

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

JEANE BATISTA DE CARVALHO

**ANÁLISE NUMÉRICA EM UM MODELO DE ANEURISMA NA BIFURCAÇÃO DA
AORTA ABDOMINAL**

Ilha Solteira
2022

PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA MECÂNICA

JEANE BATISTA DE CARVALHO

**ANÁLISE NUMÉRICA EM UM MODELO DE ANEURISMA NA
BIFURCAÇÃO DA AORTA ABDOMINAL**

Tese apresentada à Faculdade de Engenharia de Ilha Solteira – UNESP - como parte dos requisitos para obtenção do título de doutora em Engenharia Mecânica.

Orientador

Prof. Dr. Amarildo Tabone Paschoalini

Coorientador

Prof. Dr. João Batista Campos Silva

Coorientador

Prof. Dr. Márcio Antonio Bazani

FICHA CATALOGRÁFICA
Desenvolvido pelo Serviço Técnico de Biblioteca e Documentação

C331a Carvalho, Jeane Batista de.
Análise numérica em um modelo de aneurisma na bifurcação da aorta abdominal / Jeane Batista de Carvalho. – Ilha Solteira: [s.n.], 2022
143 f. : il.

Tese (doutorado) - Universidade Estadual Paulista. Faculdade de Engenharia de Ilha Solteira. Área de conhecimento: Ciências Térmicas, 2022

Orientador: Amarildo Tabone Paschoalini
Coorientadores: João Batista Campos Silva e Márcio Antonio Bazani
Inclui bibliografia

1. Aneurisma na Aorta Abdominal (AAA). 2. Simulação numérica. 3. Spalart-Allmaras e K-E Rng. 4. Carreau e Casson.



UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA

Câmpus de Ilha Solteira

CERTIFICADO DE APROVAÇÃO

TÍTULO DA TESE: Análise Numérica em um modelo de aneurisma na bifurcação da aorta abdominal

AUTORA: JEANE BATISTA DE CARVALHO

ORIENTADOR: AMARILDO TABONE PASCHOALINI

COORIENTADOR: MARCIO ANTONIO BAZANI

Aprovada como parte das exigências para obtenção do Título de Doutora em ENGENHARIA MECÂNICA, área: Ciências Térmicas pela Comissão Examinadora:

Prof. Dr. MARCIO ANTONIO BAZANI (Participação Virtual)
Departamento de Engenharia Mecânica / Unesp - Ilha Solteira

Prof. Dr. JOAO BATISTA APARECIDO (Participação Virtual)
Departamento de Engenharia Mecânica / Faculdade de Engenharia de Ilha Solteira - UNESP

Prof. Dr. VICENTE LUIZ SCALON (Participação Virtual)
Departamento de Engenharia Mecânica / Faculdade de Engenharia de Bauru - UNESP

Prof. Dr. ESTANER CLARO ROMÃO (Participação Virtual)
USP

Prof. Dr. SANTIAGO DEL RIO OLIVEIRA (Participação Virtual)
Departamento de Engenharia Mecânica / Faculdade de Engenharia de Bauru - UNESP

Ilha Solteira, 04 de março de 2022

“Confie naquele que escreve seus dias”

Salmo 139

AGRADECIMENTOS

Agradeço a Deus por estar comigo todos os dias da minha vida, em todos os momentos, sejam eles bons ou ruins.

Agradeço aos meus pais, Jonatas e Zilma, por sempre me lembrarem de que é preciso ser fiel a Deus e me motivarem a ir atrás do meu sonho. Um agradecimento em especial ao meu pai que me auxiliou com parte prática. Agradeço também a minha irmã Giovana pela amizade e palavras de incentivos durante a execução da tese.

Agradeço a todos os professores que tive durante esses anos na UNESP e na qual me inspiraram na docência. Agradeço em especial ao professor Dr. João Batista Campos Silva, que esteve e está comigo desde a graduação, o qual eu tenho como um grande exemplo de pessoa e profissional. Agradeço ao professor Dr. Márcio Antonio Bazani por sempre ser tão otimista e ser o meu auxiliador em momentos difíceis, muito obrigada. Agradeço também ao professor Dr. Amarildo Tabone Paschoalini pela orientação e por acreditar em mim e no projeto.

Agradeço ao meu namorado e melhor amigo Gustavo Aparecido Pita Baggio, por todo amor, ajuda e paciência dedicada a mim, te amo.

Aos meus animais de estimação Sasá e Saliva, pela companhia e amor incondicional.

Gostaria de agradecer a todos os meus amigos e colegas do M4 que de forma direta ou indireta contribuíram para a realização deste trabalho, em especial gostaria de agradecer ao meu amigo André Abrego que sempre foi um dos meus maiores incentivadores e é uma das pessoas a qual mais admiro nesse mundo. À minha amiga Vivian Delmute, que considero como irmã e que sempre está ao meu lado me incentivando a ser melhor. À minha grande amiga Anna Tokar por sempre me inspirar e me ajudar a ver o melhor nas situações difíceis. E ao meu amigo de longa data Erickson Silva que está comigo, desde a época das aulas no cursinho, e sempre me trouxe alegrias, e puxões de orelhas quando necessário.

RESUMO

O Aneurisma de Aorta Abdominal (AAA) é uma dilatação local e permanente da parede arterial resultante do enfraquecimento dessa parede que pode acarretar o rompimento do vaso e, conseqüentemente, a possível morte do indivíduo. Vários fatores mecânicos e hemodinâmicos podem ser importantes e têm encadeamento no desenvolvimento do aneurisma, na posição infrarrenal. A complexidade no estudo deste assunto envolve a identificação do tipo de escoamento, a composição do fluido e a estrutura da parede arterial. A combinação das análises numéricas e experimentais aprimora a precisão dos resultados, pois os resultados teóricos e experimentais são utilizados como condição de contorno inicial para a simulação numérica, tornando-a mais próxima do fenômeno real. Este trabalho pretende exportar os resultados numéricos para que seja possível combinar o comportamento do fluido Newtoniano e não Newtoniano, uma vez que os dois comportamentos não são modelados conjuntamente em softwares comerciais. Para melhor entendimento das propriedades dos escoamentos sanguíneos no interior de aneurismas, serão analisadas: velocidade, pressão e tensão cisalhante na parede. As equações governantes foram resolvidas recorrendo ao software de dinâmica de fluidos computacional Ansys® Fluent, sendo comparados os modelos Spalart-Allmaras (1 equação) e $k - \varepsilon$ RNG (2 equações) para descrever a turbulência do escoamento. Para a parcela reológica do sangue foram comparados os modelos Carreau e Casson. Dentro dos modelos turbulentos e dos modelos reológicos utilizados, foi feita a comparação entre os modelos do mesmo fenômeno, e em seguida a seleção do modelo para a interação fluido estrutura (FSI), levando em conta o desempenho do modelo. O tempo gasto de simulação para o modelo Spalart-Allmaras foi expressivamente menor quando comparado com $k - \varepsilon$ RNG, enquanto, que para os modelos reológicos, o tempo de processamento foi similar sendo difícil definir somente um dos modelos com base nisso. O modelo Carreau apresentou valores de viscosidade aparente com maior similaridade à faixa considerada normal, para todo instante de tempo simulado, enquanto o modelo Casson apresentou semelhança apenas nos picos de velocidade máxima. Devido os inúmeros fatores que podem influenciar a viscosidade, ambos os modelos reológicos foram selecionados para FSI. As propriedades analisadas para esses domínios foram: tensão de Von Mises, deformação normal estática de Von Mises e deslocamento da parede da artéria. Para a análise do AAA foi necessário a escolha de um fluido de trabalho que substituísse o sangue. Os fluidos propostos foram ensaiados em diferentes temperaturas (a 21, 25 e 37°C) para aferir as propriedades reológicas, e aqueles que possuísem propriedades físicas semelhantes às do sangue foram selecionados como fluido de trabalho. Para estudos futuros do escoamento através do AAA foi criada uma seção de teste transparente de resina epóxi para a visualização dos campos de velocidade e pressão. A intenção deste trabalho é fornecer mais informações mecânicas e hemodinâmicas para a equipe médica, auxiliando-os no diagnóstico e na decisão da intervenção cirúrgica em pacientes com esta doença.

Palavras-chave: aneurisma; bifurcação na aorta abdominal; hemodinâmica; Spalart-Allmaras e $k - \varepsilon$ RNG; Carreau e Casson; bioengenharia; método dos volumes finitos.

ABSTRACT

The Abdominal Aortic Aneurysm (AAA) is a local and permanent dilation of the arterial wall resulting from the weakening of this wall that can lead to the rupture of the vessel and, consequently, the possible death of the individual. Several mechanical and hemodynamic factors may be important and are linked to the development of the aneurysm in the infrarenal position. The complexity in the study of this subject involves the identification of the type of flow, the composition of the fluid and the structure of the arterial wall. The combination of numerical and experimental analyzes improves the precision of the results, once the theoretical and experimental results are used as the initial boundary condition for the numerical simulation, making it closer to the real phenomenon. This work intends to export the numerical results so that it is possible to combine the behavior of Newtonian and non-Newtonian fluids, since the two behaviors are not modeled together in commercial software. For a better understanding of the properties of blood flows inside aneurysms, the following quantities will be analyzed: velocity, pressure and shear stress in the wall. The governing equations were solved using Ansys® Fluent computational fluid dynamics software, comparing the Spalart-Allmaras (1 equation) and k- ϵ RNG (2 equations) models to describe the flow turbulence. For the rheological portion of the blood, the Carreau and Casson models were compared. Within the turbulent models and the rheological models used, a comparison was made between the models of the same phenomenon, and then the selection of the model for the fluid structure interaction (FSI), considering the performance of the model. The simulation time spent for the Spalart-Allmaras model was significantly lower when compared to k- ϵ RNG, while for the rheological models, the processing time was similar, making it difficult to define only one of the models based on this. The Carreau model presented apparent viscosity values with greater similarity to the range considered normal, for all simulated time instants, while the Casson model presented similarity only in the maximum velocity peaks. Due to the several factors that can influence viscosity, both rheological models were selected for FSI. The properties analyzed for these domains were: Von Mises stress, Von Mises static normal strain and displacement of the artery wall. For the analysis of the AAA, it was necessary to choose a working fluid to replace the blood. The proposed fluids were tested at different temperatures (21, 25 and 37°C) to assess the rheological properties, and those with physical properties like those of blood were selected as the working fluid. For future studies of the flow through the AAA, a transparent test section of epoxy resin was created to visualize the velocity and pressure fields. The intention of this work is to provide more mechanical and hemodynamic information to the medical team, helping them in the diagnosis and decision of surgical intervention in patients with this disease.

Keywords: Aneurysm, bifurcation in the abdominal aorta; hemodynamics; Spalart-Allmaras and k- ϵ RNG; Carreau and Casson; bioengineering; volumes element method.

LISTAS DE FIGURAS

Figura 1 - Sistema circulatório.	19
Figura 2 - Artéria com a representação dos elementos celulares.	20
Figura 3 – Viscosidade do sangue em função do diâmetro do vaso.....	21
Figura 4 - Viscosidade do sangue em função da concentração de glóbulos vermelhos, hematócrito e da temperatura.	22
Figura 5 - Curvas para fluidos Newtonianos e não Newtonianos.	23
Figura 6 – Curva de fluxo do sangue a 37°C.....	24
Figura 7 – Curva de viscosidade do sangue a 37°C.	24
Figura 8 – Velocidades e pressão ao longo da artéria.	26
Figura 9 – Tipos de aneurismas: verdadeiro, falso e dissecante.....	27
Figura 10 – Túnicas das artérias e veias.	28
Figura 11- Imagens microscópicas de uma aorta abdominal humana com A) Presença de êmbolo séptico. B) Presença de trombo. C) Área necrosada com inflamação. D) Engrossamento da camada íntima com inflamação.	30
Figura 12 – Imagens microscópicas de uma aorta abdominal suína.	31
Figura 13 - Variação da espessura da parede arterial.	32
Figura 14 - Variação do diâmetro interno e externo da parede arterial.	33
Figura 15 – Local de Redução da espessura.....	34
Figura 16 - Patogênese dos aneurismas arteriais. Interação entre estímulos mecânicos e processos fisiológicos.....	35
Figura 17 - Solução do algoritmo uma via e duas vias.....	53
Figura 18 – Planos XY para visualização.....	59
Figura 19 - Perfil de velocidade para dois pulsos.....	60
Figura 20 - Perfil de velocidade em dois pontos.	61
Figura 21- Bifurcação com aneurisma com as condições de contorno.	61
Figura 22 – Triplicata para curva de fluxo do fluido V à 37°C.....	63
Figura 23 – Triplicata para curva de viscosidade do fluido V à 37°C.	64

Figura 24 – Curvas de viscosidade em escala logarítmica do fluido V à 37°C e 25°C.....	64
Figura 25 – Curva de fluxo para 37°C para fluido V.	65
Figura 26 – Aproximação da curva de fluxo para 37°C para fluido V.....	65
Figura 27 – Curva de viscosidade para 37°C para fluido V.....	66
Figura 28 – Desvio médio da curva de viscosidade para 37°C para fluido V.....	67
Figura 29 – Malha intermediária do fluido de 6 milhões de elementos.	67
Figura 30 – Número de Reynolds para os modelos turbulentos.....	69
Figura 31 – Campo de velocidades no domínio utilizando-se o modelo de Spalart-Allmaras e modelo de k- ϵ RN, respectivamente, para os seguintes instantes: t = 0,5 s; 0,6 s (pico de velocidade); 0,7 s; 0,8 s em planos XY.	70
Figura 32 – Perfil de velocidade para os modelos de turbulência.	71
Figura 33 - Campo de velocidades no domínio utilizando-se o modelo Spalart-Allmaras e modelo de k- ϵ RNG, respectivamente, para os seguintes instantes: t = 0,5 s; 0,6 s (pico de velocidade); 0,7 s; 0,8 s em linhas de escoamento.	72
Figura 34 – Perfil de velocidade na camada limite para modelo Spalart-Allmaras no eixo z..	73
Figura 35 - Campo de pressão na superfície do domínio utilizando-se o modelo de Spalart-Allmaras e modelo de k- ϵ RN, respectivamente, para os seguintes instantes: t = 0.5 s, 0.6 s (pico de velocidade), 0.7s, 0.8 s.....	75
Figura 36 – Perfil de pressão média para os modelos turbulentos.	76
Figura 37 – Perfil de tensão cisalhante média na superfície.....	77
Figura 38 – Campo de viscosidade turbulenta no domínio utilizando-se o modelo de Spalart-Allmaras e modelo de k- ϵ RN, respectivamente, para os seguintes instantes: t = 0,5 s; 0,6 s (pico de velocidade); 0,7s; 0,8 s em planos XY.	78
Figura 39 – Distribuição de tensão cisalhante na superfície do domínio utilizando-se o modelo de Spalart-Allmaras e modelo de k- ϵ RNG, respectivamente, para os seguintes instantes: t = 0,5 s; 0,6 s (pico de velocidade); 0,7s; 0,8 s.....	79
Figura 40 – Número de Reynolds do escoamento Reológico.	81
Figura 41– Perfil de velocidade do escoamento Reológico.	81
Figura 42 – Campo de velocidades no domínio utilizando-se o modelo de Carreau e Casson, respectivamente, para os seguintes instantes: t = 0,5 s; 0,6 s (pico de velocidade); 0,7 s; 0,8 s em planos XY.....	82

Figura 43 – Campo de velocidades no domínio utilizando-se o modelo de Carreau e Casson, respectivamente para os seguintes instantes: $t = 0.5$ s, 0.6 s (pico de velocidade), 0.7 s, 0.8 s em linhas de escoamento.	83
Figura 44 – Viscosidade aparente do escoamento Reológico.	84
Figura 45 – Perfil de pressão média para os modelos reológicos.....	85
Figura 46 – Perfil de tensão média para os modelos reológicos.	86
Figura 47 - Campo de pressão no domínio utilizando-se o modelo de Carreau e Casson respectivamente, para os seguintes instantes: $t = 0.5$ s, 0.6 s (pico de velocidade), 0.7 s, 0.8 s em planos XY.....	87
Figura 48 - Distribuição de tensão cisalhante na superfície do domínio utilizando-se o modelo de Carreau e Casson respectivamente, para os seguintes instantes: $t = 0.5$ s, 0.6 s (pico de velocidade), 0.7 s, 0.8 s.	88
Figura 49 – Malha do domínio estrutural do aneurisma de 74 mil elementos.	89
Figura 50 – Campo de pressão importado do fluido sobre a estrutura.	90
Figura 51 – Perfil de pressão média, força normal e cisalhante na parede do aneurisma.	90
Figura 52 – Perfil de Tensão de von-mises aneurisma e resina.....	92
Figura 53 - Tensão de von-mises no aneurisma e resina para Casson e SA usando transient structural.	93
Figura 54 – Tensão de von-mises no aneurisma para Casson usando system coupling.....	93
Figura 55– Deformação normal elástica de von-mises aneurisma e resina.....	94
Figura 56 – Deformação normal elástica de von-mises no aneurisma e resina para Casson e SA usando transient structural.	95
Figura 57 – Deformação normal elástica de von-mises para Carreau usando system coupling.	95
Figura 58 – Perfil de deslocamento da parede no aneurisma e resina.	96
Figura 59 – Deslocamento da parede do aneurisma e resina para Casson e SA usando transient structural.	96
Figura 60 – Deslocamento da parede do aneurisma para Carreau usando system coupling.	96

LISTAS DE TABELAS

Tabela 1- Procedimento médico para o calibre da aorta abdominal.....	32
Tabela 2 – Coeficientes do modelo k- ϵ padrão e k- ϵ RNG.	45
Tabela 3 – Coeficientes do Spalart-Allmaras.	46
Tabela 4 – Coeficientes do modelo Carreau e Carreau-Yasuda.	53
Tabela 5 – Coeficientes do modelo Casson e Casson modificado.	54
Tabela 6 – Fluidos similares ao sangue utilizando o viscosímetro de Ostwald.	60
Tabela 7 - Parâmetros de qualidade da malha.	62
Tabela 8 - Propriedades do sangue e artéria.	64

LISTAS DE SIGLAS

AAA	Aneurisma na Aorta Abdominal
ALE	Arbitrária Lagrangiana-Euleriana.
CAD	Computer-Aided Design
CC	Condições de contorno
CFD	Fluido Dinâmica Computacional
DICOM	Digital Imaging and Communications in Medicine
FSI	Interação Fluido Estrutura
GCI	Grid Convergence Index
GNF	Generalized Newtonian Fluid
RE	Richardson Extrapolation
ST	Transiente Structure
SC	System Coupling
TC	Tomografia Computadorizada
PIV	Velocimetria por Imagem de Partícula
UDFs	User defined functions
WSS	Wall Shear Stress

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	16
2	OBJETIVOS	20
2.1	OBJETIVOS GERAIS	20
2.2	OBJETIVOS ESPECÍFICOS.....	20
3	REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	21
3.1	O SISTEMA CIRCULATÓRIO	21
3.1.1	O sangue.....	22
3.2	ANEURISMA	29
3.3.1	Etiopatogenia.....	34
3.3	TENSÃO CISALHANTE	37
3.4	TURBULÊNCIA	39
3.4	MODELOS DE TURBULÊNCIA	39
3.4.1	Modelo de Spalart-Allmaras	46
3.4.2	Modelo $k - \varepsilon$ RNG	48
3.5	REOLOGIA	50
3.5	MODELOS REOLÓGICOS	50
3.5.1	Modelo de Carreau e Carreau-Yasuda	54
3.5.2	Modelo de Casson e Casson modificado	55
3.6	INTERAÇÃO FLUIDO ESTRUTURA (FSI)	55
4	METODOLOGIA	60
4.1	PROCEDIMENTO EXPERIMENTAL.....	60
4.2	PROCEDIMENTO NUMÉRICO	61
4.2.1	Malha.....	62
4.2.3	Simulação.....	63
4.2.2	Condições de contorno.....	64
5	RESULTADOS.....	67
5.1	PROCEDIMENTO EXPERIMENTAL PARA DETERMINAR VISCOSIDADES DE FLUIDOS EMULADORES DO SANGUE	67
5.2	PROCEDIMENTO NUMÉRICO	71

5.2.1	Spalart-Allmaras e $k - \varepsilon$ RNG	72
5.2.2	Modelo Carreau e Casson	85
5.2.3	Interação fluido estrutura (FSI)	94
6	CONCLUSÃO	104
7	TRABALHOS FUTUROS	106
8	REFERÊNCIAS.....	107
	APÊNDICE A – VISCOSÍMETRO DE HOPPLER	117
	A.1 – PROCEDIMENTOS DE MEDIDAS	117
	APÊNDICE B – VISCOSÍMETRO DE SAYBOLT UNIVERSAL	124
	APÊNDICE C – REOMÊTRO TA DHR3.	126
	APÊNDICE D – CONFECÇÃO DA SESSÃO DE TESTE.....	127
	APÊNDICE E – VERIFICAÇÃO DE MALHA.....	130
	E.1 Yplus.....	131
	E.2 Grid Convergence Index – GCI.....	133
	APÊNDICE F – 3 MILHÕES DE ELEMENTOS	137
	APÊNDICE G – 6 MILHÕES DE ELEMENTOS	138
	APÊNDICE H – 15 MILHÕES DE ELEMENTOS	139
	ANEXO A – MODELO DE CASSON PARA FLUIDO NÃO-NEWTONIANO UDF, ESCRITA POR CHIYU JIAN DA CORNELL UNIVERSITY.....	140
	ANEXO B - PERFIL DE VELOCIDADE DADO POR UMA UDF, ESCRITA POR CHIYU JIAN DA CORNELL UNIVERSITY.	141
	ANEXO C – RESÍDUOS PARA AS EQUAÇÕES DE CONTINUIDADE, PRESSÃO E MOMENTO	142
	ANEXO D – ESTIMATIVA PRÉVIA DE NÚMERO DE REYNOLDS.....	143

1 INTRODUÇÃO

Aneurismas são dilatações anormais, localizadas e permanentes nas paredes de vasos sanguíneos (AZEVEDO, 2010). Entende-se por dilatação anormal, diâmetros maiores que 50% do diâmetro de uma artéria normal, sendo 3 cm o seu limiar, ocorrendo em 85% das vezes na região infrarrenal (KENT KC, 2014).

