método de Discretização de Variáveis
CFL	<i>Condição de Courant-Friedrichs-Lewis</i>
PVIC	Problema de Valor Inicial de Contorno
PWV	<i>Pulse Wave Velocity</i>
<i>FSI-1WAY</i>	Interação Fluido Estrutura em uma via
<i>FSI 2-WAY</i>	Interação Fluido Estrutura em duas vias
<i>Pe</i>	Número de Peclet
W	Oeste
E	Leste
P	Ponto nodal

LISTA DE SÍMBOLOS

n	Índice Power law
a	expoente de Yasuda
C	Número de Courant
E	Módulo de elasticidade do material
cp	Centipoise
T	Temperatura
c	Pulso velocidade-onda
e	Espessura do vaso
W	Energia de deformação por unidade de massa de um tecido
n_c	Densidade da cadeia
n	Índice de <i>power-law</i>
I_1	Primeiro invariante do tensor de deformações de Cauchy-Green
I_2	Segundo invariante do tensor de deformações de Cauchy-Green
C_i	Parâmetros constitutivos do material de Mooney Rivlin
d	Parâmetro de compressibilidade
u	Velocidade na direção x
v	Velocidade na direção y
w	Velocidade na direção z
S_{M_x}	Força de campo atuante na direção x
S_{M_y}	Força de campo atuante na direção y

S_{M_z}	Força de campo atuante na direção z
p	Pressão
a_i	Coefficiente da transformada de Fourier
b_i	Valor do atraso do sinal analisado
P_k	Taxa de produção de turbulência
h	Comprimento característico da malha
N	Número total de elementos
ΔV_i	volume do i -ésimo elemento
$f(t)$	Função variável no tempo
e	Número de Euler
σ_{ij}	Tensor de tensões de Cauchy
ε_{ij}	Matriz do tensor de deformações de Green-Lagrange
$\varepsilon_{\theta\theta}$	Deformação na direção circunferencial
ε_{zz}	Deformação na direção longitudinal
τ_{ij}	Tensão de cisalhamento do fluido na direção i e j
τ_0	Tensão de cisalhamento inicial
$\dot{\gamma}$	Taxa de deformação de um fluido
μ	Viscosidade absoluta do fluido
k	Índice de consistência do fluido
ϕ	Hematócrito
η_p	Viscosidade do plasma

η	Viscosidade aparente do sangue
ρ	Densidade do sangue
ρ_0	Densidade no estado zero de tensão do material
k	Constante de Boltzmann
ψ	Função Energia de Deformação
σ_i	Tensões principais
Γ	Coeficiente do termo difusivo
μ_t	Viscosidade turbulenta
ω	Frequência angular
ξ	Constante de Tempo para o modelo Carreau-Yasuda
Ω_0	Corpo contínuo em sua configuração inicial não deformada
χ	Movimento realizado por um corpo
$\dot{\chi}$	Velocidade de um corpo
$\bar{\mathbf{T}}$	2º Tensor de tensões de Piola-Kirchoff

RESUMO

Neste trabalho, foram realizadas simulações fluido estruturais em uma e duas vias, em modelos geométricos de alta fidelidade com o vaso aórtico. A simulação em duas vias é caracterizada por uma resposta temporal do escoamento arterial com a estrutura, esta, realizada em um modelo geométrico de uma camada, em que foram mapeadas as regiões de grande concentração de esforços bem como analisada a faixa de atuação dos esforços cíclicos em que a aorta está submetida, sendo analisado dois casos: aorta saudável e aorta com aneurisma abdominal. A simulação em uma via, foi realizada no modelo geométrico da aorta com duas camadas: *media* e *adventicia*; em que um quadro comparativo dos esforços e comportamento estrutural foram elaborados para encontrar qual das camadas está mais propensa a romper-se e seu comportamento sobre aquelas condições, encontrando-se um dos motivos que levam ao aumento gradativo do aneurisma ao longo do tempo, que é a desnaturação proteica das camadas devido ao aumento dos esforços cíclicos. Estes resultados possibilitam a viabilização de novas próteses biocompatíveis e, futuramente, o desenvolvimento de novos medicamentos.

Palavras Chave: Aneurisma Abdominal Aórtico, Interação Fluido-Estrutura, Simulação Computacional, Modelos Geométricos, Aorta, Comportamento Estrutural, Desnaturação Proteica.

ABSTRACT

In this work, structural fluid simulations were performed in one and two ways, in high fidelity geometric models with the aortic vessel. The two-way simulation is characterized by a temporal response of the arterial flow with the structure, which was performed in a geometric model of a layer, in which the regions of great concentration of efforts were mapped as well as the range of the cyclic forces in which the aorta is submitted, being analyzed two cases: healthy aorta and aorta with abdominal aneurysm. The one-way simulation was performed in the geometric model of the aorta with two layers: medium and adventitious; in which a comparative framework of structural efforts and behavior were developed to find which of the layers is more prone to rupture and its behavior on those conditions, being one of the reasons that lead to the gradual increase of the aneurysm over time, which is the protein denaturation of the layers due to increased cyclic stresses. These results enable the viability of new biocompatible prostheses and, in the future, the development of new drugs.

Keywords: Abdominal Aortic Aneurysm, Fluid-Structure Interaction, Computational Simulation, Geometric Models, Aorta, Structural Behavior, Protein Denaturation.

1 INTRODUÇÃO

Aneurisma é uma doença que ocasiona a dilatação focal e permanente no diâmetro da parede de vasos sanguíneos, em geral nas artérias, que estão sujeitas a maiores pressões devido a corrente sanguínea. O Aneurisma Abdominal Aórtico (AAA) é o mais comum e considera-se um AAA quando o diâmetro do seguimento comprometido for no mínimo de três centímetros (JÚNIOR; RODRIGUES, 2015).

O AAA resulta de uma degeneração da parede arterial o que ocasiona um aumento contínuo do lúmen do vaso, o que pode levar ao rompimento da artéria e, em 80% dos casos, ao óbito (AGGARWAL *et al.*, 2011). As causas mais comuns são: a degeneração da parede pela doença aterosclerótica, infecção na região, necrose cística da túnica média, artrite, trauma, doença do tecido conjuntivo e degeneração. (DIEHM, 2009). A doença é assintomática sendo seu diagnóstico ocasionado de forma acidental por exames cardiovasculares de rotina ou devido a uma outra enfermidade. Tal fator é considerado crítico uma vez que o rompimento do aneurisma leva ao óbito em 82% dos casos clínicos (CHAIKOF *et al.*, 2018).

Na Europa e nos Estados Unidos a ruptura de um AAA é a 13^a causa de morte com a estimativa de, aproximadamente, 15000 casos anuais (DANZER; BECQUEMIN, 2018). No Brasil, a incidência dos casos de aneurisma é cerca de 60 casos a cada 100 mil habitante (JÚNIOR; RODRIGUES, 2015). Em São Paulo, um estudo feito entre 1998 e 2007, averiguou que os aneurismas situaram no 30º lugar nos óbitos da população do estado, totalizando um valor de 18.042 óbitos neste período. (DIAS *et al.*, 2013)

As principais tecnologias de tratamento são procedimentos cirúrgicos abertos ou endovascular, sendo a primeira mais invasiva em que consiste em uma incisão abdominal e a substituição da parte da aorta por um tubo sintético ou enxerto aórtico, suturado no local. A segunda, uma opção menos invasiva, chamada de *EVAR (Endovascular Abdominal Aortic Aneurysm Repair)*, usa uma endoprótese ou *Stent* para reforçar a parede da aorta e prevenir que a área lesionada se rompa (CHAIKOF *et al.*, 2018). Este procedimento consiste na punção da artéria femoral em região inguinal, em que acessa o aneurisma através de um fio guia e, desta forma, a liberação da endoprótese no interior da aorta no local do aneurisma. (MELL *et al.*, 2018)

Os tratamentos são bem onerosos, de acordo com o Quadro de Procedimentos, Medicamentos e Órteses, Próteses e Materiais Especiais do Sistema Único de Saúde (SIGTAP), os custos diretos dos procedimentos são de R\$ 11.837,02 para a cirurgia e R\$33.314,28 para a endoprótese (MAGLIANO; SENNA; SANTOS, 2016). O projeto de uma endoprótese é extremamente complexo. Do ponto de vista mecânico, os desafios da modelagem do local de inserção do *Stent* expansível por balão, é um problema de contato multi-corpos, no qual a endoprótese, o balão e o vaso doente interagem entre si com o escoamento sanguíneo nesta região.(DE; GUILAK; MOFRAD, 2010)

A modelagem estrutural de uma artéria também é um grande desafio, uma vez que estão sujeitas a uma deformação finita e que seu comportamento estrutural é não linear e anisotrópico (HOLZAPFEL, GERHARD A.; OGDEN, 2010). Apresentam também um comportamento hiperelástico, semelhante a de uma borracha de silicone (DE; GUILAK; MOFRAD, 2010). Hoje, o uso de uma tomografia computadorizada para a modelagem geométrica, bem como o crescimento de programas para simulação numérica com distribuição gratuita, a capacidade de processamento dos computadores e, por fim, o uso de impressoras 3D ou manufatura aditiva, facilitaram a elaboração de endopróteses, contribuindo assim para a redução dos custos de fabricação. Em acréscimo, os estudos em simulações numéricas tornaram mais próximos a uma situação real do funcionamento biológico de uma artéria o que possibilitou a elaboração de *stents* e endopróteses melhores, bem como o desenvolvimento de novas técnicas de tratamento e diagnóstico.

1.1 Objetivos

1.1.1 Objetivo Principal

O objetivo principal do presente estudo visa realizar uma simulação computacional fluido-estrutural de um modelo geométrico com características reais, extraídas de uma tomografia de um paciente, com a finalidade de analisar o comportamento mecânico, estrutural e hemodinâmico da artéria aorta submetida à um aneurisma abdominal, visto que o estudo neste assunto é emergente no Brasil, e ainda carece de resultados mais completos.

1.1.2 Objetivos Específicos

- Aplicar e estabelecer um modelo numérico que represente de maneira fiel, ou aproximada, o comportamento estrutural do material biológico que compõe o vaso arterial a ser estudado, neste caso, a aorta.
- Desenvolver um estudo comparativo entre o modelo geométrico de uma e duas camadas do vaso arterial, considerando a presença e ausência da enfermidade em ambas geometrias.
- Caracterizar o modelo hemodinâmico de maneira mais realística às características biológicas do seu comportamento no corpo humano.
- Comparar metodologias numérico-computacionais de simulação fluido-estrutural.

1.2 **Motivação**

A motivação para realizar o estudo veio de uma proposta em aprofundar as características do comportamento fluido estrutural de vasos sanguíneos com aneurisma e assim contribuir de maneira significativa na compreensão da enfermidade e tentar melhorar as condições de tratamento da mesma, bem como, reduzir os custos de produção de *stents* e endopróteses, ao contribuir com informações significantes, para o projeto dos mesmos.

Em acréscimo, a busca pela primazia acadêmica e aprofundamento dos conhecimentos adquiridos durante a graduação, fortaleceram a escolha da temática uma vez que, a utilização dos conceitos de Dinâmica de Fluidos Computacional (DFC) e Métodos de Elementos Finitos (MEF), são essenciais para o aprofundamento nos métodos de solução de problemas complexos relacionados tanto na Bioengenharia, como também as diversas áreas da Engenharia.

Por fim, contribuir para a sociedade brasileira a qual sofre em demasia com a enfermidade e, muitas vezes, os custos para o tratamento são onerosos e, como nosso Sistema Único de Saúde (SUS) público carece de recursos, o estudo visa a redução dos gastos com os tratamentos, viabilizando-o para às pessoas usuárias do SUS.

2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

2.1 Sistema Circulatório

O sistema circulatório do corpo humano atua em diversas funções. O principal agente responsável por elas é o sangue, que atua no transporte de oxigênio, gás carbônico e demais substâncias como, nutrientes e hormônios, provenientes dos diversos processos biológicos que integram o corpo humano, no controle da temperatura corporal, sistema imunológico, controle de pH e transporte de resíduos (TRESGUERRES; BARREDA; BERNUES, 2009). A complexidade deste sistema requer uma subdivisão em componentes biológicos para uma melhor efetividade na realização de suas tarefas. Assim, o sistema circulatório pode ser subdividido em: **sistema cardiovascular** e **sistema linfático**.

O sistema linfático é constituído por vasos linfáticos, linfa e linfonodos. Os vasos linfáticos se originam nos tecidos periféricos sob a forma de tubos endoteliais de extremidade cega que coletam o excesso de líquido dos espaços intersticiais entre as células e o conduzem como **linfa** (MONTANARI, 2008). Os linfonodos ou gânglios linfáticos são encontrados pelo corpo inteiro e são responsáveis pela ativação de células de defesa do corpo humano (SILVERTHORN, 2013).

O sistema cardiovascular é constituído por artérias, arteríolas, capilares, veias, vênulas e o coração, em cujos órgãos do sistema hematopoiéticos estão integrados, sendo representados pela medula óssea, baço e timo, local de produção e degradação de células sanguínea (GRAY, 2008).

2.2 Anatomia do sistema cardiovascular

As estruturas biológicas que compõe o sistema cardiovascular serão apresentadas de maneira a compreender melhor as funções exercidas no sistema circulatório.

2.2.1 Coração

Principal órgão do sistema cardiovascular formado por um par de bombas musculares responsável pela circulação do sangue por todo o sistema cardiovascular. Este

é formado por quatro cavidades, denominadas por átrios, região superior, e ventrículos, região inferior, que são separadas por válvulas que evitam o refluxo sanguíneo e orientam a circulação sanguínea pelo corpo (GRAY, 2008).

2.2.2 Artérias

Artérias são classificadas em dois tipos: *elásticas* e *musculares* cuja função é conduzir o sangue do coração para as demais partes do corpo humano. As artérias elásticas possuem grande diâmetro e são localizadas próximas ao coração, enquanto as musculares situam-se nas regiões periféricas, à exceção das artérias coronárias (HOLZAPFEL, GERHARD A.; OGDEN, 2010). São constituídas por parede elástica e espessa, subdivididas em três camadas de tecidos: adventícia, média e íntima, composta basicamente por colágeno e elastina, que confere resistência às grandes pressões que estão sujeitas devido ao escoamento sanguíneo.

2.2.3 Arteríolas

São ramificações finais das artérias formadas por células musculares com maior volume citoplasmático do que as grandes artérias e formam uma camada, com uma ou duas células de espessura, dispostas circunferencialmente em torno do endotélio. São elásticas e sua contratilidade controla o fluxo de sangue para dentro do leito capilar atuando como esfíncteres pré-capilares (SOBOTTA, 2000).

2.2.4 Capilares

São os vasos mais próximos dos tecidos sendo responsáveis pelas trocas gasosas e de substâncias. A sua parede é fina o bastante o que aumenta a permeabilidade das trocas ocorridas além de possuírem um diâmetro variando entre 4-8µm suficiente para admitir apenas a passagem de células sanguíneas isoladas e em pouca quantidade.

2.2.5 Vênulas

As vênulas são vasos resultantes da convergência de dois capilares. São essencialmente tubos de células endoteliais coberta por uma camada adventícia delicada que formam as paredes sendo extremamente elásticas e permeáveis. Elas convergem para produzir uma série de vênulas musculares que, posteriormente, transformar-se-ão em

veias. É um vaso de capacitância mediana que podem reter grande volume de sangue e acomodar alterações da pressão luminal.

2.2.6 Veias

São caracterizadas por parede fina em relação as artérias de calibre semelhante e também pela grande capacitância e responsáveis por conduzir o sangue das vênulas de volta ao coração. Possuem válvulas que impedem o retorno da circulação, mantendo a direção do fluxo sanguíneo como pode ser visualizado na FIGURA 2.1.

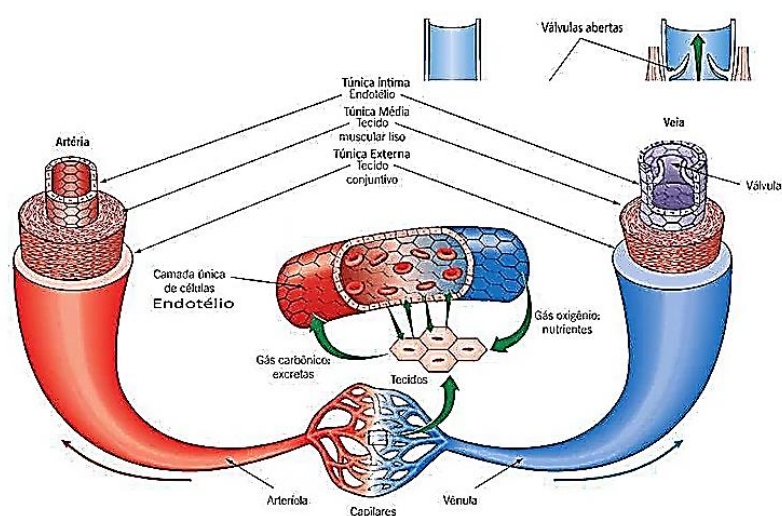


FIGURA 2.1: Estrutura básica dos vasos sanguínea (SOBOTTA, 2000).

2.3 **Circulação Sanguínea**

A circulação sanguínea ocorre pelos vasos sanguíneos, artérias e veias, sendo ela dividida em duas: circulação pulmonar e circulação sistêmica. Ambas estão representadas na FIGURA 2.2 .

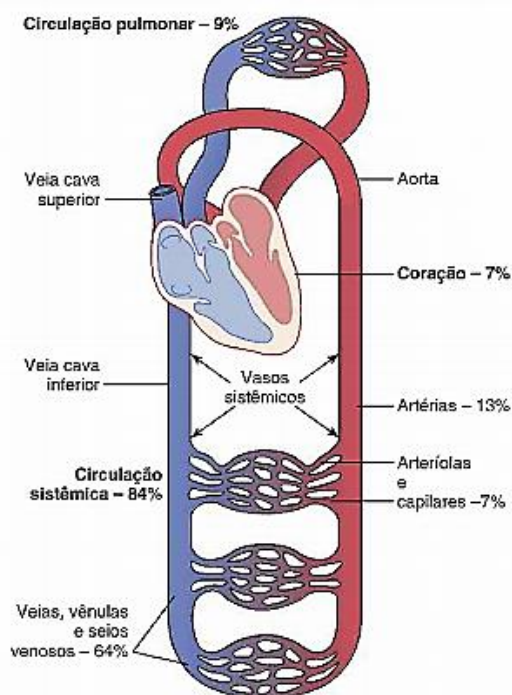


FIGURA 2.2: Circulação Sanguínea (GUYTON; HALL, 2011)

2.3.1 Circulação Pulmonar

A circulação pulmonar é caracterizada pela saída de sangue venoso pelo ventrículo direito, sendo conduzido pela artéria pulmonar até os pulmões onde ocorrerá o processo de hematose, ou seja, a troca gasosa de gás carbônico por oxigênio nos alvéolos pulmonares. Em seguida, o sangue retorna ao coração para ser distribuído aos tecidos do corpo pela circulação sistêmica. Esta é representada em detalhes na FIGURA 2.3.

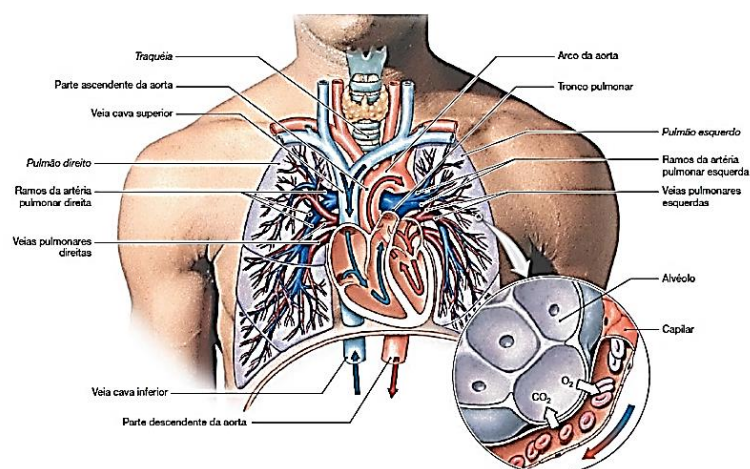


FIGURA 2.3: Circulação Pulmonar(SOBOTTA, 2000)

2.3.2 Circulação Sistêmica

O sangue arterial proveniente do átrio esquerdo é impulsionado para o ventrículo esquerdo e deste é bombeado para a artéria aorta e suas ramificações, até encontrar os capilares. Nestes, o oxigênio e outros nutrientes são passados para os tecidos e, no mesmo local, são recolhidos o gás carbônico e os metabólicos. O sangue flui dos capilares para as veias de pequeno calibre, conhecidas como vênulas, e estas se juntam a veias de calibre maior até chegarem às veias cava superior e inferior, que desembocam no átrio direito, carregando o sangue venoso, ou com baixa concentração de oxigênio. Este caminho percorrido é denominado de grande circulação ou circulação sistêmica. Na FIGURA 2.4 é apresentada um esquema da circulação sistêmica.

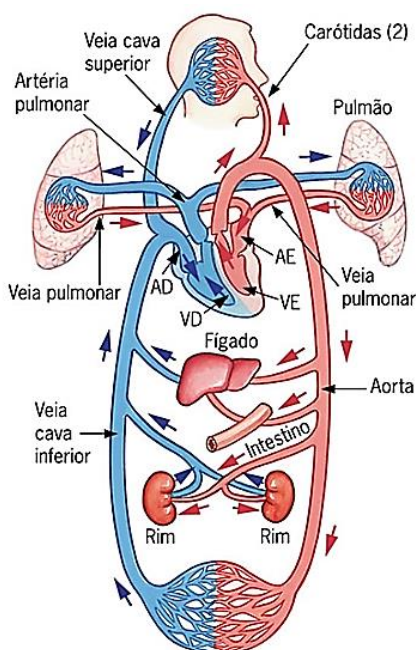


FIGURA 2.4: Circulação Sistêmica (SOBOTTA, 2000)

2.4 Sangue

O sangue é um líquido opaco de cor vermelho-vivo, quando oxigenado, nas artérias sistêmicas; e vermelho-escuro a púrpura quando desoxigenado nas veias. É composto por um líquido claro, denominado plasma e elementos figurados, sendo eles: eritrócitos ou hemácias, leucócitos, e as plaquetas (GRAY, 2008).

2.4.1 Plasma

O plasma é um líquido claro, amarelado, que contém muitas substâncias em solução ou suspensão, sendo elas, sais minerais como, íons sódio e cloreto, potássio, magnésio, fosfato, bicarbonato, além de glicose, aminoácidos e vitaminas que representam 1% do volume. Além disso, proteínas, como albumina, globulinas e fibrinogênio, constituem 7% do volume total (MONTANARI, 2008) . A maior parte do volume é composto por água, cerca de 92% do volume plasmático. Desta forma, o plasma representa 55% do volume sanguíneo, onde a maioria das atividades metabólicas do corpo são refletidas, logo sua análise química de rotina é de grande importância diagnóstica(SOBOTTA, 2000).

2.4.2 Eritrócitos ou Glóbulos Vermelhos

Os eritrócitos (glóbulos vermelhos ou hemácias) representam cerca de 99% das células presentes no sangue, com valores normais de $4,1 - 6,0 \times 10^6 / \mu l$ em homens adultos e $3,9 - 5,5 \times 10^6 / \mu l$ em mulheres adultas (GRAY, 2008). Possuem um formato bicôncavo com diâmetro médio de $7,8 \mu m$ e espessuras de $2,5 \mu m$, em sua região mais externa do disco e, $1 \mu m$ na região central, como apresentado na FIGURA 2.5. A hemácia diminui um pouco com a idade, além disso quando amadurecidas são desprovidos de núcleo.

Em sua composição química, a proteína hemoglobina, uma proteína globular formada por moléculas de globulinas ligadas a um grupo *heme*, caracterizada por uma proteína ligada a átomos de ferro que, em sua forma iônica Fe^{+2} , tem papel fundamental na ligação a átomos de oxigênio e troca dos gases (oxigênio e gás carbônico)(GRAY, 2008).

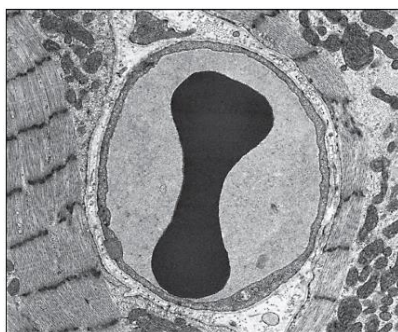


FIGURA 2.5: Vista em corte de uma hemácia (GRAY, 2008)

2.4.3 Leucócitos

Os leucócitos são responsáveis pela defesa contra microorganismos e agentes estranhos no corpo humano. São distinguíveis por seu tamanho forma nuclear e inclusões citoplasmáticas, divididos em dois grupos principais aqueles com grânulos citoplasmáticos, os granulócitos, e aqueles sem, ou agranulócitos (SOBOTTA, 2000).

2.4.3.1 Granulócitos

Os **granulócitos** são subdivididos em **eosinófilos**, que possuem grânulos que ligam a corantes ácidos, **basófilos** que possuem grânulos que ligam fortemente a corantes básicos e **neutrófilos**, que possuem grânulos que ligam fracamente a qualquer um dos tipos de corantes (MONTANARI, 2008).

Os **neutrófilos**, também chamados de leucócitos polimorfonucleares , por causa do seu núcleo irregularmente segmentado, formam a maior proporção dos glóbulos brancos com 40 a 75% nos adultos, com a contagem normal entre 2500 a 7500/ μl e tem um diâmetro de 12 a 14 μm (GRAY, 2008). Sua função principal é, atuar na defesa do corpo contra microorganismos, sendo capaz de fagocitar micróbios e pequenas partículas na circulação, além de formar oxigênio ativo, reduzindo-o enzimaticamente, os quais intensificam a destruição bacteriana (SOBOTTA, 2000).

Os **eosinófilos** são semelhantes em forma, tamanho e capacidade móvel aos neutrófilos mas estão presentes apenas em pequeno número no sangue normal (100-400/ μl)(GRAY, 2008) .Atuam como função principal na destruição contra parasitas e vermes demasiados grandes para fagocitar. Tal efeito antiparasitário é mediado por moléculas tóxicas liberadas dos seus grânulos.

Os **basófilos** são ligeiramente menores que os outros granulócitos, com o diâmetro de 10-14 μm e constituem apenas 0,5-1% da população total de leucócitos do sangue normal, com contagem de 25-100/ μl (GRAY, 2008). Estes contém heparina, histamina e diversos outros agentes anti-inflamatórios, além de serem dotados de receptores de anticorpos que aderidos aos antígenos acarretam a de-granulação das células o que produz a vasodilatação e, conseqüentemente, estímulos químicos para outros granulócitos além de sintomas de hipersensibilidade.(SOBOTTA, 2000)

2.4.3.2 Agranulócitos

Os **agranulócitos** são subdivididos em monócitos e linfócitos. Como característica principal, não possuem grânulos.

Os **monócitos** são os maiores leucócitos com 15 a 20 μm de diâmetro, mas formam apenas uma pequena proporção da população total, 2 a 8% com contagem de 100-700/ μl (GRAY, 2008). São células fagocíticas, logo contém numerosos lisossomos e são extremamente móveis, dotadas de um citoesqueleto bem desenvolvido. Estão em trânsito constante, deslocando-se via corrente sanguínea, desde a medula óssea para os tecidos periféricos, onde dão origem aos macrófagos e dendritos.(GRAY, 2008)

Os **linfócitos** são os mais numerosos dos leucócitos, representando uma taxa de 20-30% da população total (1500-2700/ μl)(GRAY, 2008). São constituídos por células B e T, sendo 85% delas representadas por células T. Além destas, são inclusas as células matadoras naturais NK. Todas essas células atuam diretamente nas defesas contra agentes infecciosos no organismo. A FIGURA 2.6 apresenta todos os leucócitos descritos anteriormente.

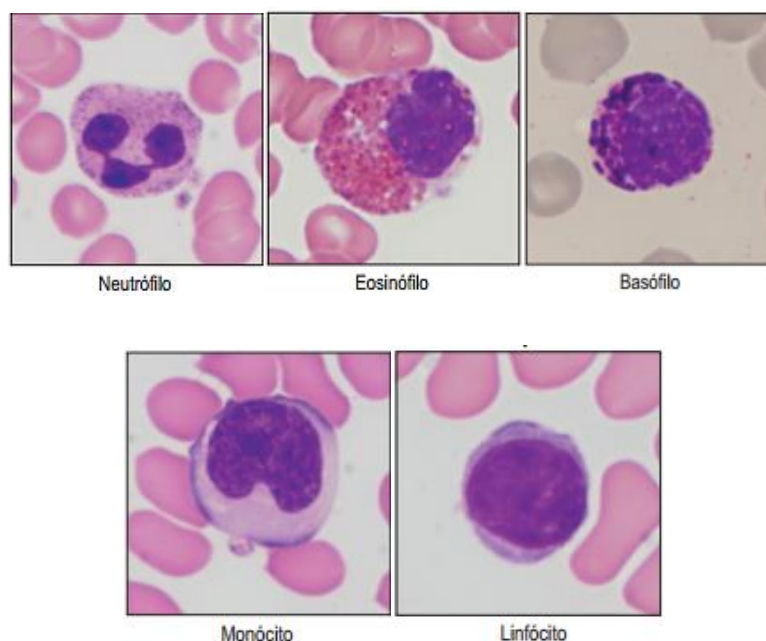


FIGURA 2.6: Leucócitos granulócitos e agranulócitos(GRAY, 2008)

2.5 Reologia

A reologia é o campo científico que estuda o escoamento e o comportamento das deformações dos materiais, sejam eles fluidos (líquidos e gases) e sólidos sob determinadas condições termodinâmicas ao longo de um intervalo de tempo.(BASKURT; MEISELMAN, 2003).

Nos sólidos, a deformação ocorre quando uma tensão é aplicada em sua superfície, sendo ela diretamente proporcional ao seu deslocamento do estado de equilíbrio, ou seja, obedecendo a Lei de *Hooke*, representada pela Equação 2.1 , estes são denominados sólidos *hookeanos* (CHOU; PAGANO, 1992).

$$\sigma_{ij} = E\epsilon_{ij} \text{ para } i \text{ e } j = x, y, z \quad 2.1$$

Onde, σ_{ij} é a tensão atuante de Cauchy , E é o módulo de elasticidade do material e ϵ_{ij} é a deformação resultante.

Nos fluidos a deformação dar-se-á de maneira continua enquanto há a aplicação de forças (WHITE, 2003). Desta forma os fluidos são classificados em **newtonianos** e **não newtonianos**.

2.5.1 Fluidos Newtonianos

Newton postulou que as partículas do fluido sob ação de forças geram tensões, sendo elas normais e cisalhantes, presentes no escoamento *viscoso*. Assim, fluidos são viscosos, sendo a viscosidade uma medida da resistência interna de um fluido (gás ou líquido) ao fluxo, ou seja, é a resistência oferecida pelo líquido quando uma camada se move em relação a uma camada subjacente (FOX. *et al.*, 2016). Define-se então a tensão de cisalhamento, como uma força, aplicada em uma determinada área, necessária para mover um fluido de maneira proporcional a sua taxa de deformação. Tal propriedade é ilustrada na FIGURA 2.7.

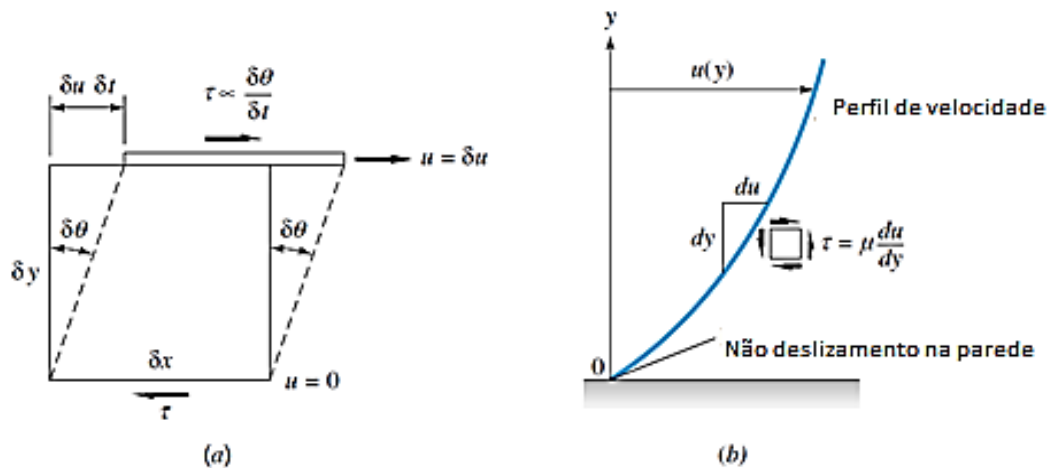


FIGURA 2.7: Elemento do fluido sobre ação contínua de uma tensão cisalhante:(a) elemento do fluido com uma taxa de deformação $\frac{\delta\theta}{\delta t}$. (b) distribuição da tensão de cisalhamento próximo a uma parede em um fluido (WHITE, 2003).

A curva da FIGURA 2.7 é representada, matematicamente pela Equação 2.2.

$$\frac{F}{A} = \tau_{xy} = \mu \frac{du}{dy} = \mu \dot{\gamma}_{xy} \quad 2.2$$

Em que, τ é a tensão de cisalhamento, $\dot{\gamma}$ é a taxa de deformação e μ é a viscosidade absoluta do fluido. Fluidos que se comportam conforme o postulado de Newton são denominados de **fluidos newtonianos**.

2.5.2 Fluidos Não-Newtonianos

Fluidos que não obedecem o postulado de Newton são denominados de **fluidos não newtonianos**, ou seja, a relação entre a taxa de deformação e a tensão de cisalhamento não é constante, logo sua viscosidade, também não será (BOYD; BUICK; GREEN, 2017).

Os fluidos não newtonianos podem ser classificados em viscoelásticos, dependentes e independentes do tempo (WHITE, 2003), como apresentado no esquema da FIGURA 2.8.

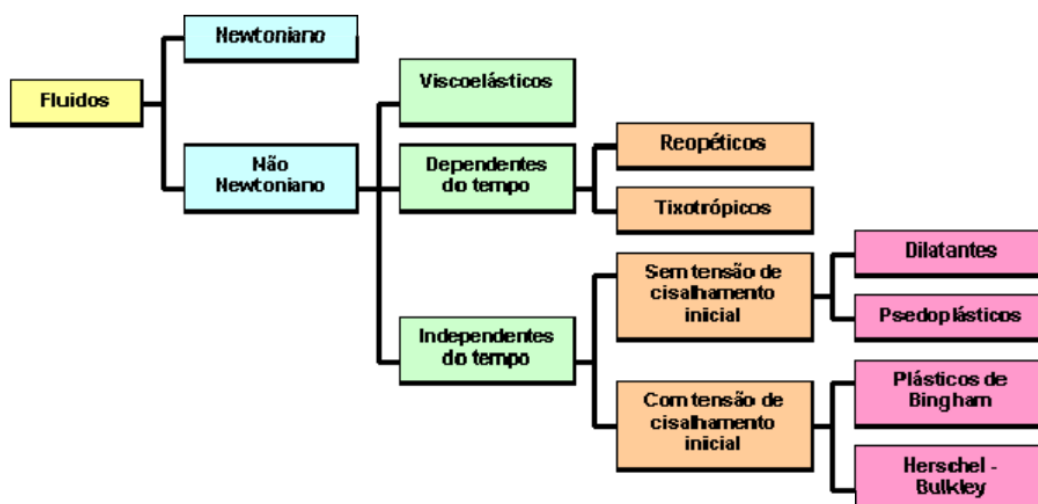


FIGURA 2.8: Classificação geral dos tipos de Fluidos Não Newtonianos (WHITE, 2003).

2.5.2.1 Fluidos Não Newtonianos independentes do tempo

Os fluidos não newtonianos independentes do tempo são aqueles cujas propriedades reológicas são independentes do tempo de aplicação da tensão de cisalhamento.(CHHABRA, 2010).Eles são classificados conforme a presença de tensão de cisalhamento inicial para começar o escoamento. Aqueles sem tensão inicial são: os pseudoplásticos e os dilatantes, e os que apresentam uma tensão inicial são: os plásticos de Bingham e o Herschel Bulkley.