Uma das principais causas para o aparecimento dos aneurismas é o enfraquecimento da parede arterial ou de uma solicitação anormal sobre a estrutura normal que podem ser ocasionadas por doenças hereditárias do tecido conjuntivo, hipertensão, anomalias cardiovasculares congênicas ou a arteriosclerose. Por se tratar de uma doença silenciosa, estima-se que 2% a 5% da população do sexo masculino com mais de 60 anos de idade tenham essa dilatação, embora a maioria a desconheça (ANDRADE, 2017).

Em alguns dos casos pode ser necessária a intervenção cirúrgica, e devido ao alto custo, uma decisão deve ser tomada pelo médico em relação a que paciente priorizar e a forma que irá efetuar o tratamento. De acordo com Silva (2002), estudos controlados concluíram um limiar para a intervenção nos aneurismas, sendo que até 55 mm de diâmetro apresentam uma baixa taxa de rotura em homens e, nas mulheres, este valor é de 50 mm.

Em oposição existem estudos que indicam a rotura abaixo desse diâmetro, sendo questionável a decisão de intervenção somente devido ao diâmetro do aneurisma, sem avaliação de doenças existentes e suas possíveis causas. Como cada paciente exhibe as manifestações características de sua doença, torna-se única sua avaliação. E dessa maneira é necessário entender de forma precisa toda a anatomia envolvida e sua relação com outras estruturas antes da execução de qualquer procedimento (RAMOS, 2007). Embora, ainda não existem formas conhecidas de prevenir a formação dos aneurismas, as simulações computacionais vêm ganhando importância no estudo de escoamento em aneurismas e artérias, pois, estes fornecem informações detalhadas sobre as distribuições de velocidade e tensão aplicada na parede do aneurisma, o que pode ser utilizado futuramente para a predição da ruptura do aneurisma.

Atualmente, diversos autores vêm associando os estudos computacionais aos ensaios experimentais e analíticos para se entender a causa que leva a formação e a ruptura da aorta abdominal.

Ibrahim (2006) realizou investigações tanto de caráter numérico quanto experimental, e estudou a pressão crítica necessária à formação dos aneurismas da aorta e o porquê ocorreu sua evolução. A parte experimental utiliza tubos cilíndricos de látex sob pressão hidrostática e tubos de silicone com geometria aproximada da aorta. A parte numérica foi realizada através do programa ABAQUS. Quando comparados às análises numérica e experimental os materiais látex e silicone divergiram no local de formação do aneurisma devido às suas diferentes espessuras e, também, às imperfeições do tubo de silicone.

Ibrahim (2010) apresentou casos numéricos e experimentais para demonstrar as imperfeições geométricas e físicas do material, e foram usadas equações constitutivas propostas para o material da aorta. A modelagem numérica que mais se aproximou dos resultados experimentais foi a que utilizou os modelos constitutivos definidos para materiais hiperelásticos, modelo Ogden, que é baseado em Função Energia de Deformação (FED). Os resultados obtidos utilizando-se as equações constitutivas, propostas por Delfino (1997) e por Sacks (2006), verificaram que essas equações não se aplicam ao estudo da formação de aneurismas, pois os valores de pressão crítica encontrados são muito elevados para o corpo humano.

Legendre (2009) apresentou a simulação numérica e experimental de um modelo tridimensional da aorta infrarrenal e artérias ilíacas através do uso de prototipagem rápida e, também, criou um dispositivo que simula o sistema cardiovascular para reproduzir os parâmetros como pressão, fluxo, temperatura, resistência e complacência vascular. Os testes experimentais replicaram as características fisiológicas e patológicas do sistema cardiovascular humano descrito por Nichols e O'Rourke (1990). Quando comparados os resultados experimentais aos numéricos, esses demonstraram boa aproximação em replicar o modelo físico.

Formenton (2014) apresentou uma caracterização numérico-experimental de paredes arteriais de amostras de aorta Suína da raça Landrace, em que simulou o comportamento do tecido em sua região fisiológica de deformação. A separação das camadas da artéria (túnica íntima, túnica média e túnica adventícia) provou-se inviável devido à dificuldade de distinção das camadas, instrumentos e pessoal adequado. Nos ensaios cíclicos observou-se que os modelos estudados seriam incapazes de representar o comportamento das paredes arteriais.

Kuan (2018) apresentou a modelagem de turbulência de Spalart-Allmaras (SA) para implementação do pacote OpenFoam na simulação de válvulas cardíacas mecânicas. A

simulação numérica atuou como uma ferramenta de caracterização do potencial tromboembólico para observar as tensões viscosas do sangue, as deformações e tensões locais da estrutura, além de outras propriedades hemodinâmicas e tem a capacidade de refinar a análise a um nível de detalhes que não seria fácil de alcançar experimentalmente.

Lopes Jr. (2016) apresentou em seu estudo computacional através do *Software Ansys®*, o escoamento sanguíneo em dispositivos de assistência ventricular em regime permanente, para os modelos de turbulência $k - \varepsilon$ (padrão, realizável, RNG), $k - \omega$ (padrão, SST) e Spalart-Allmaras. Dentre os resultados apresentados pelo autor, os modelos que melhor apresentaram o efeito de parede para razão entre números de Reynolds do rotor (influência das paredes) sobre o número de Reynolds de entrada (vazão do sistema) foram os modelos $k - \varepsilon$ (RNG), $k - \omega$ (padrão, SST) e Spalart-Allmaras.

Lopes (2012) apresentou uma caracterização experimental para escoamentos de sangue em microcanais retos de PDMS (polidimetilsiloxano), fabricados de modo a possibilitar medir a queda de pressão, visualizar o escoamento para medições com a técnica micro PIV (Velocimetria por Imagem de Partícula) e estimar o valor da espessura da camada de plasma para sangue de coelhos e cães com os efeitos do anticoagulante e do tempo de conservação a 4°C. O sangue de coelho apresentou valores de viscosidade inferiores aos do cão, sendo esses valores da viscosidade diminuídos com o tempo de conservação de dois dias.

Alexandre (2018) apresentou a aplicação de micro PIV em estudos de hemodinâmica, em que fez a caracterização do escoamento de um fluido com propriedades físicas semelhantes às do sangue em canais retos de PDMS, de seção circular com dimensões similares às veias. Para a solução com propriedades reológicas semelhantes às propriedades do sangue foi utilizada a solução aquosa de dimetil sulfóxido DMSO a 52% e que apresentou um índice de refração igual ao do material do canal PDMS. Com base nos mapas de vetores, o trabalho se mostrou eficaz tornando possível a reprodução da experiência. Foi discutido também a influência do índice de refração nas medições, e como o índice de refração do fluido pode acarretar erros devido à refração da luz, quando existe a diferença do índice do fluido com o índice de refração do material do canal.

Esta tese traz uma contribuição numérica na combinação do fluido Newtoniano e não Newtoniano para que seja possível combinar o comportamento real do sangue através dos modelos turbulentos e os reológicos, uma vez que não se é possível utilizar os modelos conjuntamente no software *Ansys® Fluent*. Na contribuição experimental

auxiliou na escolha dos modelos reológicos, pseudofluidos do sangue replicados e ensaiados para diferentes temperaturas (a 21, 25 e 37°C) e para confecção de modelo tridimensional da aorta infrarrenal de resina epóxi transparente, para servir como visualização de escoamentos através de Velocimetria por Imagem de Partícula – PIV. Os resultados experimentais, bem como os das simulações numéricas pelo Método de Volumes Finitos serviram para entender o mecanismo que leva a ruptura da parede aórtica. Os resultados também permitiram avaliar padrões hidrodinâmicos característicos que não são possíveis de serem analisados em exames clínicos tradicionais.

2 OBJETIVOS

2.1 OBJETIVOS GERAIS

Este trabalho pretende explorar a influência dos modelos turbulentos e reológicos aplicados à circulação sanguínea no corpo humano, utilizando os resultados numéricos do *software Ansys® Fluent*, combinando o comportamento Newtoniano e não Newtoniano do sangue, sendo possível obter os campos de velocidades, de pressão, e das tensões cisalhantes e efetivas na parede, de tal maneira que se possa estudar o escoamento em regime transiente do sangue na vizinhança de uma bifurcação arterial tridimensional.

2.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Replicar fluidos com características similares às do sangue e testar suas propriedades.
- Simular o comportamento do fluxo sanguíneo no interior do Aneurisma na Aorta Abdominal (AAA).
- Simular a interação entre o fluxo sanguíneo e a parede arterial do AAA.
- Criar a seção de teste através das imagens computadorizadas (DICOM).

3 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

Neste tópico será apresentado os possíveis motivos da formação de Aneurismas na Aorta Abdominal (AAA) e os parâmetros associados à sua ruptura, como também, os modelos mais adequados de Fluido Dinâmica Computacional (CFD) empregados para explicar o escoamento do sangue.

Os tópicos foram divididos em seções sendo, inicialmente, o sistema circulatório humano abordado no item 3.1, onde é ressaltado o comportamento do sangue e suas composições. Aneurismas são descritos no item 3.2, em que são definidos os tipos, localização e formação, além das doenças relacionadas a eles. Tensão cisalhante é tema do item seção 3.3, onde são apresentados alguns motivos e faixas para uma possível ruptura. Os modelos de turbulência, item 3.4, são os de Spalart-Allmaras (1 equação) e $k - \varepsilon$ (2 equações). No item 3.5 são apresentados os modelos reológicos de Casson e Carreau-Yasuda. É discutido no item 3.6 sobre Interação Fluido Estrutura (FSI) em que é apresentado e discutido os tipos de interação entre fluido e malha.

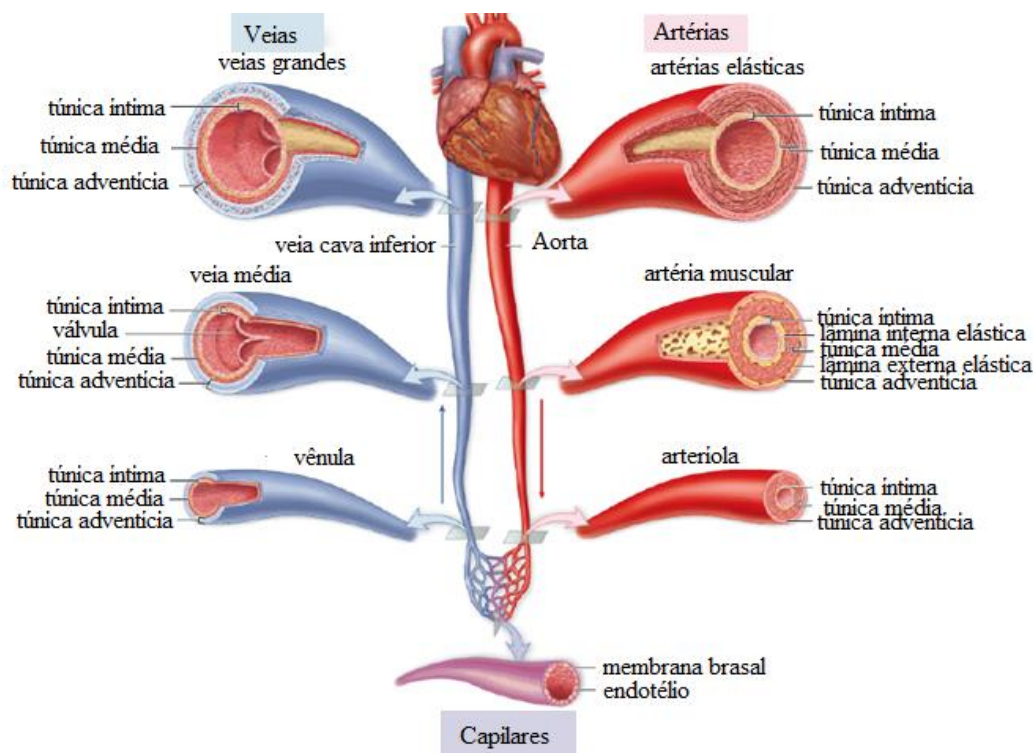
3.1 O SISTEMA CIRCULATÓRIO

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

Na circulação natural, o sangue desoxigenado ou venoso, que cedeu oxigênio aos tecidos, retorna ao átrio direito, através das duas grandes veias cavas, superior e inferior. Do átrio direito, o sangue alcança o ventrículo direito de onde é bombeado para a artéria pulmonar e seus ramos para, finalmente, atravessar a rede capilar pulmonar. Nos capilares pulmonares o sangue recebe o oxigênio do ar contido nas vias aéreas dos pulmões e nelas elimina o dióxido de carbono. Após as trocas gasosas nos capilares, o sangue oxigenado e coletado pelo sistema de veias pulmonares é dirigido ao átrio esquerdo, de onde alcança o ventrículo esquerdo e é bombeado para a aorta e seus ramos arteriais, percorrendo o sistema arterial, arteriolar, e capilar, na intimidade de todos os tecidos. Nessa imensa rede capilar do organismo, o sangue fornece oxigênio e outros elementos nutritivos aos tecidos e capta o dióxido de carbono e outros resíduos produzidos pelo metabolismo celular. Após passar pelos capilares dos tecidos, o sangue alcança o sistema de vênulas e veias que convergem para formar as grandes veias cavas superior e inferior, retornando novamente

ao coração. Esta atividade circulatória ininterrupta mantém a viabilidade e a função de todos os tecidos do organismo, como ilustrado na Figura 1. O dióxido de carbono é eliminado pelos pulmões, enquanto outros dejetos são eliminados pelos rins ou metabolizados no fígado, para posterior excreção, (SOUZA; ELIAS, 2006).

Figura 1 - Sistema circulatório.



Fonte: Adaptado de Vivas, 2014.

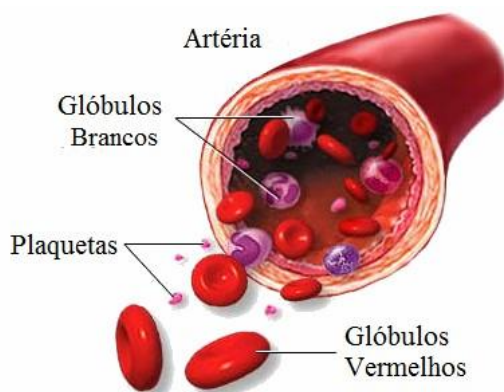
3.1.1 O sangue

O sangue é constituído de duas frações combinadas, sendo 55% de fração acelular, ou plasma, e 45% de fração celular, as células sanguíneas. A porção acelular ou plasma é constituída de 91,5% de água que serve de solvente das substâncias orgânicas e minerais e ainda de veículo para as células, moléculas e íons. Os 8,5% restantes são formados por proteínas, sais e outros constituintes orgânicos em dissolução.

A porção celular apresenta três tipos de células em suspensão no plasma, como ilustrado na Figura 2:

- glóbulos vermelhos, hemácias ou eritrócitos;
- glóbulos brancos ou leucócitos;
- plaquetas ou trombócitos.

Figura 2 - Artéria com a representação dos elementos celulares.



Fonte: Adaptado de Vivas, 2014.

Segundo Alexandre (2018) o sangue é uma substância coloidal, que após a sua centrifugação, torna-se possível distinguir uma porção líquida (46 a 63%) e outra sólida (37 a 54%). A porção líquida é denominada de plasma, e apresenta uma cor amarelada e é pouco viscosa. O plasma é constituído por água (90%) e outras substâncias (10%) como sódio, potássio, proteínas, colesterol e vitaminas. A porção sólida é de cor vermelha e é constituída pelos elementos celulares do sangue: plaquetas e glóbulos brancos (0,1%) e glóbulos vermelhos (99,9%).

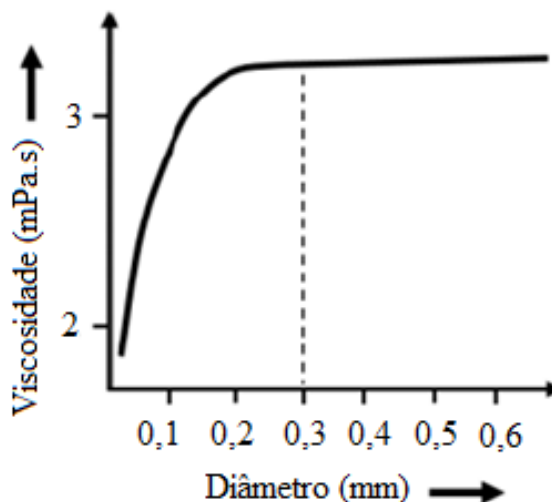
Segundo Robertson, Sequeira e Owens (2009), o plasma tem um comportamento quase newtoniano, com uma viscosidade entre 1,16 e 1,35 mPa.s (isto é, entre 1,16 e 1,35 cP a 37°C). Ao contrário do plasma, o sangue exibe características marcadas por um escoamento não newtoniano, com uma viscosidade entre 3 e 6 mPa.s (isto é, entre 3 e 6 cP a 37°C), particularmente em baixas taxas cisalhantes (OLIVEIRA, 2010; CARVALHO, 2006).

O comportamento não newtoniano do sangue é explicado principalmente por três fenômenos: a tendência dos glóbulos vermelhos de formar uma microestrutura tridimensional em baixas taxas cisalhantes, sua deformabilidade e sua tendência a se alinhar com o campo de fluxo em altas taxas de cisalhantes. A formação e fragmentação desta microestrutura tridimensional, bem como o alongamento e recuperação dos glóbulos vermelhos, contribuem para o comportamento tixotrópico e viscoelástico do sangue (ROBERTSON; SEQUEIRA; OWENS, 2009).

Fåhræus e Lindqvist (1931) realizaram quatro experimentos com tubos de diâmetro entre 0,040 e 0,505 mm e constatou que a viscosidade relativa média do plasma nos experimentos foi de 1,64 (sendo água deionizada utilizada como fluido de referência). Em seus estudos observaram que o escoamento do sangue quando analisado em relação

ao valor do hematócrito sofre alterações significativas quando escoar em vasos com um diâmetro inferior a 300 μm . De acordo com Koeppen *et al.*, (2008) a variação da viscosidade do sangue quando escoar em diâmetros superiores a 300 μm , mantém a viscosidade aproximadamente constante e num valor de 3 mPa.s. Os resultados estão representados graficamente na Figura 3.

Figura 3 – Viscosidade do sangue em função do diâmetro do vaso.

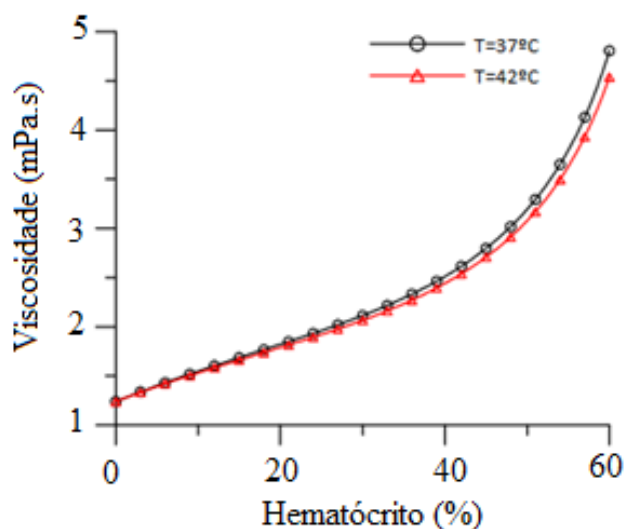


Fonte: Adaptado Koeppen e Stanton, 2008.

Os fluidos são meios contínuos, o que corresponde à ideia de que cada ponto no espaço corresponde a um ponto do fluido. O plasma por sua vez é uma fase contínua de suspensões. Entende-se por suspensões, um fluido composto por uma mistura de duas fases, uma fase líquida pura e uma fase formada por partículas sólidas em movimento imersas na fase líquida sem se dissolver. A presença de uma fase líquida com partículas sólidas suspensas influencia a viscosidade. A viscosidade é a resistência apresentada por um fluido à alteração de sua forma, ou aos movimentos internos de suas moléculas umas em relação às outras. A viscosidade de um fluido indica sua resistência ao escoamento sendo o inverso da viscosidade, a fluidez. A viscosidade da fase fluida é newtoniana, sendo, portanto, uma constante para uma dada temperatura.

A viscosidade de uma suspensão depende da concentração de partículas e tende a aumentar quando a concentração aumenta e a diminuir com aumento da temperatura (OLIVEIRA, 2010). Estes efeitos são ilustrados na Figura 4.

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



Fonte: Adaptado Oliveira (2010).

O fluxo Newtoniano caracteriza-se por uma viscosidade em função da temperatura, e independente da velocidade cisalhante aplicada, enquanto o não Newtoniano por uma mudança na viscosidade com o aumento na velocidade cisalhante. O comportamento não newtoniano é mais evidente em regiões de baixa taxa cisalhante, que acontece quando os glóbulos vermelhos se agrupam em partículas maiores, e aumentam a viscosidade do sangue (KU, 1997). Sendo assim necessário para a análise do aneurisma, um modelo de viscosidade do fluido representando a taxa cisalhante e a viscosidade aparente do sangue.

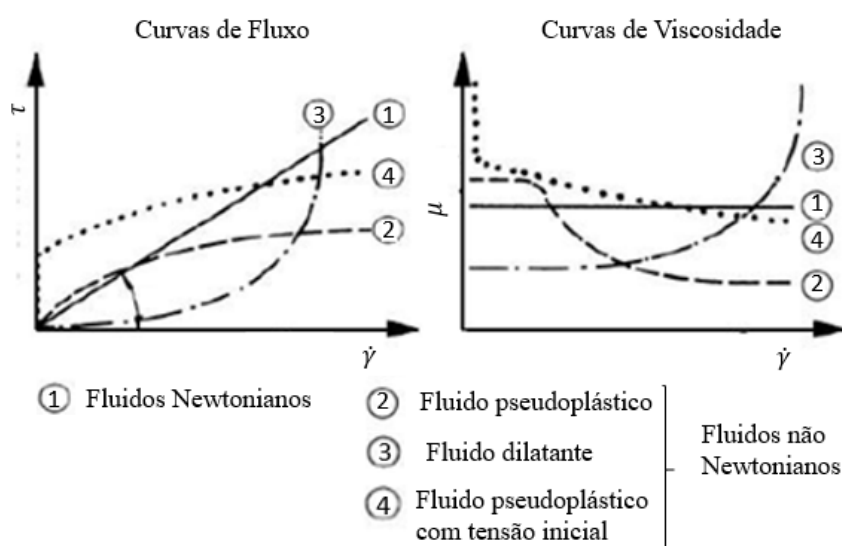
Existem modelos para viscosidade de fluido que representam taxas cisalhantes e viscosidades aparentes de vários fluidos dentre os mais estudados estão o modelo de Newton, modelo de lei de potência, modelo Carreau-Yasuda, modelo de Casson e modelo de Herschel-Bulkley. Os modelos de Casson e Herschel-Bulkley são considerados para correlação com as características do fluxo sanguíneo humano, sendo necessário o levantamento das propriedades reológicas (YAMAMOTO *et al.*, 2020). Na Figura 5 observam-se curvas que correspondem às curvas de fluxos e viscosidade para fluidos Newtonianos e não Newtonianos em função da taxa de deformação.

Além da taxa de deformação, uma série de fatores podem afetar o valor da viscosidade de um material em especial, a variação de propriedades termodinâmicas,

como pressão e temperatura. No caso do sangue, por ser um líquido incompressível e devido ao princípio de homeotermia¹ no corpo humano, não é necessário avaliar a variação da viscosidade em função da pressão e temperatura. Entretanto, parâmetros como nível de hematócrito, sexo e diâmetro do vaso sanguíneo podem influenciar a viscosidade do sangue, Figura 6.

A partir dos resultados obtidos na Figura 6, foi confirmado que as curvas de fluxo para masculinos, femininos e todas as pessoas têm comportamento de Casson. A tensão máxima que o sangue pode suportar sem sofrer deformações permanentes (limite de elasticidade) é ligeiramente maior nos homens do que nas mulheres, visto que os homens geralmente apresentam maior viscosidade do sangue, ou seja, maior valor médio de hematócritos (YAMAMOTO *et al.*, 2020).

Figura 5 - Curvas para fluidos Newtonianos e não Newtonianos.

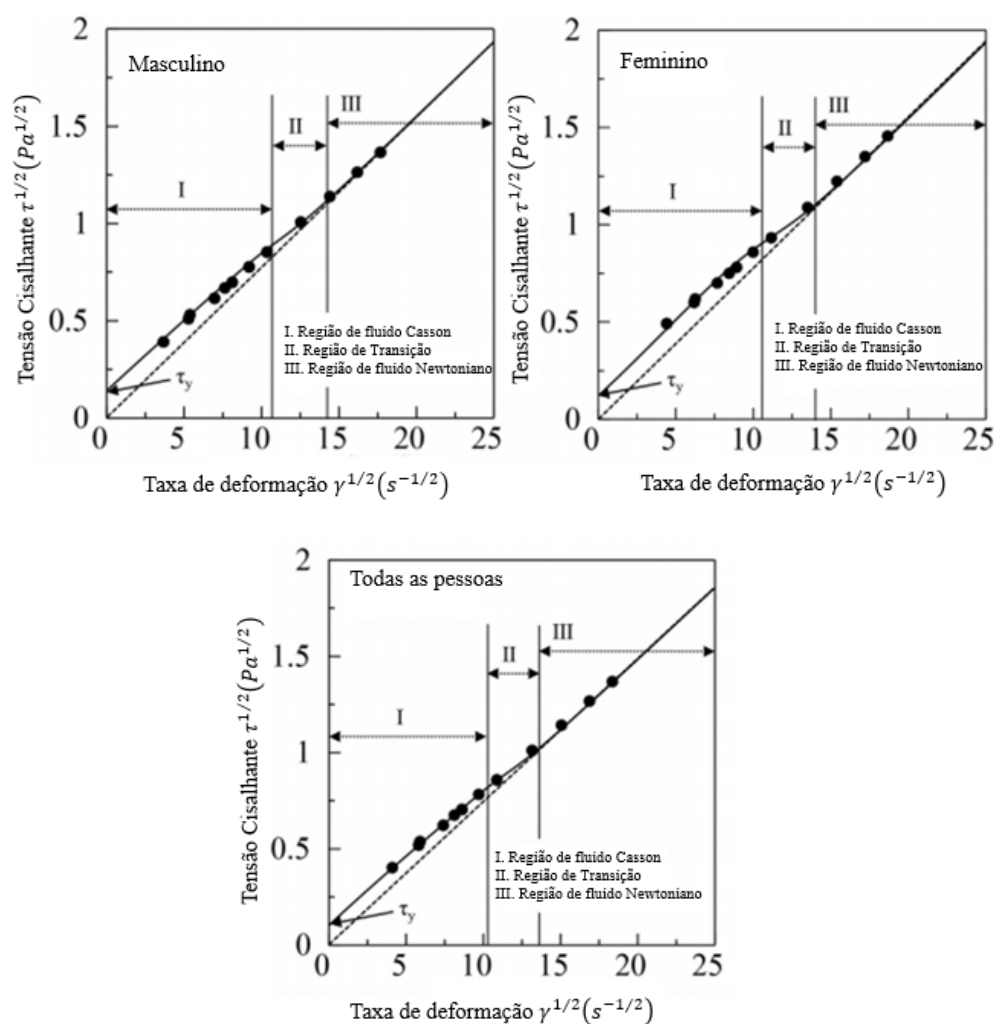


Fonte: Nacano (2013).

Na Figura 7, observa-se que fatores adicionais como formato do glóbulo vermelho, deformidade e tendência de agregação também influenciam no valor do parâmetro de tensão de escoamento na qual ocorre a diminuição da tensão cisalhante à medida que a taxa de deformação aumenta, sobretudo para baixos valores de $\dot{\gamma}$. Dessa maneira não existe tensão limite de escoamento, uma que vez que a tensão cisalhante tende a zero quando $\dot{\gamma} \rightarrow 0$ (MERRILL, 1969; FORMAGGIA, QUARTERONI, VENEZIANI, 2009).

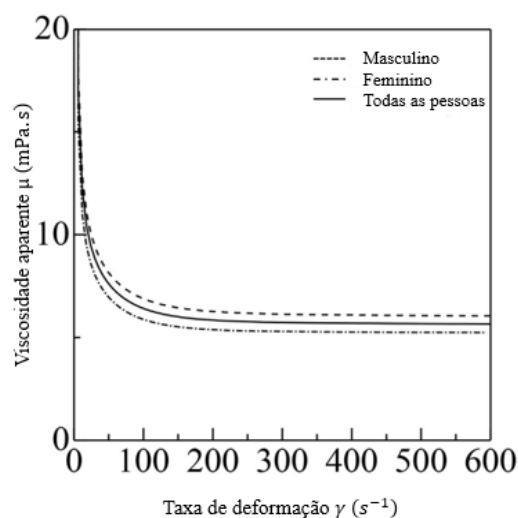
¹Condição, características do que possui temperatura constante.

Figura 6 – Curva de fluxo do sangue a 37°C.



Fonte: Adaptado de Yamamoto *et al.*, 2020.

Figura 7 – Curva de viscosidade do sangue a 37°C.



Fonte: Adaptado de Yamamoto *et al.*, 2020.

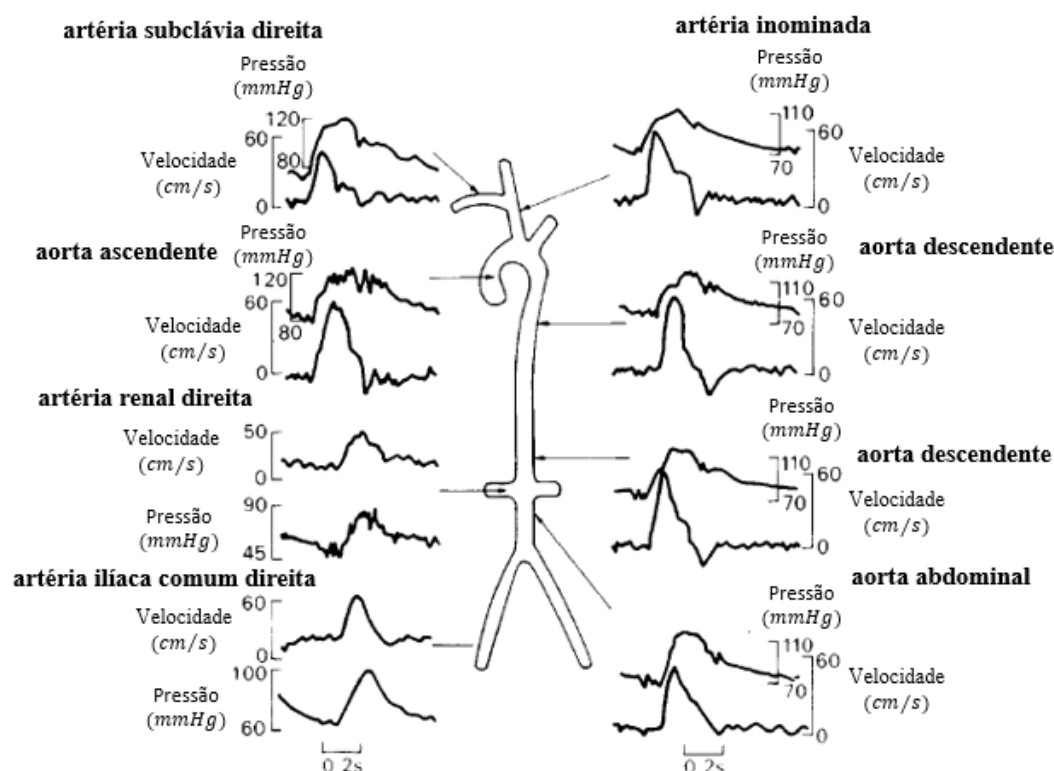
Segundo Merrill (1969) e Yamamoto *et al.*, (2020) o sangue à 37°C, tem comportamento próximo ao modelo Casson e pode estimar a viscosidade aparente em uma ampla região cisalhante do sangue humano para homens, mulheres e todas as pessoas, e pode ser caracterizado por fluidos que estejam entre dois extremos, Newtoniano e não Newtoniano. Embora alguns autores para fins de simplificação, considerem que as propriedades do fluido não Newtoniano não precisam ser contabilizadas, pois em grandes vasos arteriais a viscosidade praticamente permanece constante em diâmetros superiores a 0,3 mm, em se tratando da aorta abdominal cabe uma atenção especial, já que existem mudanças abruptas no seu diâmetro, na espessura ao longo da aorta e em muitos dos casos, ocorre a presença de doenças como a aterosclerose, o que favorece zonas de recirculação, fluxo reverso e enfraquecimento da parede (CARNEIRO, 2014; KOEPPEN E STATON, 2008)).

Segundo Cho e Kensey (1991), existe uma tendência maior para a formação de zonas de recirculação para fluido não newtoniano em comparação com fluido newtoniano. Esses fatores, associados às geometrias complexas, levam a transição do fluxo sanguíneo laminar para turbulento e uma possível transição do comportamento Newtoniano para não Newtoniano (CARNEIRO, 2014).

A turbulência retarda a entrada de fatores de inibição de coagulação, permitindo o crescimento de placa, endurecendo e, conseqüentemente, perdendo a flexibilidade da parede arterial, promovendo um aumento da resistência do fluxo, que conduz a um aumento significativo da pressão sanguínea. (COTRAN; KUMAR; COLLINS, 1999). Na Figura 8 pode-se visualizar as variações de pressões e velocidade ao longo da artéria.

Dessa forma, o presente trabalho tem por objetivo descrever a morfologia dos aneurismas da parte abdominal da aorta no segmento infrarrenal, visando fornecer subsídios para escolha de um fluido teste para uma bancada experimental e de um modelo reológico e turbulento mais adequado para simulações do fluido e estrutura do sangue e artéria. Esse interesse sobre aneurismas infrarrenais vai desde fatores histológicos, bioquímicos, anatômicos e hemodinâmicos, sendo a hemodinâmica o principal estudo dentro deste trabalho, devido a caracterização e investigação do escoamento.

Figura 8 – Velocidades e pressão ao longo da artéria.



Fonte: Adaptado de Ku (1997).

3.2 ANEURISMA

Uma aorta para ser caracterizada como aneurismática deve exceder um diâmetro de 3,0 a 3,5 centímetros. Os aneurismas têm sido descritos como dilatação localizada (focal) de uma artéria, tendo pelo menos 50% de aumento no seu diâmetro comparado ao seu calibre normal (PORTO, 2001).

Ao longo dos anos, tem sido difícil conceituar outras duas condições paralelas aos aneurismas que são a arteriomegalia² e ectasia³. Aceita-se que arteriomegalia é um alongamento difuso envolvendo vários segmentos arteriais (não focal) com um aumento no diâmetro maior do que 50% de seu calibre normal, enquanto a ectasia é caracterizada pela dilatação menor do que 50% do diâmetro arterial normal. Classicamente os aneurismas são conceituados como uma dilatação mais ou menos delimitada de uma artéria, concêntrica ou excêntrica que se origina por uma patologia ou lesão da parede

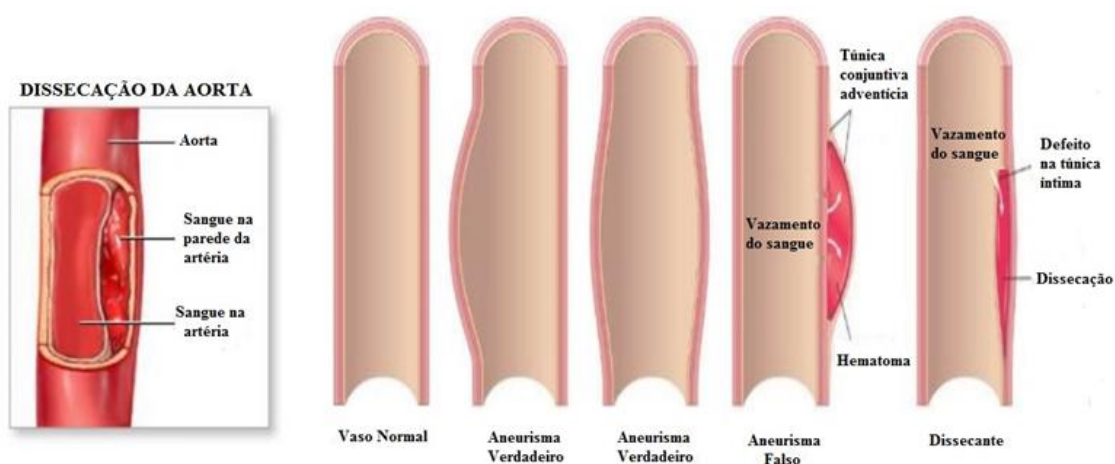
² Alargamento generalizado da aorta, ilíaca ou femoral.

³ Dilatação anormal de um órgão oco, de um canal glandular ou de um vaso.

deste vaso e está em comunicação com sua luz arterial ou lumén⁴, na qual se encontram trombos ou lises de trombos⁵ (KRIEGER, 1976).

De acordo com a estrutura de sua parede os aneurismas podem ser divididos em três modalidades: verdadeiro, falso e dissecante, como mostrado na Figura 9. A formação do aneurisma verdadeiro decorre da dilatação da parede arterial, em uma zona limitada, enfraquecida devido, principalmente, à tensão que a pressão arterial exerce sobre ela. Nesta circunstância, o aumento de tamanho do aneurisma pode apresentar as formas de cilindros, saciforme ou serpentina. O aneurisma dissecante tem sua origem ligada a uma falha na parede arterial, quase sempre na parede íntima e média, por onde o sangue penetra, formando sempre duas luzes arteriais.

Figura 9 – Tipos de aneurismas: verdadeiro, falso e dissecante.



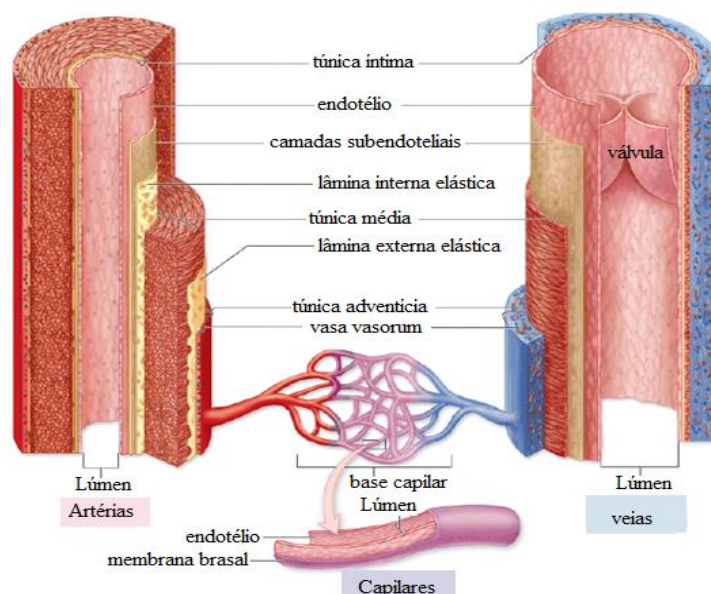
Fonte: Adaptado Scarpellini, 2012.

O falso aneurisma, tem seu início ligado a um defeito, quase sempre, na parede arterial. Um elemento patológico característico do falso aneurisma é que este não é constituído por todas as estruturas da parede arterial, sendo ocasionado por deformações nos tecidos vizinhos a túnica adventícia, na maioria das vezes o formato do falso aneurisma é sacular, Figura 10.

⁴ Espaço vazio central por onde o sangue passa.

⁵ Coágulo em vaso sanguíneo ou numa das cavidades do coração, que permanece em seu ponto de origem.

Figura 10 – Túnica das artérias e veias.



Fonte: Adaptado de Vivas (2014).

As lesões da parede arterial que têm responsabilidade na formação aneurismática podem ter várias causas. Assim, os aneurismas podem ser divididos em aneurismas degenerativos, inflamatórios, infecciosos (micóticos) e congênitos. Os fenômenos degenerativos, como a aterosclerose, estão presentes em quase todos os aneurismas da aorta. E segundo os autores Puech-Leão e Aun (2002), foi descoberto que uma das causas é a influência da elastase⁶. O aumento da elastase seria derivado, por sua vez, por constituição genética que significaria uma das formas das deficiências na produção dos fatores teciduais inibidores das metaloproteinases, grupo do qual faz parte a elastase. Por outro lado, segundos Puech-Leão e Aun (2002) existem teorias indicando que o aumento da elastase é apenas uma resposta tecidual a um remodelamento do vaso causado pela progressão das placas de ateroma⁷.

Os aneurismas inflamatórios são cerca de 4 a 10 % dos aneurismas da aorta abdominal, apresentando nesse caso, paredes espessas, constituída por uma camada fibrosa. As fibras elásticas da camada média são substituídas por tecidos fibrosos com pouca sustentação.

⁶ Enzima que participa da degradação das fibras elásticas.

⁷ Depósito lipídico na superfície interna das paredes das artérias.

Os aneurismas infecciosos também surgem da destruição da camada média. Neste caso, êmbolos sépticos⁸ alojam-se nos vasos, causando a oclusão vascular parcial ou total, que como consequência necrosar o tecido distal, Figura 11-A. Também, podem ocorrer devido a uma degeneração aneurismática decorrente de um processo infeccioso nos tecidos vizinhos, na qual se excluem as de origem sífilíticas⁹ e que são denominadas de “aneurismas micóticos¹⁰” (THOMAZ, 2000).

Os aneurismas congênitos resultam de deformidades originadas durante a formação do embrião e são de dimensões reduzidas e são mais frequentes em outros tipos de artérias.

Ainda que os aneurismas possam se desenvolver em qualquer artéria, é inquestionável que existam as chamadas artérias de predileção, dependendo de suas etiologias¹¹, assim como da idade do paciente. A aorta constitui, sem margem de dúvida, o vaso prediletamente mais afetado por essa afecção (KRIEGER, 1976).

Tem sido fruto de observação que a causa tem relação estreita com a localização aneurismática. Assim é que o aneurisma de origem sífilítica tem predominante localização na região torácica, enquanto os de origem aterosclerótica¹² são raramente encontrados acima das artérias renais.

Daí surge a necessidade de uma análise de aspectos anatômico-morfológicos dos aneurismas da aorta abdominal encontrados em necropsia e arteriografia (PUECH-LEÃO, 2002). Em relação ao calibre da aorta abdominal, são várias as publicações que utilizam diferentes métodos de avaliação, oferecendo os resultados mostrados na Tabela 1, tidos como padrões para definir o calibre normal:

Tabela 1- Procedimento médico para o calibre da aorta abdominal.

	Acima das renais	Abaixo das renais
Arteriografia	26,9 mm	18,7 mm
Necropsia	—	15,1 – 18,2 mm

Fonte: Puech-Leão e Aun (2002).

⁸ É uma massa intravascular solta, sólida, líquida ou gasosa que é transportada pelo sangue.

⁹ Relativo à sífilis.

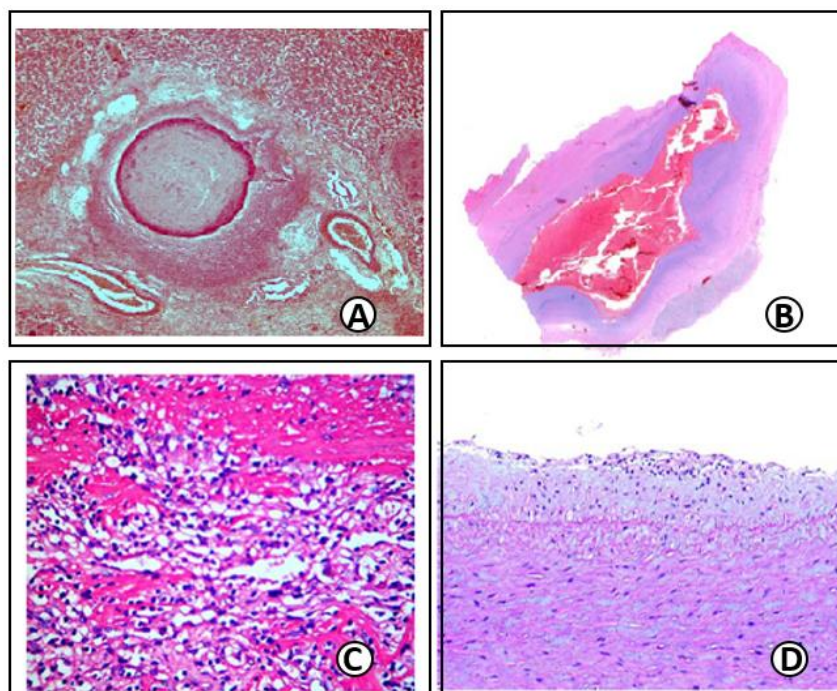
¹⁰ Relativo a ou provocado por um fungo.