2.5.2.2 Fluidos Não Newtonianos dependentes do tempo

Os fluidos não newtonianos dependentes do tempo apresentam propriedades que variam, além da tensão de cisalhamento, com o tempo de aplicação desta tensão, para uma velocidade de cisalhamento constante.(BASKURT; MEISELMAN, 2003). Estes são classificados em tixotrópicos e reopéticos. O primeiro é uma classe de fluidos cuja viscosidade reduz com o tempo de aplicação da tensão de cisalhamento, voltando a ficar mais viscosos com quando esta cessa. O outro, é um fluido que apresenta um comportamento inverso ao dos tixotrópicos, ou seja, a viscosidade deste fluido aumenta com o tempo de aplicação da tensão, retornando à viscosidade inicial quando esta força cessa.

Os viscoelásticos apresentam propriedades elásticas e viscosas acopladas (FUNG, 1993). Estas substâncias quando submetidas à tensão de cisalhamento sofrem uma deformação e quando esta cessa, ocorre uma certa recuperação da deformação sofrida (comportamento elástico).

A FIGURA 2.9 apresenta o comportamento reológico do fluido newtoniano e dos fluidos não newtonianos.

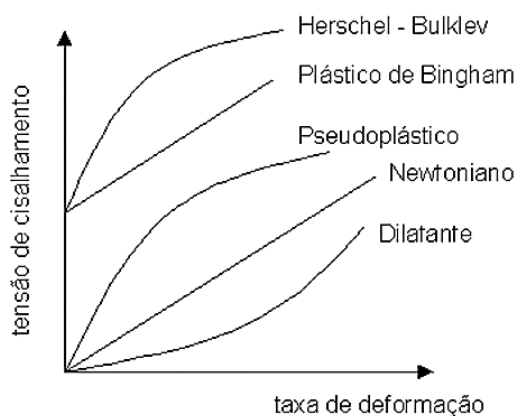


FIGURA 2.9: Comportamento reológico dos fluidos não newtonianos e newtonianos.(CHHABRA, 2010)

2.5.3 Modelos Matemáticos de Fluidos Não-Newtonianos

Existem diversos modelos matemáticos que representam os diversos tipos de fluidos não newtonianos. Uma discussão objetiva a respeito dos modelos será apresentada de modo a facilitar a escolha do que mais se adequa as características fluidodinâmicas do sangue.

2.5.3.1 Pseudoplásticos

Fluidos **Pseudoplásticos** são substâncias que, em repouso, apresentam suas moléculas em um estado desordenado, e quando submetidos a uma tensão de cisalhamento, suas moléculas tendem a se orientar na direção da força aplicada (WHITE, 1991). Quanto maior esta força, maior será a ordenação e, conseqüentemente, menor será a viscosidade aparente.

Este fluido pode ser descrito pela modelo de Ostwald-de-Waele ou modelo de *Power Law* (1923,1925), apresentado pela Equação 2.3:

$$\tau_{yx} = -k \left| \frac{dU_x}{dy} \right|^{n-1} \frac{dU_x}{dy} \quad 2.3$$

Em que k é o índice de consistência do fluido e n é a inclinação da curva ou índice de *power-law*, neste caso, menor que 1.

A viscosidade aparente de um fluido *Power-Law* é dada pela Equação 2.4:

$$\eta = m(\dot{\gamma}_{xy})^{n-1} \quad 2.4$$

2.5.3.2 Dilatantes

Fluidos que apresentam um aumento da viscosidade aparente com a tensão de cisalhamento. No caso de suspensões a medida que se aumenta a tensão de cisalhamento, o líquido intersticial que lubrifica a fricção entre as partículas é incapaz de preencher os espaços devido a um aumento de volume que frequentemente acompanha o fenômeno. Ocorre, então, o contato direto entre as partículas sólidas e, dessa forma, um aumento da viscosidade aparente.

2.5.3.3 Carreau- Yasuda

O modelo de Carreau-Yasuda é mais robusto que o *power-law*, já que modela também valores muito baixos e muito altos de taxa de deformação(BOYD; BUICK; GREEN, 2017). A Equação 2.5 descreve o modelo de Carreau-Yasuda.

$$\frac{\eta - \eta_\infty}{\eta_0 - \eta_\infty} = [1 + (\lambda \dot{\gamma}_{xy})^a]^{\frac{n-1}{a}} \quad 2.5$$

Em que n e λ são parâmetros da curva. Para o caso de $n = 1$ e/ou $\lambda = 0$, observa-se o comportamento de um fluido newtoniano. O parâmetro a representa a região de transição entre o η_0 e a região de *Power-Law*.

2.5.3.4 “Plásticos” de Bingham

Este tipo de fluido apresenta uma relação linear entre a tensão de cisalhamento e a taxa de deformação, a partir do momento em que se atinge uma tensão de cisalhamento inicial. Este comportamento é descrito pela Equação 2.6.

$$\tau_{xy} = \begin{cases} +\tau_0 - \mu_0 \frac{du_x}{dy}, & \text{para } |\tau_{xy}| > |\tau_0| \\ -\tau_0 - \mu_0 \frac{du_x}{dy}, & \text{para } |\tau_{xy}| > |\tau_0| \end{cases} \quad 2.6$$

$$\frac{du_x}{dy} = 0, \text{ para } |\tau_{xy}| < |\tau_0|$$

Em que, τ_0 é a tensão de cisalhamento inicial e μ_0 é uma constante análoga à viscosidade de fluidos newtonianos. O sinal positivo de τ_0 é utilizado quando τ_{xy} é positivo ou negativo, caso contrário.

2.5.3.5 Herschel-Bulkley

Conhecido como Bingham generalizado, este tipo de fluido, da mesma forma que os “plásticos” de Bingham, necessitam de uma tensão inicial para começar a escoar. Entretanto, a relação entre a tensão de cisalhamento e a taxa de deformação não é linear, logo, depende do expoente adimensional n , característico para cada fluido. A Equação 2.7 apresenta o modelo discutido:

$$\tau_{xy} = \begin{cases} +\tau_0 - \mu_0 \left(\frac{du_x}{dy}\right)^n, & \text{para } |\tau_{xy}| > |\tau_0| \\ -\tau_0 - \mu_0 \left(\frac{du_x}{dy}\right)^n, & \text{para } |\tau_{xy}| > |\tau_0| \end{cases}; \frac{du_x}{dy} = 0, \text{ para } |\tau_{xy}| < |\tau_0| \quad 2.7$$

2.5.3.6 Casson

O modelo de Casson é largamente utilizado para descrever o comportamento cisalhante do sangue (BOYD; BUICK; GREEN, 2017). Neste modelo, a viscosidade aparente é dada pela Equação 2.8.

$$\eta(\dot{\gamma}) = \frac{1}{\dot{\gamma}} [k_0(\phi) + k_1(\phi)\sqrt{\dot{\gamma}}]^2 \quad 2.8$$

Em que $k_0(\phi)$ e $k_1(\phi)$ são funções que dependem do hematócrito(ϕ), representada pela Equação 2.9.

$$k_0(c) = \frac{a\beta}{ab-1} \left(\frac{k_1(c)}{\sqrt{\eta_0}} - 1 \right) \text{ e } k_1(c) = \left(\frac{\eta_p}{(1-c)^{ab-1}} \right)^{\frac{1}{2}} \quad 2.9$$

Onde, a e β são constantes e η_p é a viscosidade do plasma.

2.5.4 Reologia do Sangue

O sangue, do ponto de vista biológico, é considerado um tecido composto por vários tipos de células, descritas na seção 2.4, suspensas em um líquido intracelular, o plasma.

Do ponto de vista reológico, o sangue pode ser pensado como um líquido bifásico, sendo considerado como uma suspensão líquido-sólido, com elementos celulares sendo a fase sólida ou ser considerado uma emulsão líquido-líquido baseado no comportamento das hemácias como um “líquido” sob cisalhamento. (BASKURT; MEISELMAN, 2003).

Embora o plasma seja um fluido newtoniano, por ser constituído por 90% de água (APOSTOLIDIS; BERIS, 2014), o sangue, devido sua composição, entretanto, é uma suspensão que se comporta de maneira não-newtoniana, logo sua fluidez não pode ser descrita por um único valor de viscosidade. A FIGURA 2.10 apresenta a variação da viscosidade aparente do sangue em função da tensão de cisalhamento.

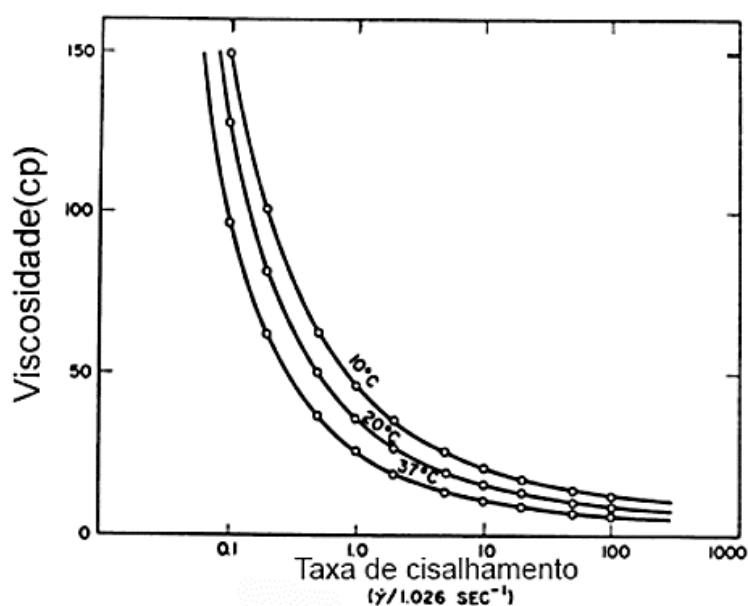


FIGURA 2.10: Curva viscosidade aparente do sangue em função da tensão de cisalhamento (FUNG, 1993).

A curva da FIGURA 2.10 mostra que a medida que a tensão de cisalhamento aumenta o valor da viscosidade aparente do sangue reduz. Para valores de tensão cisalhante entre 100 e 200/s, a viscosidade do sangue, a 37°C, situa-se entre 4 a 5 cp e estabiliza-se para valores superiores a estes de tensão cisalhante(BASKURT; MEISELMAN, 2003).

Em acréscimo, verifica-se ainda uma mudança da curva com a temperatura, porém, devido a característica homeostática do corpo humano, ou seja, temperatura constante, a análise direciona-se para a curva à 37°C, desprezando, desta forma demais análises. Desta forma o sangue é classificado como um fluido não newtoniano do tipo pseudo-plástico, conforme representado na FIGURA 2.11.

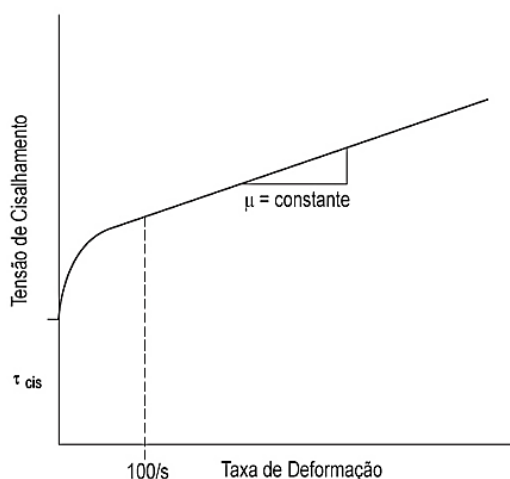


FIGURA 2.11: Tensão de cisalhamento por taxa de deformação do sangue.(WAITE; FINE, 2007)

Além destes fatores, o calibre dos vasos sanguíneos e o hematócrito (taxa de hemácias no sangue), influem, significativamente, nos valores da viscosidade sanguínea(FUNG, 1993). A pressão não afeta a viscosidade porque o sangue é considerado como um fluido incompressível.

2.5.4.1 Efeito Fåhræus-Lindqvist

A viscosidade sanguínea diminui com o diâmetro do vaso (FUNG, 1993), conforme apresentado na FIGURA 2.12.

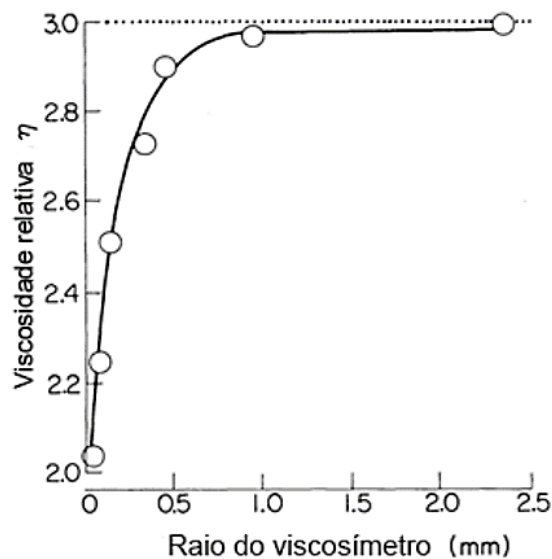


FIGURA 2.12: Relação da viscosidade aparente em função do diâmetro do vaso.(FUNG, 1993)

Fåhræus e Lindqvist, em 1931, foram os primeiros a constatar este fenômeno em experimentos realizados em tubos de vidro, com diâmetros diferentes, ligado a um reservatório, conforme representado na FIGURA 2.13 (FUNG, 1993).

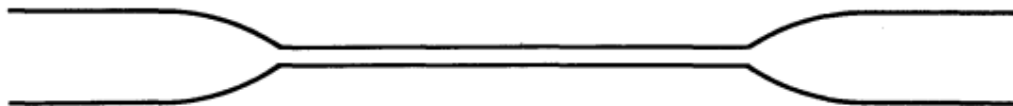


FIGURA 2.13: Tubo utilizado para o experimento de Fåhræus e Lindqvist. (FUNG, 1993)

Fåhræus e Lindqvist constataram em seu experimento que o hematócrito no escoamento, quando passa do reservatório para o tubo capilar diminui, pois o volume ocupado pelas partículas em suspensão é expressivo em relação ao volume líquido do sangue, o que, conseqüentemente, reduz a viscosidade aparente do sangue (FUNG, 1993). Tal fenômeno foi denominado de efeito Fåhræus- Lindqvist. Os resultados experimentais de Fåhræus e Lindqvist é representado na FIGURA 2.14

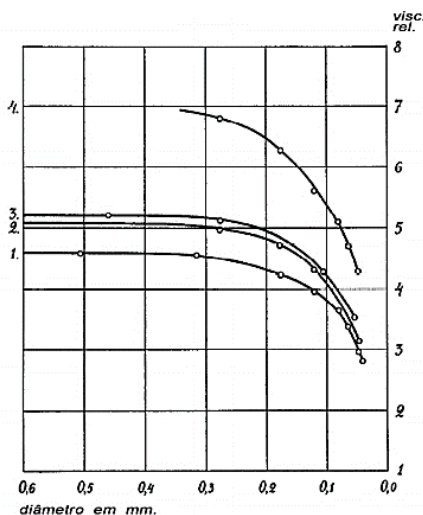


FIGURA 2.14: Resultados experimentais obtidos por Fåhræus e Lindqvist (FUNG, 1993).

2.5.4.2 Hematócrito

O hematócrito é definido como a porcentagem de eritrócitos no volume sanguíneo (BOYD; BUICK; GREEN, 2017). Este parâmetro influi diretamente no valor da viscosidade sanguínea uma vez que, quanto maior o hematócrito, maior o valor da viscosidade do sangue (BASKURT; MEISELMAN, 2003).

A Equação 2.10, formulada por Einstein, que considera um fluido com partículas esféricas em suspensão, apresentada em (SILVEIRA, MATHEUS RODRIGUES, 2017), é utilizada para calcular a viscosidade aparente do sangue em função do hematócrito.

$$\eta = \eta_p \left(\frac{1}{1 - \alpha \phi} \right) \quad 2.10$$

Em que, η é a viscosidade aparente do sangue, η_p é a viscosidade do plasma, ϕ é o hematócrito e α é um parâmetro definido pela Equação 2.11 :

$$\alpha = 0,0076 \exp[2,49\phi + \frac{1107}{T} \exp(-1,69\phi)] \quad 2.11$$

Em que, T é a temperatura a 37°C. A curva que representa a Equação 2.10 e a Equação 2.11 é mostrada na FIGURA 2.15.

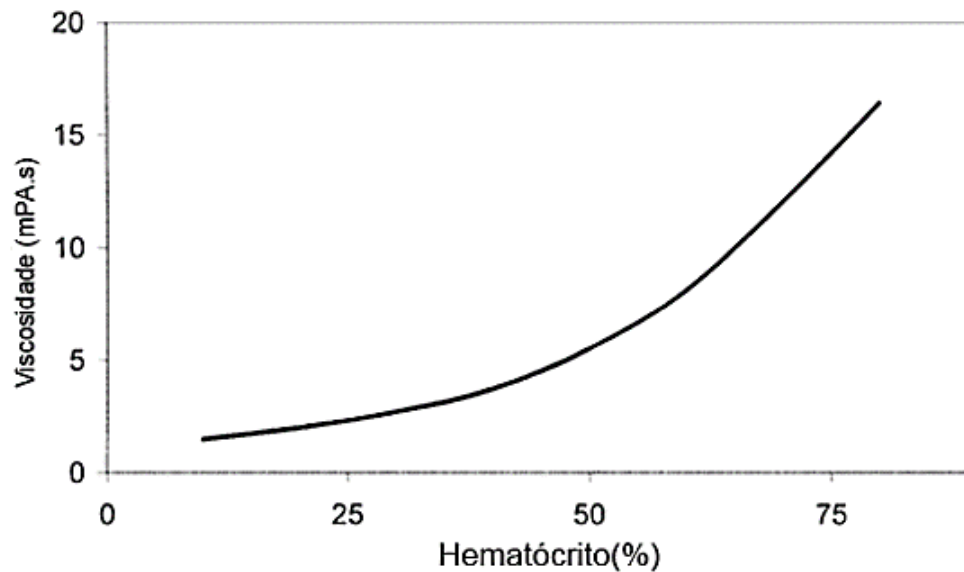


FIGURA 2.15: Viscosidade aparente do sangue em função do hematócrito (BASKURT; MEISELMAN, 2003).

2.6 Aorta: Uma visão estrutural

2.6.1 Anatomia da Aorta

A aorta é uma artéria que “nasce” na saída do ventrículo esquerdo e ramifica-se até a região abdominal, podendo ser dividida em três regiões: ascendente, arco aórtico e abdominal ou descendente (MONTANARI, 2008).

A região ascendente tem tipicamente um comprimento de 5 cm com um diâmetro de 29 mm. Inicia-se na saída do ventrículo esquerdo, onde, ascende obliquamente, curvando-se para frente e para a direita, atrás da metade esquerda do esterno, até o nível da borda superior da segunda cartilagem costal esquerda e segue até sua primeira ramificação que origina as carótidas e o arco aórtico (SOBOTTA, 2000).

O arco da aorta continua a partir da parte ascendente da aorta. O arco primeiro ascende diagonalmente para trás e para a esquerda por sobre a superfície anterior da traqueia, em seguida, por trás, através de seu lado esquerdo e, finalmente, desce à esquerda do corpo da quarta vértebra torácica, continuando como a parte torácica da parte descendente da aorta. Seu diâmetro na origem é o mesmo que na parte ascendente, 28

mm, mas é reduzido a 20 mm.(SOBOTTA, 2000). A FIGURA 2.16 apresenta a região ascendente e o arco da aorta.

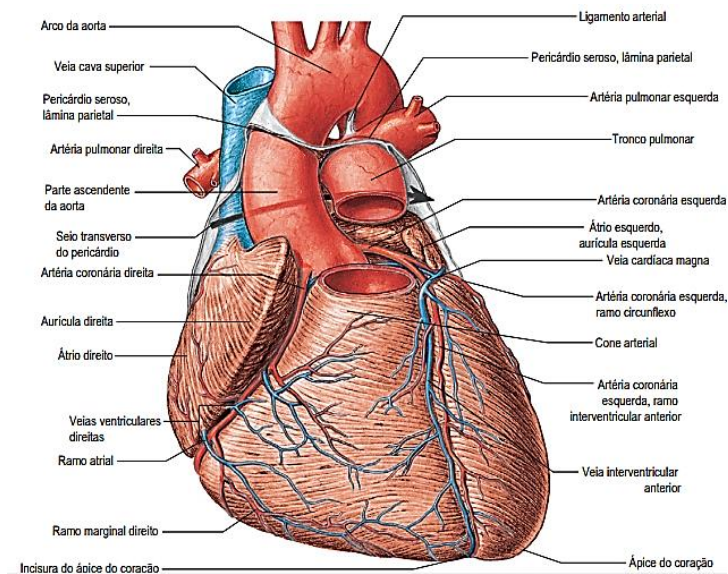


FIGURA 2.16: Região esterno costal do coração (GRAY, 2008).

A região descendente ou abdominal inicia-se no final do arco aórtico e sofre ramificações para dar início as artérias dos órgãos abdominais(GRAY, 2008). Com um diâmetro inicial de 20mm que reduz conforme suas ramificações. A FIGURA 2.17 apresenta uma visão geral das regiões da aorta.

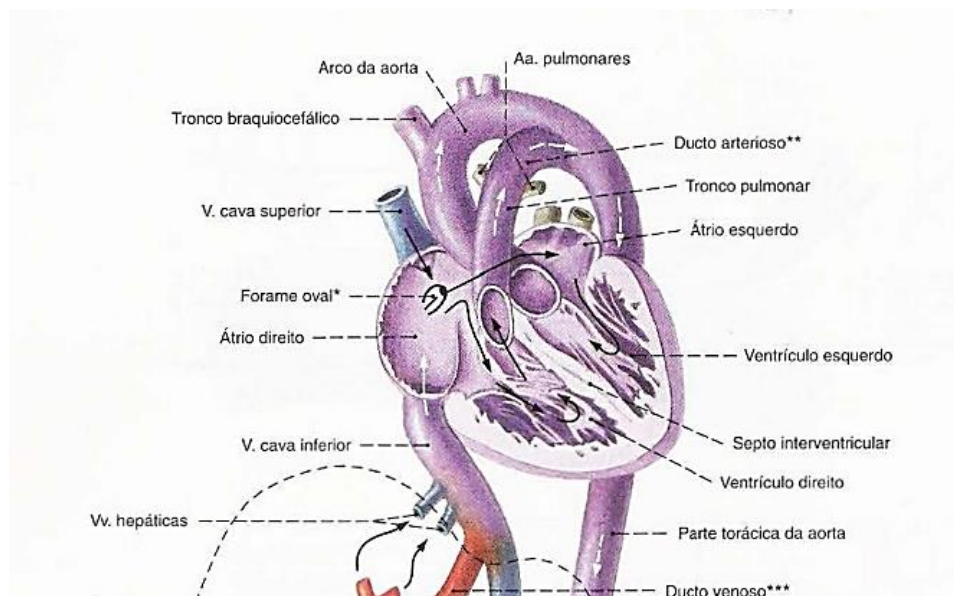


FIGURA 2.17: Visão geral da Aorta(SOBOTTA, 2000).

2.6.2 Histologia e estrutura da parede arterial

A aorta é a artéria mais espessa do corpo humano. Classificada como uma artéria elástica, ela está sujeita a grandes variações de pressão devido ao escoamento sanguíneo.

A parede de uma artéria é dividida em três camadas que são, a túnica *intima*, a *media* e a *adventícia*. A FIGURA 2.18 apresenta em detalhes a divisão e composição histológica básica da parede arterial.

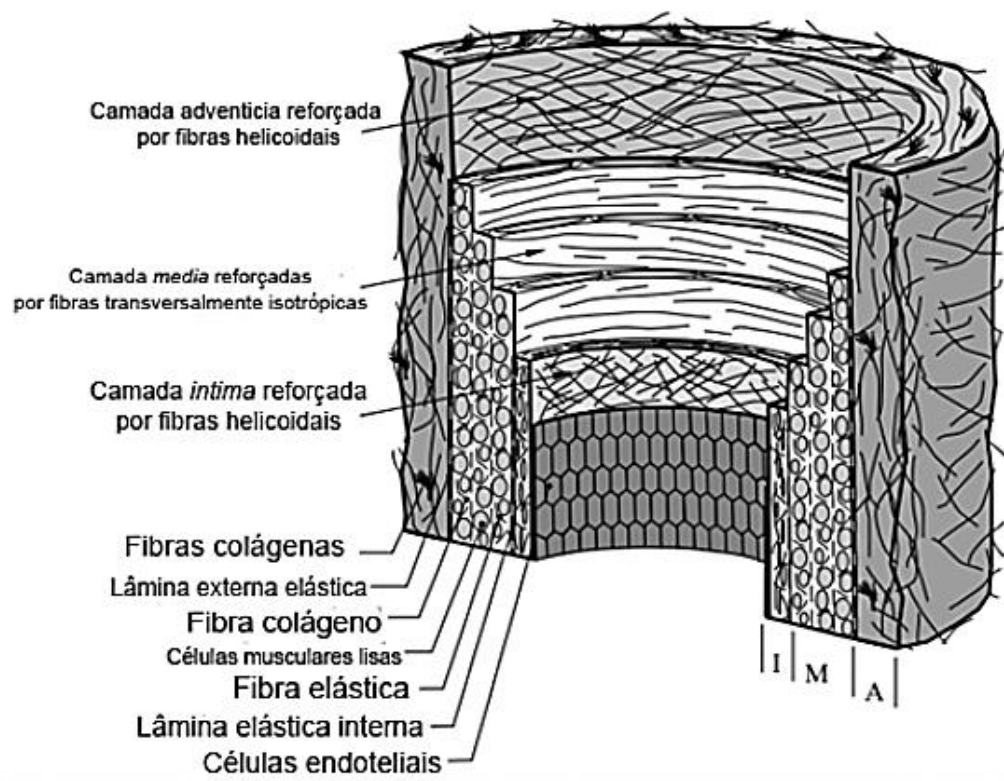


FIGURA 2.18: Estrutura histológica da parede arterial. (GASSER; OGDEN; HOLZAPFEL, 2006)

2.6.2.1 Túnica *Intima*

A *intima* é a camada mais interna da parede arterial. É composta por uma camada simples de células endoteliais sob uma fina membrana basal e uma camada subendotelial composta de fibras de colágeno, distribuídas de maneira não uniforme, cuja a espessura depende de fatores como idade, localização ao longo da artéria e estado clínico. (HOLZAPFEL, GERHARD A., 2006). O endotélio da camada íntima atribui a interface

parede do vaso e escoamento sanguíneo, uma região não-trombogênica.(DE; GUILAK; MOFRAD, 2010).

A contribuição mecânica desta camada é em geral desconsiderada, a exceção de artérias com idade avançada onde sua contribuição torna-se considerável (VYCHYTIL *et al.*, 2012).

2.6.2.2 Túnica *Media*

A *media* é a camada média da artéria e consiste em um arranjo tridimensional de uma rede células musculares lisas, elastina e fibras de colágeno (HORNY *et al.*, 2006). Na região entre a camada íntima e adventícia é revestida por camadas elásticas interna e externa à região (GASSER; OGDEN; HOLZAPFEL, 2006).

Mecanicamente, a presença de fibras elásticas, confere elasticidade, pois pode-se contrair e distender alterando, significativamente o diâmetro do vaso, o que caracteriza uma região com alto poder de vasoconstricção e vasodilatação, conforme as alterações de parâmetros, como pressão e velocidade, no escoamento sanguíneo (WAITE; FINE, 2007).Este arranjo estrutural permite a camada *media* a habilidade de resistir a grandes variações de esforços na direção circunferencial.

2.6.2.3 Túnica Adventicia

A *adventicia* é a camada mais externa da parede arterial e constituída principalmente de fibroblastos, fibrócitos, tecido conjuntivo, fibras elásticas (como as presentes na túnica média) e fibras colágeno organizadas em forma de pacotes(WAITE; FINE, 2007). A espessura depende significativamente da região e função fisiológica da artéria.

O colágeno, distribuído de maneira helicoidal, contribui significativamente para a estabilidade e resistência da parede arterial(FUNG; FRONEK; PATITUCCI, 1979). No tecido sem esforço as fibras colágenas são embebidas em uma forma ondular no interior de uma macia matriz de tecido conjuntivo, o que confere a *adventícia* menos resistência do que a *média* no estado sob tensão.(GASSER; OGDEN; HOLZAPFEL, 2006).

Em níveis significativos de tensão as fibras colágenas alcançam seus comprimentos máximos e a resposta mecânica da adventícia então, torna-se como a de um tubo elástico, prevenindo a artéria de estiramento e ruptura (BERTRAND *et al.*, 2009).

2.7 Modelos Constitutivos de uma Parede Arterial

Artérias são vasos sanguíneos elásticos constituídos por fibras de colágeno e elastina, acompanhadas por camadas de células de tecido muscular liso e tecido conjuntivo, conforme detalhado na seção 2.6, o que confere a elas um estado de tensão-deformação não-linear, altamente deformável, viscoelástico e anisotrópico (HOLZAPFEL, GERHARD A; BAUER; STADLER, 2000). Na FIGURA 2.19 é apresentado o comportamento de tensão-deformação para materiais lineares e não-lineares.

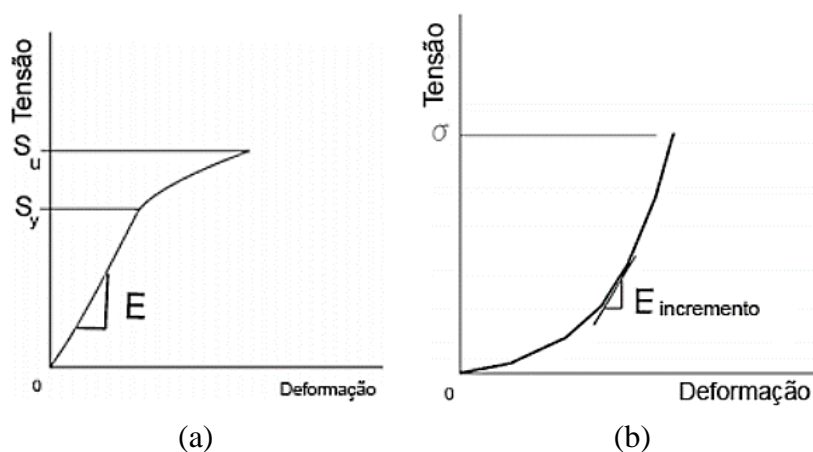


FIGURA 2.19 : a) Representação gráfica de um material linearmente elástico. b) Representação gráfica do comportamento elástico não linear de uma artéria submetida a carregamento uniaxial.(CHOU; PAGANO, 1992).

Em vista desta complexa rede de fatores a serem analisados, diversos modelos constitutivos foram formulados, com o objetivo de representar, de forma quantitativa e qualitativa as propriedades mecânicas da parede arterial.

O estudo destas propriedades é crucial para o entendimento dos riscos das inúmeras doenças cardiovasculares, como o aneurisma, no caso, que está diretamente associada a saúde estrutural dos tecidos biológicos que formam o vaso sanguíneo. Neste

breve contexto, serão apresentados de maneira sucinta, uma seleção de modelos constitutivos, capazes de representar com a maior fidelidade o comportamento mecânico-estrutural de uma artéria, como a aorta.

2.7.1 Modelo de Moens-Kortweg

Em 1878, Kortweg e Moens, estabeleceram uma relação entre o pulso de velocidade de uma onda (*PWV-Pulse Wave Velocity*) com a elasticidade de um tubo cilíndrico e elástico (WAITE; FINE, 2007). Esta relação, de maneira simplificada é representada pela Equação 2.12 de Moens-Kortweg.

$$c = \sqrt{\frac{Eh}{2r_i\rho}} \quad 2.12$$

Em que, c é o pulso velocidade-onda, E é o módulo de elasticidade do material da parede do vaso, h é a espessura do vaso e ρ é a densidade do sangue. A expressão, para artérias largas, relaciona as propriedades do material da parede do vaso arterial com um pulso de velocidade-onda. A equação, claramente, não respeita a Lei de Hooke, sendo assim considerado o aspecto não-linear, para a deformação do tubo.

Em acréscimos, estudos realizados por (FUKUI; PARKER; YAMAGUCHI, 2012), demonstram que para artérias humanas espessas, o pulso velocidade-onda pode ser aplicado computacionalmente para uma técnica de interação fluido-estrutura.

2.7.2 Modelo Função Energia de Deformação: polinomial e exponencial

Quando um corpo é deformado por forças externas, estas realizam trabalho, cuja energia absorvida é denominada de energia de deformação. Logo se um corpo comporta de maneira elástica a energia de deformação é conservada. (CHOU; PAGANO, 1992).

Para representar esse comportamento de maneira mais fiel, os modelos baseados em *Função Energia de Deformação (FED)* ou tensão potencial, se aproximam mais do comportamento biológico de um vaso arterial, sendo assim amplamente discutido nos estudos que caracterizam materiais biológicos (HOLZAPFEL, GERHARD A.; OGDEN, 2010).

Assim, considere W a energia de deformação por unidade de massa de um tecido, e ρ_0 a densidade no estado zero de tensão, então $\rho_0 W$ é a energia por unidade de volume de um tecido no estado zero de tensão (CHOU; PAGANO, 1992). Seja ε_{ij} , o tensor de deformações de Green-Lagrange e σ_{ij} o tensor de tensões de Cauchy descritas pela Equação 2.13 e Equação 2.14.

$$\varepsilon_{ij} = \begin{bmatrix} \varepsilon_{11} & \varepsilon_{12} & \varepsilon_{13} \\ \varepsilon_{21} & \varepsilon_{22} & \varepsilon_{23} \\ \varepsilon_{31} & \varepsilon_{32} & \varepsilon_{33} \end{bmatrix} \quad 2.13$$

$$\sigma_{ij} = \begin{bmatrix} \sigma_{11} & \sigma_{12} & \sigma_{13} \\ \sigma_{21} & \sigma_{22} & \sigma_{23} \\ \sigma_{31} & \sigma_{32} & \sigma_{33} \end{bmatrix} \quad 2.14$$

Onde os índices $i = 1, 2, 3$ e $j = 1, 2, 3$ são os eixos coordenados da geometria, podendo ser adotado o sistema de coordenadas retangular $[x, y, z]$, ou cilíndrico $[r, \theta, z]$.

A energia de deformação por unidade de massa, W , pode ser expressa de forma geral em termos das nove componentes de deformação e tensão conforme apresentado pela Equação 2.15.

$$W = \frac{1}{2} \sum_{i=1}^3 \sum_{j=1}^3 \sigma_{ij} \varepsilon_{ij} = \frac{1}{2} (\sigma_{11} \varepsilon_{11} + \sigma_{22} \varepsilon_{22} + \sigma_{33} \varepsilon_{33} + 2 * \sigma_{12} \varepsilon_{12} + 2 * \sigma_{23} \varepsilon_{23} + 2 * \sigma_{31} \varepsilon_{31}) \quad 2.15$$

Desta forma muitos estudos propuseram expressões matemáticas baseada em testes de tensão e deformação, uniaxial e biaxial, representadas por uma *FED*, divididas, basicamente em duas escolas, a primeira baseada em expressões polinomiais, enquanto a segunda em expressões exponenciais. (HOLZAPFEL, GERHARD A.; OGDEN, 2010)

2.7.2.1 Modelo Polinomial: Patel e Vaishnav

Patel e Vaishnav, 1972, propuseram a expressão polinomial a seguir, baseada no carregamento biaxial. A *FED* proposta por Patel e Vaishnav, é representado pela Equação 2.16. (HOLZAPFEL, GERHARD A.; GASSER; OGDEN, 2016)

$$\rho_0 W = Aa^2 + Bab + Cb^2 + Da^3 + Ea^2b + Fab^2 + Gb^3 \quad 2.16$$

Onde $a = \varepsilon_{\theta\theta}$, $b = \varepsilon_{zz}$, sendo $\varepsilon_{\theta\theta}$ deformação na direção circunferencial e ε_{zz} deformação na direção longitudinal; A, B, C, \dots, G , são constantes do material. Patel e Vaishnav, mostraram que a acuracidade da função não é aprimorada com a inclusão de

termos de quarta ordem, o que significa ampliar o número de constantes do material de 7 para 12.