¹¹ Parte da medicina que estuda ou investiga as causas das doenças.

¹² Forma mais comum de arteriosclerose, caracterizada pelo depósito de lipídios na túnica média das artérias.

A escolha do estudo do diâmetro arterial da aorta por meio de necropsia¹³ decorre do fato de ser a anatomia uma forma básica de análise morfológica e os dados obtidos por meio das observações e medidas anatômicas servirem de auxílio para outros diagnósticos. A arteriografia¹⁴ estima o diâmetro vascular, devido a presença de trombos (Figura 11-B) ou espessamento da camada íntima do vaso por meio de uso de contrastes. Esses métodos também têm limitações, pois ambos são invasivos e necessitam de autorização médica, mas são de extrema importância em razão dos fatores hemodinâmicos, histológicos, bioquímicos e anatômicos serem parâmetros a serem desvendados para entendimento da formação de um aneurisma.

Figura 11- Imagens microscópicas de uma aorta abdominal humana com A) Presença de êmbolo séptico. B) Presença de trombo. C) Área necrosada com inflamação. D) Engrossamento da camada íntima com inflamação.



Fonte: Thorne (2005).

Segundo Silva (2004) o estudo microscópico da aorta em uma necropsia revelou um componente fibroblástico¹⁵ acentuado, além de um inflamatório crônico, que compromete toda a espessura da parede, principalmente as camadas internas, causando

¹³ Relativo a determinar causa da morte.

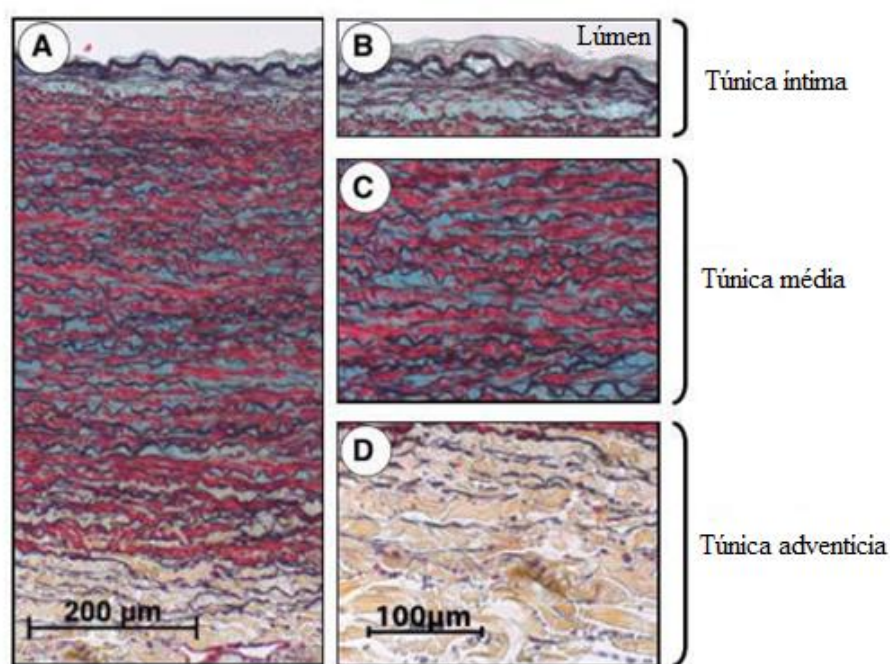
¹⁴ Relativo à descrição do sistema arterial com uso de contraste.

¹⁵ Os fatores de crescimento de fibroblastos (FGF) são utilizados ao longo do corpo para regular o crescimento do tecido

necrose tecidual, Figura 11-C, com presença de linfócitos¹⁶ e monócitos¹⁷. Nenhum granuloma¹⁸ foi encontrado. Um espessamento da íntima com infiltração de linfócitos é visto nas seções das artérias renal e ilíaca, Figura 11-D (THORNE, 2005).

Na Figura 12 é possível ver imagens microscópicas ampliadas de 100 e 200 μm da aorta abdominal de um suíno. O suíno é particularmente útil no estudo de cirurgias vasculares, por apresentar crescimento rápido e por seu sistema cardiovascular ter semelhança anatômica com o humano (SCHOOFF *et al.*, 1998).

Figura 12 – Imagens microscópicas de uma aorta abdominal suína.



Fonte: Formenton (2014)

3.3.1 Etiopatogenia¹⁹

Vários fatores mecânicos podem ser importantes e têm encadeamento no desenvolvimento do aneurisma da aorta abdominal (AAA), na posição infrarrenal. É conhecido que a onda de pressão arterial sofre transformação à medida que alcança a aorta abdominal até atingir a região inguinal, surgindo uma pressão diastólica²⁰ mais elevada e

¹⁶Células de defesa que pertencem a um grupo de células chamadas leucócitos ou glóbulos brancos.

¹⁷Células que tem a função de defender os organismos de corpos estranhos pertencentes ao grupo de células do sistema imunológico.

¹⁸Inflamação no tecido do organismo humano em forma de nódulo.

¹⁹ Estudo da causa das doenças e mecanismos patogênicos que atuam sobre o organismo para provocarem essas doenças.

²⁰ Relaxamento ventricular. Nessa fase os ventrículos recebem sangue dos átrios.

uma pressão de pulso mais longa na aorta terminal e nas artérias mais distais. Esse fenômeno é o resultado de três fatores preponderantes (D. P. SOKOLIS, 2007):

- 1- A aorta afila-se com a área de superfície cruzada diminuindo à medida que ela desce a válvula cardíaca até sua bifurcação.
- 2- A aorta fica mais rígida à medida que progride no sentido distal, em especial após sua penetração na cavidade abdominal.
- 3- A aorta abdominal possui mais colágeno e menos elastina que a aorta torácica com uma transição do tecido conjuntivo pouco gradativo à medida que este vaso atravessa o diafragma.

Na Figura 13 observa-se a variação da espessura da parede arterial em função do seu comprimento, representado pela subdivisão da aorta.

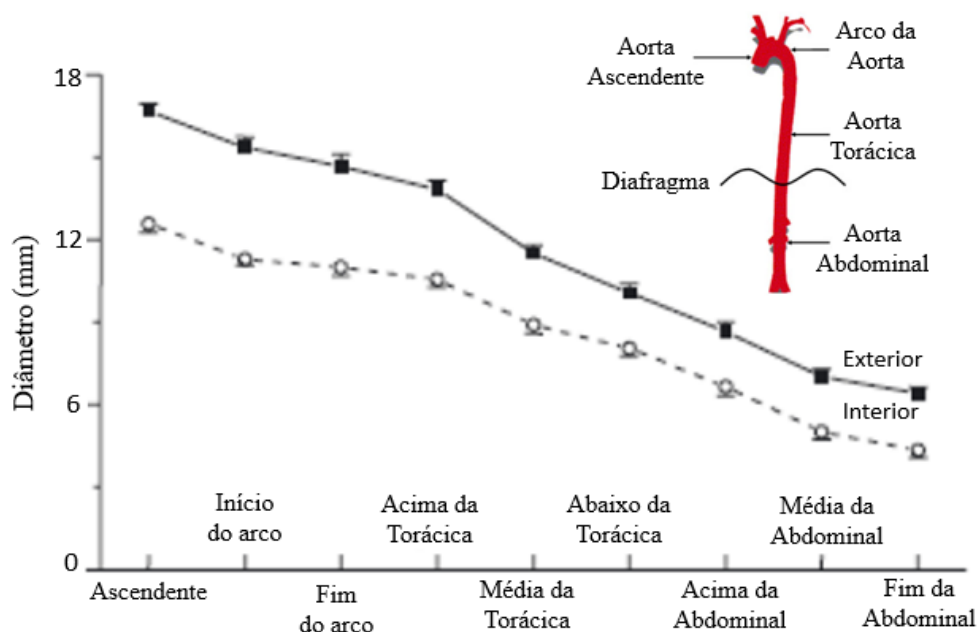
Figura 13 - Variação da espessura da parede arterial.



Fonte: Adaptado Sokolis (2007).

E na Figura 14 observa-se a variação do diâmetro interno e externo da parede arterial em função do seu comprimento.

Figura 14 - Variação do diâmetro interno e externo da parede arterial.



Fonte: Adaptado Sokolis (2007).

A onda de pressão que desce pela aorta retorna dos vasos periféricos para a aorta infrarenal, aumentando nestes segmentos a tensão em suas paredes.

Em virtude do seu afinamento, de enrijecimento cada vez maior das suas estruturas e do reflexo da onda de pressão, a aorta abdominal desenvolve uma pressão sistólica mais elevada, uma pressão diastólica um pouco menor do que a normal e uma velocidade de elevação da pressão mais acentuada do que na aorta torácica. Estes fenômenos geram um estresse pulsátil neste vaso de grande intensidade, o qual gradativamente vai minando a resistência das suas paredes, culminando com formação aneurismática (PORTO, 2001).

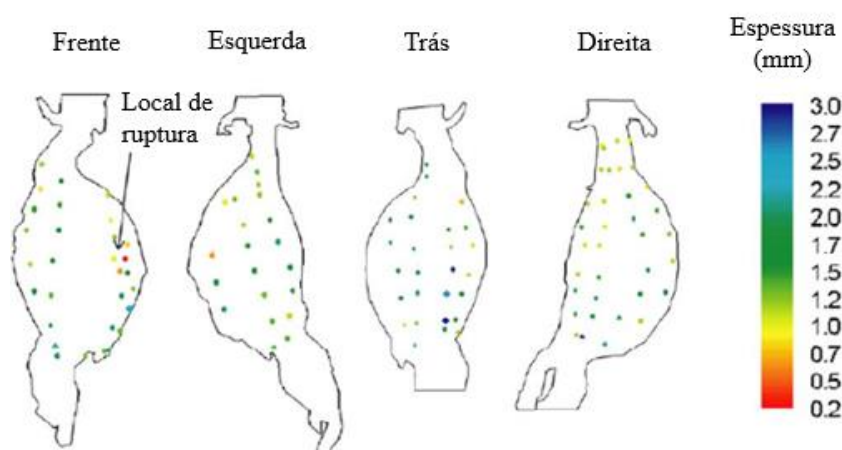
Os aneurismas apresentam história natural caracteristicamente diferente das demais complicações da doença aterosclerótica, que acometem os grandes vasos. A mais importante delas está na possibilidade que os aneurismas têm de crescer culminando com suas rupturas. Esse crescimento muitas vezes não medido, obedece à lei de Laplace que descreve a relação entre a tensão transmural²¹, sendo definida pela pressão interior no vaso multiplicado pelo raio é dividido pela espessura da parede do vaso. Quanto maior

²¹ Diferença de pressão entre a pressão intravascular (interior dos vasos sanguíneos) e a intersticial (tecido conjuntivo).

for a pressão dentro do vaso, maior vai ser a tensão da parede. Já, o espessamento do vaso diminui sua tensão transmural e quanto maior for o raio, maior será sua tensão (OLIVEIRA *et al.*, 2010; THOMAZ, 2000; RODRIGUES, 2017).

De acordo com Raghavan *et al.* (2006) a arteriosclerose implica no enrijecimento das artérias, ou seja, uma artéria costuma se romper em função do crescimento excessivo do aneurisma. Podemos perceber que em regiões relativamente próximas a do local de ruptura do aneurisma, observam-se o espessamento e a perda de elasticidade de suas paredes, enquanto no local de ruptura verifica-se uma redução da espessura na região, Figura 15.

Figura 15 – Local de Redução da espessura.



Fonte: Raghavan *et al.* (2006).

3.3 TENSÃO CISALHANTE

Órfão (2014) citando Azevedo (2010) apresenta duas teorias relacionadas às causas da ruptura do aneurisma. No caso, uma das teorias afirma que a parede do aneurisma está submetida a uma baixa tensão cisalhante na parede (WSS, da sigla em inglês *Wall Shear Stress*), processos como o de remodelagem da parede arterial seriam desencadeados, originando pontos enfraquecidos na parede do aneurisma, resultando na sua ruptura. A segunda teoria considera que os processos associados com elevados níveis de WSS são responsáveis pelos danos causados na parede do vaso, resultando na sua ruptura. Assim, o estudo do escoamento sanguíneo é importante para caracterizar os detalhes dos campos de tensão cisalhante.

Geraldes (2015) também relaciona a ruptura do aneurisma com os parâmetros hemodinâmicos do escoamento, como WSS. Segundo o autor, as regiões sujeitas a alto WSS podem causar lesões na parede do vaso sanguíneo, enquanto nas regiões de baixo

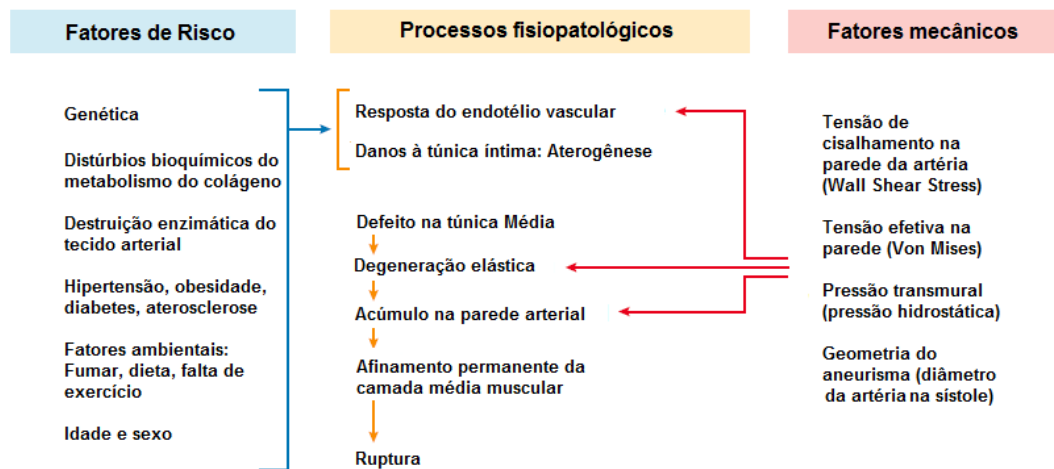
WSS ocorre arteriosclerose – endurecimento da parede da artéria – devido à baixa difusão mássica de lipídios, e dessa maneira permite um maior tempo de contato entre as moléculas de lipídios e a parede da artéria. Além disso, nas regiões de escoamento com baixa velocidade, onde em geral o WSS é baixo, observa-se uma predisposição à formação de trombos – ponto de coagulação de sangue próximos à parede.

A intensidade do WSS pode estar em uma faixa considerada prejudicial às células endoteliais. Para o padrão fisiológico normal, as tensões cisalhantes estão entre 1 e 7 Pa. Por outro lado, quando WSS ultrapassa 10 Pa, existe uma disposição para a trombose. Quando as tensões crescem para valores maiores do que 35 Pa, ocorre a lesão e deterioração do endotélio. Para tensões cisalhantes baixas com valores da ordem de -0,4 a +0,4 Pa, associa-se o aparecimento de aterogênese – endurecimento da parede. A ruptura do aneurisma também se associa a uma pressão sanguínea média elevada. Isto pode ser explicado qualitativamente devido ao efeito de uma maior carga de pressão arterial média, na parede do aneurisma, com o seu consequente enfraquecimento (GERALDES, 2015).

De maneira geral, como mostra a Figura 16, os principais fatores que são associados a formação e crescimento de um aneurisma na aorta abdominal são:

- Tensão cisalhante baixa e alta na parede do aneurisma;
- Tensão na parede da artéria (tensão efetiva – Von Mises);
- Pressão transmural;
- Pressão hidrostática;
- Diâmetro máximo da artéria durante a sístole;
- Propriedades mecânicas da parede (módulo de Young, coeficiente de Poisson, tensão de ruptura).

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



Fonte: Adaptado de Lasheras (2007).

3.4 TURBULÊNCIA

A turbulência é um fenômeno natural de alta complexidade que pode ser encontrado em escoamentos na natureza e em processos da vida cotidiana. Sua ocorrência não deve ser relacionada apenas ao movimento dos fluidos, mas também ao número alto de graus de liberdade do regime turbulento, entre outros motivos.

Atualmente, podem-se extrair informações detalhadas de escoamentos, na forma de medidas precisas e visualizações tridimensionais e transientes, fazendo-se uso de recursos experimentais em laboratório materiais, assim como de modernas metodologias de experimentação em laboratórios computacionais (SILVEIRA NETO, 2020).

De acordo com Silveira Neto (2020), a turbulência nos fluidos tem sido, frequentemente, associada com a presença de vórtices nos escoamentos em transição e em escoamentos plenamente turbulentos e essa interpretação de maneira errônea sobre a sua natureza física, na maioria das situações, é na verdade uma estrutura turbilhonar.

Uma modelagem de turbulência é a construção e o uso de um modelo para prever os efeitos de turbulências nos escoamentos. Um cálculo das médias é muitas vezes usado para simplificar a solução das equações governantes no escoamento turbulento, mas modelos são necessários para representar as escalas do fluxo que não são resolvidas.

3.4 MODELOS DE TURBULÊNCIA

Para fins de simplificação, o comportamento do sangue em grandes artérias pode ser considerado como um fluido Newtoniano para uma mistura homogênea de hemácias

e solventes no plasma, e embora os componentes do sangue não sejam homogeneamente distribuídos, as escalas de comprimento das células sanguíneas e a distância média entre as células são muito menores em comparação com as escalas de fluxo (FUCHS, 2020). Assim sua viscosidade é constante e as tensões viscosas no escoamento se relacionam com a taxa cisalhante através de uma relação linear. Isso significa que a viscosidade não é afetada ao longo dessa reta, ou seja, não sofre variações por mudanças na taxa de deformação. A lei que expressa esse comportamento é a lei de Newton da viscosidade

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

na qual $\dot{\gamma}$ é a taxa cisalhantes, μ é a viscosidade média do fluido (o índice de consistência), τ é uma tensão cisalhante.

A modelagem matemática de escoamentos partindo dos princípios de conservação da massa e balanço de quantidade de movimento linear leva às chamadas equações de Navier-Stokes escritas em notação de índice, como

- Equação de continuidade

$$\frac{\partial \rho}{\partial t} + \frac{\partial}{\partial x_i} (\rho u_i) = 0 \quad (2)$$

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

Reescrevendo a equação

$$\frac{\partial \rho}{\partial t} + \nabla \cdot (\rho \vec{u}) = 0 \quad (3)$$

No entanto, como o sangue pode ser considerado como um fluido incompressível, portanto, a taxa de variação de densidade é zero, e a Equação 3 pode ser reescrita como

$$\nabla \cdot \vec{u} = 0 \quad (4)$$

- Equação do balanço da quantidade do movimento linear, pode ser escrito da seguinte forma, Equação 5 e 6, para fluidos newtonianos e não-newtonianos, respectivamente,

Fluido newtoniano
$$\frac{\partial u_i}{\partial t} + u_j \frac{\partial u_i}{\partial x_j} = -\frac{1}{\rho} \frac{\partial p}{\partial x_i} + \nu \frac{\partial^2 u_i}{\partial x_j \partial x_j} + f_i \quad (5)$$

Fluido não-newtoniano
$$\rho \left(\frac{\partial u_i}{\partial t} + u_j \frac{\partial u_i}{\partial x_j} \right) = -\frac{\partial p}{\partial x_i} + \frac{\partial \tau_{ij}}{\partial x_j} + f_i \quad (6)$$

Vale ressaltar que as equações do balanço da quantidade de movimento linear estão na sua forma não conservativa nas quais ν é a viscosidade cinemática, ρ corresponde a densidade, p é a pressão, u_i é a velocidade material, τ_{ij} é o tensor das tensões viscosas e f_i é a força de campo. Observa-se que na equação (7) o tensor das tensões pode ser modelado como

$$\tau_{ij} = 2\mu s_{ij} - \frac{2}{3}\mu \frac{\partial u_k}{\partial x_k} \delta_{ij} \quad (7)$$

no qual, o tensor da taxa de deformação s_{ij} é definido como:

$$s_{ij} = \frac{1}{2} \left(\frac{\partial u_j}{\partial x_i} + \frac{\partial u_i}{\partial x_j} \right) \quad (8)$$

nas quais δ_{ij} é definido como delta de Kronecker e μ corresponde a viscosidade dinâmica; modelos estes válidos para fluidos newtonianos.

Essas equações são válidas para escoamentos em qualquer regime, laminar ou turbulento. Entretanto, em termos de simulação numérica, o que se faz em geral, devido à complexidade do escoamento turbulento, é se utilizar modelos para representar o escoamento turbulento.

Como as variáveis de um escoamento turbulento tem uma natureza caótica, a abordagem matemática clássica é utilizar a decomposição de Reynolds para se obter equações para a média das variáveis. Se $\mathbf{u}_i$ é o campo de velocidades em um escoamento turbulento, então a decomposição de Reynolds assume que:

$$\mathbf{u}_i = \overline{\mathbf{u}_i} + \mathbf{u}'_i \quad (9)$$

nas quais $\overline{\mathbf{u}_i}$ é o campo de velocidade média e $\mathbf{u}'_i$ é o campo de flutuações. Nesse processo de decomposição novas grandezas surgem nas equações relacionadas às flutuações. Dessa

forma, para se fechar o sistema de equações, novas equações são deduzidas, baseadas em processos físicos de transportes ou semiempíricas.

Ao aplicar a média de Reynolds, média temporal, e a decomposição de Reynolds, nas equações de transporte, surgem termos de correlação dupla com a flutuação das velocidades. Esse termo é conhecido como tensor de Reynolds, τ_{ij}^R , que é proporcional ao tensor da taxa de deformação média, S_{ij} , e pode ser escrito como:

$$\tau_{ij}^R = 2\mu_t S_{ij} - \frac{2}{3}\rho k \delta_{ij} \quad (10)$$

na qual μ_t é uma propriedade escalar chamada de viscosidade turbulenta, que é geralmente calculada a partir das duas variáveis transportadas. O segundo termo do lado direito da equação (10) é incluído para a modelagem de fluxo incompressível, a fim de garantir que a definição de energia cinética turbulenta seja obedecida:

$$k = \frac{\overline{u'_i u'_i}}{2} = \frac{1}{2}(\overline{u'^2} + \overline{v'^2} + \overline{w'^2}) \quad (11)$$

A equação 10 pode ser escrita mais explicitamente como:

$$-\rho \overline{u'_i u'_j} = \mu_t \left(\frac{\partial u_i}{\partial x_j} + \frac{\partial u_j}{\partial x_i} \right) - \frac{2}{3}\rho k \delta_{ij} \quad (12)$$

A modelagem de turbulência implementada em *softwares* CFD (Ansys, OpenFoam, Comsol entre outros) consiste, em sua maioria, em utilizar equações extras para as variáveis relacionadas ao escoamento turbulento de modo a se fechar o sistema de equações “médias” devido à decomposição de Reynolds. O procedimento completo da dedução destas equações pode ser encontrado na literatura (POPE, 2005; DAVIDSON, 2004).

As equações resultantes do procedimento de média das equações de Navier-Stokes são comumente denominadas na literatura de equações médias de Reynolds (RANS da sigla em inglês, *Reynolds averaged Navier-Stokes equations*). Dois dos modelos de turbulência são os denominados: Spalart-Allmaras e $k - \varepsilon$ (SPALART E ALLMARAS, 1992; LAUNDER-SPALDING 1972).

O modelo Spalart-Allmaras é um modelo de uma equação desenvolvido em 1992 e parte de sua criação se deve ao modelo proposto por Baldwin-Barth (1990) que resolve uma equação de transporte modelada para a viscosidade cinemática turbulenta. Isso incorpora uma classe relativamente nova de modelos de uma equação em que não é necessário calcular um comprimento de escala relacionada à espessura da camada cisalhante local. Enquanto que o modelo $k - \varepsilon$ proposto por Launder-Spalding (1972), partindo da ideia de Chou (1945), propõe obter equações de transportes separadas, para grandezas como energia cinemática turbulenta (k) e taxa de dissipação de energia cinemática da turbulência (ε), permitindo assim que as velocidades turbulentas de escala de comprimento sejam independentemente determinadas.

Grande parte dos estudos realizados usando simulações CFD em aneurismas baseiam-se em modelos de duas equações. Embora o modelo $k - \varepsilon$ seja o mais utilizado, segundo a literatura, para o estudo do escoamento nos vasos sanguíneos, outro modelo, o de Spalart-Allmaras, de uma equação que vem ganhando seguidores por ser mais robusto, além de utilizar condições de contornos mais simples que os modelos de duas equações.

O modelo Spalart-Allmaras foi implementado para usar funções de parede quando a resolução de malha não é suficientemente fina na região adjacente às paredes do domínio do escoamento. Isto o caracteriza como uma escolha apropriada para simulações de escoamento utilizando-se malhas grosseiras. Além disso, os gradientes das variáveis transportadas, no caso a viscosidade turbulenta, próximos às paredes neste modelo são muito menores do que os gradientes das variáveis transportadas no modelo $k - \varepsilon$.

Todavia os modelos de uma equação são muitas vezes criticados por sua incapacidade de acomodar rapidamente mudanças na escala de comprimento, como pode ser necessário quando o escoamento muda abruptamente, por exemplo, de um escoamento confinado para um escoamento livre/externo. Por sua vez, os modelos de duas equações inserem uma segunda equação, que provê a determinação da escala de comprimento internamente ao modelo.

O modelo $k - \varepsilon$ gera bons resultados para uma vasta gama de escoamentos simples. Embora de ampla utilização, as suas deficiências são bem conhecidas, e há casos para os quais o uso pode não ser adequado (LAUNDER-SPALDING 1972). Estes são:

- Escoamentos com desprendimento da camada-limite.
- Escoamentos com mudanças repentinas na taxa cisalhante média.
- Escoamentos de fluidos em rotação.

- Escoamentos sobre superfícies curvadas.

A mais evidente delas é que o modelo $k - \varepsilon$ padrão é impreciso nas proximidades de gradientes de pressão adversos (WILCOX, 2006).

À medida que os pontos fortes e fracos do modelo padrão $k - \varepsilon$ se tornaram conhecidos, melhorias foram feitas no modelo para melhorar seu desempenho. Duas dessas variantes estão disponíveis no *software* Fluent®: o modelo $k - \varepsilon$ RNG e o modelo $k - \varepsilon$ *realizable*.

Os três modelos de $k - \varepsilon$ têm duas equações de transporte, uma para a energia cinética turbulenta (k) e outra para a taxa de dissipação turbulenta (ε). As principais diferenças entre os modelos são:

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

O modelo $k - \varepsilon$ RNG, proposto por Yakhot *et al.*, (1992), tem se mostrado estável e numericamente robusto. Para simulações de propósitos gerais, o modelo $k - \varepsilon$ RNG oferece um bom compromisso em termos de precisão e robustez e almeja corrigir deficiências do modelo original através de duas mudanças. Primeiramente, adotando um novo equacionamento para a viscosidade nas paredes, considerando a variável C_μ originalmente proposta por Reynolds. E, por fim, assumindo uma nova equação para dissipação (ε) baseada na equação da dinâmica da flutuação quadrática média da vorticidade. (YAKHOT, 1992). O modelo $k - \varepsilon$ RNG tem algumas características como:

- Um termo adicional na equação de ε , que aprimora significativamente a precisão para escoamentos que se deformam rapidamente.
- O efeito de rotação na turbulência está incluído no modelo RNG, aumentando a precisão para escoamentos rotacionais.
- A teoria do RNG fornece uma fórmula analítica para números de Prandtl turbulento, enquanto o modelo padrão utiliza valores constantes.
- Enquanto o modelo padrão é um modelo de altos números de Reynolds, a teoria do RNG fornece uma fórmula diferencial derivada analiticamente para a viscosidade efetiva que leva em conta efeitos de baixos números de Reynolds.

O uso efetivo desta característica, entretanto, depende de um tratamento apropriado da região próxima a parede. Estas características fazem do modelo $k - \varepsilon$ RNG mais

preciso e confiável para uma mais ampla classe de escoamentos do que o modelo padrão. Contudo, ainda há limitações para o modelo (MANUAL ANSYS, 2013).

Já para o modelo Spalart-Allmaras, Labozetto (2016), citando Bardina *et al.*, (1997) nos diz que o modelo não prediz corretamente o escoamento em jatos livres planos ou assimétricos. Uma explicação para esse comportamento parece estar relacionada na forma como é definida a escala de comprimento turbulenta, relacionada simplesmente com a distância em relação a parede. O modelo Spalart-Allmaras foi implementado para o uso das funções de parede para casos em que as resoluções da malha não são suficientes, permitindo o cálculo desde malhas ligeiramente grosseiras até malhas refinadas. Além disso, o modelo Spalart-Allmaras e o modelo $k - \varepsilon$ RNG tem gerado bons resultados para gradientes adversos de pressão, que é causado por mudança súbita na geometria, que leva à separação da camada limite e aumento da pressão na direção do escoamento (SPALART-ALLMARAS, 1992; LAUNDER-SPALDING, 1972).

Compreende-se que a escolha do número de equações, modelo e constantes também influenciam no resultado de escoamentos turbulentos. Neste contexto, Launder-Spalding (1972), propuseram cinco constantes para o modelo $k - \varepsilon$ padrão que foram obtidos por meio de comparações com dados experimentais de casos testes específicos. Para o modelo $k - \varepsilon$ RNG (teoria de grupo de renormalização) um modelo proveniente de uma técnica estatística rigorosa, os mesmos experimentos feitos para o modelo $k - \varepsilon$ padrão foram refeitos para o modelo $k - \varepsilon$ RNG e ajustes foram feitos nos valores das constantes, como mostrado na Tabela 2 (YAKHOT, 1992).

Estes coeficientes de fechamento são obtidos a partir de experimentos com escoamentos turbulentos com camada cisalhante livre e escoamentos turbulentos com decaimento de isotropia (ARAÚJO, 2012). Segundo Launder-Spalding (1972), dos casos experimentais usados para ajustes das constantes para o modelo $k - \varepsilon$ padrão, as que mais influenciam são $C_{1\varepsilon}$ e $C_{2\varepsilon}$; sendo que 5% de variação em uma delas produz 20% de variação na taxa de abertura de um jato e 10% de alteração causa uma variação de 40% na taxa de crescimento da camada limite. O mesmo acontece para o caso do modelo $k - \varepsilon$ RNG, onde as constantes de maiores influências são as constantes $C_{1\varepsilon}$ e $C_{2\varepsilon}$.

Tabela 2 – Coeficientes do modelo $k - \varepsilon$ padrão e $k - \varepsilon$ RNG.

$k - \varepsilon$ Padrão		$k - \varepsilon$ RNG		Caso experimental utilizado para ajustes
Coeficientes	Valores	Coeficientes	Valores	

C_μ	0,09	C_μ	0,085	Camada cisalhante em equilíbrio
$C_{1\varepsilon}$	1,44	$C_{1\varepsilon}$	1,42	Camada cisalhante em equilíbrio
$C_{2\varepsilon}$	1,92	$C_{2\varepsilon}$	1,68	Escoamento homogêneo
σ_k	1,0	α_k	1,393	Escoamento cisalhante
σ_ε	1,3	α_ε	1,393	Escoamento cisalhante

Fonte: Launder-Spalding (1972) e Yakhot (1992).

Assim como o modelo $k - \varepsilon$, o modelo Spalart-Allmaras também tem constantes que foram alcançadas por inúmeras iterações de ajuste de dados para uma ampla gama de escoamentos turbulentos em especial para uso de escoamentos aerodinâmicos e estudos em turbinas, como mostrado na Tabela 3.

Tabela 3 – Coeficientes do Spalart-Allmaras.

Coeficientes	Valor	Caso experimental utilizado para ajustes
C_{b1}	0,1355	Escoamento com ausência de parede
C_{b2}	0,622	Escoamento com ausência de parede
C_{w2}	10,3	Escoamento próximo a parede com altos Reynolds
C_{v1}	7,1	Escoamento próximo a parede

Fonte: Spalart-Allmaras (1992).

3.4.1 Modelo de Spalart-Allmaras

A variável de transporte no modelo Spalart-Allmaras, $\tilde{\nu}$, é idêntica à viscosidade cinemática turbulenta, exceto na região próxima da parede. A equação de transporte introduzida neste modelo é

$$\frac{\partial}{\partial t}(\rho\tilde{\nu}) + \frac{\partial}{\partial x_i}(\rho\tilde{\nu}u_i) = G_\nu + \frac{1}{\sigma_{\tilde{\nu}}} \left[\frac{\partial}{\partial x_j} \left\{ (\mu + \rho\tilde{\nu}) \frac{\partial \tilde{\nu}}{\partial x_j} \right\} + C_{b2}\rho \left(\frac{\partial \tilde{\nu}}{\partial x_j} \right)^2 \right] - Y_\nu + S_{\tilde{\nu}} \quad (13)$$

em que G_ν é um termo de produção de viscosidade turbulenta, Y_ν é a destruição da viscosidade turbulenta que ocorre na região próxima da parede, devido ao bloqueio da parede e amortecimento viscoso; $\sigma_{\tilde{\nu}}$ e C_{b2} são constantes e ν é a viscosidade cinemática molecular; $S_{\tilde{\nu}}$ é um termo fonte que pode ser definido pelo usuário. Como a energia

cinética de turbulência κ não é calculada no modelo Spalart-Allmaras, o último termo é ignorado ao estimar as tensões de Reynolds.

A viscosidade turbulenta, μ_t , é calculada a partir da equação 14.

$$\mu_t = \rho \tilde{\nu} f_{v1} \quad (14)$$

na qual a função de amortecimento viscoso, f_{v1} , é dada pela equação 15.

$$f_{v1} = \frac{X^3}{X^3 + C_{v1}^3} \quad (15)$$

no qual X é dado pela equação 16.

$$X \equiv \frac{\tilde{\nu}}{\nu} \quad (16)$$

O termo de produção, G_ν , é modelado de acordo com a equação 17.

$$G_\nu = C_{b1} \rho \tilde{S} \tilde{\nu} \quad (17)$$

na qual

$$\tilde{S} \equiv S + \frac{\tilde{\nu}}{k^2 d^2} f_{v2} \quad (18)$$

e

$$f_{v2} = 1 - \frac{X}{1 + X f_{v1}} \quad (19)$$

C_{b1} e k são constantes, d é a distância da parede, e S depende do tensor de rotação do escoamento. Por padrão, no Fluent®, como no modelo original proposto por Spalart-Allmaras, S é baseado na magnitude da vorticidade, e pode ser obtido por meio da equação 20.

$$S \equiv \sqrt{2\Omega_{ij}\Omega_{ij}} \quad (20)$$

em que Ω_{ij} é o tensor de rotação definido pela equação 21.

$$\Omega_{ij} = \frac{1}{2} \left(\frac{\partial u_i}{\partial x_j} - \frac{\partial u_j}{\partial x_i} \right) \quad (21)$$

Quando o modelo foi formulado, a expressão padrão para S era encontrada apenas em que a vorticidade é gerada, ou seja, principalmente perto das paredes.

O termo de destruição é modelado como expresso na equação 22.

$$Y_v = C_{w1} \rho f_w \left(\frac{\tilde{v}}{d} \right)^2 \quad (22)$$

em que f_w é obtido pela equação 23.

$$f_w = g \left[\frac{1 + C_{w3}^6}{g^6 + C_{w3}^6} \right]^{1/6} \quad (23)$$

Dado que g e r podem ser determinados pelas equações 24 e 25.

$$g = r + C_{w2}(r^6 - r) \quad (24)$$

$$r \equiv \frac{\tilde{v}}{\tilde{S} k^2 d^2} \quad (25)$$

Nos quais C_{w2} , C_{w2} e C_{w2} são constantes e $\tilde{S}$ é dado pela equação 18.

Observe que a modificação descrita acima inclui os efeitos da tensão média em S que também afetará o valor de $\tilde{S}$ usado para calcular r .

Por fim, as constantes do modelo – C_{b1} , C_{b2} , $\sigma_{\tilde{v}}$, C_{v1} , C_{w1} , C_{w2} , C_{w3} e k tem os seguintes valores padrão:

$$C_{b1} = 0,1355; C_{b2} = 0,622; \sigma_{\tilde{v}} = \frac{2}{3}; C_{v1} = 7,1$$

$$C_{w1} = \frac{C_{b1}}{k^2} + \frac{(1 + C_{b2})}{\sigma_{\tilde{v}}}; C_{w2} = 0,3; C_{w3} = 2,0; k = 0,4187$$

3.4.2 Modelo $k - \varepsilon$ RNG

Neste modelo, além das equações médias de Reynolds, duas outras equações são resolvidas: para a energia cinética de turbulência, k , e a sua taxa de dissipação, ε . São elas:

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

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

R_ε é o termo adicional na equação $k - \varepsilon$ RNG que aprimora significativamente a precisão para escoamentos que se deformam rapidamente.

$$R_\varepsilon = \frac{C_\mu \rho \eta^3 (1 - \eta/\eta_0) \varepsilon^2}{1 + \beta \eta^3} \frac{1}{k} \quad (28)$$

nas quais $C_{1\varepsilon}$, $C_{2\varepsilon}$ e $C_{3\varepsilon}$ são constantes empíricas, α_k e α_ε são os números inversos de Prandtl para a difusão de energia cinética turbulenta k e taxa de dissipação ε , respectivamente. Y_M representa a contribuição da flutuação da dilatação em turbulência compressível para a taxa de dissipação total, S_k e S_ε são termos fontes, G_k é a taxa de produção de energia cinética turbulenta; G_b é a geração de energia cinética turbulenta por efeitos de empuxo; G_k e G_b são definidas pelas equações 29 e 30.

$$G_k = -\rho \overline{u'_i u'_j} \frac{\partial u_j}{\partial x_i} \quad (29)$$

$$G_b = \beta g_i \frac{\mu_t}{Pr_t} \frac{\partial T}{\partial x_i} \quad (30)$$

nos quais Pr_t é o número de Prandtl turbulento para a energia, e g_i é a componente do vetor gravitacional na direção i . Para o modelo padrão, o valor de Pr_t é 0,85.

na qual a μ_{eff} é a viscosidade efetiva e μ_t é a viscosidade turbulenta dada pela equação 31.

$$\mu_t = \rho C_\mu \frac{k^2}{\varepsilon} \quad (31)$$

Em que os valores das constantes: $C_{1\varepsilon} = 1,42$; $C_{2\varepsilon} = 1,68$; $C_\mu = 0,085$; $\alpha_k = 1,393$; $\alpha_\varepsilon = 1,393$. E o coeficiente de expansão térmica, β , é definido como uma constante dado por:

$$\beta = 0,012; \eta \equiv Sk/\varepsilon; \eta_0 = 4,38 \quad (32)$$

Pode-se reescrever a equação (28) juntando os termos R_ε e $C_{2\varepsilon}$ na equação (36)

$$C_{2\varepsilon}^* \equiv C_{2\varepsilon} + \frac{C_\mu \eta^3 (1 + \eta/\eta_0)}{1 + \beta \eta^3} \quad (34)$$

Sabendo que o fluido é incompressível e supondo que não existe termos fontes Y e S , as equações (35) e (36) são respectivamente reescritas como:

$$\frac{\partial}{\partial t}(\rho k) + \frac{\partial}{\partial x_i}(\rho k u_i) = \frac{\partial}{\partial x_j} \left[(\alpha_k \mu_{eff}) \frac{\partial k}{\partial x_j} \right] + G_k + G_b - \rho \varepsilon \quad (35)$$

$$\frac{\partial}{\partial t}(\rho\varepsilon) + \frac{\partial}{\partial x_i}(\rho\varepsilon u_i) = \frac{\partial}{\partial x_j} \left[\left(\alpha_k \mu_{eff} \right) \frac{\partial \varepsilon}{\partial x_j} \right] + C_{1\varepsilon} \frac{\varepsilon}{k} (G_k + C_{3\varepsilon} G_b) - C_{2\varepsilon}^* \rho \frac{\varepsilon^2}{k} \quad (36)$$

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

3.5 REOLOGIA

Reologia é a ciência da deformação e fluxo de materiais. Aborda os conceitos teóricos de cinemática, leis de conservação e relações constitutivas, descrevendo a inter-relação entre força, deformação e fluxo. A determinação experimental do comportamento reológico dos materiais é chamada reometria (ROBERTSON, SEQUEIRA, OWENS, 2009).

Os reômetros são definidos como um instrumento para medir propriedades reológicas e podem ser classificados em rotacionais, capilares e extensionais. Nos reômetros rotacionais os escoamentos são causados pelo arraste de uma superfície em movimento, esses são definidos em relação ao tipo Couette, cone e placa e discos paralelos e a escolha deles depende do tipo do fluido, da faixa de viscosidade e da taxa de deformação. Nos reômetros capilares os escoamentos são causados por um gradiente de pressão e não são homogêneos, já nos reômetros extensionais são escoamentos isentos de forças cisalhantes (NACCACHE, 2015).

O objetivo deste tópico é apresentar as propriedades reológicas do sangue, incluindo suas características não newtonianas, e revisar alguns dos modelos matemáticos macroscópicos que foram propostos na literatura para modelar essas características.

3.5 MODELOS REOLÓGICOS

A viscosidade de materiais reais pode ser significativamente afetada por variáveis como taxa cisalhante, temperatura, pressão e tempo cisalhante, e é claramente importante para que possamos destacar a forma como a viscosidade depende de tais variáveis (BARNES, HUTTON, WALTERS, 1989).

A viscosidade do sangue, por exemplo, depende de muitos determinantes biológicos e dentre eles podemos citar o gênero, nível de colesterol do indivíduo, da quantidade e tamanho do hematócrito, dentre outros. O sangue comporta-se como um fluido não newtoniano, sobretudo para valores baixos da taxa de deformação ($\dot{\gamma} < 100 \text{ s}^{-2}$) e para vasos de pequenas dimensões ($d < 1 \text{ mm}$) (OLIVEIRA, 2010). Como a viscosidade não é constante, em áreas de baixa velocidade (LIU *et al.*, 2021) o fluxo é

modelado como não newtoniano de acordo com a lei de potência para a viscosidade não newtoniana expressa pela equação 37.

$$\tau = \eta \dot{\gamma}^n \quad (37)$$

em que $\dot{\gamma}$ é a taxa cisalhante, η é a viscosidade aparente do fluido (o índice de consistência), e n é o índice de escoamento do fluido, este parâmetro é o que proporciona o quanto o modelo se distancia do newtoniano.

Para descrever a viscosidade não newtoniana do fluxo sanguíneo em grandes artérias é necessário utilizar as equações constitutivas (ou equações reológicas de estado) que definem as relações entre a viscosidade e a taxa cisalhante (CHO, KENSEY, 1991) a equação 37 é um simples exemplo da lei constitutiva que para o líquido viscoso newtoniano ($n = 1$) (BARNES; HUTTON; WALTERS, 1989).

De acordo com Barnes, Hutton e Walters (1989) as equações constitutivas podem ser derivadas de um ponto de vista microscópico e macroscópico. A estrutura molecular é levada em consideração explicitamente para o caso microrreológico, por exemplo, o solvente e as moléculas de polímeros em uma solução de polímeros são vistos como entidades distintas.