2.7.2.2 Modelo Exponencial

O modelo exponencial utilizado pela segunda escola de pesquisadores, considerando o carregamento biaxial representado pela Equação 2.17.

$$\rho_0 W = C/2 \exp[a_1(\varepsilon_{\theta\theta}^2 - \varepsilon'_{\theta\theta}{}^2) + a_2(\varepsilon_{zz}^2 - \varepsilon'_{zz}{}^2) + 2a_4(\varepsilon_{\theta\theta}\varepsilon_{zz} - \varepsilon'_{\theta\theta}\varepsilon'_{zz})] \quad 2.17$$

Em que, C possui dimensão de tensão [N/m²]; a_1 , a_2 e a_4 são parâmetros adimensionais do material e $\varepsilon'_{\theta\theta}$, ε'_{zz} são deformações correspondentes a um par arbitrário de tensões $S'_{\theta\theta}$ e S'_{zz} . (SCHULZE-BAUER; HOLZAPFEL, 2003)

2.7.3 Modelo Pseudo Função Energia- Deformação: Fung-Fronek-Patitucci

Em 1979, Fung, Fronek e Patitucci, ao estudarem artérias carótidas de coelho, propuseram um modelo denominado de Pseudo FED. Tal modelo, unificava as duas escolas: polinomial e exponencial, dos modelos baseado em uma FED, representada da Equação 2.18 a Equação 2.20.

$$\rho_0 W = P + C/2 e^Q \quad 2.18$$

Onde,

$$Q = a_1 \varepsilon_{\theta\theta}^2 + a_2 \varepsilon_{zz}^2 + a_3 (\varepsilon_{z\theta}^2 + \varepsilon_{\theta z}^2) + 2a_4 \varepsilon_{zz} \varepsilon_{\theta\theta} \quad 2.19$$

$$P = 1/2 [b_1 \varepsilon_{\theta\theta}^2 + b_2 \varepsilon_{zz}^2 + b_3 (\varepsilon_{z\theta}^2 + \varepsilon_{\theta z}^2) + 2b_4 \varepsilon_{zz} \varepsilon_{\theta\theta}] \quad 2.20$$

Em que, ε_{ij} , são as deformações de Green, a_i , b_i são constantes dos materiais (FUNG; FRONEK; PATITUCCI, 1979).

2.7.4 Modelos Hiperelásticos

São modelos constitutivos definidos para materiais hiperelásticos, como tecidos de artérias, baseados também na *FED*. Os principais modelos representados são: Neo-Hookean, Mooney Rivlin e Odgen.

2.7.4.1 Neo-Hookean

O modelo *Neo-Hookean*, proposto em 1948 por Ronald Rivlin é o modelo hiperelástico mais simples, similar a lei de Hooke, que pode ser utilizado para prever o comportamento não linear de tensão-deformação de materiais sob grandes deformações, como por exemplo materiais isotrópicos tipo borracha (MARCKMANN *et al.*, 2016). A sua função de energia é expressa da Equação 2.17 a Equação 2.19.

$$W = \mu/2(I_1 - 3) \quad 2.21$$

$$I_1 = \sigma_1^2 + \sigma_2^2 + \sigma_3^2 \quad 2.22$$

$$\mu = n_c kT \quad 2.23$$

Onde, n_c é a densidade da cadeia, k é a constante de Boltzmann, T é a temperatura absoluta, I_1 é o primeiro invariante do tensor de deformações de Cauchy-Green e σ_i são as tensões principais.

2.7.4.2 Mooney-Rivlin

Com a finalidade de melhorar o ajuste fino dos dados referente as curvas experimentais de tensão-deformação, Rivlin introduziu a dependência do primeiro e segundo invariante do tensor Green-Cauchy a *FED*, o que caracterizou um modelo melhor que o Neo-Hookean, sendo assim denominado de modelo Mooney-Rivlin (MARCKMANN *et al.*, 2016).

Este modelo foi proposto em 1940 por Melvin Mooney e expresso em termos de invariantes por Rivlin em 1948 (KEERTHIWANSA *et al.*, 2018). Da Equação 2.24 a Equação 2.27, representam o modelo Mooney-Rivlin:

$$W = C_{10}(\bar{I}_1 - 3) + C_{20}(\bar{I}_2 - 3) \quad 2.24$$

$$\bar{I}_1 = J^{-2/3} I_1; \bar{I}_2 = J^{-4/3} I_2 \text{ e } J = \det \lambda_1 \lambda_2 \lambda_3 \quad 2.25$$

$$I_1 = \lambda_1^2 + \lambda_2^2 + \lambda_3^2 \text{ e } I_2 = \lambda_1^2 \lambda_2^2 + \lambda_2^2 \lambda_3^2 + \lambda_3^2 \lambda_1^2 \quad 2.26$$

Onde, C_1 e C_2 são parâmetros constitutivos do material determinado empiricamente, d parâmetro de compressibilidade, \bar{I}_1 e \bar{I}_2 , são o primeiro e o segundo invariante do tensor de deformações Cauchy-Green. Para valores de $J = 1$ o material é incompressível.

2.7.4.3 Odgen

O modelo do material de Odgen é usado para descrever o comportamento não-linear de tensão-deformação de materiais como borrachas, polímeros e tecidos biológicos.(GASSER; OGDEN; HOLZAPFEL, 2006).

A função Tensão-Energia que define o modelo de Odgen, em termos das tensões principais do tensor de Cauchy-Green, é apresentado pela Equação 2.27.

$$W(\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3) = \sum_{p=1}^N \mu / \alpha_p (\lambda_1^{\alpha_p} + \lambda_2^{\alpha_p} + \lambda_3^{\alpha_p} - 3) \quad 2.27$$

Onde, N , μ e α_p são constantes do material. Para valores de $N = 1$ e $\alpha = 2$ o modelo é reduzido para o Neo-Hookean ou para $N = 2$, $\alpha_1 = 2$, $\alpha_2 = -2$ e $\lambda_1 \lambda_2 \lambda_3 = 1$, tem-se o modelo Mooney-Rivlin.(GASSER; OGDEN; HOLZAPFEL, 2006)

2.7.5 Modelo de Holzapfel

Em 1998, Holzapfel e Weizsäcker, propuseram um modelo, também embasado, na *FED*, expresso pela Equação 2.28.

$$\psi = \psi_{iso}(E) + \psi_{orto}(E) \quad 2.28$$

Onde, ψ_{iso} é a contribuição isotrópica a função ψ , a qual governa principalmente, a elasticidade inicial da parede arterial representado pela rigidez das substâncias não fibrosas(HOLZAPFEL, GERHARD A., 2006). A função de energia ψ_{orto} representa a contribuição ortotrópica que governa a maior rigidez proporcionado pelas grandes deformações devido ao colágeno orientado aleatoriamente, primeiramente nas camadas *adventicia* e *intima*, e, posteriormente, na *media*, aliados a componentes fibrosos.

Esse modelo, então, caracteriza uma combinação ao modelo polinomial e exponencial. Para a região isotrópica, um modelo *Neo-Hookean* é proposto, sendo representado pela Equação 2.29:

$$\psi_{iso} = \mu/2\{2(E_{11} + E_{22}) + [(2E_{11} + 1)(2E_{22} + 1)] - 1\} \quad 2.29$$

Em que, μ é um parâmetro de tensão do material e ε_{ij} , representam as componentes do tensor de deformações de Green-Lagrange.

Na região ortotrópica foi adotada uma função exponencial do tipo *Fung* (FUNG, 1993), com a presença de quatro parâmetros constitutivos, C, c_{11}, c_{22} e c_{12} (HOLZAPFEL, G. A.; GASSER; STADLER, 2002). A Equação 2.30 e a Equação 2.31 elucidam a região ortotrópica do modelo de Holzapfel.

$$\psi_{orto} = C[\exp(Q) - 1], \quad 2.30$$

$$Q = c_{11}\varepsilon_{11}^2 + c_{12}\varepsilon_{11}\varepsilon_{22} + c_{22}\varepsilon_{22}^2 \quad 2.31$$

2.8 Modelagem Computacional Fluidodinâmica

2.8.1 Modelagem Matemática

O escoamento sanguíneo na aorta, é extremamente complexo de analisar matematicamente. No aspecto de regime temporal, mostra-se transiente, ou seja, as propriedades de pressão e velocidade mudam com o decorrer do tempo. Quanto a viscosidade do fluido, o sangue comporta-se de maneira não-newtoniana. No que tange a compressibilidade, o escoamento é considerado incompressível, uma vez que os níveis de pressão são baixos não alterando as propriedades do fluido. Por fim, embora em algumas regiões e momentos o escoamento mostra-se laminar, a turbulência é presente e por isso, um modelo de turbulência também deverá ser criado.

Esta complexidade exige um modelo numérico computacional bem robusto, que seja capaz de reproduzir todas estas características com fidelidade ao comportamento biológico.

As equações que representam todos estes fenômenos físicos presentes tem-se a conservação da massa, representada pela Equação da Continuidade, e a taxa de variação da quantidade de movimento equivalente as forças que atuam no fluido, ou Equações de Navier-Stokes (VERSTEEG; MALALASEKERA, 1995).

Em acréscimo, utilizaremos um modelo de turbulência para representar de maneira fiel o comportamento do escoamento. Além disso, um modelo não newtoniano para o sangue será definido.

A análise da conservação da energia será desprezada por tratar-se de um escoamento realizado a temperatura constante, correspondendo a estado homeotérmico,

sendo assim os efeitos termodinâmicos, serão desprezados, de maneira a simplificar a modelagem computacional.

2.8.1.1 Equação da Continuidade

A Equação da Continuidade representa a taxa de aumento de massa de um fluido em um determinado elemento infinitesimal, denominada de volume de controle, sendo esta, equivalente a taxa líquida que adentra o elemento em questão (VERSTEEG; MALALASEKERA, 1995). A Equação 3.1 representa a Equação da Continuidade.

$$\frac{\partial \rho}{\partial t} + \frac{\partial(\rho u)}{\partial x} + \frac{\partial(\rho v)}{\partial y} + \frac{\partial(\rho w)}{\partial z} = 0. \quad 2.32$$

Em que, ρ é a densidade do fluido analisado, u , v e w são as velocidades nas direções x , y e z . O termo $\frac{\partial \rho}{\partial t}$ representa os fatores de compressibilidade do fluido, porém o sangue, para esse escoamento é considerado incompressível, sendo assim sua densidade mantém-se constante. A Equação 3.1, então, é simplificada para a Equação 3.2 e a Equação 3.3.

$$\frac{\partial u}{\partial x} + \frac{\partial v}{\partial y} + \frac{\partial w}{\partial z} = \nabla \cdot \vec{V} = 0 \quad 2.33$$

$$\vec{V} = \hat{i}u + \hat{j}v + \hat{k}w \quad \text{e} \quad \nabla = \hat{i}\frac{\partial}{\partial x} + \hat{j}\frac{\partial}{\partial y} + \hat{k}\frac{\partial}{\partial z} \quad 2.34$$

2.8.1.2 Equação da Quantidade de Movimento

A 2ª Lei de Newton diz que, a soma das forças atuantes sobre um determinado volume de controle, no caso um elemento infinitesimal, é igual a taxa de aumento da quantidade de movimento deste elemento, conforme apresentado pela Equação 3.4 (WHITE, 2003);

$$\Sigma F = \frac{\partial}{\partial t} (\int u \rho dV) + \Sigma(\dot{m}_i u_i)_{sai} - \Sigma(\dot{m}_i u_i)_{ent} \quad 2.35$$

As forças atuantes no elemento infinitesimal do fluido são de dois tipos: forças de campo e superfície. Desta forma, a equação que representa a equação da quantidade de movimento na direção x é representado da Equação 3.5 a Equação 5.7 (FOX. *et al.*, 2016).

$$\rho \frac{Du}{Dt} = \frac{\partial(-p + \tau_{xx})}{\partial x} + \frac{\partial \tau_{yx}}{\partial y} + \frac{\partial \tau_{zx}}{\partial z} + S_{M_x} \quad 2.36$$

$$\rho \frac{Dv}{Dt} = \frac{\partial \tau_{xy}}{\partial x} + \frac{\partial(-p + \tau_{yy})}{\partial y} + \frac{\partial \tau_{zy}}{\partial z} + S_{M_y} \quad 2.37$$

$$\rho \frac{Dw}{Dt} = \frac{\partial \tau_{xz}}{\partial x} + \frac{\partial \tau_{yz}}{\partial y} + \frac{\partial(-p + \tau_{zy})}{\partial z} + S_{M_y} \quad 2.38$$

Em que, as forças de campos atuantes nas direções x , y e z foram agrupadas nos termos S_{M_x} , S_{M_y} e S_{M_z} - por unidade de volume por unidade de tempo. Da Equação 3.5 a Equação 3.7, p é a pressão e τ_{ij} é a tensão cisalhante nas direções, i e j , atuantes no fluido.

Na análise para fluidos newtonianos, em que a viscosidade é constante as Equações 3.5 a 3.7 tornam-se nas Equações de Navier-Stokes, representadas da Equação 3.8 a Equação 3.10, a seguir.

$$\rho \frac{Du}{Dt} = -\frac{\partial p}{\partial x} + \text{div}(\mu \text{ grad } u) + S_{M_x} \quad 2.39$$

$$\rho \frac{Dv}{Dt} = -\frac{\partial p}{\partial y} + \text{div}(\mu \text{ grad } v) + S_{M_y} \quad 2.40$$

$$\rho \frac{Dw}{Dt} = -\frac{\partial p}{\partial z} + \text{div}(\mu \text{ grad } w) + S_{M_z} \quad 2.41$$

Estas equações são denominadas de Equações Governantes de um fluido.

2.8.2 Método de Volume Finitos e a Equação de Transporte

O Método de Volume Finitos (MVF) consiste na divisão do Volume de Controle (VC) de um escoamento, em vários elementos e nós, considerando todas as equações fluidodinâmicas que regem o escoamento (EYMARD; GALLOUËT; HERBIN, 2000). De forma, geral, o MVF é utilizado conforme os seguintes passos.

- Decompor o Volume de Controle
- Formular as equações integrais de conservação para cada VC
- Aproximar numericamente as integrais
- Aproximar os valores das variáveis nas faces e as derivadas com a informação das variáveis nodais
- Montar e resolver o sistema algébrico

O MVF é largamente utilizado para a solução de diversos problemas de escoamento, sendo ele a base dos programas de simulação disponíveis no mercado ou de forma

gratuita. No entanto, para o entendimento completo do MVF é necessário apresentar a forma integral e diferencial das equações fluidodinâmicas.

2.8.2.1 Equação do Transporte: Forma Integral e Diferencial

Considere uma variável que descreve uma propriedade qualquer do fluido como ϕ , todas as equações do fluido podem ser representadas pela Equação 3.11, denominada de Equação do Transporte.

$$\frac{\partial(\rho\phi)}{\partial t} + \text{div}(\rho\mathbf{u}\phi) = \text{div}(\Gamma \text{grad } \phi) + S_\phi \quad 2.42$$

Onde, o lado esquerdo da equação representa os termos transiente e convectivos e o lado direito representa o termo difusivo e o termo fonte, respectivamente. Além disso, Γ é o coeficiente do termo difusivo. A Equação do Transporte é utilizada como ponto de partida para a modelagem computacional em MVF. Assim sua forma integral baseado no Método de Volume Finitos é representada pela Equação 3.12.

$$\int_{VC} \frac{\partial(\rho\phi)}{\partial t} dV + \int_{VC} \text{div}(\rho\mathbf{u}\phi) dV = \int_{VC} \text{div}(\Gamma \text{grad } \phi) dV + \int_{VC} S_\phi dV \quad 2.43$$

O segundo termo do lado esquerdo, termo difusivo e o primeiro termo do lado direito, da Equação 3.12, são reescritos como integrais de superfície de contorno de um Volume de Controle, utilizando o Teorema do Divergente de Gauss, conforme a Equação 3.13.

$$\int_{VC} \text{div}(\mathbf{a}) dV = \int_A \mathbf{n} \cdot \mathbf{a} dA \quad 2.44$$

Onde, \mathbf{a} é um vetor e \mathbf{n} é o vetor normal a um elemento de superfície de área dA . Assim ao aplicar a Equação 3.13 na Equação 3.12, tem-se a Equação 3.14.

$$\frac{\partial}{\partial t} \left(\int_{VC} \rho\phi dV \right) + \int_A \mathbf{n} \cdot (\rho\phi\mathbf{u}) dA = \int_A \mathbf{n} \cdot (\Gamma \text{grad } \phi) dA + \int_{VC} S_\phi dV \quad 2.45$$

Em problemas dependentes do tempo, como no caso o escoamento arterial, a Equação 3.14 sofre uma integração no tempo, tendo-se então a Equação 3.15.

$$\int_{\Delta t} \frac{\partial}{\partial t} \left(\int_{VC} \rho\phi dV \right) dt + \int_{\Delta t} \int_A \mathbf{n} \cdot (\rho\phi\mathbf{u}) dA dt = \int_{\Delta t} \int_{VC} \mathbf{n} \cdot (\Gamma \text{grad } \phi) dA dt + \int_{\Delta t} \int_{VC} S_\phi dV dt \quad 2.46$$

Esta, certamente, será a equação utilizada para os cálculos do comportamento fluido dinâmico arterial. No entanto, sua aplicação computacional depende da escolha de um Método de Discretização de Variáveis (MDV), bem como de um modelo de algoritmo para a solução destas equações. Ambos estão presentes no programa *Fluent-ANSYS19.2®*-, utilizado para as simulações computacionais.

2.8.3 Métodos de Discretização de Variáveis aplicado para o MVF

O escoamento sanguíneo, como já mencionado, é bem complexo. Pressão e velocidade são funções temporais e bem complexas de serem modeladas, em acréscimo, o sangue, é um fluido não-newtoniano.

Neste contexto, a modelagem computacional do escoamento por MVF é robusta e, por tratar-se, ainda de uma simulação do tipo *LES*, é necessário um MDV que seja pertinente as propriedades analisadas no escoamento sanguíneo.

Em (VERSTEEG; MALALASEKERA, 1995) é apresentado diversos MDV que regem o comportamento fluido dinâmico, necessários para a aplicação da Equação do Transporte. Estes métodos estão presentes no programa *Fluent-ANSYS 19.2®*, utilizado para a realização das simulações do escoamento sanguíneo.

Desta forma, para problemas Convectivos-Difusivos, a discretização das variáveis convectivas-difusivas, devem respeitar as seguintes propriedades fundamentais: **Conservatividade, Limiaridade e Transportabilidade.**

Conservatividade é a propriedade que visa garantir a conservação de ϕ para todo o domínio da solução do fluxo de ϕ deixando um volume de controle em uma determinada face ser igual ao fluxo de ϕ entrando em um volume de controle adjacente através da mesma face, onde ϕ é a propriedade a ser transportada no fluxo.(VERSTEEG; MALALASEKERA, 1995).

Limiaridade é a relação entre os coeficientes discretizados nas equações que garante a condição suficiente para a convergência de um método iterativo (VERSTEEG; MALALASEKERA, 1995), representado pela Equação 3.16:

$$\frac{\sum |a_{nb}|}{|a_p'|} \begin{cases} \leq 1 \text{ para todos os nós} \\ < 1 \text{ do primeiro nó ao último} \end{cases} \quad 2.47$$

Onde, a_p' é o coeficiente da malha de um nó central e a_{nb} são os coeficientes da malha para os nós vizinhos. Se o esquema de diferenças produz coeficientes que respeitam o critério acima a matriz resultante dos coeficientes é diagonalmente dominante, condição necessária para satisfazer o critério de Limiaridade e, assim, o método iterativo convergir.

Transportabilidade é a propriedade é o efeito em um determinado ponto nodal P devido a duas fontes constantes de ϕ em pontos próximos W e E conforme a FIGURA 2.20.

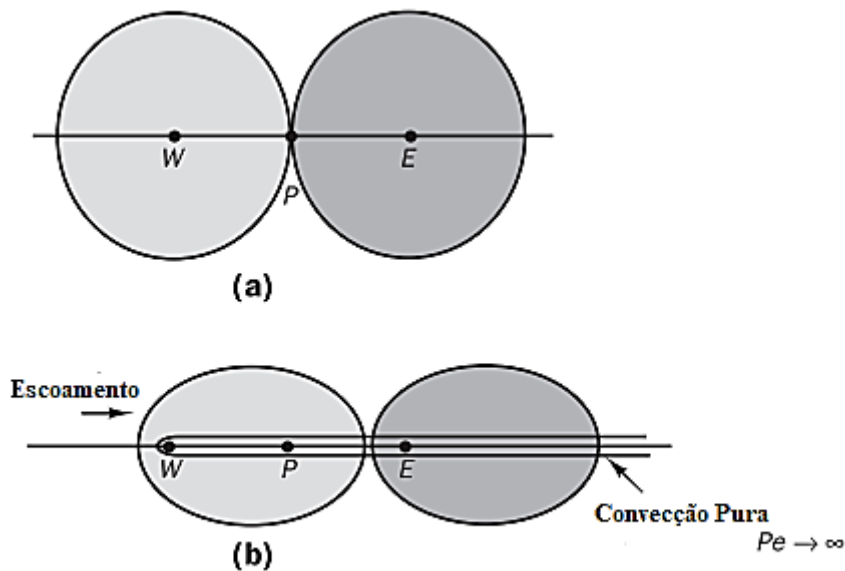


FIGURA 2.20: Representação esquemática de um escoamento e a Influência do número de Peclet.(VERSTEEG; MALALASEKERA, 1995)

Um número adimensional foi definido como uma medida relativa as forças convectivas e difusivas no escoamento, tal número denominado de Número de Peclet, conforme apresentado na Equação 3.17

$$Pe = \frac{F}{D} = \frac{\rho u}{\Gamma/h} \quad 2.48$$

Onde, F e D representam forças convectivas e difusivas, respectivamente; ρ é a massa específica do fluido, u velocidade, Γ é o fluxo e δx é o comprimento característico da célula. Para $Pe \rightarrow 0$ o escoamento é difusivo e para $Pe \rightarrow 1$ o escoamento é convectivo.

Com base nessas propriedades, alguns esquemas de discretização foram elaborados de modo a solucionar os efeitos errôneos gerados pelo esquema de discretização de Diferenças Centrais, muito utilizado em algoritmos para a solução de problemas de dinâmica de fluidos.

2.8.3.1 Esquema de Diferenças Centrais

O esquema de Diferenças Centrais, é o MDV mais simples. Ele consiste na interpolação linear das variáveis para calcular os valores da propriedade ϕ ao longo de um escoamento. Assim as variáveis nas faces, para um escoamento unidimensional, representado na FIGURA 2.21, são representados pela Equação 3.18, para uma malha uniforme.

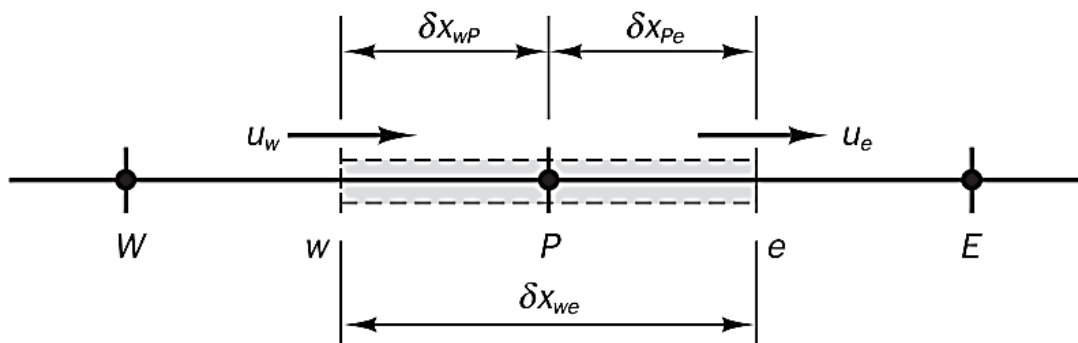


FIGURA 2.21: Representação esquemática de um elemento de malha para escoamento unidimensional (VERSTEEG; MALALASEKERA, 1995).

$$\phi_e = \frac{(\phi_P + \phi_E)}{2}, \phi_w = \frac{(\phi_W + \phi_P)}{2} \quad 2.49$$

Onde, ϕ_e e ϕ_w são os valores da propriedade ϕ analisado nas faces oeste (w) e leste (e) da malha. As variáveis ϕ_P , ϕ_E e ϕ_W são os valores da propriedade ϕ avaliados nos pontos nodais a oeste (W) e leste (E) do ponto nodal (P).

2.8.3.2 Esquema *Upwind*.

Uma das maiores inadequações do esquema de Diferenças Centrais é a incapacidade de identificar a direção do fluxo. O esquema de diferenciação *Upwind* considera a direção do fluxo para determinar o valor em uma face da célula ou elemento de malha, ou seja, o valor convectivo de ϕ se torna igual ao valor do nó na “*upstream*”, conforme ilustrado na FIGURA 2.22.

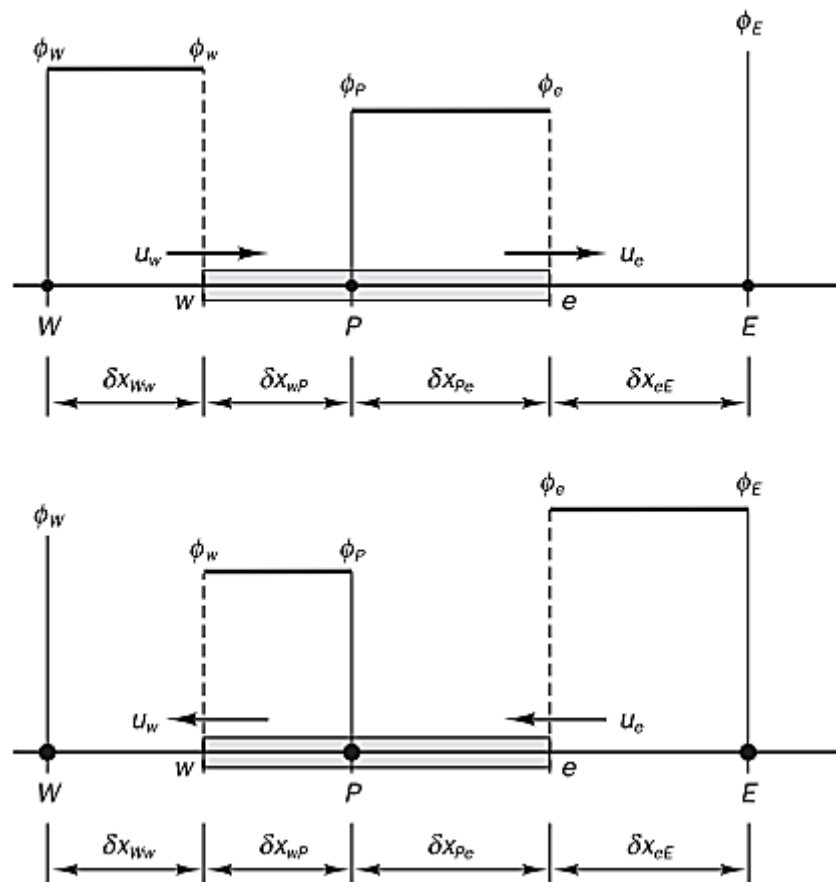


FIGURA 2.22: Esquema de discretização *Upwind*.(VERSTEEG; MALALASEKERA, 1995)

Onde, W e E , são as faces oeste e leste do elemento de malha, P é ponto que representa o nó da malha, U_w e U_e representa o escoamento pela face oeste e leste, δX são os comprimentos característicos da malha e ϕ é a propriedade analisada na face.

Desta forma, para um escoamento positivo, logo, $U_w > 0$ e $U_e > 0$, o esquema *Upwind* seta $\phi_w = \phi_P$ e $\phi_P = \phi_e$. Para o escoamento negativo, logo, $U_w < 0$ e $U_e < 0$, o esquema seta $\phi_w = \phi_P$ e $\phi_e = \phi_E$.

O esquema *Upwind*, então, respeita as propriedades fundamentais de convergência. A acuracidade, no entanto, do esquema é baseado na diferenciação retroativa cuja precisão é de primeira ordem, com base no erro de truncamento da Série de Taylor (VERSTEEG; MALALASEKERA, 1995). Devido a sua simplicidade é largamente utilizado nas simulações DFC sendo facilmente estendido para problemas multidimensionais.

2.8.3.3 Esquema Híbrido

O esquema Híbrido é uma combinação do esquema de Diferenças Centrais com o Esquema *Upwind*. O esquema de Diferenças Centrais, cuja acuracidade é de segunda ordem, é aplicado para pequenos valores do Número de Peclet, ($Pe < 2$), enquanto o esquema *Upwind*, cuja acuracidade é de primeira ordem, é aplicada para altos valores de Peclet ($Pe \geq 2$) (VERSTEEG; MALALASEKERA, 1995). O esquema Híbrido, então, verifica em cada face, utilizando número de Peclet local, para avaliar o fluxo líquido da rede através de cada face do volume de controle do escoamento. Assim, por exemplo, para uma face oeste de uma malha de um escoamento unidimensional, é aplicado a Equação 3.19.

$$Pe_w = \frac{F_w}{D_w} \quad 2.50$$

Desta forma, o esquema Híbrido explora as propriedades favoráveis do esquema *Upwind* e de Diferenças Centrais, alternando, desta forma de um método para outro com a avaliação do número de Peclet na face a qual o escoamento está sendo analisado. Esta mudança, ocorre justamente, quando o método de Diferenças Centrais, apresenta imprecisões nos resultados, para altos valores do Peclet. O esquema é totalmente conservador e, como os coeficiente são sempre positivos, ele é incondicionalmente limitado. A **Transportabilidade** é garantida ao utilizar a formulação *Upwind* para altos valores de Peclet. A desvantagem é que sua acuracidade em termos de série de Taylor é de primeira ordem.

2.8.3.4 Esquema *Power-Law*

O esquema de diferenças *Power-Law*, desenvolvido por Patankar em 1980, é uma aproximação mais precisa da solução exata unidimensional e produz resultados melhores do que o esquema Híbrido (VERSTEEG; MALALASEKERA, 1995). Neste esquema a difusão é iniciada em zero quando o Peclet excede o valor 10. Se $0 < Pe < 10$ o fluxo é avaliado utilizando uma expressão polinomial. Como exemplo, para um fluxo por unidade de área na face oeste do volume de controle é descrito, da seguinte forma, pela Equação 3.20 e Equação 3.21.

$$q_w = F_w[\phi_w - \beta_w(\phi_p - \phi_w)] \text{ para } 0 < Pe < 10, \text{ onde } \beta = \frac{(1-0.1Pe_w)^5}{Pe_w} \quad 2.51$$

$$q_w = F_w\phi_w \text{ para } Pe > 10 \quad 2.52$$

As propriedades do esquema *Power-Law* são similares ao esquema Híbrido, porém é mais preciso para problemas unidimensionais pois se aproximam mais do resultado da solução exata. Este esquema provou-se mais prático para cálculos do escoamento sendo utilizado como uma alternativa para o esquema Híbrido.

A escolha do MDV bem como o método de solução, após o teste com todos estes métodos, o esquema escolhido foi o *Power-law*. O motivo foi um menor número de iterações para atingir a convergência de valores abaixo da potência 10^{-4} .

2.9 Aneurisma

O aneurisma é uma dilatação anormal que pode se formar em qualquer parte de um vaso sanguíneo, com incidência maior nas artérias (MAGLIANO; SENNA; SANTOS, 2016). Na aorta, quando formado pode ocorrer na região torácica, denominado assim de aneurisma da aorta torácica (AAT), ou na parte abdominal, conhecido como aneurisma da aorta abdominal (AAA).

2.9.1 Aneurisma da Aorta Torácica (AAT)

Os aneurismas torácicos são ocasionados quando a parede medial da aorta sofre uma degeneração em conjunto a uma dissecação da túnica *intima*. Em geral sua incidência dar-se-á na parte ascendente da aorta e no arco aórtico(JÚNIOR; RODRIGUES, 2015)

As causas prováveis são, frequentemente, o resultado de anormalidades do tecido conjuntivo, derivados de uma síndrome gênica como, por exemplo, a síndrome de Marfan e a síndrome de Ehlers-Dalnos ou podem estar relacionados a uma válvula da aorta, no caso a bicúspide ou ainda, ser ocasionado pela sífilis (DIAS *et al.*, 2013). A FIGURA 2.23 apresenta uma angiografia de um AAT.



FIGURA 2.23:Angiografia cardíaca por ressonância magnética mostrando uma reconstrução em 3D da coarctação aórtica nativa em um paciente adulto com extenso fluxo colateral. (GRAY, 2008)

2.9.2 Aneurisma da Aorta Abdominal (AAA)

Os Aneurismas da Aorta Abdominal (AAA) são localizados na parte descendente da aorta após o arco aórtico e em 90% dos casos, são causados, por aterosclerose. Outros fatores apresentados na TABELA 2.1 são levados em consideração para a ocorrência de AAA(MAGLIANO; SENNA; SANTOS, 2016).

Fatores de Risco	Fatores Associados
Idade avançada	Altura elevada
Tabagismo	Doença arterial coronariana
Gênero Masculino	Hipercolesterolemia
Histórico para AAA- parentes 1º graus	Hipertensão,Caucasianos,Homocisteinemia

TABELA 2.1:Fatores de risco e associados a incidência de AAA(MAGLIANO; SENNA; SANTOS, 2016)

O risco de ruptura do AAA está associado ao seu diâmetro, sabendo que em artérias com valores acima de 30mm já é considerado a presença de um aneurisma. Na

TABELA 2.2, é apresentado uma relação entre diâmetro e o risco de rompimento, e na FIGURA 2.24 é ilustrado um AAA.

Diâmetro do aneurisma (mm)	Risco de ruptura em 12 meses (%)
30-39	0
40-49	1
50-59	1 a 11
60-69	10 a 22
Superior a 70	30 a 33

TABELA 2.2: Tabela de risco de ruptura de um AAA ou um AAT.(MAGLIANO; SENNA; SANTOS, 2016)

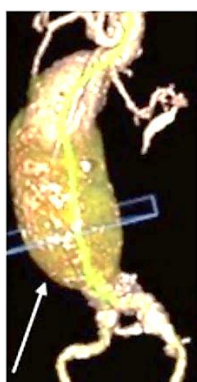


FIGURA 2.24: Angiografia cardíaca por ressonância magnética mostrando uma reconstrução em 3D de AAA.(KUMAR *et al.*, 2017)

2.9.3 Diagnóstico

Na maioria dos casos de AAA ou AAT o diagnóstico é assintomático. A presença de uma dor abdominal típica ou “dor nas costas” podem estar presentes em casos de AAA, mas não são sintomas específicos, uma vez que a maioria deles é “silenciosa”(CHAIKOF *et al.*, 2018).

São encontrados, em geral, de maneira ocasional em exames por imagens para outras finalidades diagnósticas. Entre os exames tem-se a palpação clínica da massa abdominal que pode ser um alerta para AAA. Porém não é recomendado como método de rastreamento ou planejamento terapêutico (DIEHM, 2009).

Desta forma, o diagnóstico por exames de imagens, como tomografia computadorizada, raio x, ultrassonografia e ressonância magnética, proveem resultados

mais confiáveis e de melhor qualidade para qualquer tipo de aneurisma (DIAS *et al.*, 2013).

2.9.4 Tratamento

O tratamento dar-se-á por intervenção cirúrgica a partir de dois métodos: reparo cirúrgico aberto e o endovascular.(SILVEIRA, MATHEUS RODRIGUES, 2017)

A cirurgia aberta consiste em uma incisão na região afetada pelo aneurisma e substituição por um enxerto aórtico, sendo, então, mais invasiva.

No segundo caso, o reparo endovascular acontece por meio de uma punção através de uma via sanguínea, na maioria dos casos, via artéria femoral, em que um fio guia auxilia o posicionamento do cateter, até a região afetada pelo aneurisma(SILVEIRA, MATHEUS RODRIGUES, 2017). Na ponta do cateter há a endoprótese que, após posicionada, é desprendida. De forma, opcional, afim de evitar a formação de coágulo, substâncias anticoagulantes são inseridas na região. Na FIGURA 2.25 é ilustrado o procedimento de inserção do *stent*.