Uma abordagem alternativa é adotar um ponto de vista contínuo (macroscópico), em que não há apelo direto aos componentes microscópicos individuais, por exemplo, uma solução de polímero é tratada como um contínuo homogêneo, assim o escoamento de sangue com 40 % de hematócrito, considerado normal e com diâmetros superiores a 300 μm , pode ser dito contínuo, uma vez que a viscosidade é aproximadamente constante e as taxas de deformação não alteram macroscopicamente o sangue nessas condições (KOEPPEN E STANTON, 2008; .BARNES; HUTTON; WALTERS, 1989). No Quadro 1, pode-se observar diferentes materiais e suas taxas cisalhantes típicas.

Quadro 1 - Taxas cisalhantes típicas de alguns materiais.

Situação	Faixas típicas de taxas cisalhantes (s^{-1})	Aplicações
Sedimentação de pó finos em um líquido suspensão	$10^{-6} - 10^{-4}$	Remédios, tintas
Nivelamento devido à tensão superficial	$10^{-2} - 10^{-1}$	Tintas, tintas de impressão
Drenando sob a gravidade	$10^{-1} - 10^1$	Pintura e revestimento, alvejantes de banheiro
Extrusoras	$10^0 - 10^2$	Polímeros
Mastigando e engolindo	$10^1 - 10^2$	Alimentos
Revestimento por imersão	$10^1 - 10^2$	Tintas, confeitarias
Misturando e mexendo	$10^1 - 10^3$	Líquidos de fabricação
Fluxo de tubo	$10^0 - 10^3$	Bombeamento fluxo sanguíneo
Pulverizando e escovando	$10^3 - 10^4$	Secagem por spray, pintura, atomização de combustível
Fricção	$10^4 - 10^5$	Aplicação de cremes e loções de pele
Moagem de pigmentos em bases fluidas	$10^3 - 10^5$	Tintas, tintas de impressão
Revestimento de alta velocidade	$10^5 - 10^6$	Papel
Lubrificação	$10^3 - 10^7$	Motores a gasolina

Fonte: Barnes, Hutton e Walters (1989).

Segundo Oliveira (2010) à medida que a viscosidade do sangue é diminuída ocorre um aumento da taxa de deformação, e modelos não newtoniano inelásticos devem ser utilizados, esses modelos são também conhecidos por GNF (*Generalized Newtonian Fluid*). Uma infinidade de modelos newtonianos generalizados tem sido proposta para previsões de fluxo sanguíneo em estado estacionário. Os autores Apostolidis e Beris (2014) foram os primeiros a usar sistematicamente o modelo de Casson para descrevem a reologia do sangue em estado estacionário, esses foram capazes de responder que a hipótese do fluido simples é válida e que o seu comportamento é seguro usando funções locais independentes do fluxo, a precisão é de até 10%, para fluxos em geometrias macroscópicas de fluxo e taxas de cisalhamento $> 0,7 s^{-1}$.

Existem vários modelos empíricos deste tipo, sendo os modelos Carreau-Yasuda e Casson alguns deles. Dentre vários modelos constitutivos possíveis para a viscosidade, a equação de Casson (1959) é de longe a melhor, de acordo com o trabalho de Merrill *et al.*, (1969) através de amostras de sangue fisiológicas, expressões parametrizadas são desenvolvidas, levando com base os hematócritos e as concentrações de fibrinogênio.

O modelo de Carreau-Yasuda, tem a vantagem de tender a lei de potência (*power-law*) e quando comparado a ele é mais robusto, uma vez que modela valores muito baixos e muito altos de taxa de deformação. Ele é um modelo amplamente utilizado para

descrever tintas, petróleo, sangue, entre outros. O modelo de Casson foi encontrado para prever curvas de fluxo de suspensões de pigmento usadas para preparação de tintas de impressão, suspensões de silício e para o sangue foi fortemente apoiada pelo Merrill (1969) pela boa comparação com dados experimentais de hematócritos variáveis (CASSON, 1959; WALWANDER *et al.*, 1975; MERRIL, 1969).

De acordo com Abbasian *et al.*, (2019) os modelos modificados de Carreau e Casson apresentaram as menores discrepâncias de velocidade no centro da artéria, quando comparadas com as medidas clínicas. Quando comparados numericamente os modelos de viscosidade sanguínea Newtoniano e de Carreau são semelhantes, porém o uso do modelo de viscosidade sanguínea Newtoniano não é recomendado devido à incapacidade do modelo para prever com precisão WSS sobre as regiões próximas da parede da artéria (ABBASIAN *et al.*, 2019).

De acordo com Cho e Kensey (1991), em altas taxas cisalhantes, isto é, acima de 100 s^{-1} , a viscosidade do modelo de Carreau, criada em 1972, é muito próxima à Newtoniana. Enquanto para o modelo Carreau-Yasuda, modelo melhorado em 1981, tende à reologia newtoniana em taxas cisalhantes mais baixas ($\dot{\gamma} < 10 \text{ s}^{-1}$). Os resultados são obtidos em condições de estado estacionário e, também, são válidos em estado transiente. Os coeficientes do modelo Carreau e Carreau Yasuda são mostrados na Tabela 4.

O modelo de Casson que inclui os termos modificadores adicionais de taxa de cisalhante (λ) e o modelo de Casson modificado, são mostrados na Tabela 5. O modelo de Casson modificado prediz valores mais altos perto das viscosidades newtonianas e valores muito menores dentro da baixa taxa cisalhante. (CHO; KENSEY, 1991; ABBASIAN *et al.*, 2019; SIAUW; NG; MAZUMDAR, 2000).

Tabela 4 – Coeficientes do modelo Carreau e Carreau-Yasuda.

Carreau		Carreau Yasuda	
Coeficientes	Valores	Coeficientes	Valores
η_o	0,056 Pa.s	η_o	0,056 Pa.s
η_∞	0,00345 Pa.s	η_∞	0,00345 Pa.s
λ	3,313 s	λ	1,902 s

n	0,3568	n	0,22
q	—	q	1,25

Fonte: Cho; Kensey (1991) e Abbasian et. al., (2019).

Tabela 5 – Coeficientes do modelo Casson e Casson modificado.

Casson		Casson Modificado	
Coeficientes	Valores	Coeficientes	Valores
η_c	0,0042 <i>Pa.s</i>	η_c	0,00298 <i>Pa.s</i>
τ_c	0,0038 <i>Pa.s</i>	τ_c	0,02876 <i>Pa</i>
λ	—	λ	4,020 <i>s</i> ⁻¹

Fonte: Cho; Kensey (1991); Abbasian *et al.*, 2019.

3.5.1 Modelo de Carreau e Carreau-Yasuda

Este modelo possui cinco parâmetros e descreve o comportamento da viscosidade às baixas, médias e altas taxas cisalhantes, conforme demonstrado na Equação 38 para o modelo de Carreau e na Equação 39 para o modelo de Carreau-Yasuda:

$$\eta = \eta_{\infty} + (\eta_0 - \eta_{\infty})[1 + (\lambda\dot{\gamma})^2]^{\frac{n-1}{2}} \quad (38)$$

$$\eta = \eta_{\infty} + (\eta_0 - \eta_{\infty})[1 + (\lambda\dot{\gamma})^q]^{\frac{n-1}{q}} \quad (39)$$

nas quais η_0 é a viscosidade do fluido quando a taxa cisalhante é zero, η_{∞} é viscosidade com taxa cisalhante tendendo à infinito, λ é a constante de tempo, n é o expoente da lei de potência e q é um parâmetro adimensional que descreve a região de transição entre a região de taxa cisalhante zero e a zona de lei de potência.

3.5.2 Modelo de Casson e Casson modificado

Existe ainda o Modelo de Casson, comumente utilizado para descrever o estado estacionário de substâncias. Este modelo é descrito pela Equação 40 para o modelo de Casson e na Equação 41 para o modelo de Casson modificado (UGUREL *et al.*, 2020):

$$\eta = \left(\sqrt{\eta_{\infty}} + \sqrt{\tau_c / \dot{\gamma}} \right)^2 \quad (40)$$

$$\eta = \frac{\eta_{\infty}^2}{\dot{\gamma}} + \frac{2\eta_{\infty}N_{\infty}}{\sqrt{\dot{\gamma}}} + N_{\infty}^2 \quad (41)$$

nos quais N_{∞} e η_{∞} são expressões escritas em função da razão de hematócrito (Hct) e dado por:

$$N_{\infty} = \sqrt{\eta_0(1 - Hct)^{-0,25}} \quad (42)$$

e

$$\eta_{\infty} = \sqrt{(0,625 \cdot Hct)} \quad (43)$$

nas quais η_0 é a viscosidade do fluido quando a taxa cisalhante é zero, η_{∞} é viscosidade com taxa cisalhante tendendo, a infinito, $\dot{\gamma}$ é a taxa de deformação, N_{∞}^2 é a viscosidade de Casson.

Mais informações são encontradas em Cho e Kensey (1991).

3.6 INTERAÇÃO FLUIDO ESTRUTURA (FSI)

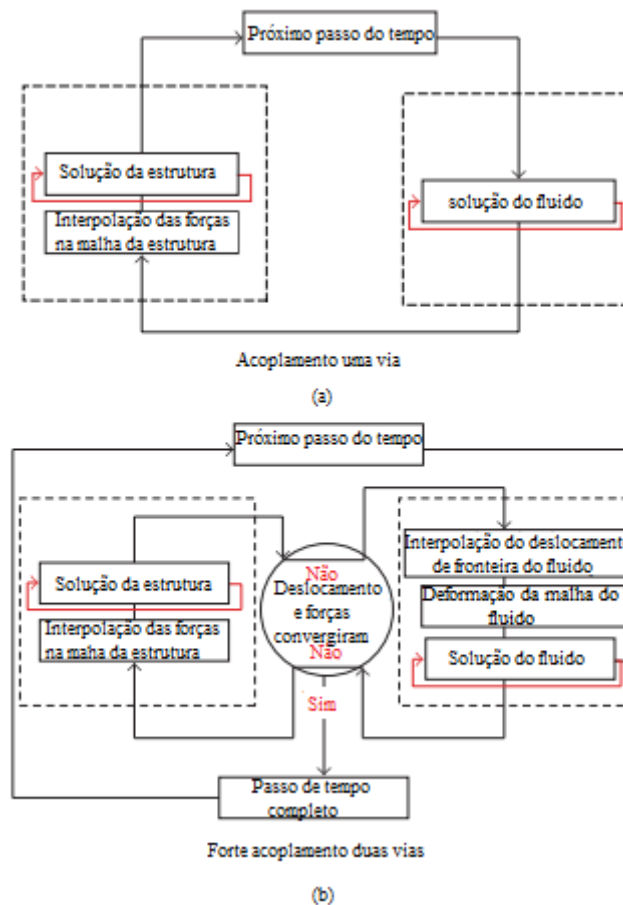
O termo FSI (do inglês, *Fluid Structure Interaction*) é o acoplamento entre leis de diferentes físicas, em especial as da fluidodinâmica e mecânica estrutural. Este acoplamento leva em consideração o campo de pressão ou térmico de uma análise CFD (Fluidodinâmica Computacional) e as consequências diretas de uma interface entre os domínios do fluido e da estrutura. Nessa interface, ambas as equações governantes do movimento e as condições de fronteira, dos dois domínios, devem ser satisfeitas simultaneamente. Os problemas de interação fluido-estrutura podem ser resolvidos através de duas abordagens: monolítica ou particionada (ANSYS, 2012).

A abordagem monolítica é baseada na discretização totalmente acoplada das equações governantes, ambas as equações são resolvidas em um único sistema de equações algébricas (HÁ *et al.*, 2017). Nessa abordagem, as posições dos nós coincidem entre as malhas. Uma vantagem de usar tal abordagem é que as condições de fronteira da interface são satisfeitas simultaneamente para ambos os domínios. Contudo, esta abordagem necessita de um código externo adicional para acoplamento na interface (ANSYS, 2012).

Na abordagem particionada as soluções do domínio do fluido e sólido são obtidas a partir de solucionadores (*solvers*) individuais, e as informações entre os dois domínios são trocadas em suas interfaces. Como, dito anteriormente, tais informações podem ser força, velocidade, deslocamento, temperatura, dentre outras. Essa abordagem tem um melhor solucionador para cada domínio e pode resolver problemas de interação fluido estrutura em que os nós da malha, na interface, dos dois domínios não coincidem necessariamente. Os dois procedimentos de solução de FSI podem ser divididos em dois grupos (Figura 17): *one-way* – interação fluido-estrutura de uma via e *two-way* – interação fluido-estrutura de duas vias (ANSYS, 2012).

No método particionado *one-way* o acoplamento é dito unidirecional se as informações trocadas entre os domínios na interface seguem apenas uma direção (AHAMED, 2017), Figura 17. Por exemplo, em situações de deformações pequenas, o fluido transmite os dados de força sobre a estrutura, como condições de contorno. O *solver* da estrutura calcula as deformações, e devido o deslocamento ser pequeno, essa informação não retorna ao *solver* que resolve o domínio do fluido (ABREGO, 2018 e BENRA *et al.*, 2011).

Figura 17 - Solução do algoritmo de uma via e duas vias.



Fonte: Benra *et al.* (2011).

Na abordagem particionada *two-way*, o escoamento de fluido é afetado pela deformação estrutural e, ao mesmo tempo, a deformação estrutural é afetada pelo escoamento de fluido, ou seja, as informações entre os domínios na interface, seguem em ambas as direções. O problema é resolvido no mesmo passo de tempo e esse processo se repete até que ocorra a convergência do fenômeno nos dois domínios e das informações trocadas na interface. (AHAMED, 2017; BENRA *et al.*, 2011).

A metodologia *two-way* ainda pode ser dividida em um acoplamento fraco ou forte. A diferença entre o tipo fraco e forte é definida com base na quantidade de iterações de acoplamento que é feita. Para somente uma iteração, o processo é conhecido como acoplamento fraco ou explícito, uma vez para o cálculo do deslocamento ou das forças, os valores são obtidos do passo de tempo anterior. Se for realizada mais de uma iteração, o processo é conhecido como acoplamento forte ou implícito. O método implícito particionado usa técnicas preditoras-corretoras para cada iteração de acoplamento

(ANSYS, 2006). O método explícito e *one-way* são semelhantes em relação à precisão, tempo de simulação e problemas de convergência (ABREGO, 2018).

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

Para as metodologias monolítica e particionada é necessário a escolha da relação entre a deformação do contínuo e a malha que a representa, além das condições e das distorções, suas posições e interfaces móveis devem ser analisadas (ABREGO, 2018; DONEA *et al.*, 2004). O movimento do contínuo descreve duas abordagens, uma é a Lagrangiana ou material e a outra descrição é a Euleriana ou espacial.

Para a descrição Lagrangiana, os nós da malha coincidem, ou seja, os elementos de malha se deformam com o material em qualquer instante de tempo. Já na descrição Euleriana os nós da malha não permanecem no mesmo espaço, assim, a malha permanece fixa enquanto o meio se move por ela (ABREGO, 2018; DONEA *et al.*, 2004).

Para driblar deficiências da descrição Euleriana ou Lagrangiana, outra abordagem foi desenvolvida, conhecida como descrição ALE (sigla do inglês *Arbitrary Lagrangian-Eulerian Description*) (SANCHES; CODA, 2010). Essa metodologia é empregada em vários problemas nos quais o conhecimento exato da posição das fronteiras e a permissividade de grandes deformações do contínuo são importantes parâmetros nos problemas de interação fluido-estrutura. A liberdade de movimento da malha oferecida pela descrição ALE permite grandes distorções do contínuo se comparada com a metodologia puramente Lagrangiana, além de uma maior precisão das fronteiras do meio do que a oferecida pela abordagem Euleriana (ABREGO, 2018; DONEA *et al.*, 2004).

Pela descrição ALE, as equações fundamentais são reescritas em notação de índice, como

- Equação de continuidade:

$$\frac{\partial \rho}{\partial t} + c_i \frac{\partial \rho}{\partial x_i} + \rho \frac{\partial u_i}{\partial x_i} = 0 \quad (42)$$

sendo:

$$c_i = u_i - w_i \quad (43)$$

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

- Quantidade de Movimento linear:

Fluido Newtoniano	$\frac{\partial u_i}{\partial t} + c_j \frac{\partial u_i}{\partial x_j} = -\frac{1}{\rho} \frac{\partial p}{\partial x_i} + \nu \frac{\partial^2 u_i}{\partial x_j \partial x_j} + f_i$	(44)
----------------------	--	------

Fluido Não- Newtoniano	$\rho \left(\frac{\partial u_i}{\partial t} + c_j \frac{\partial u_i}{\partial x_j} \right) = -\frac{\partial p}{\partial x_i} + \frac{\partial \tau_{ij}}{\partial x_j} + f_i$	(45)
---------------------------	--	------

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

4 METODOLOGIA

A metodologia do trabalho foi dividida em dois procedimentos, sendo eles apresentados respectivamente em experimental e numérico. No procedimento experimental foi definido a viscosidade do fluido teste, as curvas de fluxo e de viscosidade e a criação de uma seção de teste em resina epóxi do AAA. Enquanto no procedimento numérico foi feito a simulação numérica do fluido para os modelos de turbulência Spalart-Allmaras e $k - \varepsilon$ RNG, e para os modelos reológico de Carreau e Casson, em seguida foi feita a interação fluido estrutura de uma via para o modelo turbulento e reológico com menor tempo computacional.

Tais metodologia fizeram uso dos recursos disponíveis no Laboratório de Simulação Computacional em Ciências Térmicas (M4) da UNESP/Ilha Solteira, e do Laboratório Multiusuário de Reometria (LABReo) do CERNN/UTFPR.

4.1 PROCEDIMENTO EXPERIMENTAL

Foram preparadas cinco amostras (I a V) com base nos fluidos da Tabela 6, sendo que em todas as soluções foram utilizados um banho ultrassônico para promover uma melhor mistura da solução, deixando o fluido de teste mais homogêneo.

Tabela 6 – Fluidos similares ao sangue utilizando o viscosímetro de Ostwald.

Fluidos	Solução	T (°C)	ρ (kg/m ³)	μ (mPa. s)
I	1/3 Glicerina, 1/3 Água e 1/3 Álcool 92,8°INPM*	25	1048	3,33
II	1/3 Glicerina, 1/3 Água e 1/3 Álcool Isopropílico*		1046	3,67
III	Glicerina (54%) e Água (46%)*		1137	3,54
IV	1/3 Glicerina, 1/3 Água** e 1/3 Álcool 92,8°INPM*	37	1046	3,43
V	1/3 Glicerina, 1/3 Água*** e 1/3 Álcool Isopropílico		1039	3,51
VI	Sangue [1]		1060	3,5
*Proporção em volume				
**500 ml de Água com 0,4325g de goma xantana.				
***500 ml de Água com 0,4374g de goma xantana				

Fonte: Cherniauskas (2011).

As medidas de viscosidade foram feitas utilizando viscosímetros da Saybolt (APÊNDICE B) e da Hoppler (APÊNDICE A). Desta forma, a viscosidade do fluido foi determinada fazendo-se uso de um viscosímetro capilar, e pela queda de uma esfera metálica, respectivamente. Além dos viscosímetros para a determinação das características do fluido teste, também foi utilizado um reômetro modelo TA DHR3 para o fluido V que, dentre os fluidos analisados, tem maior concentração de goma xantana em sua composição. A goma xantana é produzida pela bactéria *Xanthomonas campestris*, sendo um polímero bastante utilizado na indústria farmacêutica, alimentícia e petrolíferas, devido às suas propriedades reológicas bastante distintas (espessante, emulsificante e um estabilizante eficaz) (BORGES; VENDRUSCOLO, 2008).

Desta maneira, foram solicitadas ao Laboratório Multiusuário de Reometria (LABReo) do CERNN/UTFPR testar o fluido V para as temperaturas de 25 e 37°C nas seguintes taxas de deformação: 0,01; 0,03; 0,1; 0,3; 1,0; 3,0; 10; 30; 100; 300; 1000 s^{-1} . O reômetro utilizado foi o modelo TA DHR3 e possui geometrias de cilindros concêntricos (diâmetro do cilindro interno: 28,0 mm; altura do cilindro: 42,1 mm; diâmetro do copo: 30,4 mm) e a temperatura foi controlada a partir de um sistema peltier com o auxílio de banho termostático.

4.2 PROCEDIMENTO NUMÉRICO

Um modelo tridimensional da vizinhança de uma bifurcação arterial real foi extraído e condições de contorno foram impostas na seção da artéria abdominal simulando o fluxo sanguíneo.

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

- Geração da malha utilizando o *software Ansys®* e verificação do GCI (*Grid Convergence Index*);
- Simulação do fluxo sanguíneo usando o *software Ansys® Fluent* que utiliza o Método de Volumes Finitos para discretizar as equações governantes – equações médias de Navier-Stokes e equações de transporte dos modelos de turbulência.
- Simulação interação fluido-estrutura usando o *software Ansys® Mechanical*.

4.2.1 Malha

As malhas geradas para o modelo computacional do aneurisma foram realizadas no *software Ansys® Meshing* usando elementos tetraédricos usando o método de conformidade de *patch*, *body sizing* e *inflation* com a opção de *first layer thickness*, determinado através do *Yplus* para o modelo de turbulência Spalart-Allmaras; tanto para a determinação do y^+ como para o GCI foi feito uma planilha dinâmica no Excel. A altura da primeira camada da face foi de 0,0000263 e a quantidade de camada máxima foi de 9, com uma taxa de crescimento de 1,2.

As malhas possuem 15.172,158 elementos, 6.771,513 elementos e 3.033,032 elementos, sendo respectivamente a malha mais refinada, intermediária e grosseira. Todo procedimento, para a escolha da malha até à seleção das propriedades de interesse, fez uso do método GCI que é baseado na Extrapolação de (Richardson Extrapolation - RE), método que é aceito e recomendado para diversos casos de CFD (CELIK *et al.*, 2008). Todos os cálculos para a determinação do *Yplus* como para o método do GCI foram feitos através de uma planilha dinâmica no Excel. As propriedades de interesse analisadas no GCI, foram velocidade média na saída, tensão cisalhante máxima e pressão máxima na parede e podem ser vistas (ver no APÊNDICE D).

Os parâmetros que determinam a qualidade da malha tais como, *aspect ratio*, *skewness* e *orthogonal quality* foram verificados e são apresentados na Tabela 7 (ver no APÊNDICE E).

Tabela 7 - Parâmetros de qualidade da malha.

Valores médios			
Malhas	Aspect Ratio	Skewness	Orthogonal quality
Refinada	3,0174	0,19321	0,88697
Intermediária	3,9433	0,19202	0,88692
Grosseira	5,8552	0,20363	0,88912

Fonte: própria autora.

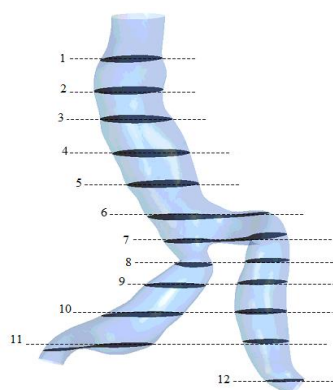
Os parâmetros de *aspect ratio* das malhas testadas mantiveram as relações de aspecto recomendados pelo Manual da *Ansys®* (2013). Para os parâmetros de *skewness*, as malhas tetraédricas apresentaram uma excelente qualidade. Enquanto para o parâmetro *orthogonal quality*, todas as malhas demonstraram muita boa qualidade (MANUAL DA ANSYS, 2013).

4.2.3 Simulação

No presente trabalho, foram realizadas simulações computacionais do escoamento do sangue em um Aneurisma na Aorta Abdominal (AAA) na região da bifurcação infrarrenal. O modelo geométrico foi extraído através de imagens de Tomografia Computadorizada (TC) de um paciente real. O sangue é tratado como um fluido Newtoniano para os modelos de turbulência de Spalart-Allmaras e $k - \varepsilon$ RNG e não Newtoniano para os modelos reológicos Carreau e Casson.

Para descrever o modelo reológico de Casson foi utilizado uma UDF (*User defined function*), demonstrada no ANEXO A. Dentro dos modelos turbulentos e reológicos foi feita a comparação entre os dois modelos e em seguida foi escolhida a simulação com menor tempo computacional. Como resultados foram obtidos o campo de velocidades, pressão e tensão cisalhante na parede da artéria para o segundo pico nos instantes de tempo 0,5 s; 0,6 s; 0,7 s e 0,8 s. Para a visualização do comportamento dos fluxos internos, foram criados planos no eixo XY, como demonstrado na Figura 18.

Figura 18 – Planos XY para visualização.



Fonte: Própria autora.

De acordo com Ene (2014), Ley e Kim (2007) com o procedimento analítico a viscosidade dinâmica foi próxima de 3,5 mPa.s, o que corresponde a faixa de valor estimado por Oliveira (2010) de 3 e 6 mPa.s. Na Tabela 8 são apresentadas as propriedades referentes ao sangue e artéria.

Tabela 8 - Propriedades do sangue e artéria.

Propriedades	Sangue	Artéria	Unidades
Massa Específica (ρ)	1050	1075	kg/m^3
Condutividade térmica (κ)	549	476	$W/m^\circ C$
Calor específico (C_p)	4390	3490	$J/kg^\circ C$
Viscosidade Dinâmica (μ)	0,0035	-	$Pa.s$
Viscosidade Cinemática (ν)	0,0033	-	cm^2/s

Fonte: Ene (2014); Ley e Kim (2007).

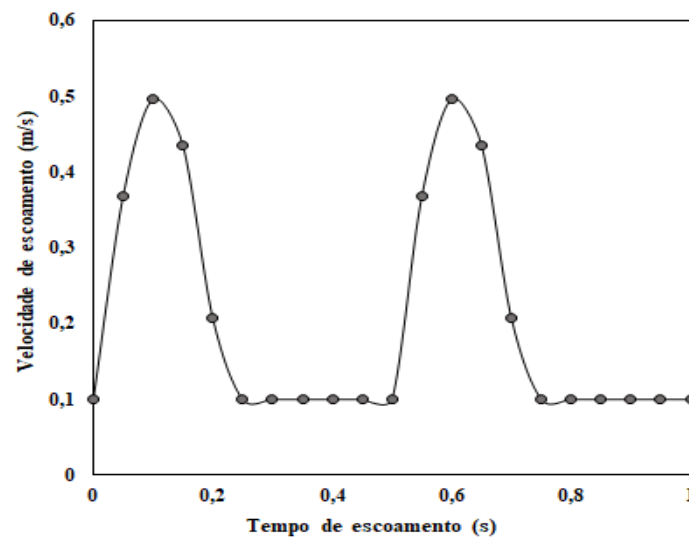
A parede da artéria foi considerada um material isotrópico com módulo de Young de 2,7 MPa e módulo de Poisson de 0,45 (LEUNG *et al.*, 2006).

4.2.2 Condições de contorno

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

A velocidade do escoamento na entrada do domínio – secção da artéria – é pulsátil e de natureza cíclica. O perfil de velocidade utilizado está mostrado na Figura 18. Durante a fase sistólica (sangue é enviado do coração ao corpo), a velocidade na entrada varia em padrão senoidal, aproximadamente. A senoide durante a fase sistólica tem um pico de velocidade de 0,5 m/s e uma velocidade mínima de 0,1 m/s. Assumindo uma taxa de frequência de 120 por minuto (atividade física moderada), a duração de cada período é de 0,5 s. Este modelo de fluxo sanguíneo pulsátil é proposto por Sinnott, Cleary e Prakash (2006). A Figura 19 apresenta o perfil de velocidade do escoamento para dois pulsos dado pela UDF no ANEXO B.

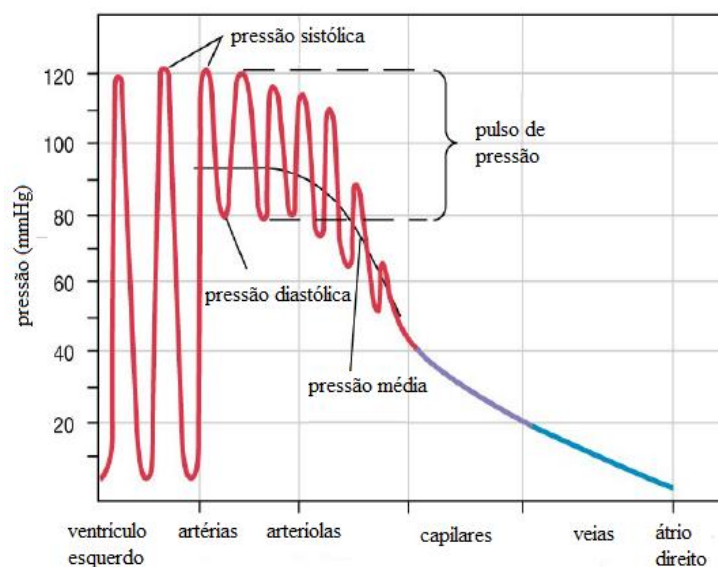
Figura 19 - Perfil de velocidade para dois pulsos.



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

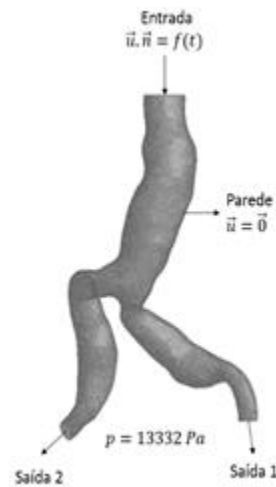
O nível de pressão sistólica de um ser humano saudável é de cerca de 120 mmHg e a pressão diastólica de um ser humano saudável é cerca de 80 mmHg. Assim, adotamos a pressão média das duas fases, 100 mmHg (cerca de 13,332 kPa) como a pressão estática nas saídas – Figura 20. As representações das condições de contorno são mostradas na Figura 21.

Figura 20 - Perfil de velocidade em dois pontos.



Fonte: Adaptada Bortolo e Safar (2006).

Figura 21- Bifurcação com aneurisma com as condições de contorno.



Fonte: própria autora.

O passo de tempo utilizado foi de 0,01 s e o número total de passos de tempo foi de 100. Para convergência, em cada passo de tempo, foram utilizadas 10000 iterações para solução dos sistemas linearizados das equações governantes. As simulações foram consideradas convergentes quando os resíduos para as equações de continuidade, pressão e momento caíram abaixo do valor de 10^{-4} (ANEXO C). Os esquemas utilizados para a discretização do momento foram os esquemas Upwind de Segunda Ordem. Para o acoplamento entre a pressão e a velocidade foi utilizado o esquema SIMPLE.

Os resultados numéricos foram obtidos em um computador com seguintes características: Processador Intel® Xeon – CPU E5-2660 v4 @ 2 GHz; Memória RAM 128,0GB; Sistema operacional LINUX x64; Ansys 17.2.

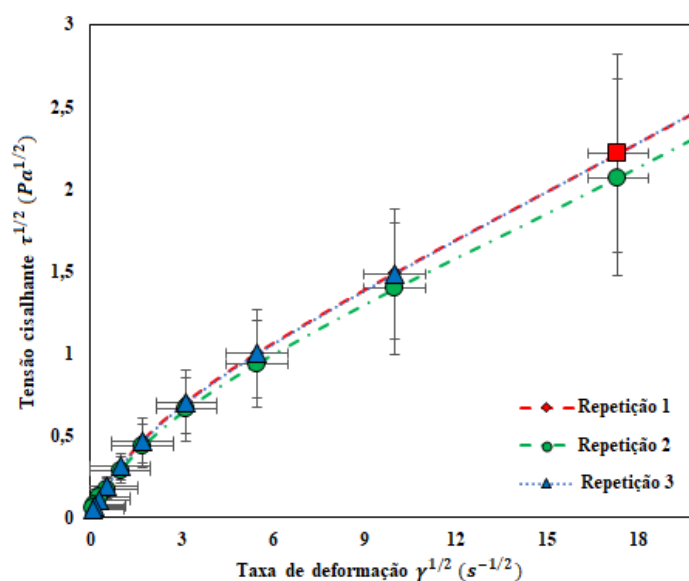
5 RESULTADOS

Neste tópico, os resultados foram divididos em procedimento experimental e numérico, sendo utilizado as propriedades da artéria, sangue e fluido teste, além do uso das condições de contorno como parâmetros de entrada para os resultados.

5.1 PROCEDIMENTO EXPERIMENTAL PARA DETERMINAR VISCOSIDADES DE FLUIDOS EMULADORES DO SANGUE

Foram realizados patamares de taxa de deformação com a duração de dois minutos em cada patamar e com a obtenção de um ponto por segundo ao longo do experimento. Para todas as taxas de deformações testadas, o material entrou em regime permanente nesse tempo de análise nas duas temperaturas. Os testes foram realizados em triplicata (três repetições de cada experimento) como pode ser visto nas Figuras 22 e 23.

Figura 22 – Triplicata para curva de fluxo do fluido V à 37°C.

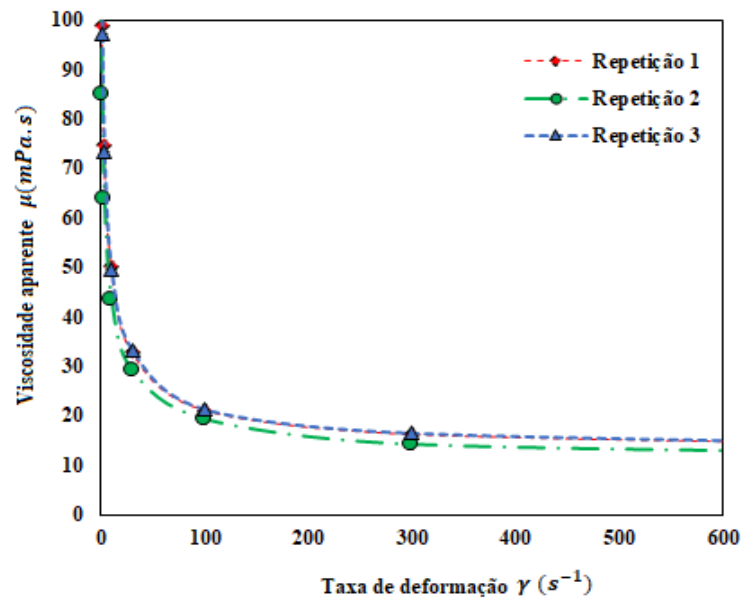


Fonte: própria autora.

Com base nos dados experimentais e os seus desvios médios foi obtido uma faixa de erro de viscosidade entre 5% e 21%. Os dados mostraram um erro de viscosidade (%) elevado para taxa de deformações mais baixas ($0,03 \text{ s}^{-1}$ e $0,01 \text{ s}^{-1}$); e para taxas de deformações mais altas (100 s^{-1} e $0,1 \text{ s}^{-1}$) mostraram erros de viscosidade (%) menores. Desta forma, a ordem de grandeza da barra de erro é extremamente pequena em relação a cada ponto experimental, porém quando analisados em escala logarítmica é possível

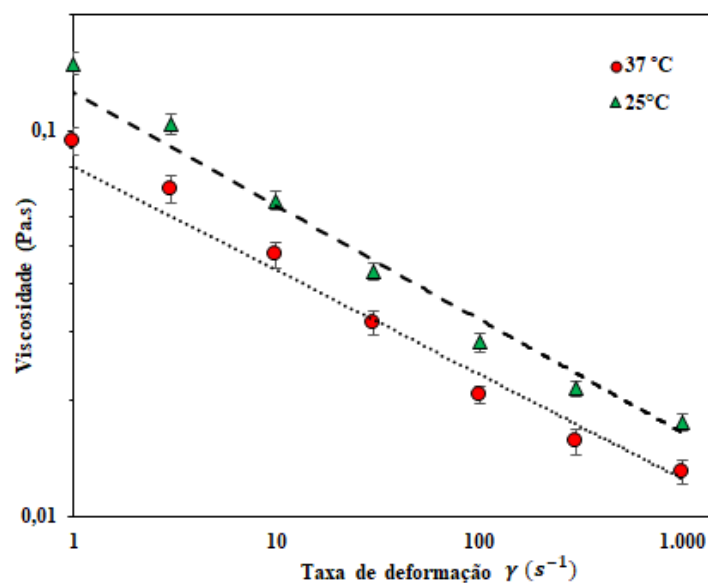
notar valores mais significativos no erro quando comparado com os eixos lineares, como apresentados na Figura 24.

Figura 23 – Triplicata para curva de viscosidade do fluido V à 37°C.



Fonte: própria autora.

Figura 24 – Curvas de viscosidade em escala logarítmica do fluido V à 37°C e 25°C.

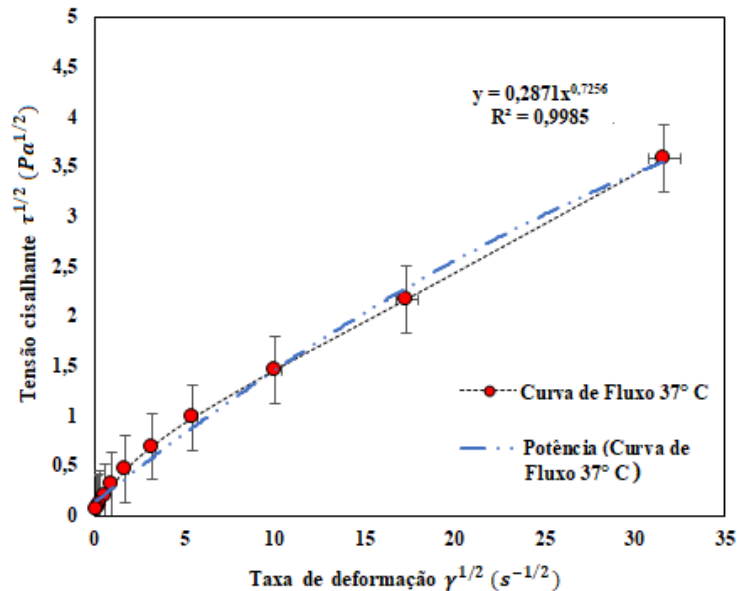


Fonte: própria autora.

As Figuras 25 e 26 apresentam a curva de fluxo e as Figuras 27 e 28 apresentam a curva de viscosidade para a temperatura de 37 °C. Pode-se ver as curvas para a

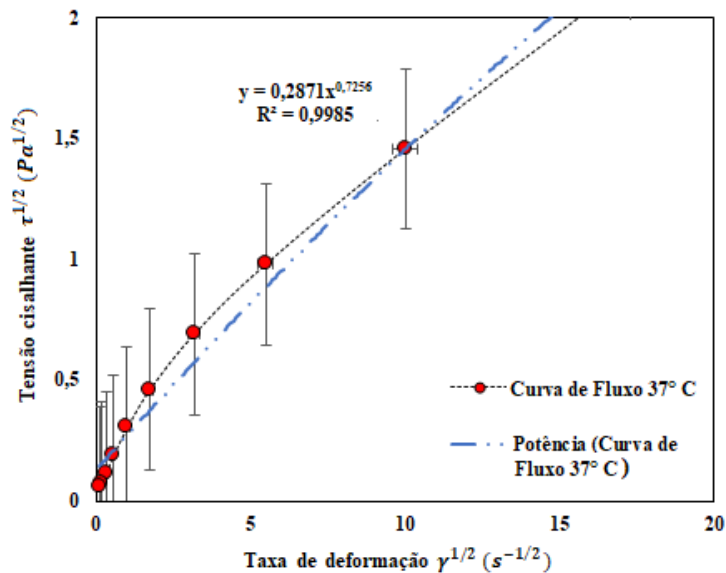
temperatura de 25 °C no APÊNDICE C. As linhas tracejadas são ajustes da equação para os dois experimentos, conforme apresentado nas equações na Figura 25.

Figura 25 – Curva de fluxo para 37°C para fluido V.



Fonte: própria autora.

Figura 26 – Aproximação da curva de fluxo para 37°C para fluido V.



Fonte: própria autora.

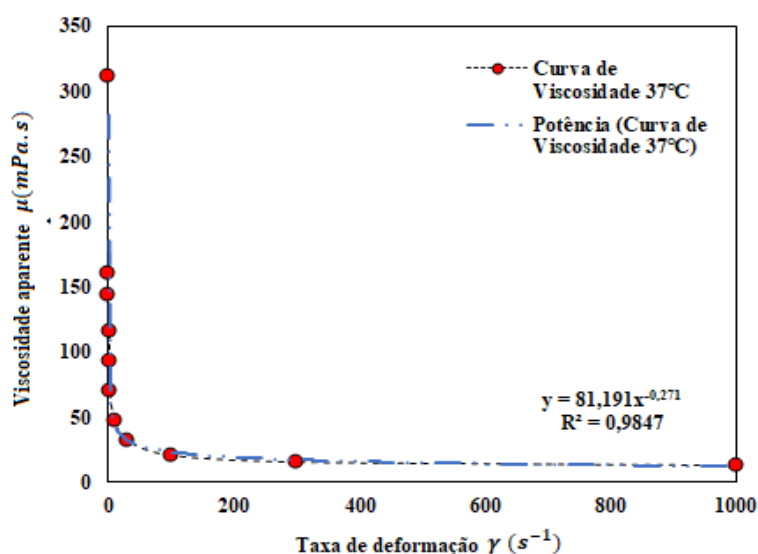
De acordo com Yamamoto *et al.*, (2020), ocorre a diminuição da tensão cisalhante à medida que a taxa de deformação aumenta, sobretudo para baixos valores de $\dot{\gamma}$. Dessa maneira não existe tensão limite de escoamento, uma vez que a tensão cisalhante tende a zero quando $\dot{\gamma} \rightarrow 0$. A variação da tensão cisalhante é mostrada na Figura 26,

sendo quase que estaticamente reduzida para valores mais baixos, nesse momento; de acordo Robertson, Sequeira e Owens (2009); o que acontece para o sangue é que as células individuais formam cadeias mais curtas, em seguida formam rolos mais longos e, eventualmente, uma microestrutura 3D.

Os resultados do fluido “teste” apresentam uma característica de fluidos não newtonianos conhecido como "*shear-thinning*", que é quando a viscosidade diminui à medida que a taxa de deformação aumenta. Assim, com a remoção da tensão cisalhante a viscosidade se recupera rapidamente. Esse comportamento reológico, pode ser atribuído ao uso de goma xantana em solução, que de acordo com Borges e Vendruscolo (2008), cadeias de xantana formam uma rede tridimensional contínua e de fraca ligação (formação de géis termicamente reversíveis) que conseqüentemente é passível de mudanças ocasionadas pelas diferentes condições operacionais aplicadas durante o ensaio, concentrações, fermentação e do microrganismo produtor da goma (ZATZX; STEVEN KNAPP, 1982; BORGES; VENDRUSCOLO, 2008).

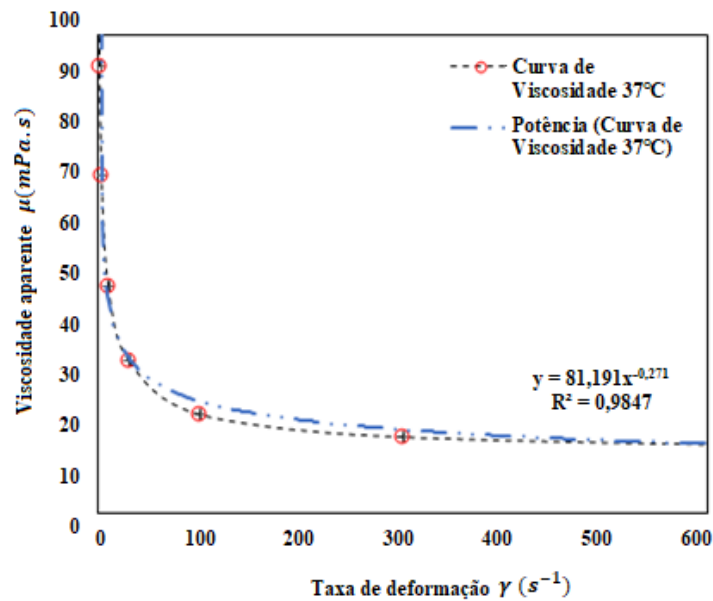
Na Figura 27, observa-se que à medida que a tensão cisalhante aumenta, há uma diminuição acentuada na viscosidade até que um platô na viscosidade η_{∞} seja atingido, como pode-se ver na Figura 27 e 28. O tempo finito necessário para que o equilíbrio da estrutura seja alcançado (ambos durante a agregação e desagregação) é responsável pelo comportamento tixotrópico e viscoelástico do sangue em baixas taxas cisalhantes (ROBERTSON; SEQUEIRA; OWENS, 2009).