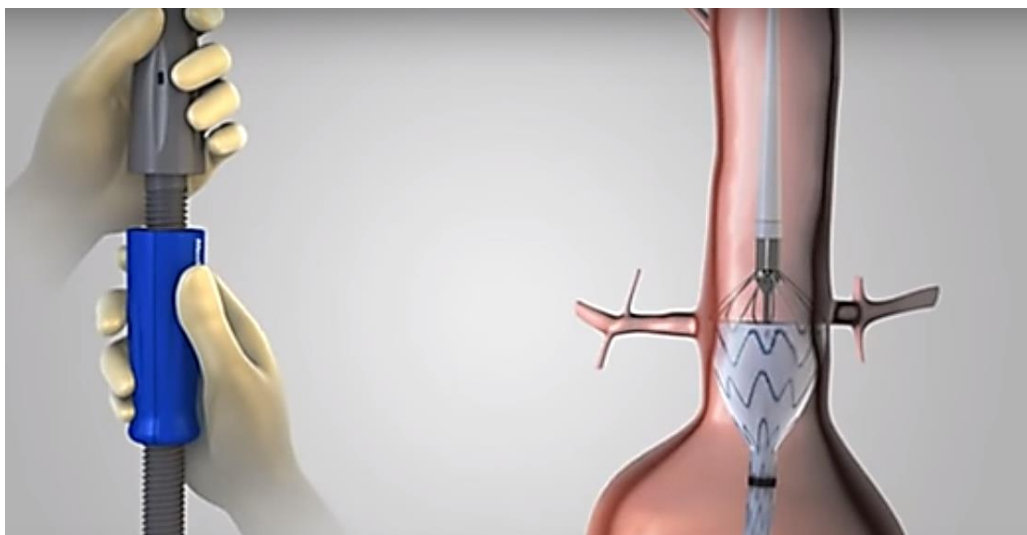


FIGURA 2.25: Reparo endovascular ou *Stenting* de um AAA.(Feita pelo Autor)

2.9.5 Stents

Os *stents* são projetados com o objetivo de manter a abertura de um vaso obstruído ou de outra estrutura tubular no corpo. Além disso são implantes biomédicos inseridos

percutaneamente via cateter. Eles devem atender aos aspectos de regulamentação dos órgãos de saúde pública, além de serem biocompatíveis e biofuncionais (EDUCATION, 2007).

Assim a escolha dos materiais de um *stent* devem ser otimizados para terem uma boa biocompatibilidade e biofuncionalidade. Atualmente, metal é o principal material usado para aplicações biliares e vasculares, embora polímeros ainda sejam usados para *stents* de aplicação de curto prazo (principalmente urológicos e biliares) (EDUCATION, 2007). Tratamentos de *stent* oferecem o potencial para melhorar a desempenho, superar algumas complicações (trombose, restenose).

Todos os *stents* vasculares são metálicos. Os *Stents* de metal são divididos em duas amplas categorias: **balão expansível** e **auto expansível**. Na FIGURA 2.26 é ilustrado ambos tipos de *stents*.

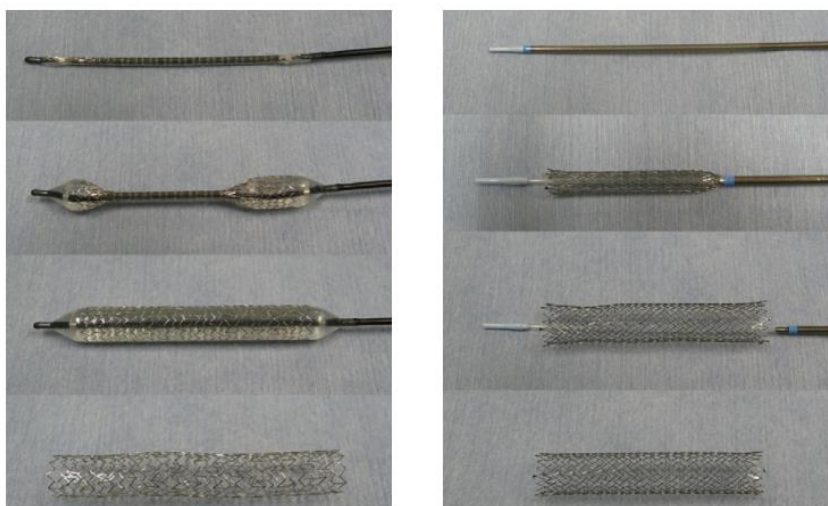


FIGURA 2.26: Tipos de *Stents*: (a) expansível por balão (b) Auto expansível(SILVEIRA, MATHEUS RODRIGUES, 2017)

Os *stents* auto expansíveis são comprimidos em um cateter especializado para entrega do *stent* e liberados movendo uma bainha ou membrana que o encobre e segura no cateter, como apresentado na FIGURA 2.27. Normalmente, feito de nitinol e em um *design* de malha, quando retirada a bainha e liberado o *stent*, assim ele se expande até alcançar o tamanho pré-determinado. Este tipo de construção permite o *stent* permanecer flexível e facilitar sua colocação em anatomias tortuosas e curvas fechadas.

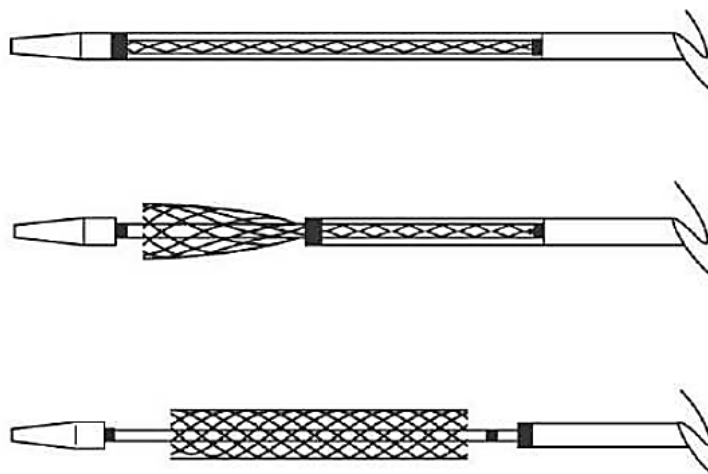


FIGURA 2.27: Funcionamento de um stent auto expansível.(EDUCATION, 2007)

Os **stents expansíveis por balão** são *crimpados* em um cateter com balão para angioplastia e o stent é posicionado na região afetada para então inflar o balão. Eles são feitos de aço inoxidável ou ligas de cobalto configuradas em um design de mola ou tubo vazado. No entanto, por serem mais rígidos, eles são mais difíceis de serem colocados em uma anatomia tortuosa (EDUCATION, 2007). A FIGURA 2.28 apresenta o funcionamento do *stent*.

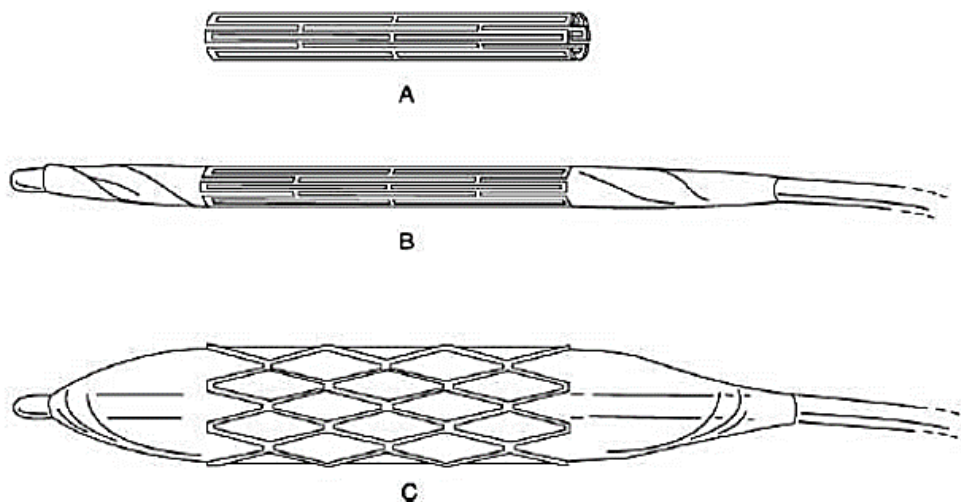


FIGURA 2.28: Funcionamento de um stent expansível por balão(EDUCATION, 2007)

3 METODOLOGIA

A simulação computacional de uma aorta submetida a um aneurisma abdominal possui um grau de complexidade elevado sendo considerada uma *Large Eddy Simulation (LES)*.

O método de solução numérica computacional aplicado neste trabalho é do tipo Interação Fluido- Estrutura, ou *Fluid-Strucutral Interation (FSI)*. Este consiste na interação entre os métodos numéricos; Método de Elementos Finitos (MEF) e a Dinâmica de Fluidos Computacional. (DCF).

Com o intuito de mostrar, em detalhes, o método FSI, etapas foram elaboradas para uma melhor compreensão, sendo elas divididas em quatro etapas: 1) Modelagem geométrica; 2) Dinâmica Computacional de Fluido do Escoamento Arterial; 3) Modelagem Estrutural da Aorta e; 4) Método de Interação Fluido-Estrutura (FSI).

3.1 Modelagem Geométrica

A complexa geometria da aorta dificulta sua modelagem geométrica computacional com fidelidade biológica. Contudo os avanços tecnológicos na obtenção de imagens internas do corpo humano, favoreceram a construção da geometria, a partir de uma imagem obtida por tomografia computadorizada (TC), o que torna o modelo fiel a sua forma anatômica.

A elaboração da geometria deu-se a partir do uso de três programas computacionais: *Invesalius*, *Meshmixer* e *Spaceclaim*.

O programa *InVesalius 3.0*, de distribuição gratuita, permite extrair de um arquivo gerado por uma TC, a geometria de interesse, a partir da interseção de três planos: axial, sagital e coronal. Esta, por sua vez, é exportada como um arquivo no formato STL (*Standard Triangle Language*) que será utilizado por programas de CAD (*Computer Aided Desing*), o *Autodesk Meshmixer* e o programa *Spaceclaim-Ansys19.2*. Na

FIGURA 3.1 é apresentada a geometria de interesse obtida a partir da TC.

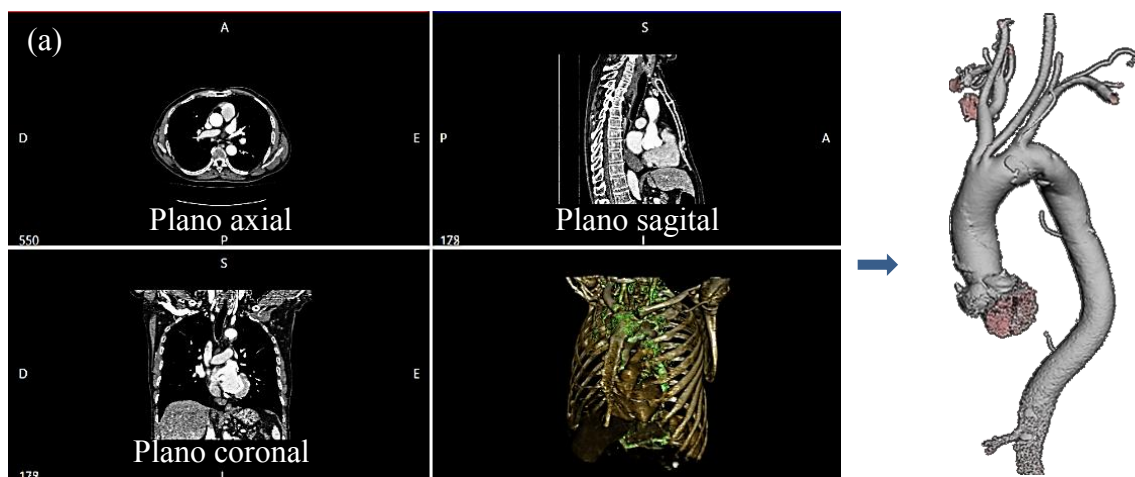


FIGURA 3.1(a) Planos de interseção da região torácica. Em verde, a geometria de interesse é destacada. (b) Artéria aorta sadia.

O arquivo criado no *Invesalius 3.0*, aqui no caso uma aorta sem aneurisma, é exportada no formato de arquivo .STL que será processado pelo programa *Autodesk Meshmixer*.

O *Meshmixer* é um programa, de distribuição gratuita, utilizado para a modelagem de geometrias complexas. Nele a suavização de contornos, o refinamento da malha poligonal da geometria, modelagem de dimensões pequenas e a facilidade de construtiva, permite a elaboração e criação de superfícies tortuosas e complexas.

Desta forma, a modelagem de um aneurisma, em qualquer região da artéria e a criação de uma parede arterial de espessura variável torna-se simples. A FIGURA 3.2 apresenta a suavização da imagem obtida a partir do programa *Invesalius3.0*.

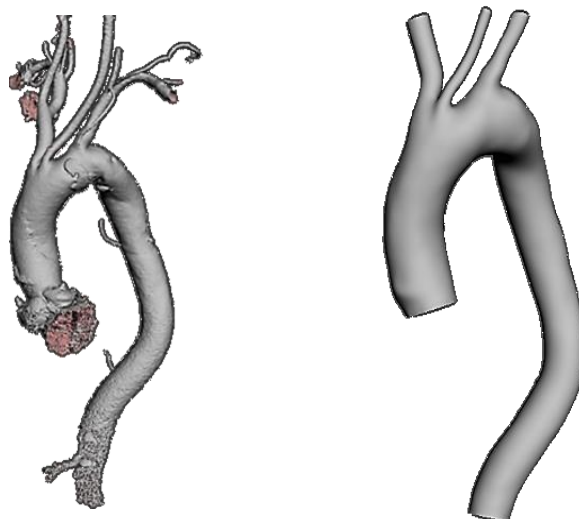


FIGURA 3.2: Suavização da imagem original da Tomografia Computadorizada.

Foram elaboradas no *Meshmixer* quatro geometrias da aorta, aos pares, com e sem aneurisma, sendo uma geometria com parede de camada única e a outra com camada dupla. A artéria de camada única é formada por um uma região interior, que representa o lúmen, ou a região molhada pelo sangue e outra exterior, que representa a estrutura da parede arterial. Ela foi construída com espessuras de 2mm para toda a aorta exceto a região das carótidas, onde a dimensão foi de 1mm. A FIGURA 3.3 apresenta a geometria de camada única com e sem aneurisma.

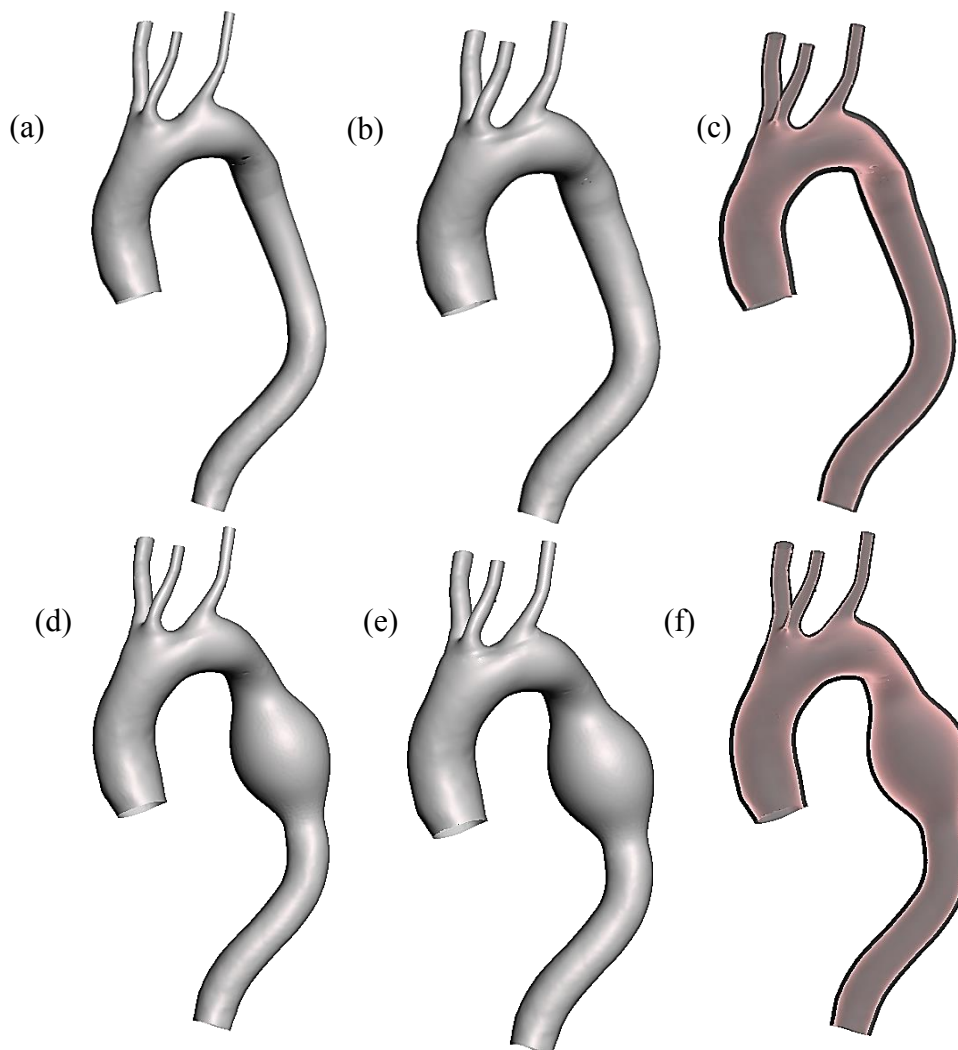


FIGURA 3.3: (a) Lúmen artéria sem aneurisma. (b) Parede externa da artéria de camada única. (c) Geometria final da artéria sem aneurisma. (d) Lúmen artéria com aneurisma. (e) Parede externa da artéria com aneurisma. (f) Geometria final artéria com aneurisma.

A artéria de camada dupla foi construída de forma similar, porém cada camada teve uma espessura em 50% do valor total da espessura da parede utilizada na camada única. Na camada As camadas consideradas para a construção geométrica foram a *adventícia* e a *media*. A *túnica íntima*, foi descartada pois sua contribuição mecânica na análise não é tão expressiva quanto as outras camadas, além de ser uma camada muito mais fina (HOLZAPFEL, GERHARD A; GASSER; OGDEN, 2016).

Em todas as geometrias, o aneurisma foi construído utilizando as ferramentas de desenho cadista presentes no programa *Meshmixer*, respeitando as normas de

consideração descritas em (MAGLIANO; SENNA; SANTOS, 2016). A FIGURA 3.4 apresenta as geometrias para artéria bicamada.

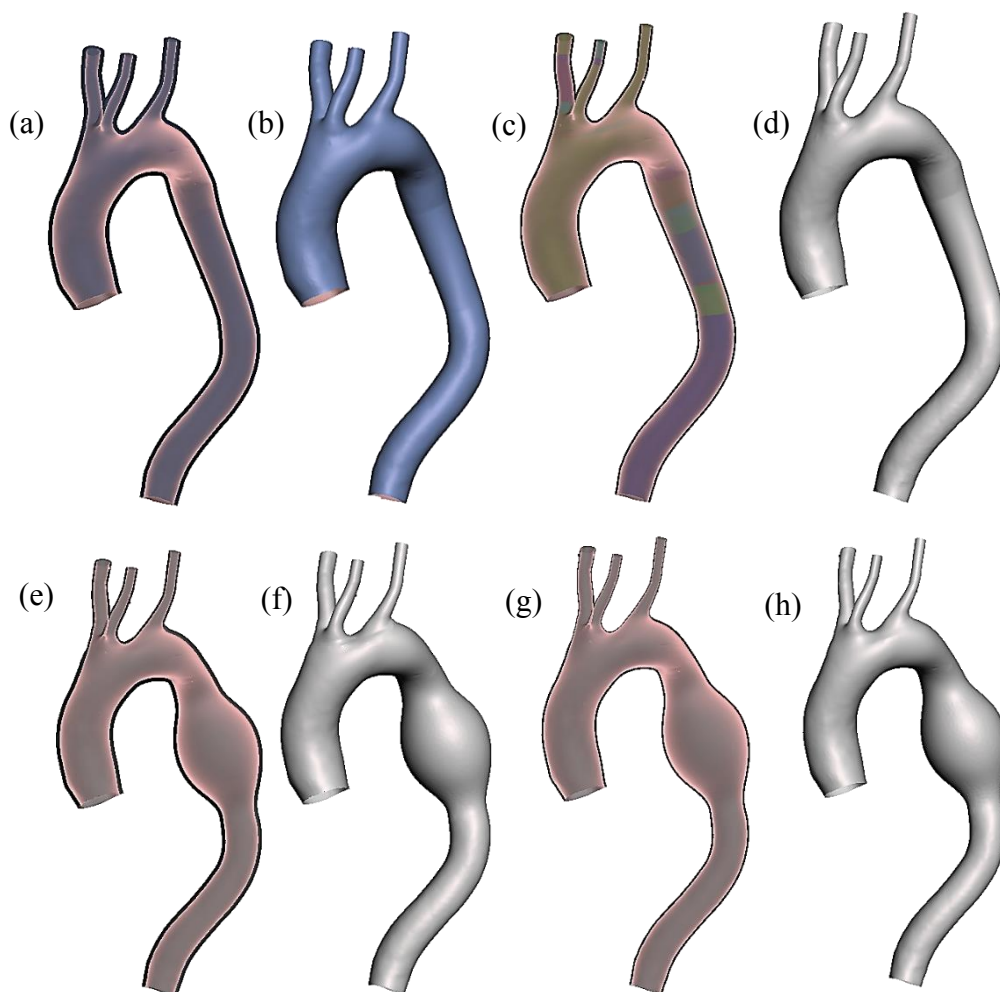


FIGURA 3.4: (a) Aorta saudável e camada *adventicia* da parede arterial.(b)Camada *adventicia* (c) Aorta saudável e camada *media* (d) Camada *media*.(e) Aorta com aneurisma com camada *adventicia* da parede arterial.(f)Camada *adventicia* (g) Aorta com aneurisma e camada *media* (h) Camada *media*.

Em ambos os casos, o uso da parede arterial com geometria variável foi necessário para dar um caráter mais realístico a aorta.

Por fim, os arquivos gerados após a suavização dos contornos e refinamento na malha, são exportados no formato STL, e processados no programa *SpaceClaim-Ansys 19.2®*.

O *SpaceClaim* é um *software* que pertence ao pacote de modelagem geométrica do programa *ANSYS 19.2®*, este de distribuição licenciada para o laboratório de Bioengenharia da UFMG.

Nesta etapa final, os pares de geometrias manipuladas no *Meshmixer* e exportado para o *Spaceclaim*, foram trabalhados de maneira a dar um aspecto sólido que será utilizado para os fins de simulação fluido-estrutura. A necessidade de duas geometrias, uma interna e outra externa tem a finalidade para serem utilizadas como parâmetros de simulação no programa *Fluent* e o *Mechanical* ambos pertencentes ao *Ansys 19.2®*. Da FIGURA 3.5 a FIGURA 3.8.

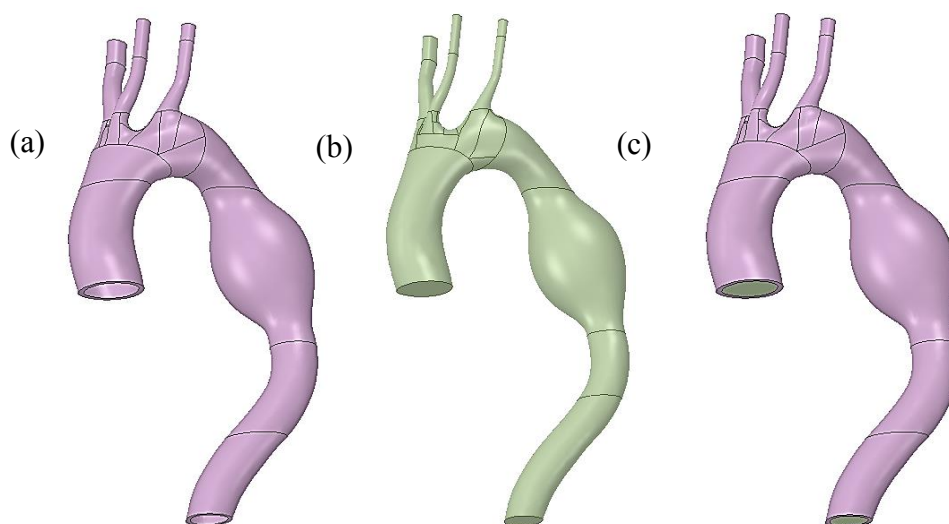


FIGURA 3.5: Modelo geométrico camada única aorta com aneurisma gerado no *Spaceclaim*. (a) Aorta com aneurisma (b) Lúmen (c) Aorta e lúmen.

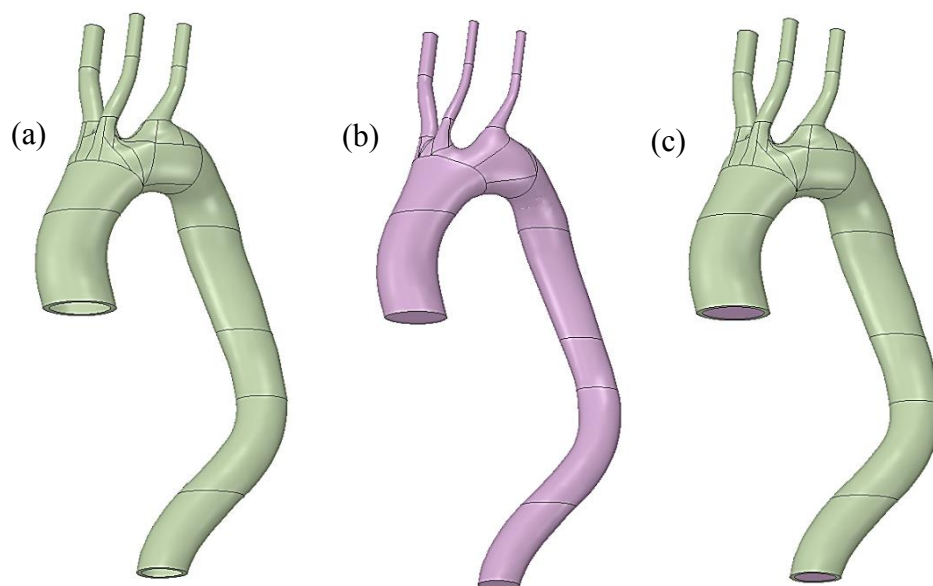


FIGURA 3.6: Modelo geométrico da artéria aorta saudável camada única gerado no *Spaceclaim* (a) Aorta saudável (b) Lúmen (c) Aorta e Lúmen.

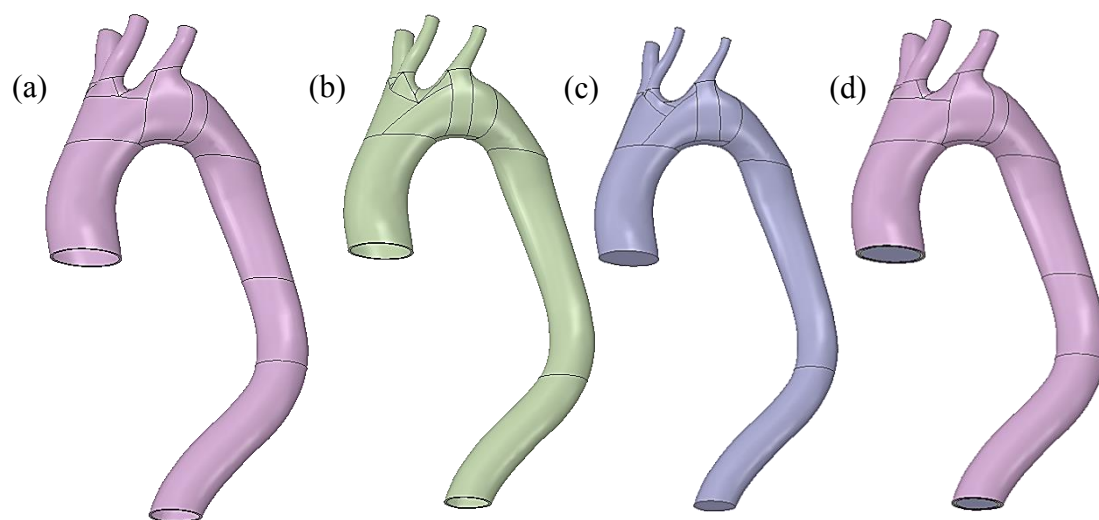


FIGURA 3.7: Modelo geométrico bicamada da aorta saudável gerado no *Spaceclaim* (a) Camada *Adventicia* (b) Camada *media* (c) Lumen (d) Modelo geométrico completo.

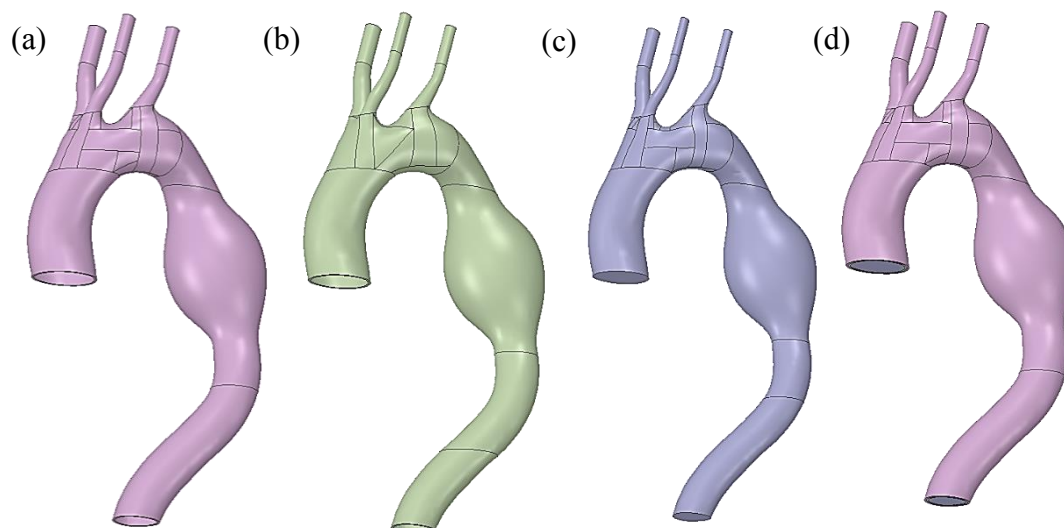


FIGURA 3.8: Modelo geométrico bicamada da aorta com aneurisma gerado no *Spaceclaim* (a) Camada *Adventicia* (b) Camada *media* (c) Lúmen (d) Modelo geométrico completo.

O dimensionamento da artéria segue os parâmetros descritos na TABELA 3.1.

Região	Espessura [mm]	Diâmetro [mm]	Perímetro[mm]	Razão diametral
Aorta Ascendente	2,408	26,67	83,79	100%
Arco Aórtico	2,1	25,82	81,11	97%
Carótida	1,18	7,60	23,88	28%
Subclávia	1,18	4,72	14,84	18%
Braquiocefálica	1,18	7,60	23,88	28%
Aneurisma	1,82	45,19	141,97	169%
Aorta descendente	1,957	18,14	56,98	68%

TABELA 3.1: Dimensões das regiões da Aorta com aneurisma e razão diametral.(FUNG, 1993)

Na TABELA 3.1 é apresentado a dimensão comparativa entre o diâmetro da aorta ascendente com as demais regiões, ou seja, a razão diametral, o que, conforme a TABELA 2.2, nota-se que o aneurisma possui um diâmetro de 45,19 mm, logo 69% maior que o diâmetro de referência, o que respeita a norma estabelecida pela (MAGLIANO; SENNA; SANTOS, 2016) .

3.2 Dinâmica Computacional de Fluido do Escoamento Arterial

Os parâmetros necessários como: modelo de turbulência, propriedades físicas do sangue, as condições de contorno como pressão e velocidade e a malha numérica, para a realização da simulação fluidodinâmica arterial foram determinados de maneira detalhada

e consistente com as características do escoamento arterial com início na junção da aorta como coração até aorta a região da abdominal deste mesmo vaso.

3.2.1 Modelo de Turbulência

A turbulência é um fenômeno físico que ocorre no escoamento de um fluido quando ocorre o descolamento do fluxo, da superfície de contato (FOX. *et al.*, 2016). No escoamento arterial na região aórtica a turbulência manifesta-se devido ao gradiente de pressão adversa que ocorre durante o ciclo cardíaco, nas ramificações do vaso sanguíneo e, no caso em questão, na região do aneurisma (LIN *et al.*, 2017).

O desenvolvimento de diversos modelos matemáticos para ajustar ou reduzir os efeitos ocasionados pela turbulência no escoamento foram desenvolvidos com o intuito de prever a separação do fluxo da parede ou até subestima-los, como o modelo $k-\varepsilon$. (VERSTEEG; MALALASEKERA, 1995). No entanto, para satisfazer a condição de efeito turbulento para baixos valores de Reynold e o potencial de correção deste fenômeno, optou-se pelo modelo $k-\omega$, proposto por (WILCOX, 1988), cujo o modelo matemático é representado da Equação 3.22 a Equação 3.24.

$$\mu_t = \rho \frac{\kappa}{\omega} \quad 3.1$$

$$\frac{\partial(\rho\kappa)}{\partial t} + \text{div}(\rho\kappa U) = \text{div} \left[\left(\mu + \frac{\mu_t}{\sigma_\kappa} \right) \text{grad}(\kappa) \right] + P_\kappa - \beta' \rho \kappa \omega \quad 3.2$$

$$\frac{\partial(\rho\omega)}{\partial t} + \text{div}(\rho\omega U) = \text{div} \left[\left(\mu + \frac{\mu_t}{\sigma_\omega} \right) \text{grad}(\omega) \right] + \alpha \frac{\omega}{\kappa} P_\kappa - \beta \rho \omega^2 \quad 3.3$$

Em que, μ_t é a viscosidade turbulenta, $\omega = \frac{\varepsilon}{\kappa}$ é a frequência, ρ e U são a densidade e a velocidade e, por fim, P_κ é a taxa de produção de turbulência, a mesma produzida no modelo $k-\varepsilon$. Os valores das constantes utilizados no modelo, adotados no *Fluent-Ansys19.2* para a simulação, são apresentados na TABELA 3.2 .

Constante	Valor
α	0,52
β	0,075
β'	0,0828
σ_κ	8
σ_ω	6

TABELA 3.2: Tabela de constantes para o modelo de turbulência κ - ω .(SIMSEK; KWON, 2015)

Com o intuito de restringir o valor da viscosidade turbulenta, foi utilizado a modificação SST(*Shear Stress Transport*) do modelo κ - ω evitando assim uma extrapolação numérica (VERSTEEG; MALALASEKERA, 1995).

3.2.2 Propriedades Físicas do Sangue

O sangue é um fluido não- newtoniano constituído de uma composição química complexa dotado de elementos figurados, o que dificulta estabelecer as suas propriedades físicas. Além disso fatores como, tamanho do indivíduo, idade, sexo, peso, hematócrito entre outros, alteram os valores das propriedades. A densidade, por exemplo, conforme apresentado em (LIN *et al.*, 2017) e (GAO; MATSUZAWA, 2006), os valores situam-se na faixa de 1046 e 1060 kg/m^3 . As características não-newtonianas do sangue aplicadas nas simulações foram definidas pelo modelo de Carreau-Yasuda, cujos valores das constantes são apresentados na TABELA 3.3.

Parâmetro	Notação	Valor
Viscosidade para $\dot{\gamma}_{xy}$ nulo	η_0	0,056 Pa.s
Viscosidade para $\dot{\gamma}_{xy}$ infinito	η_∞	0,0035 Pa.s
Constante de tempo	ξ	3,313 s
Índice power-law	n	0,3568
Expoente de Yasuda	a	2

TABELA 3.3: Constantes do modelo não newtoniano de Carreau-Yasuda para o sangue.(BOYD; BUICK; GREEN, 2017)

Em situações, que o sangue é submetido a altas taxas de cisalhamento, ele se comporta como um fluido newtoniano, sendo assim o valor da sua viscosidade torna-se o valor de η_∞ , logo, 0.0035 Pa.s.

3.2.3 Condição de Contorno

As condições de contorno utilizadas nesta simulação foram geradas por um algoritmo computacional cujo objetivo é estabelecer uma função matemática temporal que descreve o comportamento da pressão e do fluxo sanguíneo no escoamento arterial.

Desta forma, como parâmetro de entrada do programa foi necessário a extração de pontos dos gráficos que correspondem a velocidade do fluxo e a pressão do escoamento sanguíneo. Com o uso da ferramenta computacional *WebPlotDigitizer*, de distribuição gratuita, os pontos dos gráficos foram extraídos, com precisão de até quatro casas decimais.

A velocidade foi aferida na região da aorta ascendente, logo após a saída do escoamento do ventrículo direito sendo esta, a condição de entrada para a simulação fluidodinâmica. Como resultado, é apresentado na FIGURA 3.9 a curva de interesse cujos pontos foram extraídos para a obtenção da função correspondente.

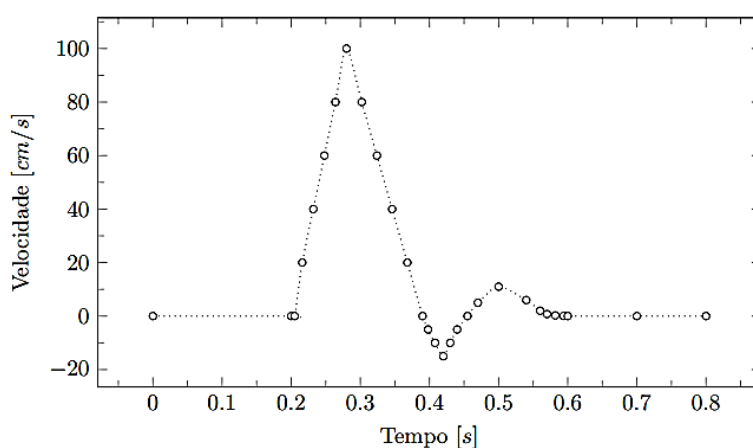


FIGURA 3.9 : Velocidade do escoamento sanguíneo na região ascendente da artéria aorta(SILVEIRA, MATHEUS RODRIGUES, 2017).

A pressão possui uma característica peculiar e impactante na simulação fluidodinâmica, sendo esta propriedade a escolhida para representar a segunda condição de contorno. É importante frisar que a curva de pressão é considerada uma referência média para uma pessoa adulta, saudável, sendo desprezadas as variantes como: sexo, idade, peso entre outros parâmetros. Desta forma, as regiões consideradas foram a aorta torácica e as ramificações do arco aórtico, constituídas, no modelo geométrico em questão, de três artérias: braquiocefálica, carótida e subclávia. No entanto, no decorrer das análises das curvas de pressão apresentadas por (OLUFSEN *et al.*, 2000), averiguou-se uma diferença em torno de 1% nos valores extraídos, o que então, justificou-se o uso de apenas uma curva de pressão para todas as regiões, representada na FIGURA 3.10

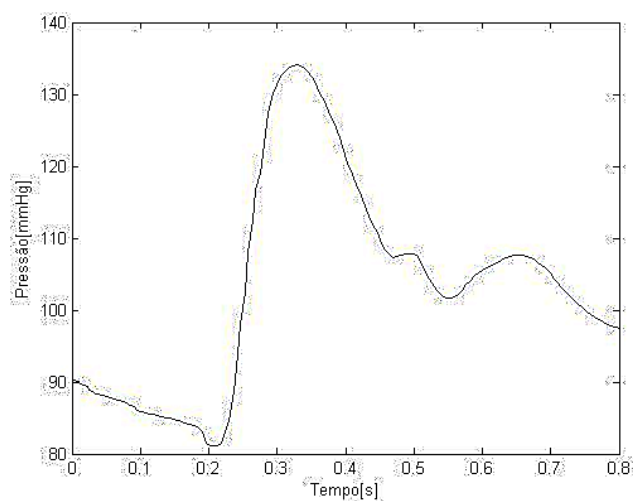


FIGURA 3.10: Curva de pressão para o ciclo cardíaco nas regiões da aorta torácica e para as ramificações arteriais do arco aórtico.(OLUFSEN *et al.*, 2000)

Os dados extraídos das curvas de pressão e velocidade foram utilizados na rotina desenvolvida, no programa *Matlabmathworks*®. O algoritmo cria uma função matemática do sinal apresentado com o uso de uma Função Transformada de Fourier (FTF), que posteriormente são implementadas no *ANSYS-Fluent-19.2*® por um programa em linguagem C. A função que representa o sinal após a FTF é representada de forma simplificada pela equação 3.14.

$$f(t) = \sum_{i=0}^n a_i \cos(2\pi\omega_i t + b_i) \quad 3.4$$

Em que, $f(t)$ é a variável de interesse no tempo, a_i é o coeficiente da transformada de Fourier, ω_i é a frequência angular dada pelos valores de picos da função e b_i é o valor do atraso do sinal analisado.

A FIGURA 3.11 e a FIGURA 3.12 apresentam os valores comparativos das funções geradas pelo programa com os dados extraídos dos gráficos apresentados na FIGURA 3.10 e na FIGURA 3.9.

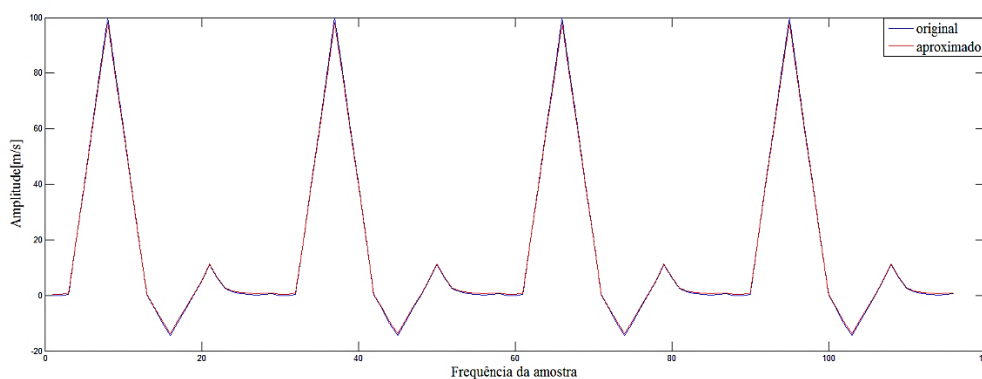


FIGURA 3.11: Gráfico comparativo da entrada de velocidade após a Transformada de Fourier.

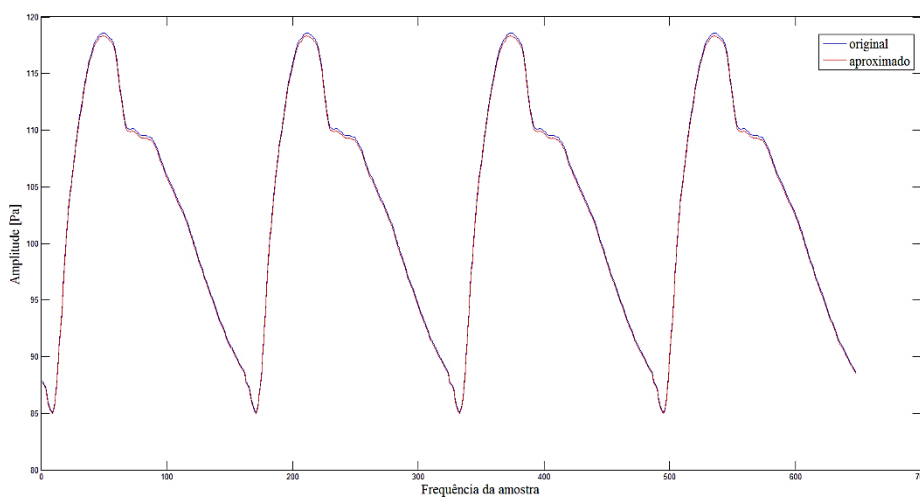


FIGURA 3.12: Gráfico comparativo da pressão após a Transformada de Fourier.

Em ambas figuras, o valor porcentual do erro entre os valores original e aproximado é inferior a 2%, o que garante a precisão da equação obtida a partir da FTF, sendo esta, válida como condição de contorno a ser inserida no programa *Fluent-Ansys19.2®*.

3.2.4 Análise numérica

A simulação fluidodinâmica do escoamento arterial é realizada para um regime transiente. Logo, a necessidade de definir o passo de tempo em que dar-se-á a simulação é fundamental. Desta forma a qualidade de uma malha numérica é um fator a ser considerado, uma vez que, associada ao passo de tempo, o tempo total e o custo

computacional são fatores inteiramente resultantes dos valores calculados para a malha (VERSTEEG; MALALASEKERA, 1995).

3.2.4.1 Averiguação do Intervalo de Tempo

O intervalo de tempo da simulação ou passo de tempo faz-se necessário pois ele está inteiramente ligado a malha escolhida. Neste contexto, uma escolha inadequada de um pequeno passo tempo pode gerar um custo computacional desnecessário, o que também inviabiliza a qualidade dos resultados gerados pela simulação ou até mesmo não ser possível de simular.

Na simulação fluidodinâmica em questão, tem-se, no gráfico de velocidade, representado na FIGURA 3.9, um intervalo entre os valores 0.2 e 0.4s, um pico que corresponde ao momento em que ocorre a sístole cardíaca. Da mesma forma, no gráfico de pressão, FIGURA 3.10, para o mesmo intervalo, observa-se o ponto de máximo de pressão. Assim, faz-se necessário a escolha de um valor pequeno de passo de tempo para que toda esta região seja completamente calculada durante a simulação.

Em virtude desta situação, a otimização da escolha do passo de tempo será feita baseado no critério de passo de tempo adaptativo, denominada de *Condição de Courant-Friedrichs-Lewis* (CFL) (VERSTEEG; MALALASEKERA, 1995). A Equação 3.26, representa a CFL para uma malha.

$$C = \frac{u\Delta t}{\Delta x} \quad 3.5$$

O valor do número de Courant para simulações do tipo LES (*Larger Eddy Simulation*) recomenda-se situar próximo a 0.5 de maneira a garantir que a solução convirja e garanta a estabilidade da solução. (LIN *et al.*, 2017) Deste modo foi escolhido como parâmetro temporal para a simulação fluido dinâmica, o intervalo de tempo de 0.005s para um ciclo de 0.8s, totalizando 160 intervalos.

3.2.4.2 Teste de Malha Numérica

A malha numérica da geometria que representa a região fluida, no caso o lúmen, foi definida por testes experimentais, baseado em uma escolha conforme a norma (ASME,

2008).O método utilizado consiste no refinamento da malha a partir de um valor inicial do comprimento característico da malha h_i que dar-se-á conforme a Equação 3.27

$$h = \left[\frac{1}{N} \sum_{i=1}^n (\Delta V_i) \right]^{1/3} \quad 3.6$$

Onde ΔV_i é o volume do i -ésimo elemento e N é o número total de elementos. Assim, para cada malha i criada, uma simulação foi realizada considerando os parâmetros do escoamento: velocidade, pressão e tensão de cisalhamento.

A FIGURA 3.13 e a FIGURA 3.14 representam as características de cada malha.

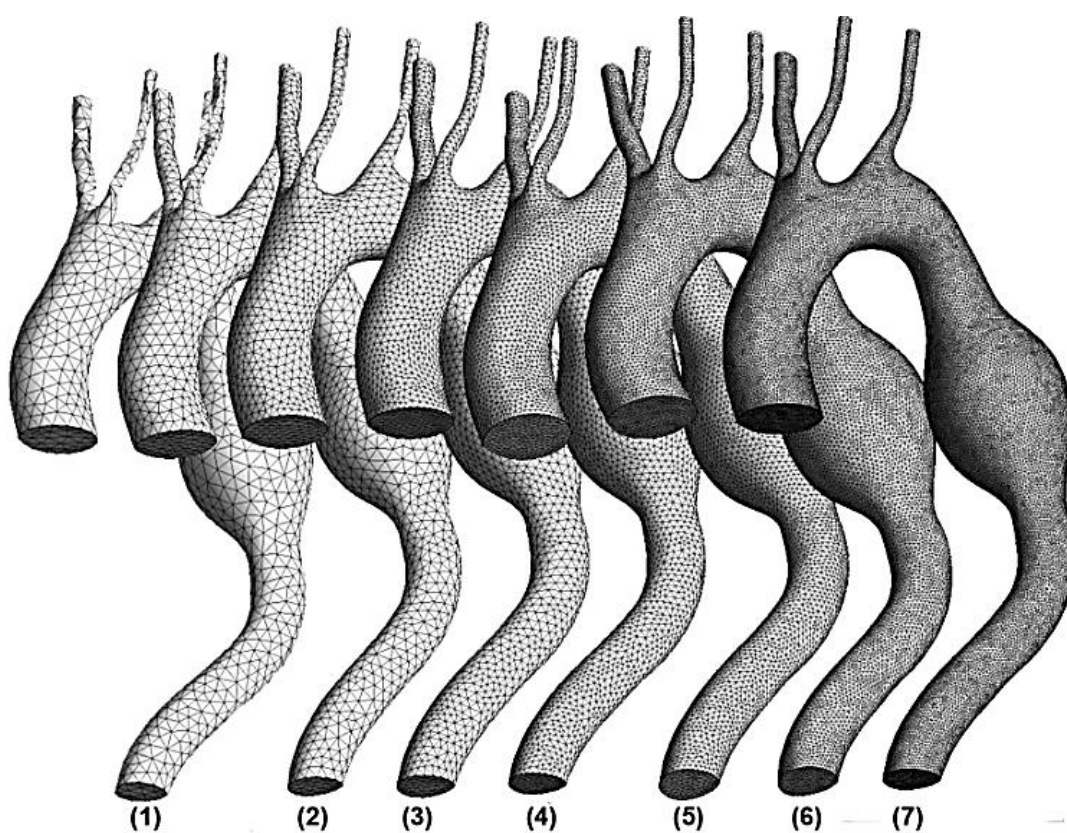


FIGURA 3.13: Malhas 1 a 7 do escoamento sanguíneo geradas no *Ansys®19.0 Fluent*.

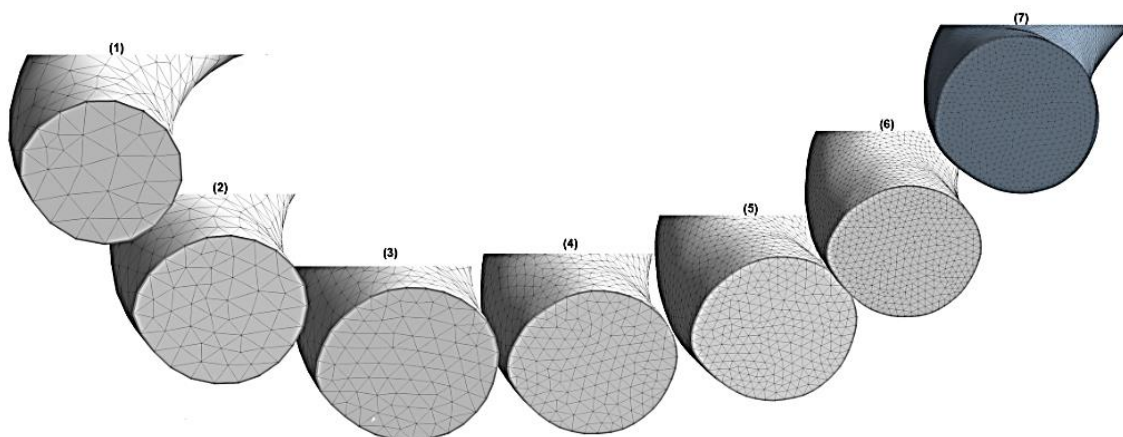


FIGURA 3.14: Detalhe da entrada das malhas 1 a 7 geradas no *Ansys®19.0-Fluent*.

A FIGURA 3.15 os planos de corte cujos parâmetros foram analisados para o teste.

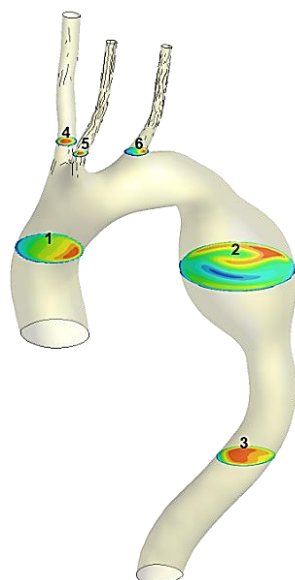


FIGURA 3.15: Planos de corte (1 a 6) de análise dos valores médios de velocidade, pressão e cisalhamento para o teste das malhas.

Os valores resultantes de cada simulação foram comparados de maneira porcentual entre a malha mais refinada com a menos refinada. Caso os valores fossem acima de 5%, a malha menos refinada era descartada e a malha refinada sofreria um novo refinamento, o que estabeleceria uma nova comparação, até que o resultado fosse, em todas seções analisadas, um valor inferior a 5%. Na TABELA 3.4 são apresentadas as malhas e da TABELA 3.5 a TABELA 3.7 apresentam os resultados obtidos para os valores, de velocidade, pressão e tensão de cisalhamento.

Malha	Nós	Elementos	Skewness	Tamanho do elemento (m)
1	8286	22367	0,84675	1,64E-03
2	14612	43164	0,96988	1,46E-03
3	28487	93082	0,73284	1,24E-03
4	56135	200228	0,73674	1,02E-03
5	108149	418477	0,74473	8,41E-04
6	198522	825470	0,76292	6,97E-04
7	356871	1558919	0,7686	5,78E-04

TABELA 3.4: Características numéricas das malhas testadas.

Análise Velocidade	Seção 1	Seção 2	Seção 3	Seção 4	Seção 5	Seção 6
Malha 1-2	2%	1%	1%	6%	9%	8%
Malha 2-3	5%	4%	1%	6%	4%	9%
Malha 3-4	2%	2%	2%	3%	1%	5%
Malha 4-5	1%	2%	1%	2%	0%	2%
Malha 5-6	1%	0%	0%	1%	1%	4%
Malha 6-7	1%	1%	0%	1%	1%	3%

TABELA 3.5: Relação percentual entre os valores de velocidade média aferidos nas seções geométricas.

Análise Pressão	Seção 1	Seção 2	Seção 3	Seção 4	Seção 5	Seção 6
Malha 1-2	1%	3%	3%	3%	2%	3%
Malha 2-3	1%	2%	3%	3%	3%	3%
Malha 3-4	0%	1%	2%	3%	2%	2%
Malha 4-5	0%	0%	1%	1%	1%	1%
Malha 5-6	0%	0%	0%	1%	0%	1%
Malha 6-7	0%	0%	0%	0%	0%	0%

TABELA 3.6: Relação percentual entre os valores de pressão média aferidos nas seções geométricas.

Análise Cisalhamento	Seção 1	Seção 2	Seção 3	Seção 4	Seção 5	Seção 6
Malha 1-2	18%	18%	4%	1%	20%	7%
Malha 2-3	3%	4%	9%	10%	19%	14%
Malha 3-4	3%	2%	3%	2%	7%	8%
Malha 4-5	6%	2%	3%	8%	4%	2%
Malha 5-6	4%	1%	5%	2%	1%	7%
Malha 6-7	1%	1%	1%	2%	1%	8%

TABELA 3.7: Relação percentual entre os valores de Cisalhamento na parede médio aferidos nas seções geométricas.

Diante da TABELA 3.5 a TABELA 3.7, e considerando o critério de seleção, nota-se que para os casos de relação entre a malha 4-5 e 5-6, os valores médios para as seções

analisadas, encontram-se inferiores a 5% para o variável pressão e velocidade. Para o caso do cisalhamento, é possível observar que, na seção 6, para os casos das malhas 4-5 e 5-6, os valores estão acima de 5% entretanto, o valor pode ser considerado, uma vez que o refinamento para uma possível malha 8 para aproximadamente 3 milhões de elementos, elevaria em demasia os custos computacionais o que não justificaria a escolha, para que a seção 6 atenda o critério de 5%.

Por fim, a malha escolhida, após esta análise, ser utilizada na simulação fluido dinâmica é a malha 5, visto que ela atende a todos os critérios e também por poupar esforço computacional.

3.3 Modelagem Estrutural da Aorta

Artérias jovens e saudáveis são incompressíveis, formadas por tecidos biológicos constituídos por estruturas compósitas altamente deformáveis que apresentam uma elasticidade não-linear e com um comportamento mecânico tensão-deformação viscoelástico com um acompanhamento de efeitos exponenciais na rigidez para a situação de alta pressão.

A proposta desta seção é apresentar um modelo estrutural para o comportamento mecânico da parede arterial com a incorporação das informações histológicas apresentadas na seção 2.6, bem como as justificativas para o modelo constitutivo das propriedades do material da artéria.

Dessa forma, serão consideradas dois modelos para a artéria. O primeiro dotado de uma parede arterial com uma camada única e o segundo um modelo de bicamada. A artéria possui três camadas, porém a camada mais interna, no caso *intima* é tão fina que sua contribuição mecânica pode ser desconsiderada para a modelagem. Neste caso, serão consideradas as camadas *media* e *adventícia*, para o modelo de bicamada. Estes modelos geométricos já foram apresentados na seção 3.1.

3.3.1 Modelagem cinemática

A modelagem cinemática da parede arterial tem como base as deformações a qual é submetida como resultado do campo de pressão devido ao escoamento do fluido.

Assim, considere $\Omega_0 \in \mathbb{R}^3$, em que Ω_0 é o corpo contínuo caracterizado pela geometria da parede arterial em sua configuração inicial não deformada, no instante $t = 0$ e $\partial\Omega_0$ um contorno suave da superfície. O corpo sofre um movimento χ durante um intervalo de tempo de interesse $t \in [0, T]$, que é expresso pela equação 3.28

$$\chi: \tilde{\Omega}_0 \times [0, T] \rightarrow \mathbb{R}^3, \text{ onde } \tilde{\Omega}_0 = \Omega_0 \cup \partial\Omega_0 \quad 3.7$$

O movimento para um ponto $\mathbf{X} \in \tilde{\Omega}_0$ tem-se que $\mathbf{x} = \chi(\mathbf{X}, t)$ para um valor subsequente em tempo t , conseqüentemente o movimento é dado pela equação 3.29.

$$\chi(\mathbf{X}, t) = \mathbf{X} + \mathbf{u}(\mathbf{X}, t) \quad 3.8$$

Onde, $\mathbf{u}(\mathbf{X}, t)$ é o campo de deslocamento. Assim, é definido que o campo de velocidade na descrição Lagrangiana é dado pela equação 3.30.

$$\mathbf{V}(\mathbf{X}, t) = \frac{\partial \chi(\mathbf{X}, t)}{\partial t} \quad 3.9$$

Em acréscimo, o gradiente de deformação e a mudança no volume são representados, respectivamente, pelas equações 3.31 e 3.32.

$$\mathbf{F}(\mathbf{X}, t) = \frac{\partial \chi(\mathbf{X}, t)}{\partial \mathbf{X}} = \mathbf{I} + \partial \mathbf{u} / \partial \mathbf{X} \quad 3.10$$

$$J(\mathbf{X}, t) = \det \mathbf{F} \quad 3.11$$

Por fim, a forma Lagrangiana da primeira Equação de Movimento de Cauchy é representada pelas equações 3.33 e 3.34.

$$\dot{\chi} = \mathbf{V} \quad 3.12$$

$$\text{Div}(\mathbf{FS}) + \mathbf{b}_0 = \rho_0 \dot{\mathbf{V}} \quad 3.13$$

As expressões acima são válidas no domínio $\Omega_0 \times [0, T]$ e além disso, $\mathbf{S} = \mathbf{S}(\mathbf{X}, t)$ é o segundo tensor de tensões de Piola-Kirchoff, $\mathbf{b}_0 = \mathbf{b}_0(\mathbf{X}, t)$ é a força de corpo (definida por unidade de volume referente a Ω_0) que é referido a posição de referência \mathbf{X} , e ρ_0 é a densidade. O termo $\rho_0 \dot{\mathbf{V}}$ caracteriza a força de inércia por unidade de volume. O operador $\text{Div}(\ast)$ denota o divergente da quantidade (\ast), com respeito a configuração de referência.

3.3.2 Condição de Contorno do Problema de Valor Inicial

As equações diferenciais 3.21 e 3.22 necessitam de condições de contorno iniciais para a sua resolução. Desta forma, a superfície de contorno $\partial\Omega_0$ foi subdividida em duas regiões, $\partial\Omega_{0\sigma}$ e $\partial\Omega_{0u}$, que representam, respectivamente, os esforços e os deslocamentos iniciais na região da superfície de contorno. Assim, as condições iniciais de contornos são representadas, nas equações 3.35 a 3.38.

$$\mathbf{u}(\mathbf{X}, t) = \bar{\mathbf{u}} \text{ em } \partial\Omega_{0u}, \text{ para todo } t \in [0, T] \quad 3.14$$

$$[\mathbf{F}(\mathbf{X}, t)\mathbf{S}(\mathbf{X}, t)]\mathbf{N} = \bar{\mathbf{T}} \text{ em } \partial\Omega_{0\sigma}, \text{ para todo } t \in [0, T] \quad 3.15$$

$$\mathbf{u}(\mathbf{X}, t)|_{t=0} = \mathbf{u}_0 \text{ em } \tilde{\Omega}_0 \quad 3.16$$

$$\mathbf{V}(\mathbf{X}, t) = \mathbf{V}_0 \text{ em } \tilde{\Omega}_0 \quad 3.17$$

Onde as notações com barras ($\bar{(*)}$), são funções prescritas nos contornos $\partial\Omega_{0*}$ presentes no corpo Ω_0 , ou seja $\bar{\mathbf{u}}: \partial\Omega_{0u} \times [0, T] \rightarrow \mathbb{R}^3$ para o campo de deslocamento e $\bar{\mathbf{T}}: \partial\Omega_{0\sigma} \times [0, T] \rightarrow \mathbb{R}^3$ para o 2º tensor de tensões de Piola-Kirchoff, em que a força é mensurada por unidade de área e, as notações $(*)_0$ prescrevem funções em $\tilde{\Omega}_0$, logo $\mathbf{u}_0: \tilde{\Omega}_0 \rightarrow \mathbb{R}^3$ para um campo de deslocamento inicial e $\mathbf{V}_0: \tilde{\Omega}_0 \rightarrow \mathbb{R}^3$ para um campo de velocidade inicial. O tensor $\bar{\mathbf{T}}$ presente na equação 3.24 corresponde ao carregamento “morto” (carga que não depende do movimento do corpo) e \mathbf{N} é o vetor unitário normal a $\partial\Omega_{0\sigma}$.

As equações 3.21 a 3.26 definem a forma Forte de um *Problema de Valor Inicial de Contorno* (PVIC). Foram considerados os casos em que $\mathbf{b}_0 = 0$, sem a presença de forças de corpo e o quase-estático, para $\rho_0 \dot{\mathbf{V}} = 0$.

No que tange as condições de contorno estrutural, considerou-se as extremidades da artéria como suporte fixo do tipo engaste e criou-se uma região necessária para avaliar a simulação fluido-estrutural, denominada de **interface**. Cabe acrescentar também, que um modelo simplificado foi utilizado para definir o grau de estaticidade da geometria estrutural, que neste caso é isostática. A FIGURA 3.16 apresentam estas condições de contornos no modelo simplificado da geometria, como exigência de parâmetros do programa *Ansys®19.0-Transient Structural*.

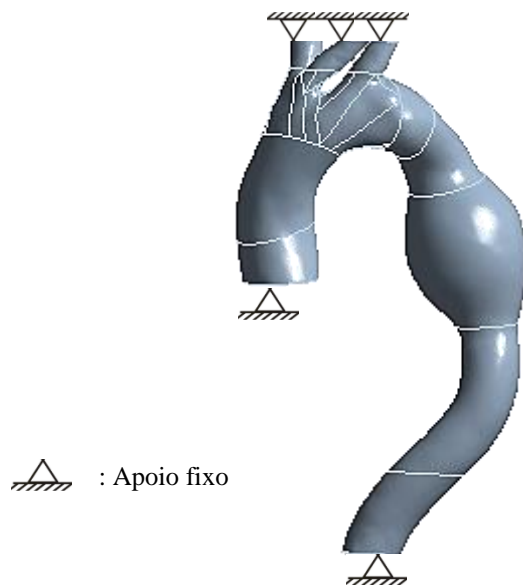


FIGURA 3.16: Condição de contorno estrutural da aorta.

3.3.3 Equações Constitutivas do Material

As características mecânicas da parede arterial estão ligadas principalmente ao comportamento mecânico e estrutural da elastina e do colágeno. Em 1957, Roach e Burton, identificaram esta contribuição na artéria ilíaca e concluíram que a elastina é o principal contribuinte para o comportamento pulsátil das artérias, ou seja, carregamentos submetido a baixas tensões e esforços. O colágeno, entretanto, atua de forma mais presente quando as artérias estão submetidas a altas tensões. (HOLZAPFEL, G. A.; GASSER; STADLER, 2002).

A resposta estrutural de uma artéria é similar a um material do tipo borracha, logo modelado como um material hiperelástico do tipo New-Hookeano. A artéria aorta, em suas camadas é constituída tanto de elastina como colágeno, sendo a quantidade variada ao longo de suas ramificações, além de ter relação direta com a idade da pessoa. Neste contexto é apresentado na TABELA 3.8 a constituição da matriz da artéria aorta.

Media		Adventicia	
Componente	Composição (%)	Componente	Composição(%)
Células Musculares	33.5	Fibroblastos	9.4
Substância Basal	5.6	Substância Basal	10.4
Elastina	24.3	Elastina	2.4
Colágeno	36.8	Colágeno	77.7

TABELA 3.8: Matriz de substâncias das camadas adventícia e media da parede arterial aórtica.(FUNG, 1993)

Conforme a TABELA 3.8, nota-se nas camadas *media* e *adventícia* da artéria aorta uma presença superior do colágeno em relação a elastina, sendo mais presente na camada *adventícia*. Em vista disto, o comportamento da aorta é mais próximo a um material viscoelástico e anisotrópico do que um material do tipo *New Hookean*, logo um modelo constitutivo do tipo *Fung* ou *Holzapfel*, apresentados na seção, representaria com mais fidelidade ao comportamento real da artéria aorta.

Assim o modelo hiperelástico é mais apropriado para a simulação uma vez que, o mesmo representa com fidelidade, materiais como o silicone, largamente utilizado na fabricação de moldes arteriais, necessários para uma verificação experimental do comportamento fluido-estrutural das artérias.

Assim o modelo escolhido para a simulação usado para representação de um vaso sanguíneo, é o hiperelástico Mooney-Rivlin com dois parâmetros constitutivos e um parâmetro que afere a incompressibilidade do material. A escolha do Mooney Rivlin de 2º ordem deu-se devido a redução do tempo de simulação e, além disso foram realizados testes com outros modelos hiperelásticos, porém a simulação foi mais comportada e teve menos problemas de convergência com o Mooney-Rivlin de 2ª ordem. Este modelo é apresentado na seção 2.7 e ilustrado nesta seção pela Equação 3.39, que é uma segunda forma para a Equação 2.20, tem-se então;

$$W = C_{10}(I_1 - 3) + C_{20}(I_1 - 3) + \frac{(J-1)^2}{d} \quad 3.18$$

Em que, C_{10} e C_{20} são parâmetros constitutivos, I_1 invariantes da matriz de Cauchy-Green, J relação de volume elástico deformado pelo volume do material não deformado e d é o fator de compressibilidade.

Os valores de C_{10} , C_{20} e d são apresentados na TABELA 3.9 para as camadas *media* e *adventicia* além de considerar um valor médio para o caso da artéria aorta modelada com uma camada única. Cabe acrescentar que o valor da densidade da artéria utilizado foi de 1120 kg/m^3 .(SIMSEK; KWON, 2015)

Camada	$C_{10}(MPa)$	$C_{20}(MPa)$	$d(MPa^{-1})$
<i>Media</i>	0.227	2.453	0.881
<i>Adventicia</i>	0.151	1.636	1.322
Única	0.174	1.881	1.149

TABELA 3.9: Parâmetros constitutivos do modelo hiperelástico: Mooney-Rivlin para artéria aorta.(SIMSEK; KWON, 2015)

3.3.4 Análise de Malha Estrutural

Assim como realizado na seção 3.2.4 para o escoamento sanguíneo, um teste de malha, seguindo a metodologia descrita naquela seção, foi realizado, porém com a diferença que ao invés de planos foram analisadas regiões de interesse, apresentadas na FIGURA 3.17:

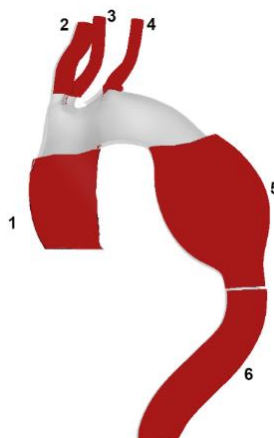


FIGURA 3.17 :Regiões de 1 a 6 da análise das malhas estruturais geradas no *Ansys®19.0Transient-Structural*.

Desta forma, sete malhas foram construídas e utilizadas de maneira acoplada as malhas utilizadas para o escoamento, testadas na seção 3.2.4. As FIGURA3.18 e FIGURA3.19 representam as malhas estruturais utilizadas no teste de malha, bem como o detalhamento na região da entrada da aorta.

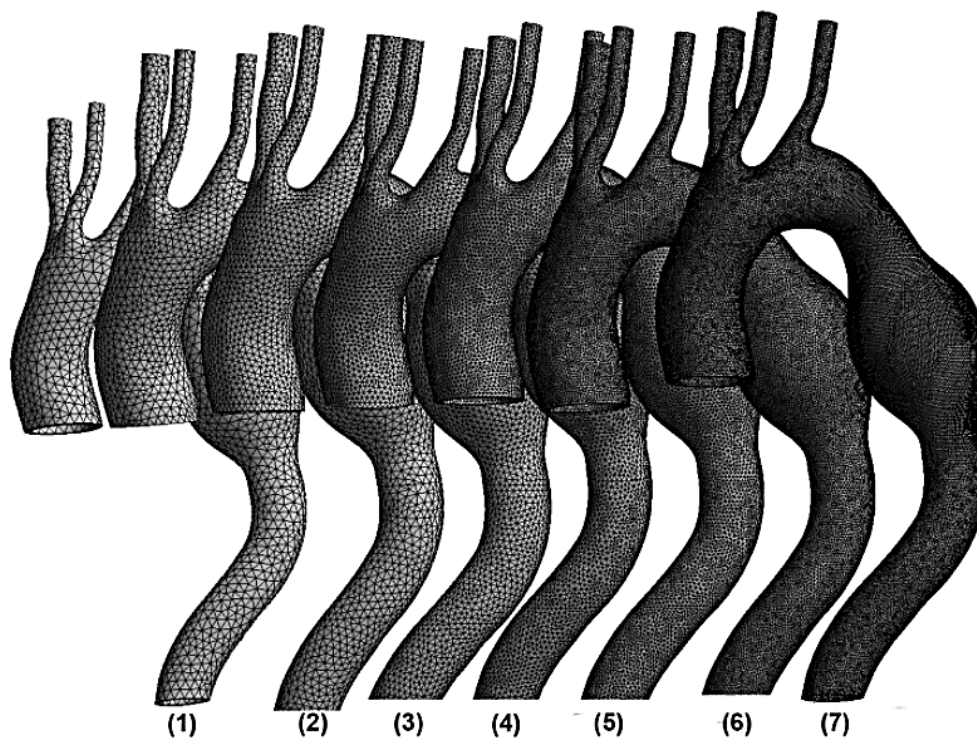


FIGURA3.18: Malhas estruturais testadas (1 a 7) e geradas no *Ansys®19.0Transient-Structural*.

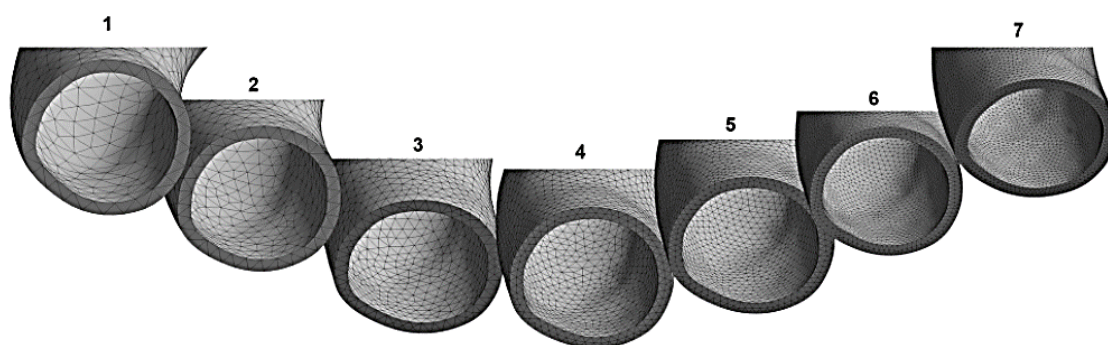


FIGURA3.19: Detalhe das malhas estruturais de 1 a 7 na entrada da aorta geradas em *Ansys®19.0Transient-Structural*.

Posteriormente, os resultados médios dos valores de deformação, tensão e esforço, segundo o critério de Von-Mises, foram comparados entre as malhas. As características

das malhas elaboradas para teste estão representadas pela TABELA 3.10 e os valores comparativos entre as malhas estão representados na TABELA 3.11 e TABELA 3.12.

Malha	Nós	Elementos	skewness	Comprimento característico (h)
1	26635	13240	0,99921	2,01E-03
2	53204	26830	0,98513	1,70E-03
3	104180	56122	0,97269	1,32E-03
4	194980	112888	0,97924	1,06E-03
5	372909	226095	0,95905	8,70E-04
6	781872	495411	0,95416	6,66E-04
7	1229139	796584	0,98324	5,83E-04

TABELA 3.10:Características numéricas das malhas testadas para a estrutura da parede arterial da aorta.

Análise Deformação	Região 1	Região 2	Região 3	Região 4	Região 5	Região 6
Malha 1-2	2%	1%	5%	1%	2%	1%
Malha 2-3	2%	6%	2%	0%	0%	1%
Malha 3-4	3%	2%	5%	2%	4%	2%
Malha 4-5	1%	2%	3%	1%	1%	4%
Malha 5-6	0%	1%	0%	1%	1%	0%
Malha 6-7	0%	1%	2%	0%	0%	1%

TABELA 3.11: Relação percentual entre os valores de deformações aferidos nas regiões geométricas.

Análise Tensão	Região 1	Região 2	Região 3	Região 4	Região 5	Região 6
Malha 1-2	3%	3%	1%	2%	3%	36%
Malha 2-3	3%	5%	2%	2%	5%	1%
Malha 3-4	3%	3%	2%	1%	1%	4%
Malha 4-5	1%	2%	1%	3%	2%	1%
Malha 5-6	1%	1%	0%	0%	1%	2%
Malha 6-7	1%	1%	0%	1%	0%	1%

TABELA 3.12: Relação percentual entre os valores de Tensão de Von-Mises.

Análise Esforços	Região 1	Região 2	Região 3	Região 4	Região 5	Região 6
Malha 1-2	2%	2%	0%	7%	2%	38%
Malha 2-3	3%	4%	1%	2%	3%	4%
Malha 3-4	3%	2%	2%	2%	0%	2%
Malha 4-5	1%	2%	0%	1%	1%	3%
Malha 5-6	1%	1%	0%	1%	2%	3%
Malha 6-7	1%	1%	0%	2%	1%	1%

TABELA 3.13: Relação percentual entre os valores de esforços aferidos nas regiões geométricas

O critério utilizado para a escolha da malha é o mesmo aplicado na seção 3.2.4, logo a malha que atenda em todas as regiões e em todas as variáveis, com o valor comparativo inferior a 5% , atenderá a simulação. Além disso, deve-se calcular o fator de acoplamento, que é a relação entre o comprimento característico da malha do escoamento, com a malha da estrutura e este deve-se situar acima de 90%.

Desta forma, a partir dos valores comparativos entre as tabelas, a malha 4 quando comparada com a malha 3 e a malha 5, apresenta, para todas as variáveis, valores inferiores a 5% , o que atende assim os critérios de escolha de malha. As malhas 5,6 e 7, embora mais refinadas, tem valores comparativos, quase que similares aos obtidos pela malha 4, e como o custo computacional eleva-se ao utilizar malhas refinadas, optou-se por usar essa malha estrutural, uma vez que atende aos parâmetros de escolha e possui um custo computacional reduzido.

No quesito acoplamento, foi testado no *Ansys 19.0* e o acoplamento estava acima de 95% com a malha do escoamento, cuja escolha fora a malha 5, dentre as testadas na seção 3.2.4

3.4 Interação Computacional Fluido-Estrutural

A interação computacional fluido-estrutural ou (FSI- *Fluid Structure Interaction*) da aorta é basicamente a junção de toda análise realizada das características fluido dinâmicas do sangue com as estruturais do vaso aórtico. A ocorrência dar-se-á no programa *Ansys19.0* de duas formas: *FSI-1WAY* e *FSI 2-WAY*.

Neste contexto, foram utilizados ambos os métodos de interação fluido estrutura para duas simulações diferentes. A primeira simulação foi realizada para uma artéria no modelo de camada única cuja Interação Fluido Estrutura- **FSI-2-WAY** foi aplicada como método computacional. A segunda simulação realizada foi para uma artéria no modelo bicamada, neste caso, devido a uma complexidade maior foi aplicado o método de Interação Fluido Estrutura-**FSI-1-WAY**. Embora, a metodologia de interação fluido estrutura fora diferente, as condições de contorno fluido estruturais, foram mantidas iguais para ambos os casos.

3.4.1 Interação Fluido Estrutural- FSI-1-WAY

O termo *FSI 1-WAY* é conceituado como Interação Fluido Estrutura em uma via. Neste tipo de interação, a resposta da simulação fluidodinâmica é utilizada como condição de entrada de esforços gerados pelo campo de pressão resultante das condições de contorno do fluido. Assim sendo a resposta em uma via é uma ação atuante por parte do escoamento na estrutura. Logo, não é calculado a ação da estrutura no fluido. O esquema representado pela FIGURA3.20, elucida o modelo *FSI-1WAY*.

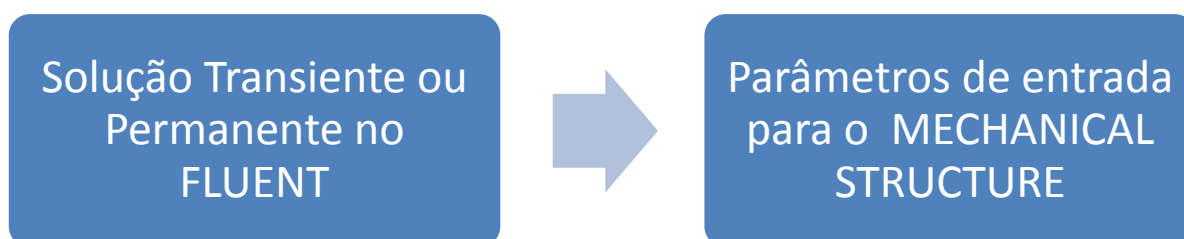


FIGURA3.20: Representação esquemática do modelo *FSI-1WAY*.

O modelo FSI-1 WAY, embora simples, apresenta algumas desvantagens, como a não representação da ação da estrutura no fluido, o que torna o método menos verossímil. No entanto, cabe salientar, que sua implementação é bem simples, e o custo computacional é reduzido quando comparado com o modelo *FSI-2WAY*, uma vez que o acoplamento entre as malhas fluido e estrutura não são analisadas em todo os instantes de tempo de um regime transiente, e sim apenas ate o último instante em que a simulação no escoamento é finalizada.

3.4.2 Interação Fluido Estrutura- FSI-2-WAY

O modelo FSI-2-WAY, ou Interação Fluido Estrutura em duas vias, é caracterizado pela resposta interativa entre o fluido e estrutura. Esta resposta dar-se-á de duas maneiras: **explícita** e **implícita**. A TABELA 3.14 apresenta as características para cada formulação.

FSI-2-WAY- EXPLÍCITA	FSI-2-WAY-IMPLÍCITA
<ul style="list-style-type: none"> • Solução estrutural é baseada no solução fluida para um determinado passo de tempo ou quem resolve primeiro. • Requer poucos passos de tempo 	<ul style="list-style-type: none"> • As equações estruturais e do escoamento em uma matriz única. • Os campos devem estar altamente acoplados • O <i>FLuent</i> e o <i>Mechanical</i> atuam como sistemas acoplados.

TABELA 3.14: Descrição do método FSI-2-WAY, explícito e implícito.(MECHANICAL, 2016a)

A forma explícita é pouco recomendada para uma simulação do tipo FSI-2-WAY, sendo o método implícito, mais realístico para problemas em que membranas ou tecidos biológicos estão envolvidos.(MECHANICAL, 2016a). Uma representação esquemática é apresentada pela FIGURA3.21.

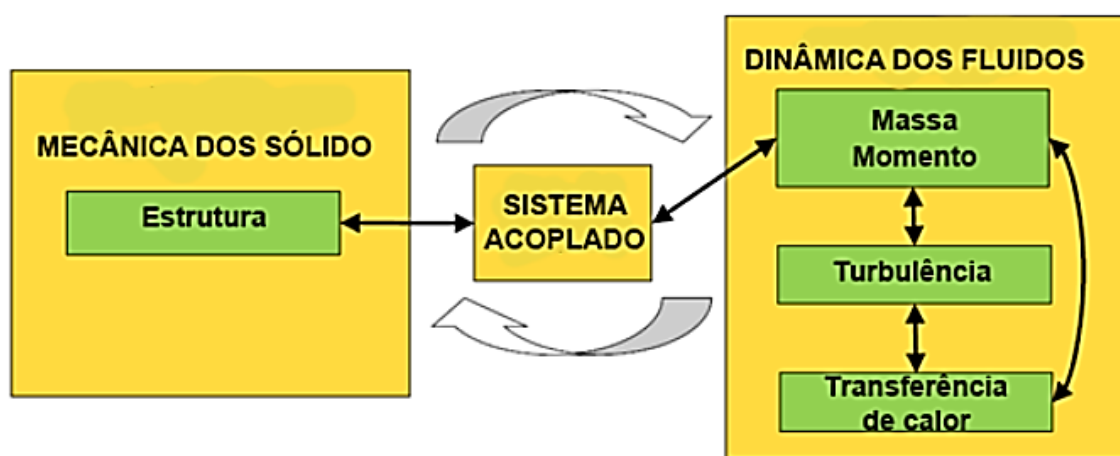


FIGURA3.21: Representação esquemática do modelo *FSI-2-WAY*.

3.4.3 Interação entre as malhas no *FSI 2-WAY*

As malhas geradas para uma simulação fluido estrutural do tipo FSI 2-WAY devem respeitar uma condição mínima de acoplamento. Esta condição varia conforme o programa utilizado para a realização da simulação. Para as simulações realizadas, usou-se o programa *ANSYS 19.0*, versão licenciada para o LABBIO da UFMG.

O ANSYS 19.0 exige um requisito de acoplamento entre as malhas, um valor superior a 85% (MECHANICAL, 2016a). Abaixo deste valor o acoplamento não ocorre e a simulação acaba por ser inviável. A FIGURA 3.22, apresenta a interação entre as malhas.

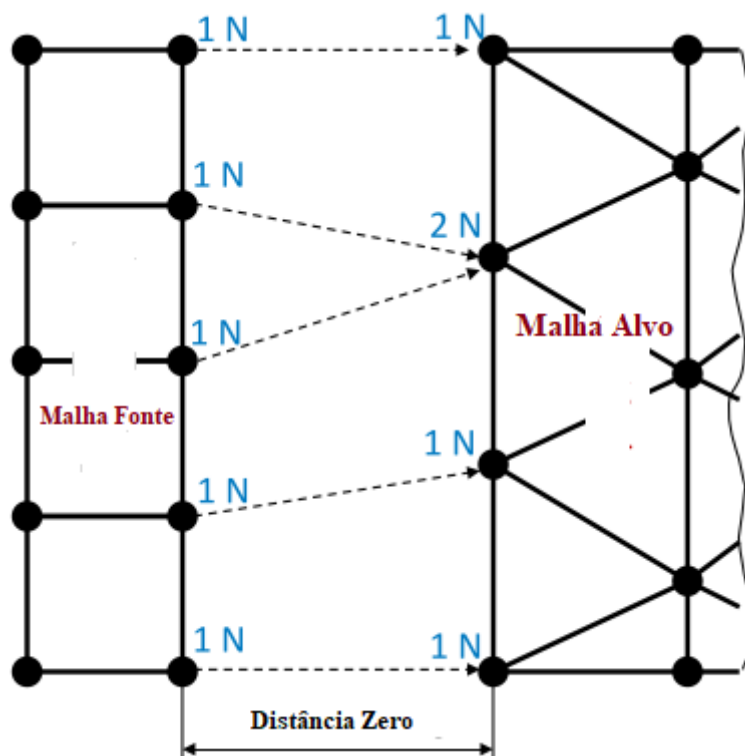


FIGURA 3.22: Relação esquemática do acoplamento entre a malha fonte (Escoamento) e a malha alvo (Estrutura) no método FSI-2WAY. (MECHANICAL, 2016b)

Em um ponto de vista mais teórico, o acoplamento entre as malhas do fluido e da estrutura, acontece na região de interface entre as regiões fluidas e solidas, ou seja, entre o sangue e a parede arterial. Nesta região, o tamanho do elemento das malhas, o número de nós e elementos precisam ser semelhantes, pois quanto maior o grau de proximidades destes parâmetros, mais preciso torna-se o acoplamento entre as malhas e, consequentemente, melhores serão os resultados obtidos na simulação.

Na simulação realizada para artéria em uma camada, a taxa de mapeamento ou acoplamento, entre as malhas foi de 100%, ou seja, as respostas interativas entre as malhas eram bem precisas no que tange a região da interface fluido-estrutura.

Cabe salientar que, o critério de malha adaptativa foi adotado em ambas as malhas, e estas sofriam modificações ao longo da simulação. Isto confere, mais um caráter realista e verossímil a simulação.

De forma a reduzir os efeitos gerados por problemas de acoplamento, entre o fluido e a estrutura, foi utilizado parâmetros de estabilização da solução, que viabiliza a deformação da estrutura, para o caso *FSI-2-WAY*, sem gerar problemas de elementos altamente distorcidos, para materiais hiperelásticos ou de comportamento mecânico não-linear.

4 RESULTADOS E DISCUSSÕES

4.1 Descrição das simulações

As simulações computacionais foram realizadas para dois modelos de artéria; camada única e camada dupla. No modelo de camada única, foi utilizado a metodologia FSI-2 WAY e, o modelo de camada dupla foi utilizado a metodologia FSI-1 WAY. Em ambos os casos, foram realizados para as condições de Artéria Saudável (AS) e com AAA. Desta forma quatro casos foram simulados, analisados e comparados entre si, conforme TABELA 4.1.

Caso	Método
1) Artéria Saudável - uma camada	FSI-2 WAY
2) Artéria Aneurisma- uma camada	FSI-2 WAY
3) Artéria Saudável- duas camada	FSI-1 WAY
4) Artéria Aneurisma- duas camadas	FSI- 1WAY

TABELA 4.1: Condições simulados.

Foram realizadas as comparações entre os pares simulados 1-2 e 1-3, logo, dois casos abrangendo, assim, uma análise completa a respeito do comportamento fluido estrutural da artéria. As comparações 1-2 e 3-4 tem o objetivo de analisar as diferenças do comportamento da artéria saudável com a artéria condicionada ao aneurisma abdominal, sendo esses casos de maior relevância

De forma a assegurar uma qualidade nos resultados obtidos, pontos do ciclo cardíaco foram selecionados e analisados para ambas as simulações. As comparações, perante ao comportamento fluido-estrutural dos modelos foram realizadas no intuito de apresentar as divergências e discrepâncias entre as características deste comportamento bem como um aprofundamento na análise biomecânica da artéria. Os pontos selecionados estão representados na TABELA 4.2 e apresentados na FIGURA 4.1 .

Instante	T=0.20s	T=0.27s	T=0.42s	T=0.80s
Etapa do Ciclo	Início da Sístole ventricular	Pico sistólico	Início da diástole ventricular	Fim da diástole

TABELA 4.2: Instantes de análise de um ciclo cardíaco.

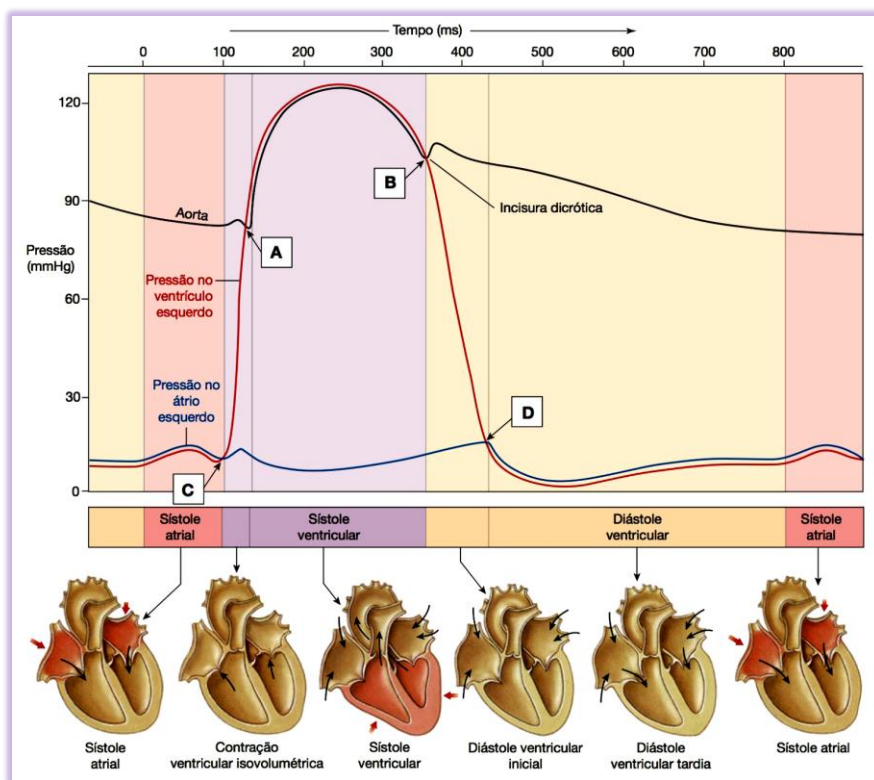


FIGURA 4.1: Diagrama de Wiggers do ciclo cardíaco (SILVERTHORN, 2013)

Os valores foram escolhidos são coincidentes com os valores de picos de velocidade e pressão apresentados nas FIGURA 3.9 e FIGURA 3.10, além de respeitarem o Diagrama de Wiggers representado pela FIGURA 4.1, o que torna a simulação mais verossímil ao comportamento biológico do ciclo cardíaco.

Os critérios analisados, em todos os casos, foram divididos entre o comportamento fluido dinâmico e o comportamento estrutural da artéria. A TABELA 4.3 aborda de maneira simplificada os critérios utilizados em todos os casos descritos.

Análise Fluidodinâmica	Análise Estrutural
<ul style="list-style-type: none"> • Velocidade do escoamento • Pressão interna • Cisalhamento da Parede Interna • Perfil do escoamento 	<ul style="list-style-type: none"> • Critério de Tensão de Von Mises. • Tensão de Cisalhamento • Deformações de Von Mises • Deformação Cisalhante • Deslocamento da parede arterial.

TABELA 4.3: Parâmetros analisados em todos os casos das simulações fluido estruturais.

No caso dos modelos de duas camadas, uma comparação foi realizada entre as camadas *adventicia* e *media* de forma a cobrir todas as possíveis análises a serem feitas sobre o comportamento fluido-estrutural da aorta.

4.2 Caso 1: Artéria Saudável x Artéria com aneurisma: Modelo Camada Única

A primeira análise é a comparação direta dos resultados obtidos nas simulações para os casos de artéria com e sem aneurisma, dotadas de camada única. Nesta análise a metodologia FSI-2 WAY é utilizada em ambas as simulações.

4.2.1 Comportamento Fluidodinâmico

Serão apresentados, de forma comparativa e ordenada os parâmetros fluido dinâmicos definidos na TABELA 4.3, para os quatro intervalos de tempo definidos na TABELA 4.2, assim sendo; velocidade, perfil de escoamento, pressão interna e cisalhamento na parede interna. Vale acrescentar, que para os demais casos presentes na TABELA 4.1 os valores obtidos para o comportamento fluido dinâmicos são os mesmos, uma vez que não há mudança em suas condições de contorno.

4.2.1.1 Velocidade e perfil do escoamento.

A FIGURA 4.2 apresenta o comparativo da velocidade do escoamento sanguíneo na aorta com aneurisma x aorta saudável. Já a FIGURA 4.3 apresenta o perfil do escoamento da aorta com aneurisma x aorta saudável.

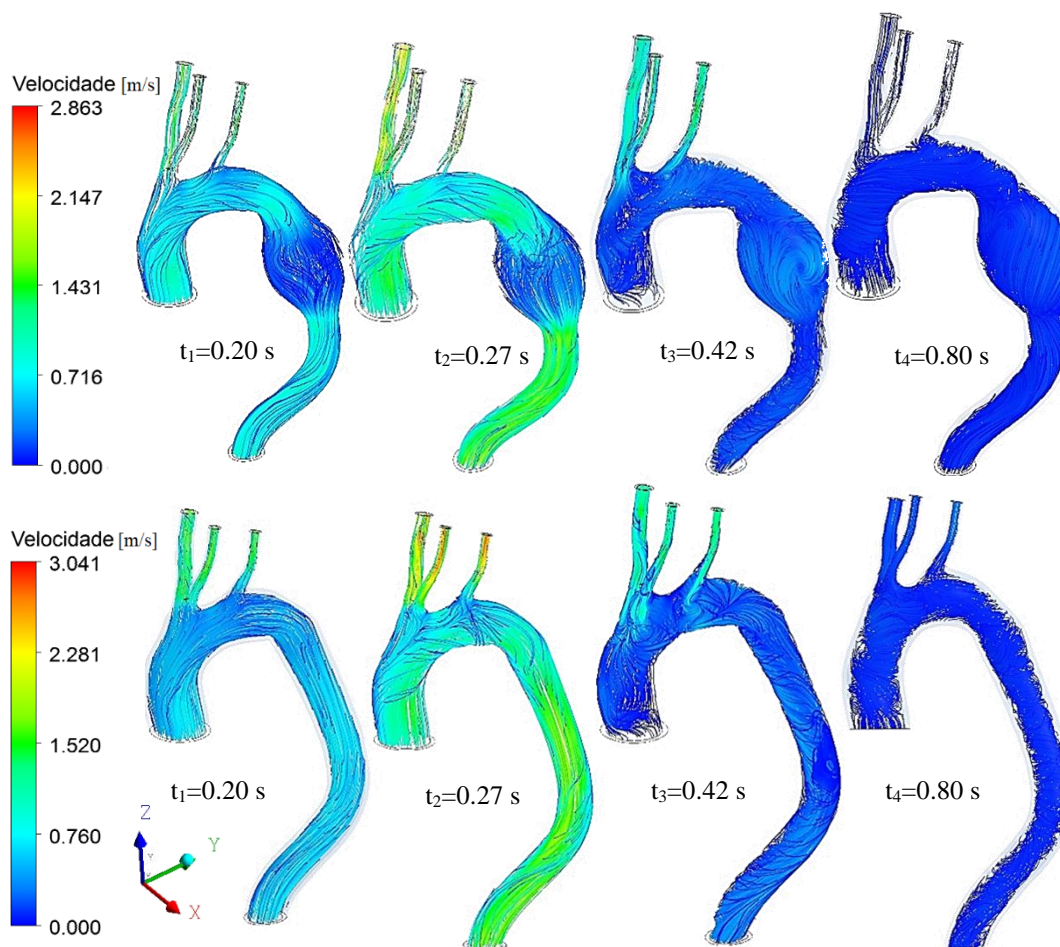


FIGURA 4.2:Comparativo da Velocidade do escoamento sanguíneo na aorta com aneurisma x aorta saudável.

O escoamento sanguíneo, na presença do aneurisma, torna-se bastante turbulento em todos os instantes analisados. Isto acarreta uma redução da velocidade do mesmo, e conseqüentemente, um esforço maior para o bombeamento do volume sanguíneo pelo coração.

A evidência desta característica do escoamento é apresentada claramente pela FIGURA 4.2, onde tal fator é bem mais impactante e destoante no instante $t_2=0,27$ s, onde ocorre o pico sistólico.

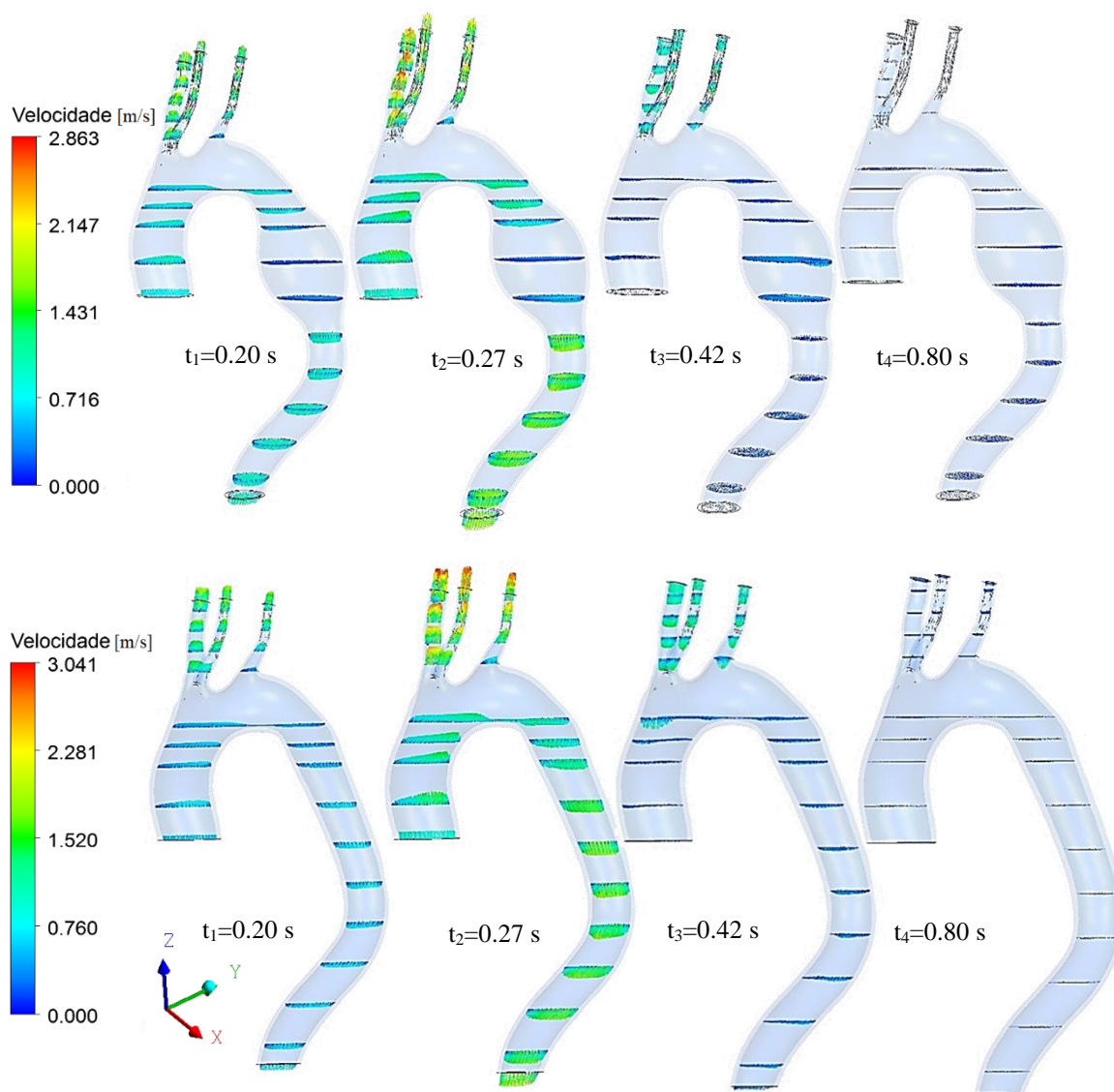


FIGURA 4.3: Perfil do escoamento da aorta com aneurisma X aorta saudável.

O perfil do escoamento, nos planos determinados ao longo da geometria, comprovam o sentido do fluxo sanguíneo nos instantes t_1, t_2 e t_4 , onde, o fluxo sanguíneo segue seu sentido normal, ou seja do coração para os tecidos, enquanto que no instante t_3 , o fluxo possui um sentido contrário, configurando desta forma, o instante de gradiente de pressão adversa. Uma comparação no instante t_2 , fica claro a redução do tamanho do vetor velocidade na seção em que há o AAA quando comparado a Aorta Saudável, bem como o perfil apresenta-se parabólico característico do escoamento turbulento.

4.2.1.2 Pressão Interna e Cisalhamento da Parede

A FIGURA 4.4 apresenta a pressão interna do escoamento da aorta com aneurisma X aorta saudável e a FIGURA 4.5 apresenta o cisalhamento da parede interna na aorta com aneurisma X aorta saudável.

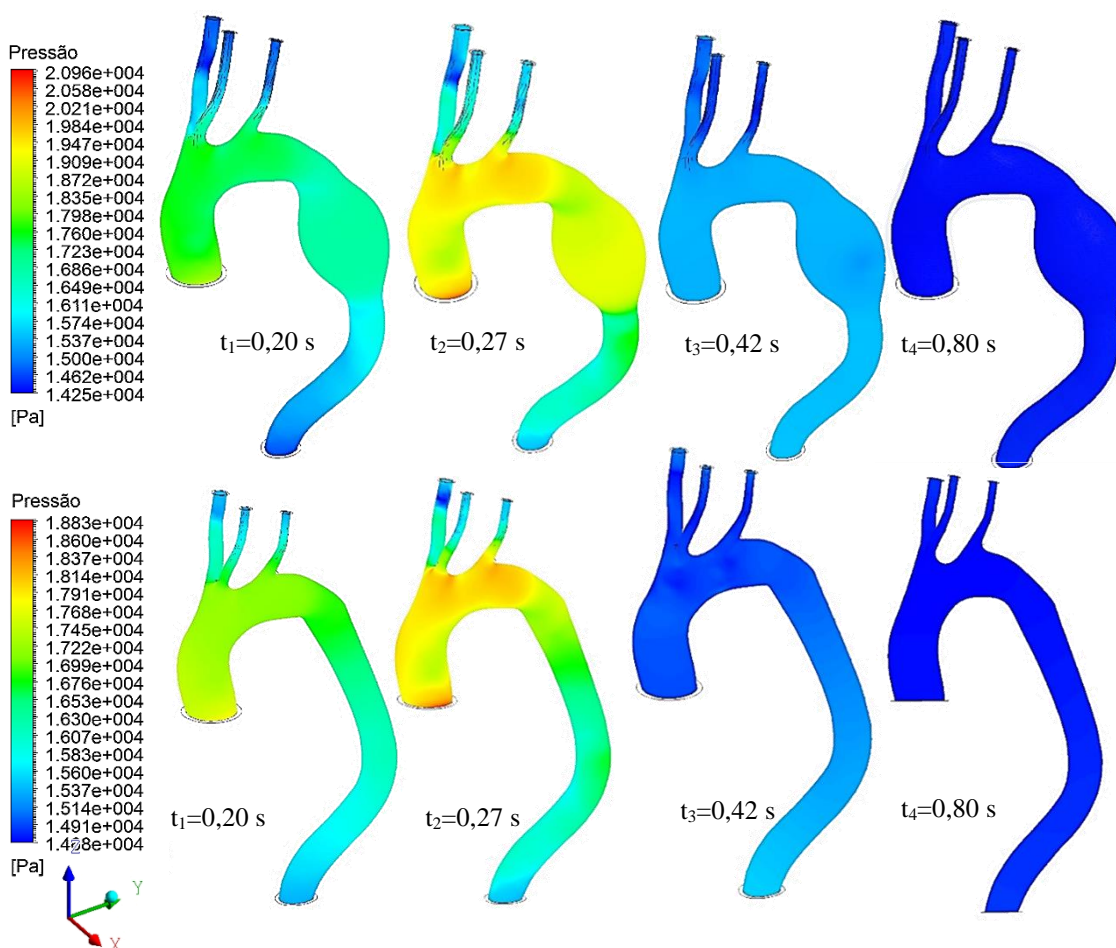


FIGURA 4.4: Pressão do escoamento sanguíneo na AAA X Aorta Saudável

A FIGURA 4.4 revela que a presença do AAA aumenta a pressão do escoamento sanguíneo que irá gerar na região uma concentração de esforços normais e cisalhantes, uma compressão da parede da artéria e, eventualmente, o desgaste estrutural.

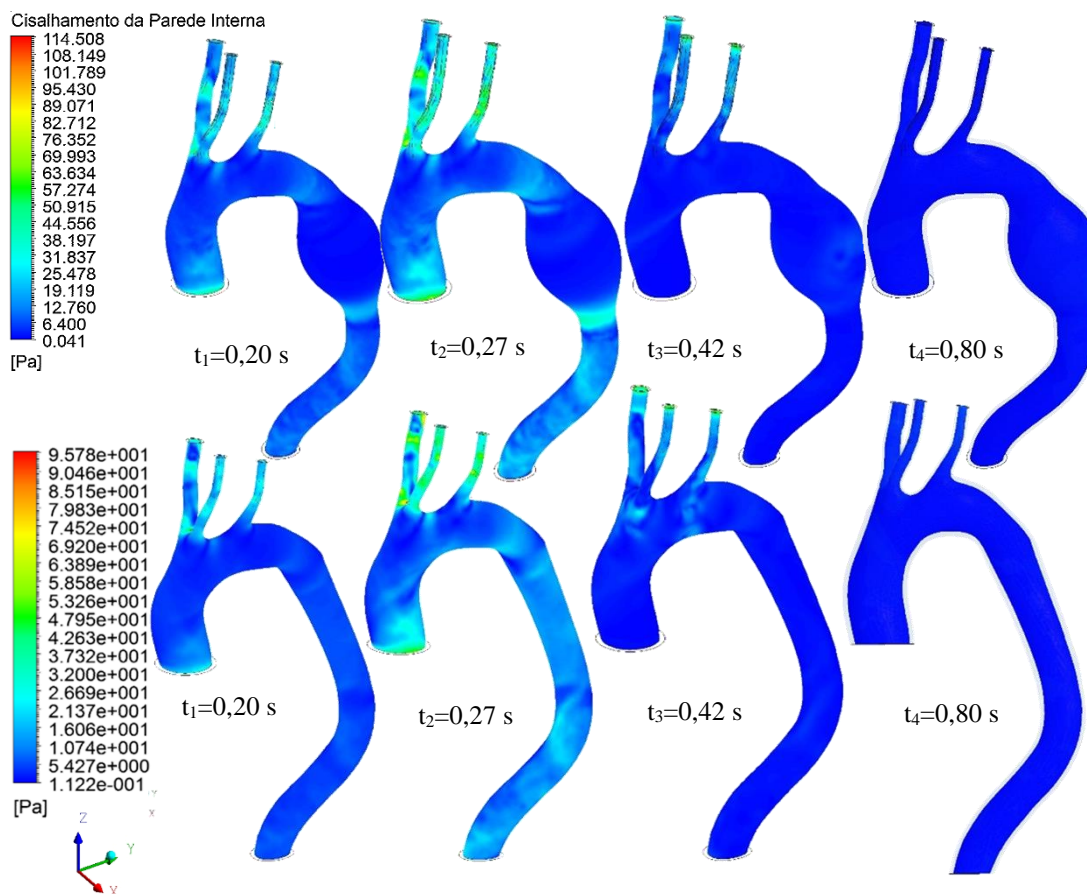


FIGURA 4.5: Tensão de Cisalhamento da parede interna na condição AAA X AS.

A redução da velocidade na região e a geração de vórtices, devido a presença do aneurisma, geram valores menores na tensão de cisalhamento da parede interna, o que pode promover hemólise e a formação de trombos.

4.2.2 Análise Estrutural da Aorta

A análise estrutural da aorta foi realizada considerando, os parâmetros definidos na TABELA 4.3 e as condições: AAA e a Aorta Saudável (A.S.). Gráficos comparativos entre os picos dos valores de tensão e deformação, foram elaborados para a região 1 apresentado na FIGURA 3.17, considerando os instantes de interesse do ciclo cardíaco.

4.2.2.1 Critério de Tensão de Von Mises

A FIGURA 4.6 apresenta um comparativo da tensão de Von Mises entre a aorta com aneurisma e a aorta saudável.

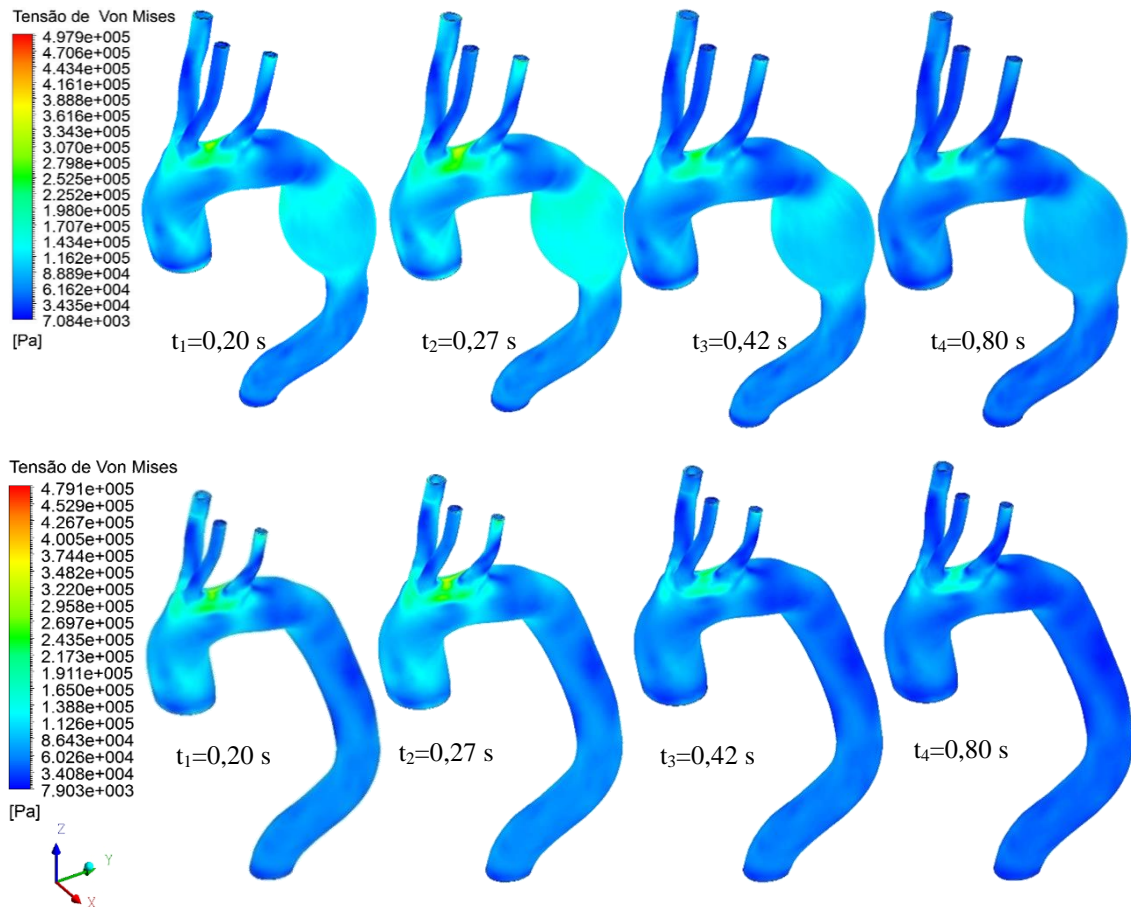


FIGURA 4.6: Comparação da Tensão de Von Mises na AAA X Aorta Saudável.

A análise comparativa da Tensão de Von Mises apresenta que a aorta com AAA encontra-se sobre um estado de tensão maior que a aorta saudável, o que certamente eleva os riscos de ruptura na região do AAA. O GRÁFICO 4.1 apresenta um comparativo da faixa de operação de tensões máximas e mínimas para o AAA X AS.

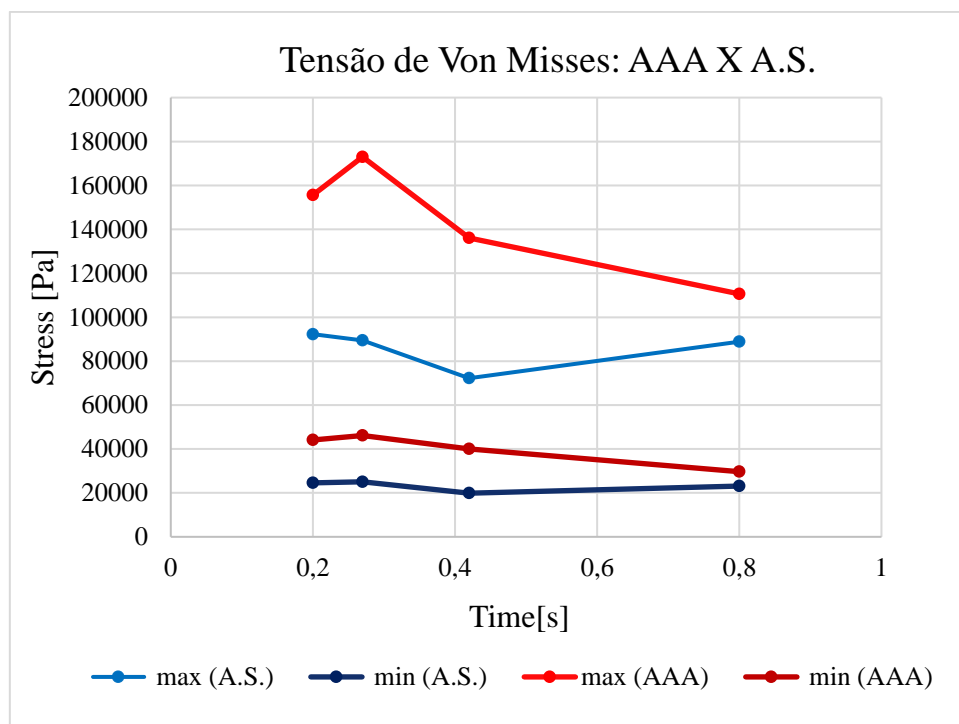


GRÁFICO 4.1: Comparativo da faixa de valores máximos e mínimos da tensão de Von Mises nos intervalos de tempo de interesse entre a AAA X Aorta Saudável.

O resultado apresentado no GRÁFICO 4.1 revela que a aorta, na presença do AAA, está sujeita a uma carga cíclica que é, aproximadamente, o dobro, o que, ao longo do tempo, amplia o risco de ruptura por fadiga da parede arterial.

4.2.2.2 Tensão de Cisalhamento

A análise do cisalhamento é importante para uma compreensão ampliada do comportamento estrutural da Aorta. A FIGURA 4.7 apresenta um comparativo da tensão cisalhante atuante no plano XY entre as geometrias AAA e Aorta Saudável. Em acréscimo, o GRÁFICO 4.2 demonstra a faixa de operação dos valores máximos e mínimos da tensão cisalhante da AAA x Aorta Saudável.

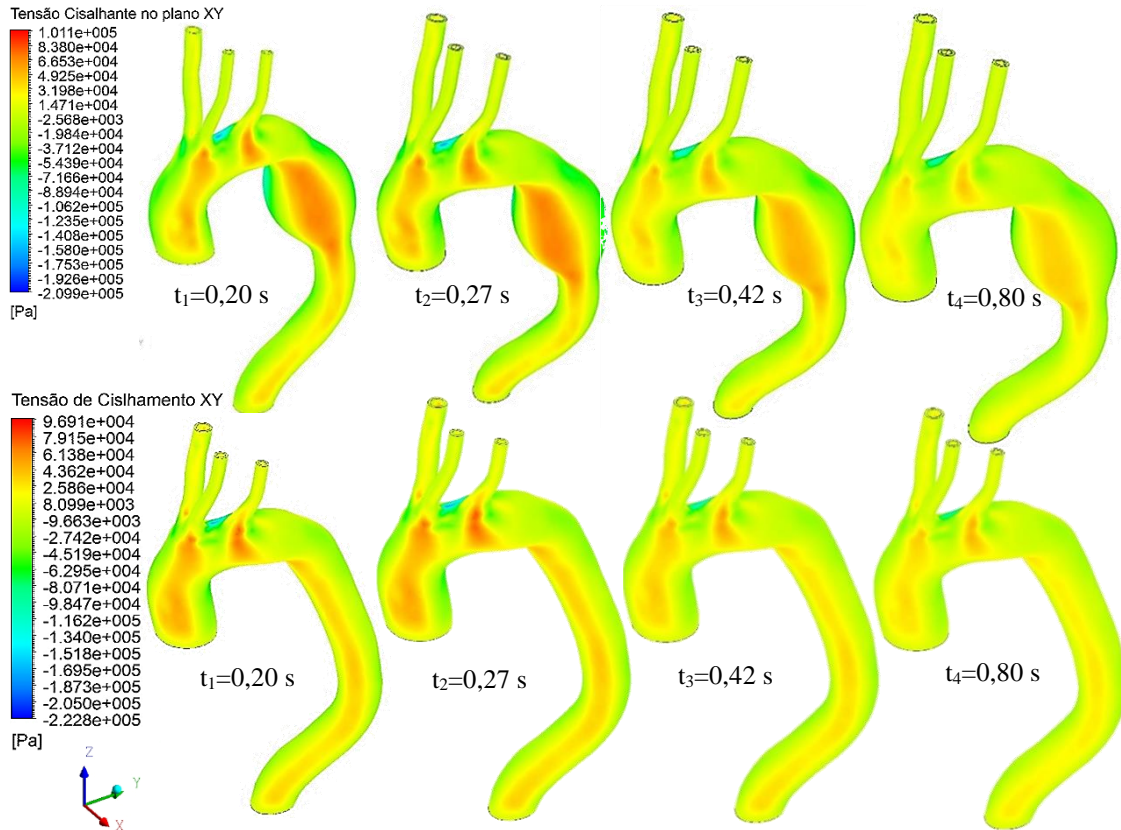


FIGURA 4.7: Tensão de Cisalhamento na AAA X Aorta Saudável.

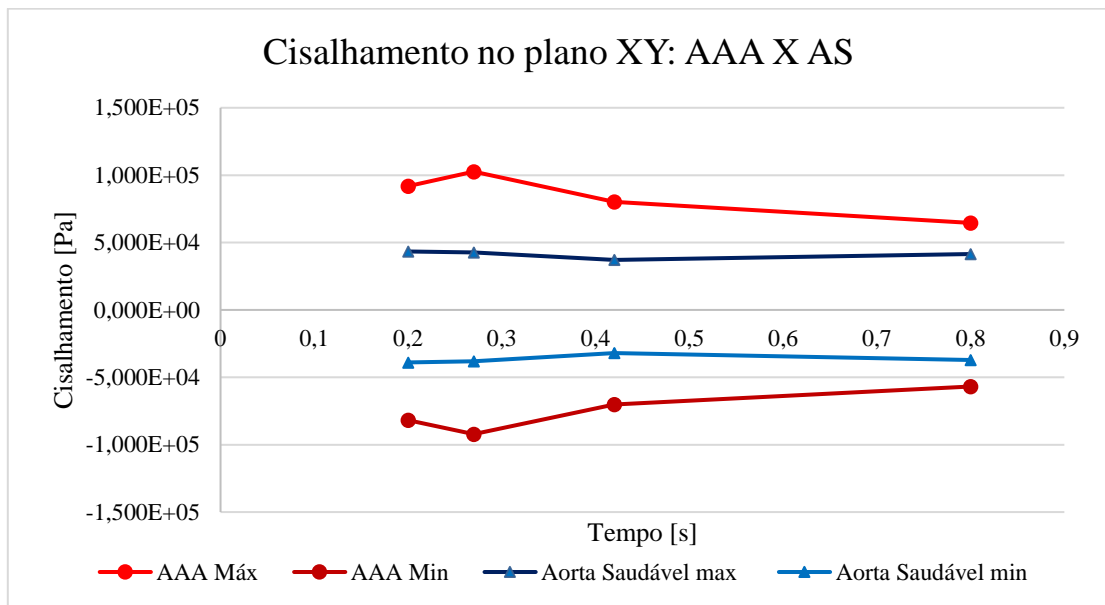


GRÁFICO 4.2: Comparativo entre AAA X AS para os valores máximos e mínimos do cisalhamento nos intervalos de tempo de interesse.

A presença do aneurisma evidencia valores superiores para as tensões cisalhantes no plano XY, em comparação a aorta saudável. O GRÁFICO 4.2 mostra que a faixa de atuação das tensões cisalhantes para a AAA, é maior, o que corrobora com os resultados obtidos na seção 4.2.2.1. Além disso, a FIGURA 4.7 mostra, no instante $t=0,27s$, a região com maior probabilidade de ruptura da parede arterial.

4.2.2.3 Deformação Total da Parede Arterial

Após análise das tensões atuantes na aorta, é necessário realizar uma averiguação da deformação total da parede. A FIGURA 4.8 apresenta a deformação total da parede arterial submetida ao campo de tensões apresentado na seção 4.2.2.1.

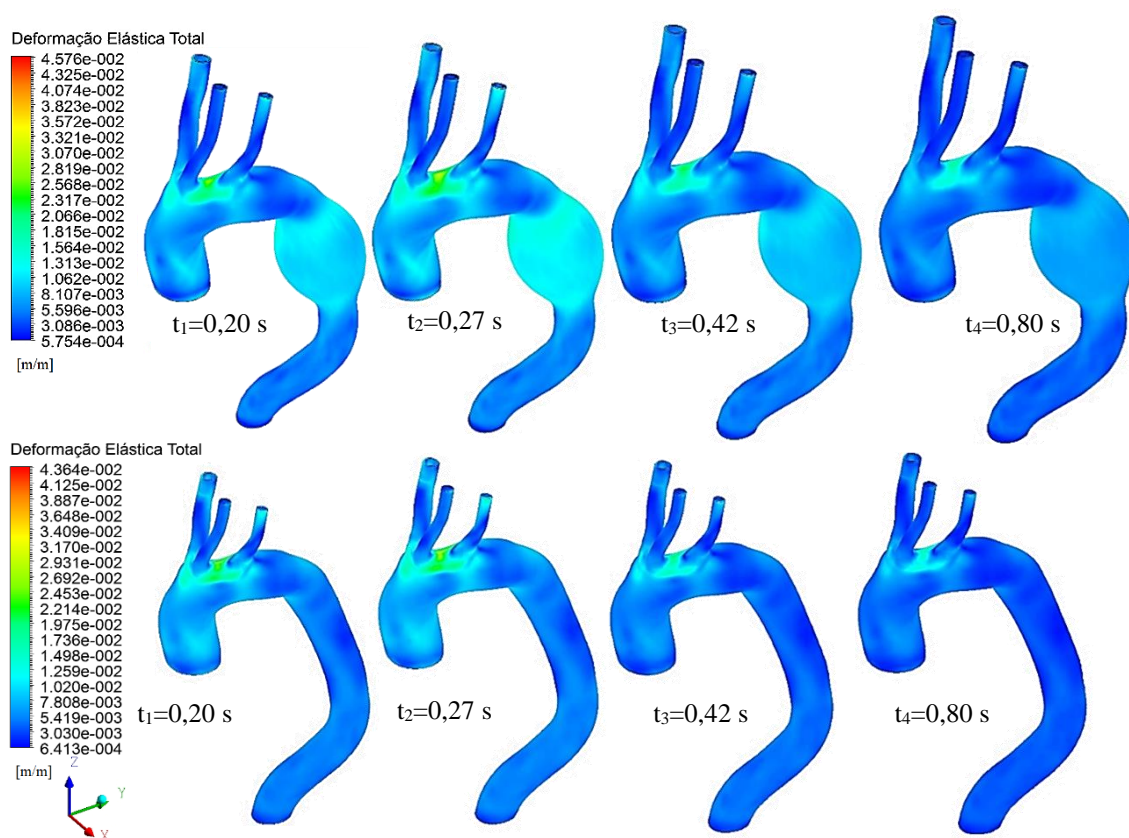


FIGURA 4.8: Comparativo da Deformação Elástica Total da AAA X Aorta Saudável.

Os resultados comparativos apresentados pela FIGURA 4.8 demonstram que no AAA a deformação apresenta-se evidente e superior a deformação em relação a aorta saudável.

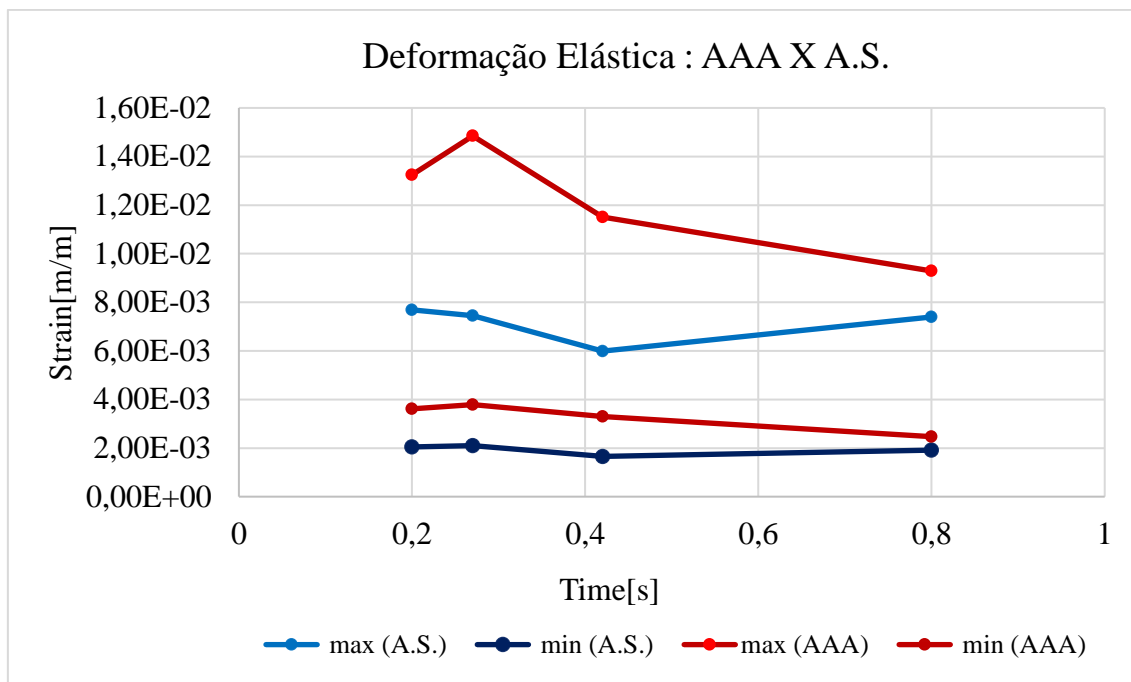


GRÁFICO 4.3: Comparativo entre AAA X Aorta Saudável para os valores máximos e mínimos da Deformação Elástica nos intervalos de tempo de interesse.

O GRÁFICO 4.3 revela que no AAA a deformação é maior do que valores na Aorta Saudável. No entanto, nota-se uma divergência, para as curvas de Aorta Saudável, no valor para o instante $t_4=0,80s$ onde a deformação, ao invés de reduzir, como ocorre na AAA, ela cresce. Tal fator, provavelmente, dar-se-á devido a interação entre o escoamento do fluido e a parede arterial, que neste mesmo instante, conforme a FIGURA 4.2 é menos turbulento na Aorta Saudável do que no AAA. Estes resultados da deformação elástica, corroboram com a análise realizada da Von Mises na seção 4.2.2.1.

4.2.2.4 Deformação por Cisalhamento da Parede Arterial

Uma análise apenas da deformação total, poderia acarretar interpretações incompletas das características estruturais e mecânicas da parede arterial. Desta forma, serão apresentados resultados da deformação relativa as tensões cisalhantes atuantes no plano XY da aorta. A FIGURA 4.9 e o GRÁFICO 4.4, apresentam de forma qualitativa e quantitativa, respectivamente, a comparação entre os valores de deformação cisalhante entre o AAA e a Aorta Saudável.

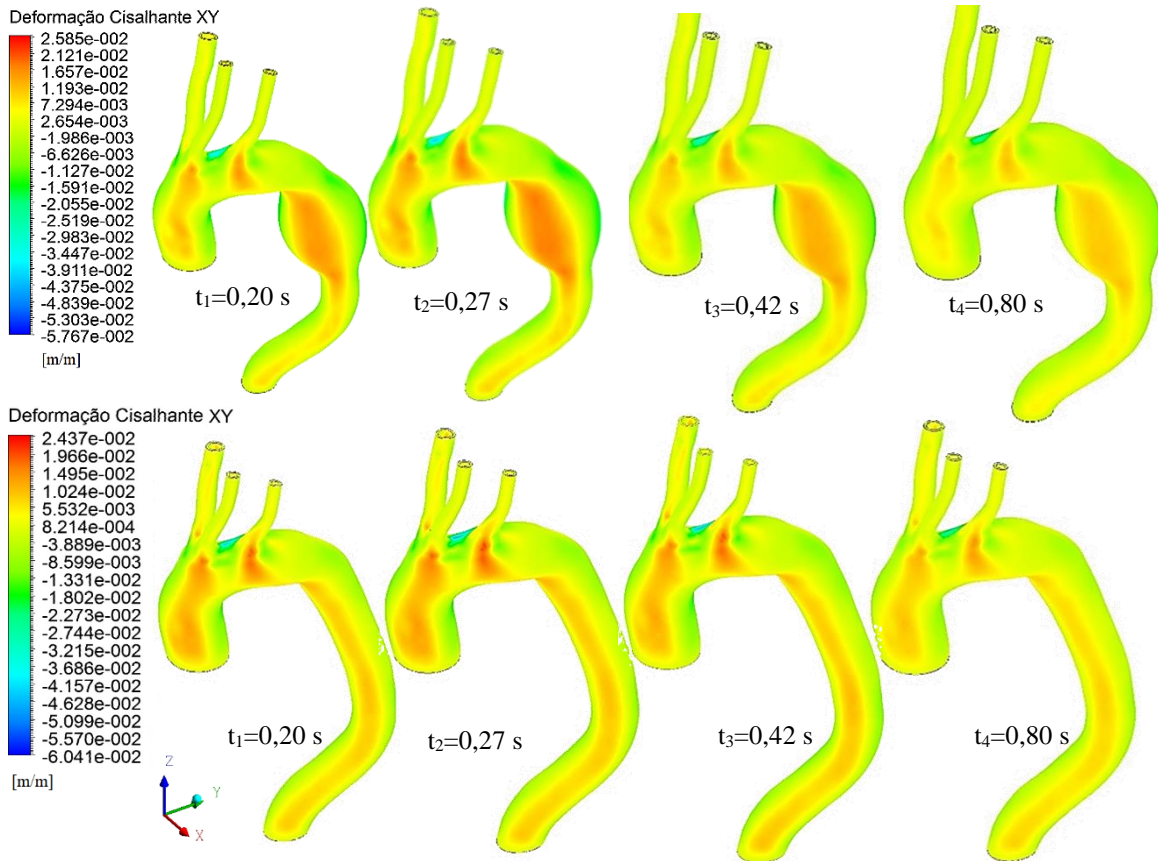


FIGURA 4.9: Deformação Cisalhante no plano XY da AAA X Aorta Saudável.

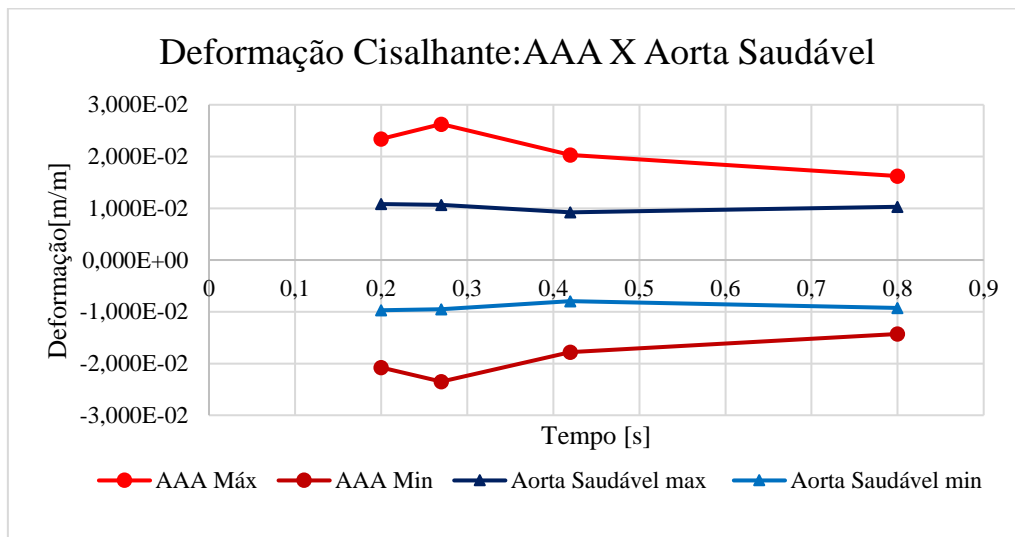


GRÁFICO 4.4: Comparativo entre AAA X Aorta Saudável para os valores máximos e mínimos da Deformação Cisalhante nos intervalos de tempo de interesse na região abdominal da aorta.

Assim como presente nos resultados apresentados na seção 4.2.2.3, tem-se a ocorrência para o instante $t_4 = 0,80s$, o crescimento no valor máximo para a deformação na Aorta Saudável, certamente pelo mesmo motivo apresentado naquela seção.

4.2.2.5 Deslocamento da Parede Arterial

O deslocamento da parede arterial é apresentado pela FIGURA 4.10.

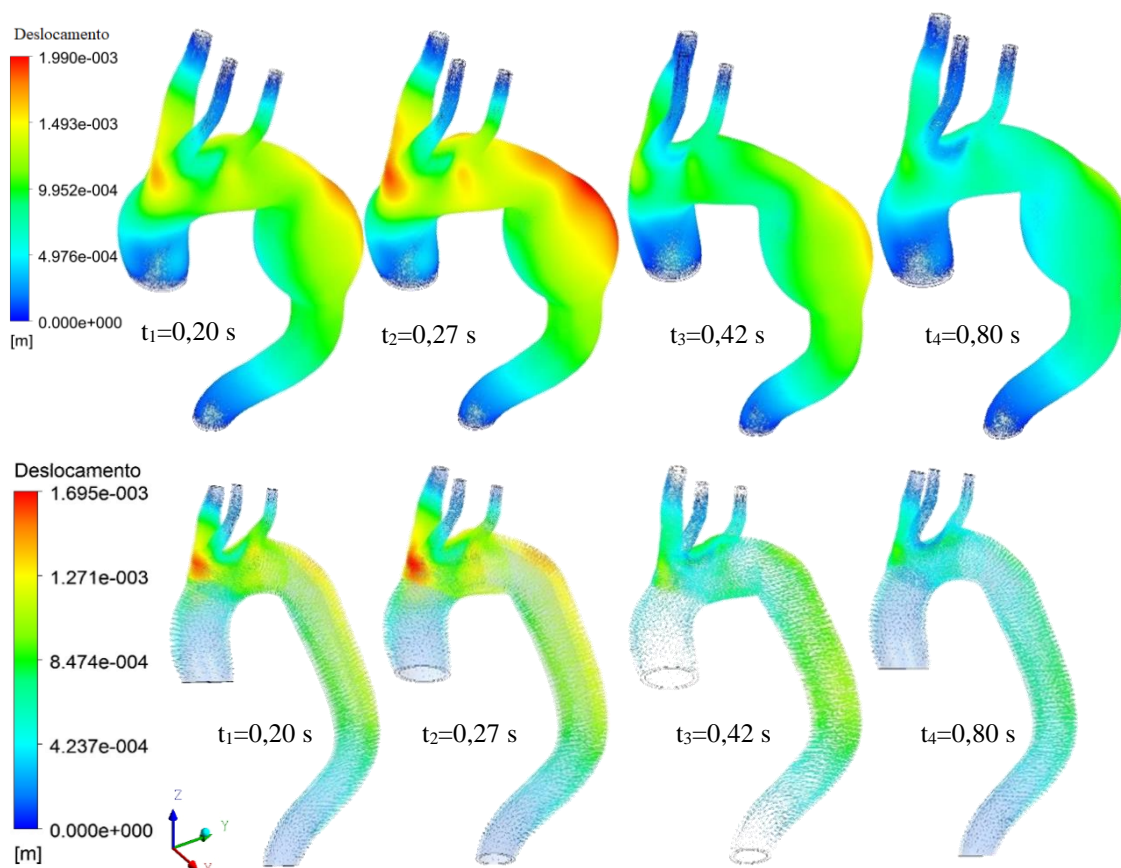


FIGURA 4.10: Deslocamento da parede arterial da AAA X Aorta Saudável.

Os resultados apresentados pela FIGURA 4.10 evidencia a região em que temos o maior deslocamento da parede arterial devido ao deslocamento, além de deixar claro que na AAA o deslocamento é superior ao deslocamento na Aorta Saudável, em que a concentração de vetores de que representam o deslocamento é bem inferior.

4.3 Caso 2: Artéria com Aneurisma x Artéria Saudável: Modelo Camada Dupla.

Os resultados obtidos com a simulação realizada para o modelo de camada dupla da aorta acrescentam um maior conhecimento a respeito do comportamento estrutural do

vaso, uma vez que as características das camadas *adventícia* e *media* serão evidenciadas e detalhadas, o que leva a uma maior compreensão de como o AAA afeta a parede arterial.

Cabe lembrar que a análise fluido dinâmica já fora realizada na seção 4.2, sendo assim desnecessário o estudo neste caso, uma vez que as condições analisadas para o escoamento sanguíneo são as mesmas.

Desta forma, será analisado o comportamento estrutural do modelo de bicamada, de maneira comparativa para o caso da AAA e o da Aorta Saudável, considerando as características descritas na TABELA 4.3.

4.3.1 Comportamento Estrutural da Aorta: Modelo Camada Dupla

A análise para o modelo de camada dupla é mais robusta do que o modelo de camada única. Assim, serão apresentados resultados qualitativos, com o mapa de tensões e deformações, comparando as camadas *media* e *adventícia* para os modelos AAA e Aorta Saudável.

4.3.1.1 Critério de Tensão de Von Mises

A análise do critério de Tensão de Von Mises evidenciará o local, em uma determinada camada, em que teremos os picos de tensões atuantes. Estes picos serão representados em uma análise gráfica comparativa onde será levantada sobre a faixa de operação da parede arterial durante o ciclo cardíaco.

A FIGURA 4.11 apresentará um comparativo da AAA X Aorta Saudável, confrontando as camadas *media* e *adventícia*. O GRÁFICO 4.5 compara as camadas *media* e *adventícia* para a situação AAA e Aorta Saudável, respectivamente.

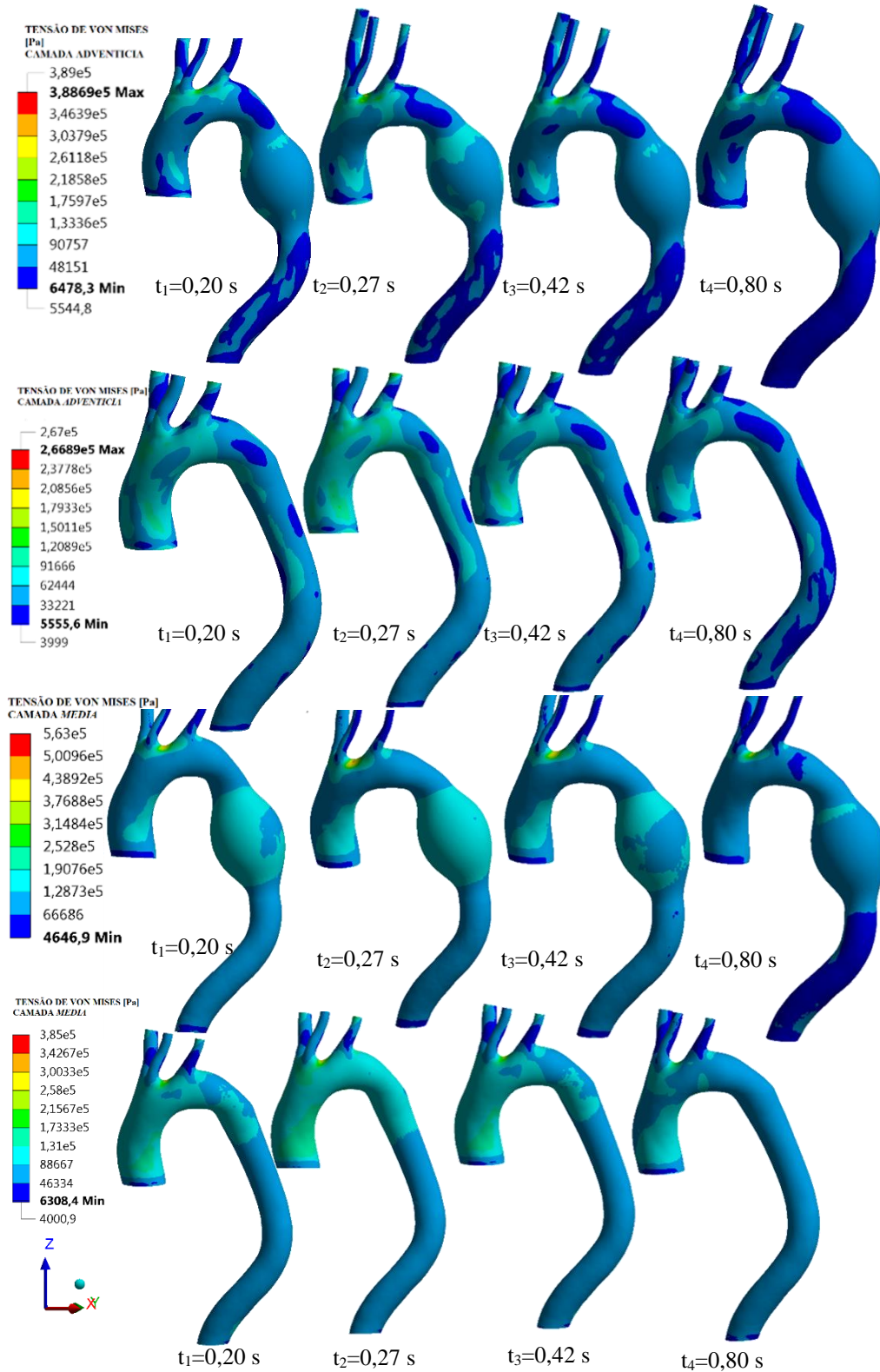


FIGURA 4.11: Comparativo da Tensão de Von Mises nas camadas *adventicia* e *Media* para AAA e Aorta Saudável.

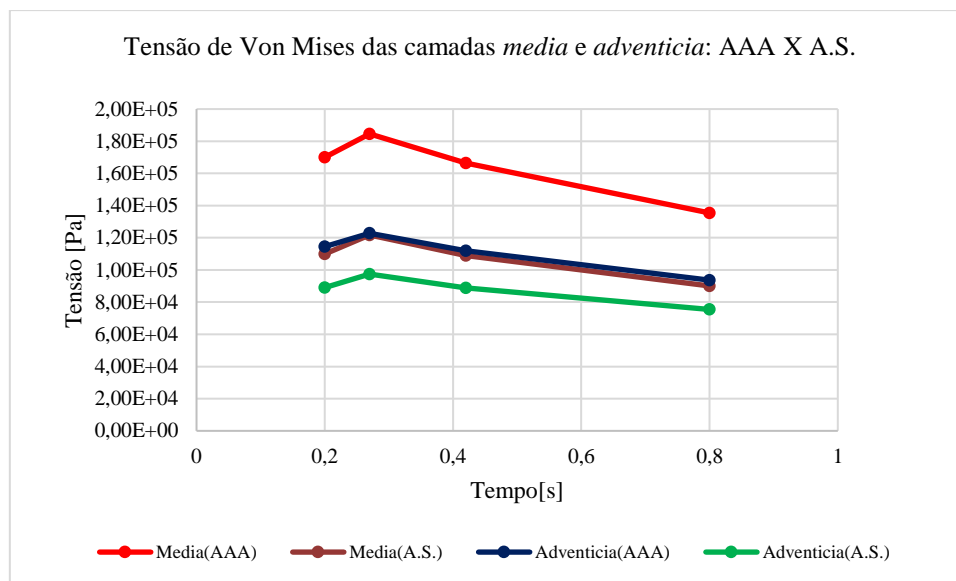


GRÁFICO 4.5: Tensão de Von Mises das camadas *adventicia* e *media* para as condições AAA X A.S.

Os resultados apresentados na FIGURA 4.11 demonstram que a camada *media* suporta tensões maiores que a camada *adventicia* e, como já esperado, as cargas, em ambas camadas, para a situação com AAA são superiores à Aorta Saudável. Estes resultados são apresentados de forma quantitativa e mais elucidativa no GRÁFICO 4.5 onde a faixa de atuação dos valores máximos e mínimos para cada camada são representadas. Vale observar que tanto para a situação AAA e Aorta saudável, a camada *media* recebe maior parcela da carga.

4.3.1.2 Deformação Elástica da Parede Arterial

A deformação elástica é representada pela FIGURA 4.12 e o pelo GRÁFICO 4.6 considerando o modelo duas camadas, nas condições AAA e Aorta saudável.

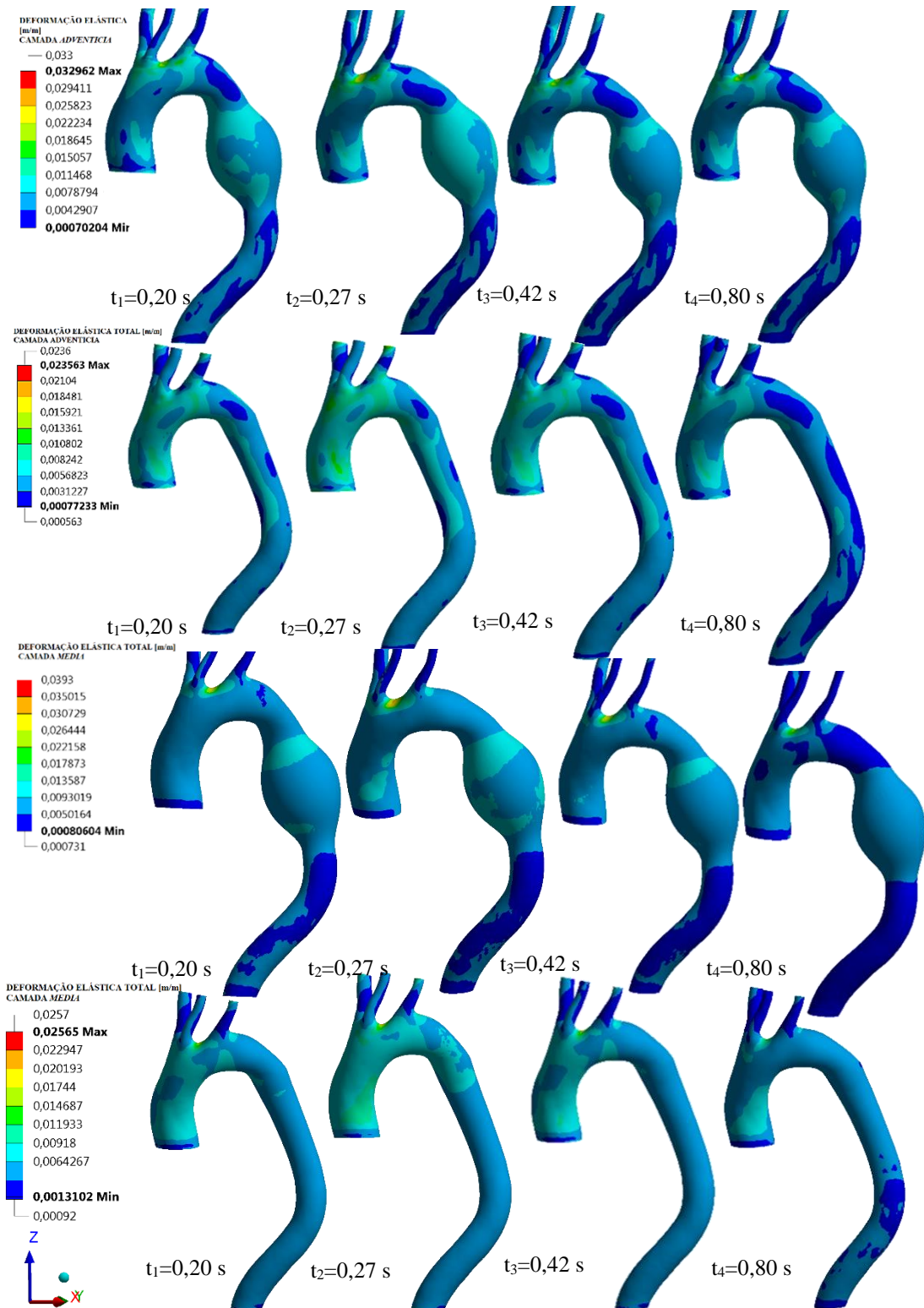


FIGURA 4.12: Deformação elástica total nas camadas *media* e *adventicia* para as condições de AAA e Aorta Saudável.

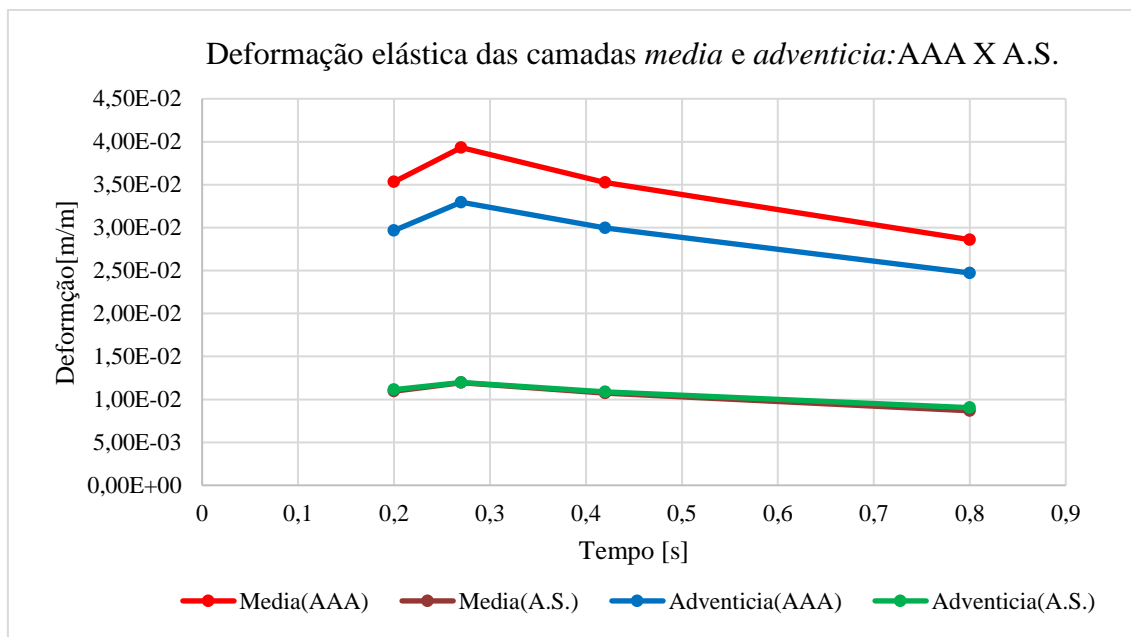


GRÁFICO 4.6: Deformação Elástica das camadas *adventicia* e *media* para as condições AAA X A.S.

Os resultados apresentados pela FIGURA 4.12 e pelo GRÁFICO 4.6 corroboram com o resultado apresentado em 4.3.1.1. É possível inferir que este comportamento, dar-se-á pela constituição biológica da *adventicia* que possui mais fibras colágenas do que elásticas, conforme TABELA 3.8, estando assim, menos susceptível à deformação elástica do que a camada média, uma vez que as fibras colágenas resistem mais a esforços normais que as elásticas.

4.3.1.3 Cisalhamento na Parede Arterial

O comportamento das tensões cisalhante das camadas, no plano ortogonal XY, é apresentado pela FIGURA 4.13 e pelo GRÁFICO 4.7. Esta análise é importante pois mostrará as regiões das camadas mais propensas a se romper.

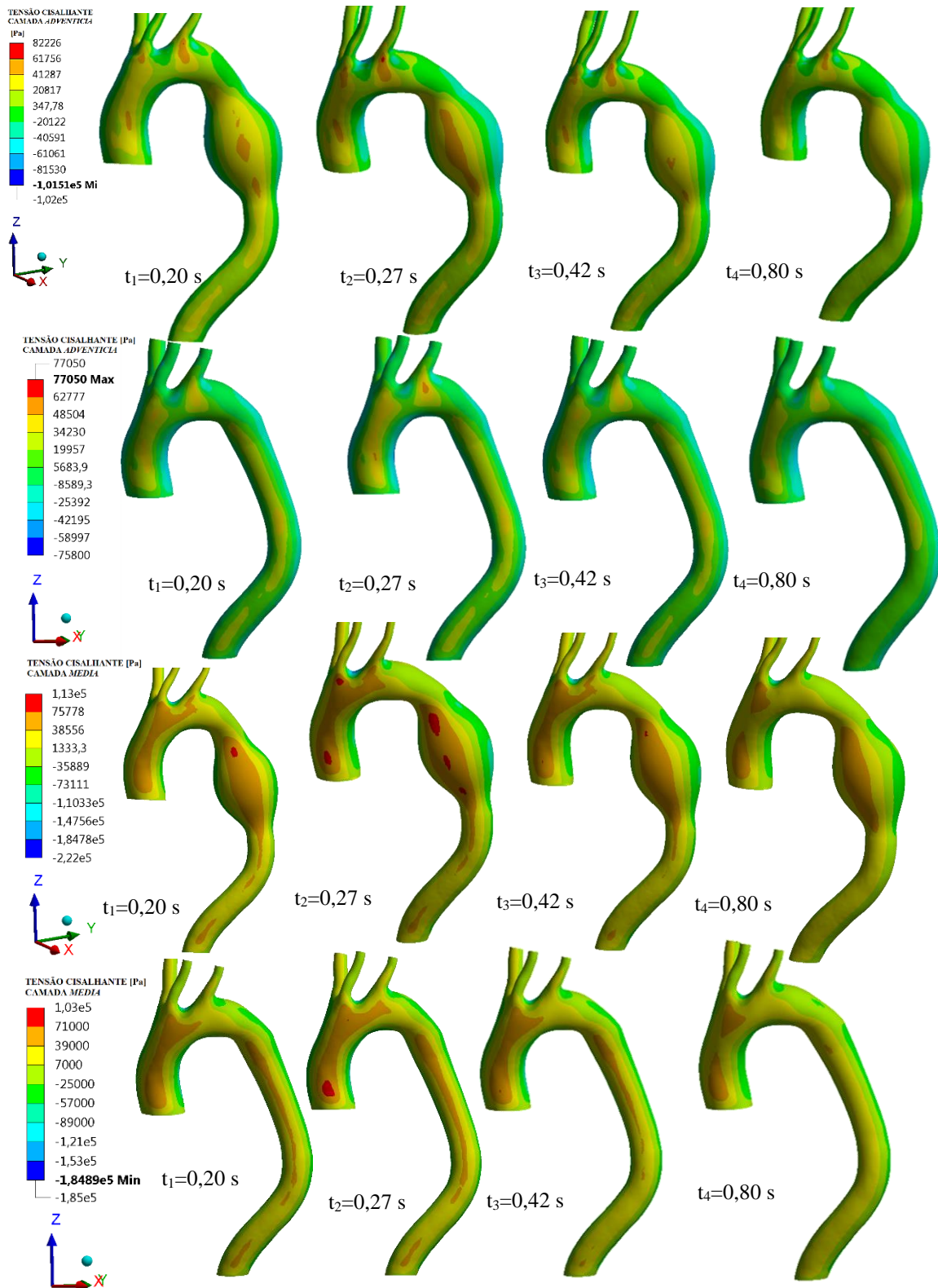


FIGURA 4.13: Cisalhamento das camadas *media* e *adventicia* para as condições de AAA e Aorta Saudável.

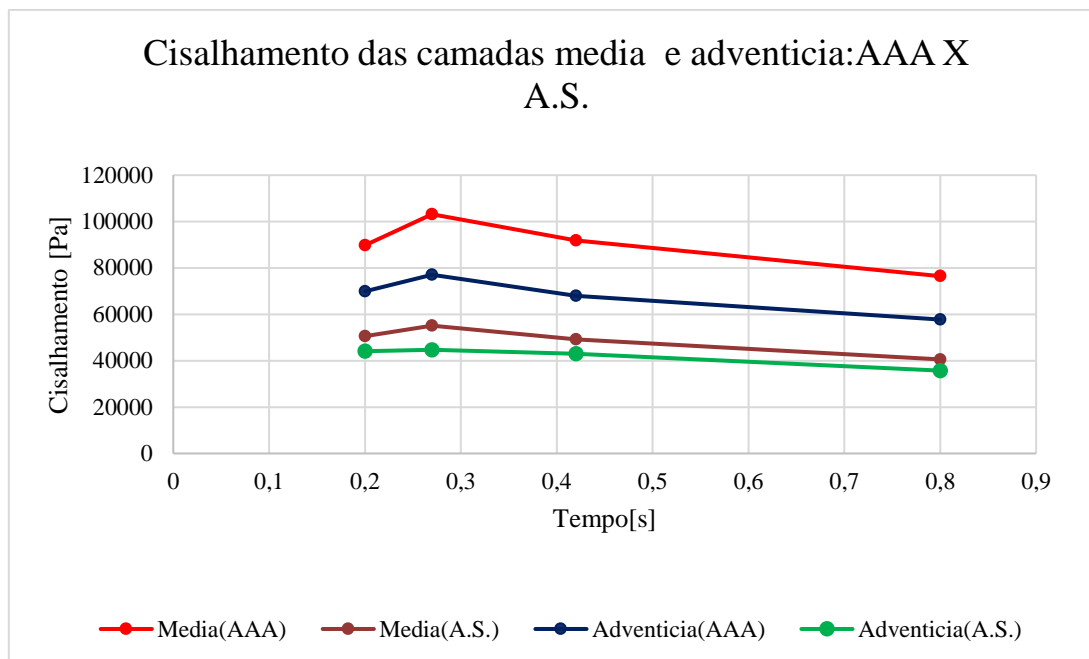


GRÁFICO 4.7: Tensão Cisalhante para as camadas *adventicia* e *media*: AAA X A.S.

Em todos os resultados a camada *media* mostra-se com o carregamento superior a camada *adventícia*. Certamente, por estar em contato direto com o escoamento ela acaba por receber boa parte da carga, e o restante é transmitido para a camada *adventícia*. Em acréscimo, vale observar que a camada *média* é composta por uma quantidade semelhante de elastina e colágeno o que lhe confere uma resistência maior do que a camada *adventícia*.

4.3.1.4 Deformação por Cisalhamento da Parede Arterial

A FIGURA 4.14 apresenta de forma qualitativa a deformação por cisalhamento nas camadas *media* e *adventícia*, para as condições de AAA e Aorta Saudável.

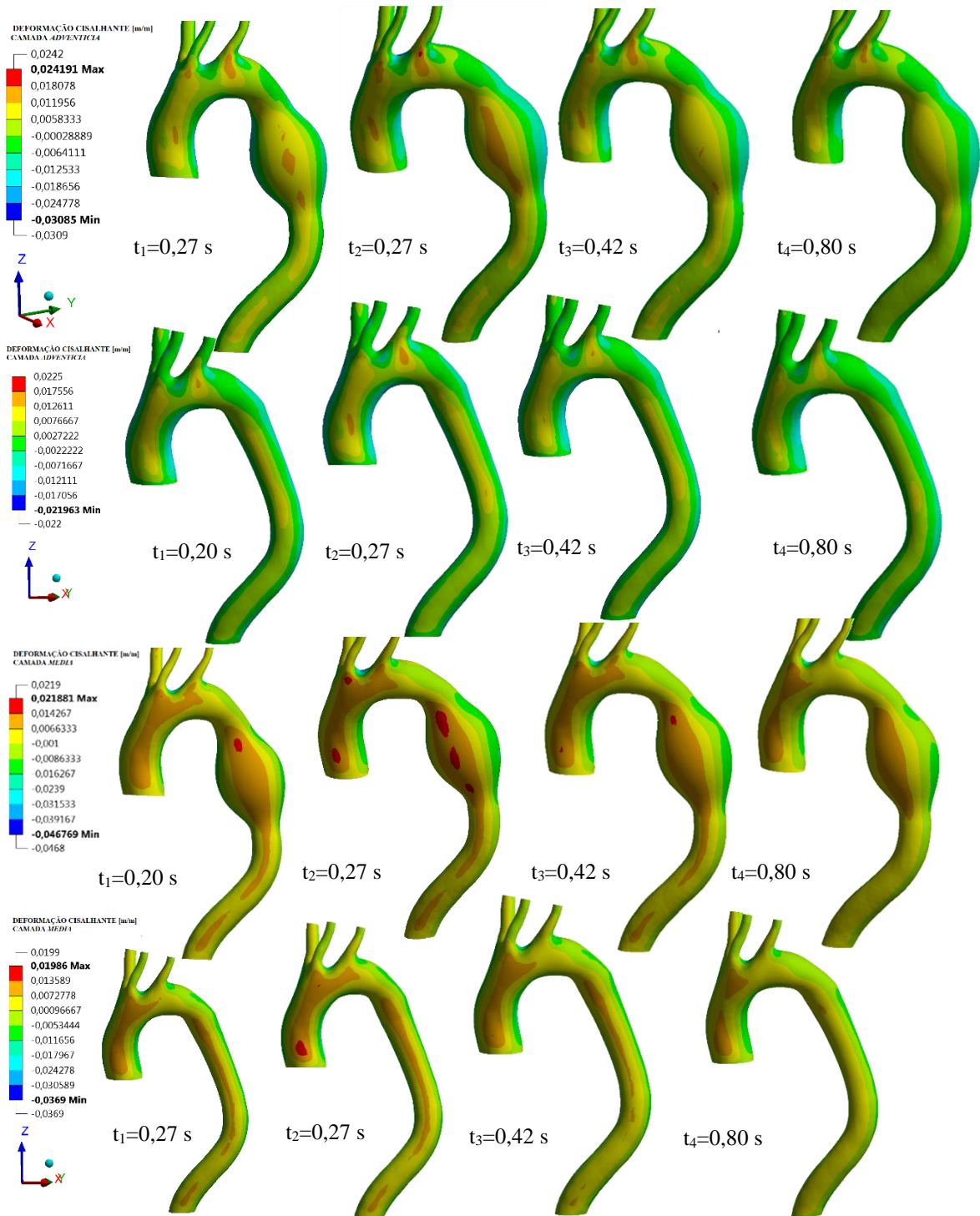


FIGURA 4.14: Deformação por cisalhamento nas camadas *media* e *adventícia* para condição AAA e Aorta Saudável.

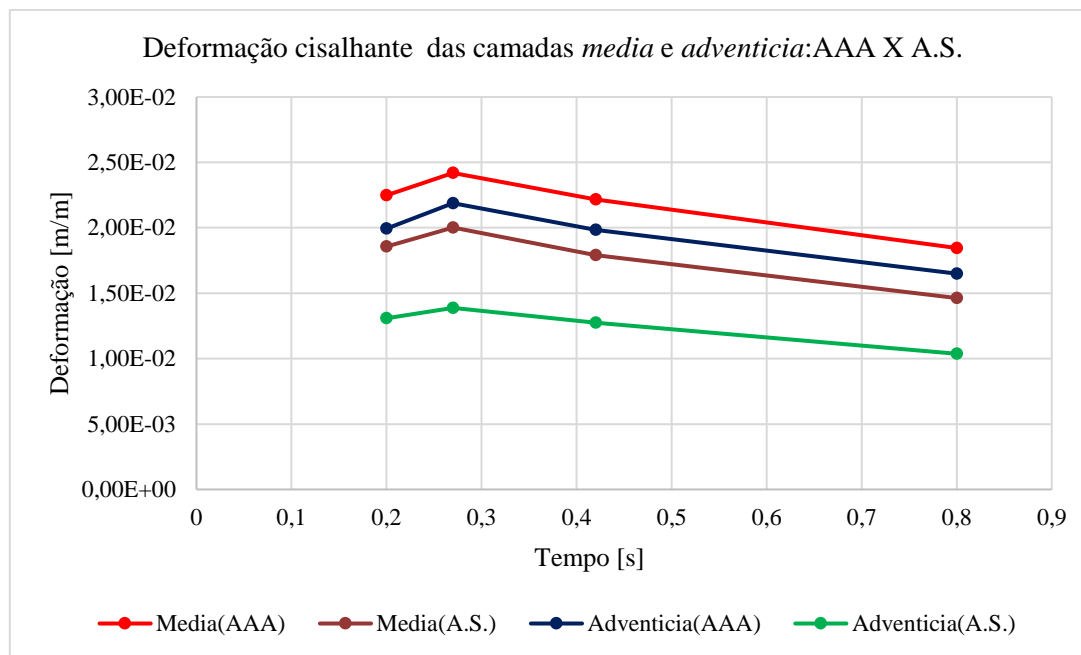


GRÁFICO 4.8: Tensão Cisalhante para as camadas *adventicia* e *media*: AAA X A.S.

Os resultados apresentados na FIGURA 4.14 e no GRÁFICO 4.8 mostram que a camada *media* sofre uma deformação cisalhante superior a camada *adventícia* o que evidencia um comportamento às tensões cisalhantes mais expressivos.

5 CONCLUSÃO

A simulação FSI da artéria aorta condicionada a um aneurisma abdominal, revela claramente, em ambos modelos geométricos testados, que a enfermidade gera um estado de tensão cíclico anormal na região afetada, o que compromete o funcionamento característico estrutural e fluido dinâmico do vaso arterial.

O escoamento fluido dinâmico, apresenta uma mudança na região do AAA, onde evidencia-se uma queda na velocidade, provocado pelo efeito difusivo do aumento diametral da seção do vaso. Em acréscimo, a pressão local aumenta, uma vez que o volume de fluido, onde há o AAA, aumenta. É observado também a geração de vórtices devido ao efeito do descolamento da camada limite do escoamento, provocado pela mudança brusca da geometria. Consequentemente, isso gera um estado de aumento do esforço cardíaco que o coração realiza para bombear o sangue pelo vaso, de forma a compensar esta perda de carga ocasionada pela presença do AAA.

A análise estrutural para o caso da simulação FSI-2WAY realizada no modelo geométrico de uma camada apresentou, de maneira bem consistente, resultados bem expressivos onde fica evidenciado assim, o funcionamento estrutural em um estado de tensão cíclico duplicado na presença do AAA, em comparação ao seu estado saudável. Desta forma a parede arterial reduz perde resistência com o decorrer do tempo, o que certamente ocasionará uma ruptura. Cabe afirmar que, estes resultados são incapazes de prever quando a artéria irá se romper, porém é possível, em uma análise mais qualitativa, inferir que a ruptura certamente ocorrerá em um momento mais curto.

Outro levantamento possível é de encontrar a região mais propensa, no vaso arterial, a falhar. Neste caso, pela FIGURA 4.10 tem-se uma região onde, na presença do AAA, evidencia-se um grande deslocamento da parede do vaso, o que leva a inferência de que esta área está mais propensa a romper do que as demais regiões.

O caso da simulação FSI 1-WAY realizado no modelo geométrico de uma camada, apresentou a diferença do comportamento das camadas quanto às condições de AAA e Aorta Saudável. Tal resultado, leva o conhecimento de como as camadas trabalham e qual delas está mais propensa a se romper. Pelas análises e discussões

realizadas na seção 4.3 a camada *media* apresentou um estado de tensão cíclico sempre superior a camada *adventicia*, o que era esperado, uma vez que esta camada está em contato direto com o escoamento sanguíneo. Já a camada *adventicia*, deformou mais do que a camada *media* no geral, o que evidencia, em caso de ruptura inicial por essa camada.

Em acréscimo, é possível inferir que o comportamento estrutural do modelo de duas camadas se apresenta bem verossímil ao esperado, uma vez que a camada mais inferior, atua como uma espécie de amortecedor para a camada mais externa, o que reduz assim a carga transmitida da mais interna para a mais externa. Fato que justifica o porquê da camada *media* ser mais espessa do que a *adventicia* e ter uma constituição biológica apresentada na TABELA 3.8 que corrobora com este comportamento. O único problema, entretanto, destes resultados é que eles são menos precisos do que o resultado obtido na primeira análise, já que a metodologia utilizada FSI-1WAY não analisa a resposta temporal da estrutura com o fluido, mas sim apenas uma resposta única para um intervalo específico do escoamento.

No aspecto biológico, as simulações estruturais estabelecem o comportamento arterial bem similar aos dados presentes na literatura. Isso leva a inferir que, conforme o aneurisma cresce, as camadas da parede arterial sofrem uma degeneração molecular, ocasionada pelo aumento da tensão cíclica que acarreta a quebra, por esforço mecânico, das ligações peptídicas, e isso gera uma desnaturação proteica do colágeno e da elastina propiciando a ruptura eminente do vaso.

Em suma, a simulação FSI releva a possibilidade do entendimento melhor a respeito do comportamento fluido estrutural da aorta condicionada a um aneurisma abdominal, o que proporciona: informações cruciais para o diagnóstico mais preciso, eleva a riqueza de dados para a construção de implantes cirúrgicos, *Stents* e próteses biocompatíveis.

6 TRABALHOS FUTUROS

A simulação FSI embora complexa não é capaz de responder a todas as questões, como por exemplo, uma previsão precisa do rompimento da artéria. Além disso uma comprovação dos resultados obtidos na simulação é necessária para garantir a qualidade dos resultados do modelo proposto. Assim sendo como trabalhos futuros e complementares a serem realizados, tem-se:

- Construção de um modelo experimental de um vaso em material polimérico com características similares ao comportamento da artéria, com o objetivo de realizar testes com o uso de um dispositivo de PIV(*Particle Image Velocimeter*), afim de confirmar as características do escoamento sanguíneo.
- Realizar testes com o uso de sensores do tipo *Strain gage* para aferir os resultados de tensão e deformação do material.
- Realizar uma simulação mais robusta, utilizando o modelo geométrico de camada dupla, com a metodologia FSI-2WAY.
- Elaborar um algoritmo computacional que possibilite a realização de uma simulação do tipo LES (*Large Eddy Simulation*) com o uso máximo da capacidade computacional de um cluster sem limite de núcleos.
- Acrescentar condições biológicas, como hipertensão, envelhecimento dos vasos, em conjunto com o aneurisma.
- Construir um *Stent* ideal para AAA, fazendo-se o uso de materiais bio-impressos e biocompatíveis.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

AGGARWAL, Sourabh *et al.* Abdominal aortic aneurysm: A comprehensive review. *Experimental and Clinical Cardiology*, v. 16, n. 1, p. 10, 2011.

APOSTOLIDIS, Alex J.; BERIS, Antony N. Modeling of the blood rheology in steady-state shear flows. *Journal of Rheology*, v. 58, n. 3, p. 607–633, 2014. Disponível em: <<http://sor.scitation.org/doi/10.1122/1.4866296>>.

ASME. *Procedure for Estimation and Reporting of Uncertainty Due to Discretization in CFD Applications*. . [S.l: s.n.], 2008.

BASKURT, Oguz K.; MEISELMAN, Herbert J. Blood Rheology and Hemodynamics. *Seminars in Thrombosis and Hemostasis*, v. 29, n. 5, p. 435–450, 2003.

BERTRAND, S. *et al.* Material models of healthy, intermediate and aged aortic wall for simulation of traumatic rupture of aorta. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, v. 12, n. sup1, p. 49–50, 2009. Disponível em: <<http://www.tandfonline.com/doi/abs/10.1080/10255840903065456>>.

BOYD, Joshua; BUICK, James M; GREEN, Simon. Analysis of the Casson and Carreau-Yasuda non-Newtonian blood models in steady and oscillatory flows using the lattice Boltzmann method. *Physics of Fluids*, v. 093103, n. 2007, p. 15, 2017.

CHAIKOF, Elliot L. *et al.* The Society for Vascular Surgery practice guidelines on the care of patients with an abdominal aortic aneurysm. *Journal of Vascular Surgery*, v. 67, n. 1, p. 2- 77.e2, 2018. Disponível em: <<https://doi.org/10.1016/j.jvs.2017.10.044>>.

CHHABRA, Rajendra P. Non-Newtonian fluids: An introduction. *Rheology of Complex Fluids*, p. 3–34, 2010.

CHOU, Pei Chi; PAGANO, Nicholas. *ELASTICITY TENSOR, DYADIC AND ENGINEERING APPROACHES*. 2nd. ed. [S.l.]: DOVER PUBLICATIONS, INC., NEW YORK, 1992.

DANZER, Daniel; BECQUEMIN, Jean Pierre. Abdominal Aortic Aneurysm. *Vascular Surgery: Cases, Questions and Commentaries*, p. 19–28, 2018.

DE, Suvranu; GUILAK, Farshid; MOFRAD, Mohammad R K. Computational Modeling in Biomechanics. *Computational Modeling in Biomechanics*. 2nd. ed. [S.l.]: Springer Science & Business Media, 2010. p. 1–581.

DIAS, Ricardo Ribeiro *et al.* Impacto da Mortalidade da Doença da Aorta Torácica no Estado de São Paulo no Período de 1998 a 2007. *Arquivos Brasileiros de Cardiologia*, p. 8, jun. 2013. Disponível em: <<http://www.gnresearch.org/doi/10.5935/abc.20130203>>.

DIEHM, N. Abdominal Aortic Aneurysm: Practice Essentials, Background, Anatomy. *Der Internist*, v. 50, n. 8, p. 972–978, 2009.

EDUCATION, Edwards. *Anatomia de um Stent. Anatomia de um Stent*. [S.l.]: Edwards Lifesciences. , 2007

EYMARD, Robert; GALLOUËT, Thierry; HERBIN, Raphable. *Finite Volume Methods*. [S.l.]: Elsevier, 2000. v. VII.

FOX., Robert *et al.* *Introdução à Mecânica dos Fluidos*. 8^a ed. [S.l.]: LTC, 2016.

FUKUI, Tomohiro; PARKER, Kim H.; YAMAGUCHI, Takami. Pulse Wave Propagation in Large Blood Vessels Based on Fluid- Solid Interactions Methods. *Single and Two-Phase Flows on Chemical and Biomedical Engineering*, n. January 2012, p. 460–471, 2012. Disponível em: <<http://www.eurekaselect.com/node/101463>>.

FUNG, Y. C.; FRONEK, K.; PATITUCCI, P. Pseudoelasticity of arteries and the choice of its mathematical expression. *Am J Physiol*, v. 237, n. 5, p. H620–H631, 1979.

FUNG, Y. C. *Biomechanics, Mechanical Properties of Living Tissue: Second Edition*. [S.l: s.n.], 1993.

GAO, F; MATSUZAWA, T. FSI within Aortic Arch Model over Cardiac Cycle and Influence of Wall Stiffness on Wall Stress in Layered Wall. *Engineering Letters*, v. 13, n. 2, 2006.

GASSER, T. Christian; OGDEN, Ray W.; HOLZAPFEL, Gerhard A. Hyperelastic modelling of arterial layers with distributed collagen fibre orientations. *Journal of the Royal Society Interface*, v. 3, n. 6, p. 15–35, 2006. Disponível em: <<http://rsif.royalsocietypublishing.org>>.

GRAY, S. *Anatomia: A base anatômica da prática clínica*. [S.l: s.n.], 2008.

GUYTON, C. Arthur; HALL, John E. *Tratado de Fisiologia Médica*. 12^a ed. [S.l.]: Elsevier, 2011.

HOLZAPFEL, G. A.; GASSER, T. C.; STADLER, M. A structural model for the viscoelastic behavior of arterial walls: Continuum formulation and finite element analysis. *European Journal of Mechanics, A/Solids*, v. 21, n. 3, p. 441–463, 2002.

HOLZAPFEL, Gerhard A. Determination of material models for arterial walls from uniaxial extension tests and histological structure. *Journal of Theoretical Biology*, v. 238, n. 2, p. 290–302, 2006.

HOLZAPFEL, Gerhard A.; OGDEN, Ray W. Constitutive modelling of arteries. *Proceedings of the Royal Society A: Mathematical, Physical and Engineering Sciences*, v. 466, n. 2118, p. 1551–1597, 2010.

HOLZAPFEL, Gerhard A; BAUER, Christian A J Schulze; STADLER, Michael. Mechanics of Angioplasty :Wall, Balloon and Stent. *Mechanics in Biology*, v. 46, p. 141–156, 2000.

HOLZAPFEL, Gerhard A; GASSER, Thomas C; OGDEN, Ray W. A New Constitutive Framework for Arterial Wall Mechanics and a Comparative Study of Material Models. *Journal of elasticity and the physical science of solids*, v. 61, n. 1–3, p. 1–48, 2016. Disponível em: <<http://link.springer.com/article/10.1023/A:1010835316564>>.

HORNY, Autor Lukás *et al*. Identification of the material parameters of an aor- tic wall. *Bulletin of Applied Mechanics*, v. 2, n. 8, p. 173–181, 2006.

JÚNIOR, Francisco Leandro Araújo; RODRIGUES, Cícero. *Aneurismas da Aorta Abdominal Diagnóstico e Tratamento. Angiologia e cirurgia vascular: guia ilustrado*. [S.l.: s.n.], 2015.

KEERTHIWANSA, Rohitha *et al.* Elastomer testing: The risk of using only uniaxial data for fitting the Mooney-Rivlin hyperelastic-material model. *Materiali in Tehnologije*, v. 52, n. 1, p. 3–8, 2018.

KUMAR, Yogesh *et al.* Abdominal aortic aneurysm: pictorial review of common appearances and complications. *Annals of Translational Medicine*, v. 5, n. 12, p. 256–256, 2017. Disponível em: <<http://atm.amegroups.com/article/view/14826/15522>>.

LECTURE 01 : OVERVIEW OF FSI IN WORKBENCH. In: MECHANICAL, Ansys. ANSYS. [S.l.]: ANSYS, 2016a. p. 35.

LECTURE 08 : STATIC DATA TRANSFERS. In: MECHANICAL, Ansys. Ansys, inc. [S.l.]: ANSYS, inc., 2016b. p. 90.

LIN, Shengmao *et al.* Fluid-structure interaction in abdominal aortic aneurysm: Effect of modeling techniques. *BioMed Research International*, v. 2017, 2017.

MAGLIANO, Carlos A.S.; SENNA, Kátia; SANTOS, Marisa. *Diretriz Brasileira Para O Tratamento Do Aneurisma De Aorta Abdominal*. . [S.l.: s.n.], 2016.

MARCKMANN, G *et al.* Comparison of Hyperelastic Models for Rubber-Like Materials
To cite this version : HAL Id : hal-01004686. 2016.

MELL, Matthew *et al.* *Management of Asymptomatic Abdominal Aortic Aneurysm*. Disponível em: <<https://www.uptodate.com/contents/management-of-asymptomatic-abdominal-aortic-aneurysm/prin>>.

MONTANARI, T. Histologia: texto, atlas e roteiro de aulas práticas. *Histologia: texto, atlas e roteiro de aulas práticas*. 3ª ed. [S.l.]: Porto Alegre, 2008. p. 111–118.

OLUFSEN, Mette S. *et al.* Numerical simulation and experimental validation of blood flow in arteries with structured-tree outflow conditions. *Annals of Biomedical Engineering*, v. 28, n. 11, p. 1281–1299, 2000.

SCHULZE-BAUER, C. A. J.; HOLZAPFEL, G. A. Determination of constitutive equations for human arteries from clinical data. *Journal of Biomechanics*, v. 36, n. 2, p. 165–169, 2003.

SILVEIRA, MATHEUS RODRIGUES, De Almeida. *Simulação Numérica De Escoamento Pulsátil Na Aorta Torácica E Aneurisma*. 2017. 86 f. Universidade Federal de Minas Gerais, 2017.

SILVERTHORN, Dee Unglaub. *Human Physiology: An Integrated Approach*. Sixth ed. [S.l.]: PEARSON, 2013.

SIMSEK, Fatma Gulden; KWON, Young W. Investigation of material modeling in fluid–structure interaction analysis of an idealized three-layered abdominal aorta: aneurysm initiation and fully developed aneurysms. *Journal of Biological Physics*, v. 41, n. 2, p. 173–201, 2015.

SOBOTTA. *Atlas de Anatomia Humana Sobotta*. 2000. ed. [S.l.]: Editora Guanabara Koogan S.A., 2000.

TRESGUERRES, JAF; BARREDA, ALC; BERNUES, MAV. Sistema cardiovascular. *Anatomía y fisiología del cuerpo humano*, p. 111–199, 2009. Disponível em: <<http://scholar.google.com/scholar?hl=en&btnG=Search&q=intitle:Anatomía+y+fisiología+del+cuerpo+humano#4>>.

VERSTEEG, H.K.; MALALASEKERA, W. *An Introduction to Computational Fluid Dynamics- The Finite Volume Method*. 2nd. ed. [S.l.]: Pearson Education Limited, 1995.

VYCHYTIL, J. *et al.* Constitutive modelling of an arterial wall supported by microscopic measurements. *Applied and Computational Mechanics*, v. 6, p. 107–118, 2012.

WAITE, Lee; FINE, Jerry. *Applied Biofluid Mechanics*. 4^a ed. [S.l.]: McGraw-Hill, 2007.

WHITE, Frank M. *Fluid Mechanics*. 5th. ed. [S.l.]: McGraw-Hill, Inc, 2003. v. 5.

WHITE, Frank M. *Viscous Fluid Flow, 2nd Edition*. [S.l: s.n.], 1991.

WILCOX, David C. Multiscale Model for Turbulent Flows. *AIAA Journal*, v. 26, n. 11, p. 1311–1320, 1988.