Figura 27 – Curva de viscosidade para 37°C para fluido V.



Fonte: própria autora.

Figura 28 – Desvio médio da curva de viscosidade para 37°C para fluido V.



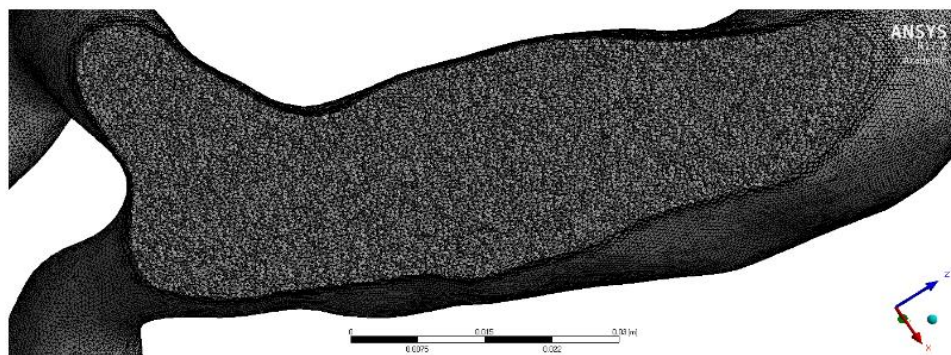
Fonte: própria autora.

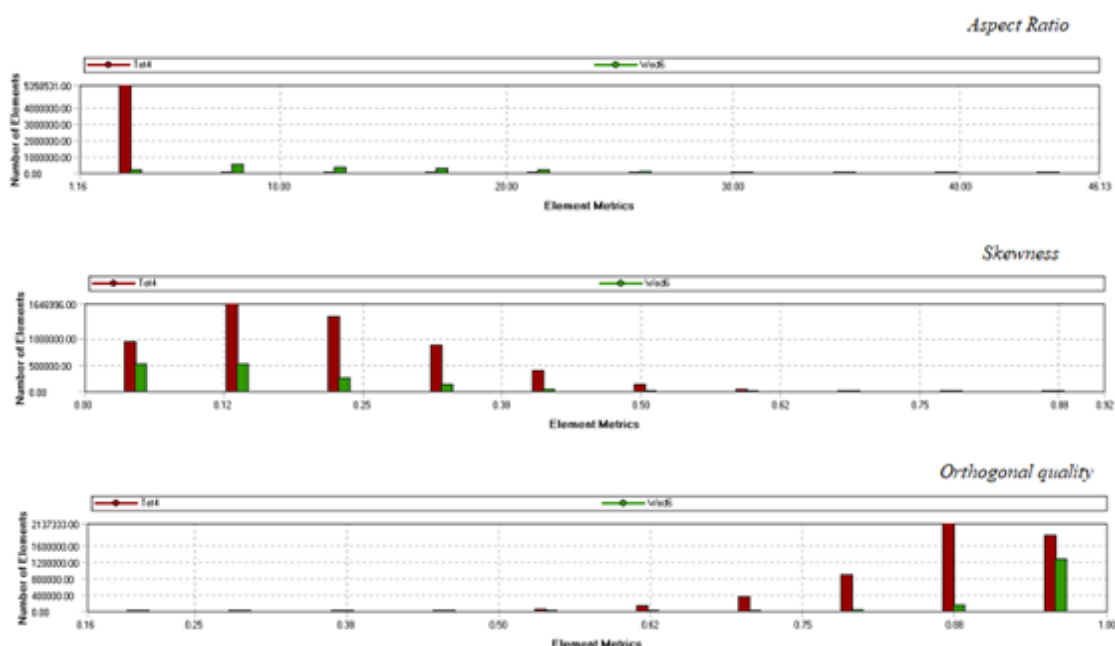
Além do fluido teste na parte experimental foi feito a confecção da seção de teste em resina epóxi que servirá futuramente como visualização de escoamentos através de Velocimetria por Imagem de Partícula – PIV. Mais informações são encontradas no Apêndice D.

5.2 PROCEDIMENTO NUMÉRICO

Dentre as malhas discretizadas na verificação do domínio aórtico do fluido, a malha intermediária foi a escolhida, pois o resultado é adequado para o método do GCI. A malha do aneurisma possui 6.771.513 elementos tetraédricos e 1.644.977 de nós, Figura 29.

Figura 29 – Malha intermediária do fluido de 6 milhões de elementos e os seus parâmetros de qualidade da malha.





Fonte: própria autora.

Para a verificação foram analisadas velocidades, pressão e tensão na parede para os tempos 0,5 s, 0,6 s, 0,7 s e 0,8 s que correspondem ao modelo proposto por Sinnott, Cleary e Prakash (2006) para dois pulsos do perfil de velocidade.

5.2.1 Spalart-Allmaras e $k-\varepsilon$ RNG

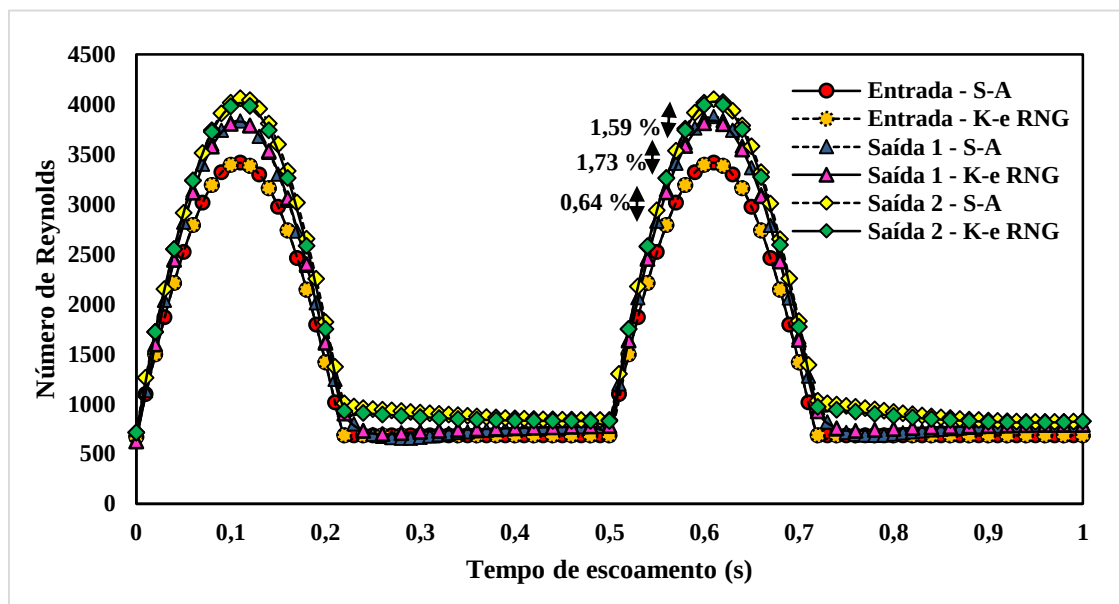
O fluxo constante em uma artéria é descrito pelo número de Reynolds, $Re = \rho U D / \mu$, com U e D sendo a velocidade média e o diâmetro e ρ e μ a massa específica e a viscosidade dinâmica do sangue. O número de Reynolds representa a razão entre forças inerciais e forças viscosas. As forças inerciais são as responsáveis pela instabilidade do escoamento, enquanto as forças viscosas tendem a permanecer as mesmas para fluidos Newtonianos, ou seja, para os modelos turbulentos a viscosidade é afetada pela temperatura e pressão. Contudo, a viscosidade não varia com o aumento da taxa ou tensão cisalhante, sendo denominada uma viscosidade absoluta, para o sangue o seu valor é de 3,5 mPa.s.

Os números de Reynolds, para os modelos turbulentos do SA e para $k - \varepsilon$ RNG, se encontram na Figura 30 em forma senoidal de acordo com pulso utilizado como condição de contorno, apenas o ciclo final é analisado para evitar a influência dos efeitos de inicialização. Observa-se que a ordem de grandeza para o número de Reynolds é similar quando se observa a curva, sendo 0,64 %, enquanto a diferença entre as entradas e entre as saídas 1 e 2 são respectivamente 1,73 % e 1,59 %. O valor é baixo quando

analisado percentualmente e isso se deve ao fato de a viscosidade dinâmica permanecer constante para os dois modelos.

O escoamento na saída 2 em ambos os modelos entra na faixa de turbulência para escoamentos internos, ou seja, $Re > 4000$ indicando a transição dos dois regimes, laminar e turbulento. O cálculo prévio para o número de Reynolds, através da literatura e dimensões do AAA utilizado, serviu para verificação da malha (ver ANEXO D), e como conjectura de que uma das saídas teria o escoamento turbulento. Uma vez que para o modelo SA é necessário um maior refinamento da malha devido aos fluxos viscosos turbulentos na região próxima à parede, é necessário utilizar o *yplus* e, portanto, tem-se uma malha com maior número de elementos. A malha gerada serve tanto para o modelo $k - \varepsilon$ RNG, quanto para os modelos Carreau e Casson.

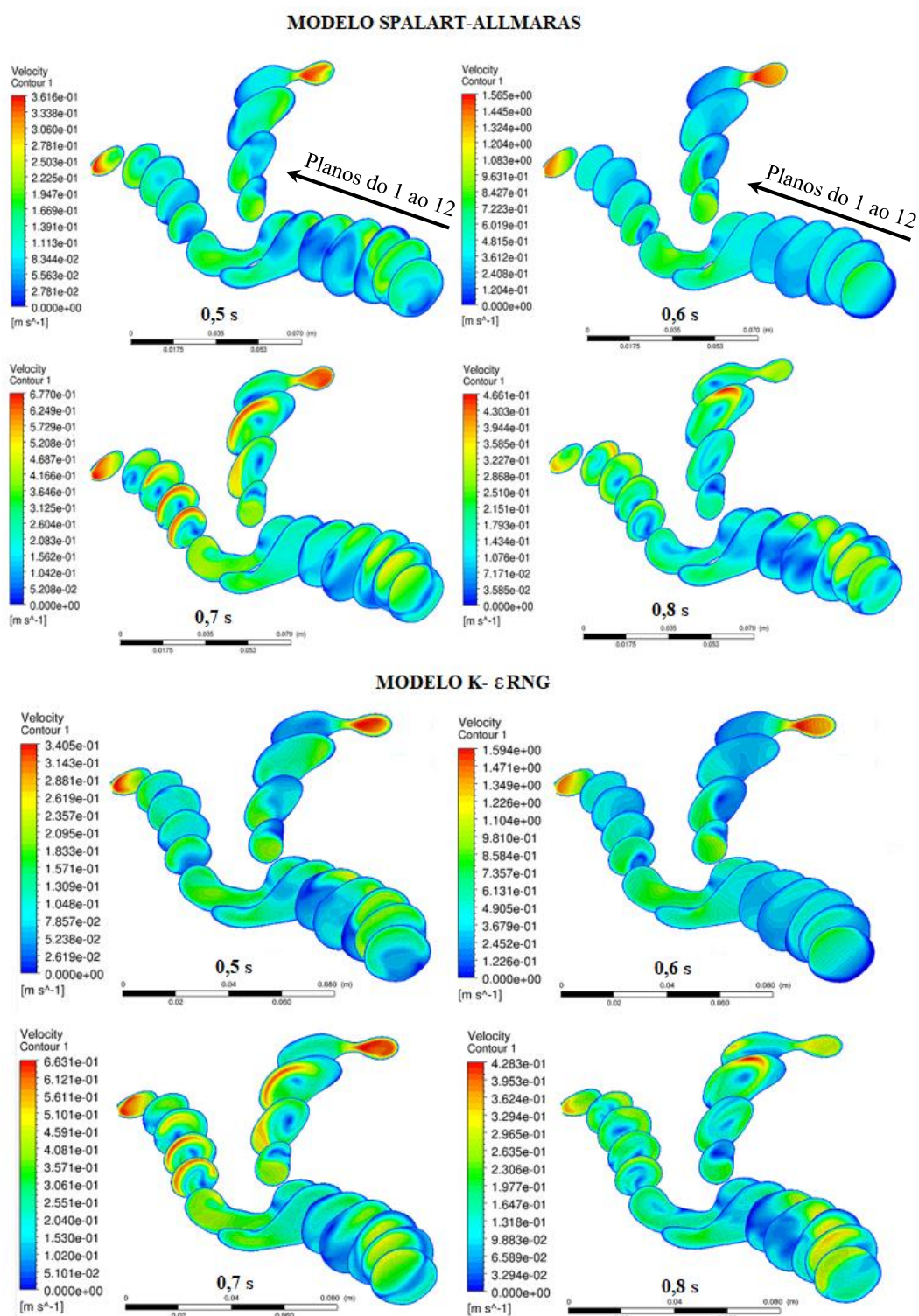
Figura 30 – Número de Reynolds para os modelos turbulentos.



Fonte: própria autora.

Observa-se em ambos os modelos que na saída do pulso na transição dos instantes 0,5 s para 0,6 s (pico de velocidade) que o sangue é forçado a passar pelo aneurisma, devido a abertura da válvula cardíaca, nota-se também a presença de massa de fluido em movimento rotativo em torno de uma região central (plano Z) como mostrado na Figura 31.

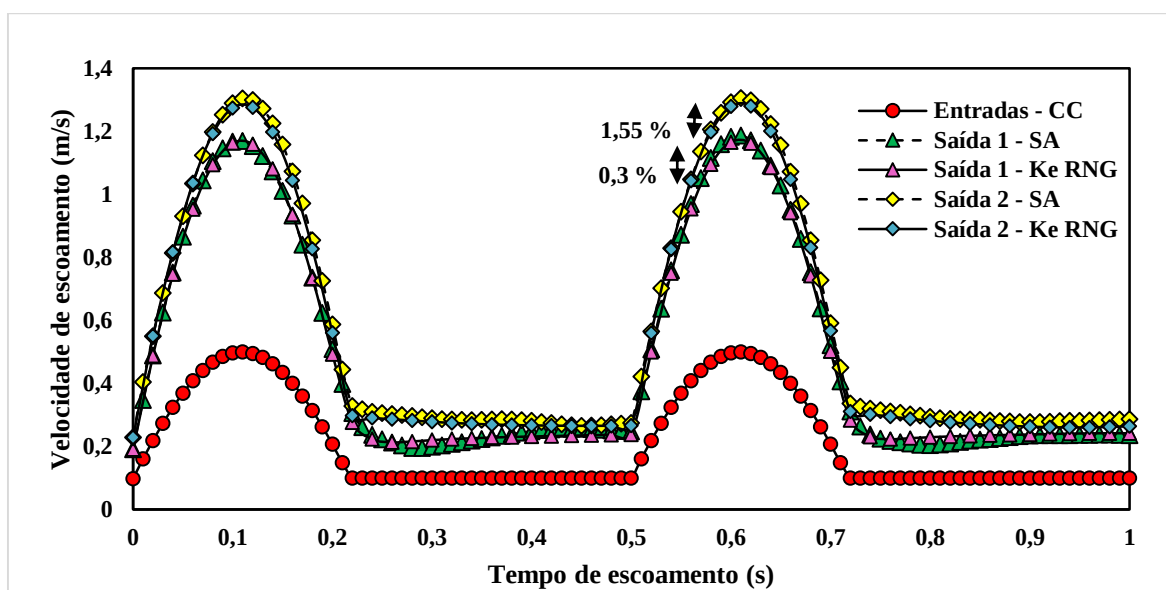
Figura 31 – Campo de velocidades no domínio utilizando-se o modelo de Spalart-Allmaras e modelo de k- ϵ RN, respectivamente, para os seguintes instantes: $t = 0,5$ s; $0,6$ s (pico de velocidade); $0,7$ s; $0,8$ s em planos XY.



Fonte: própria autora.

As estruturas turbilhonares do SA e do $k - \varepsilon$ RNG, estão expostas nos mesmos planos e com ordem de grandeza para velocidades similar. Quando comparados os modelos entre si, para a curva da Figura 32 observa-se 0,3 % para saída 1 e 1,55 % para saída 2, como a entrada é dada pela UDF a entrada tem as mesmas velocidades para ambos os modelos, pois trata-se de uma condição de contorno (cc). As cores do gradiente local da velocidade, indicam baixo valor de velocidade para valores situados abaixo da escala e as cores acima da escala, velocidade elevada.

Figura 32 – Perfil de velocidade para os modelos de turbulência.

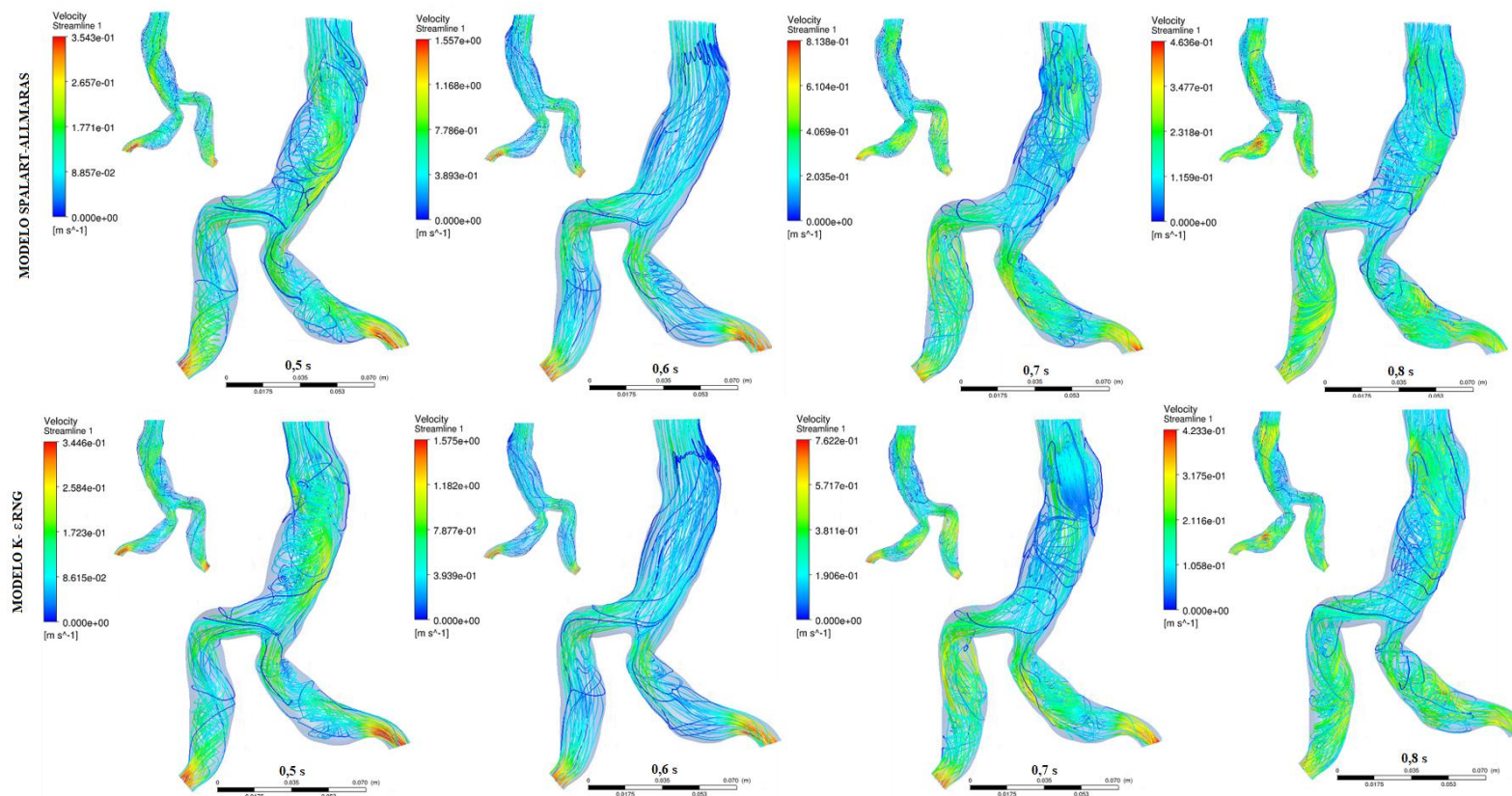


Fonte: própria autora.

A abertura e fechamento da válvula dentro desse 1 s, altera bruscamente o fluxo, logo após sua passagem pelo AAA, formando assim, fluxos com sentido contrários ao do escoamento. As recirculações dentro do AAA são observadas nos planos XY da Figura 31. Na Figura 33 é possível a visualização das linhas de trajetória que indicam a trajetória instantânea das partículas do sangue e a magnitude da velocidade.

Como o pulso desacelera para os instantes 0,7 s e 0,8 s ocorre o fluxo adverso e um comportamento não linear das linhas de trajetória fica mais visível ao final do pulso, como mostrado na Figura 33. A desaceleração do fluxo é ocasionada pela transição natural do fluxo laminar para a turbulência, assim como também o aumento do diâmetro da geometria contribui para redução da velocidade e consequentemente para o aumento da pressão e separação do fluxo.

Figura 33 - Campo de velocidades no domínio utilizando-se o modelo Spalart-Allmaras e modelo de k- ϵ RNG, respectivamente, para os seguintes instantes: $t = 0,5$ s; $0,6$ s (pico de velocidade); $0,7$ s; $0,8$ s em linhas de trajetória.



Fonte: própria autora.

Na Figura 31, entre os instantes de 0,7 s a 0,8 s é possível observar a separação do fluxo através dos planos 1, 2, 4, 5, 10 e 12, ficando mais evidente a separação da camada limite, logo após a passagem do sangue pelos planos 4 e 10, que possui diâmetro maior que o seu plano anterior; assim o escoamento fica mais lento devido às forças de retardamento que atuam no fluido e devido à tensão cisalhante, o que ocasiona um aumento da pressão contrária, ou seja, gradiente de pressão adversa.

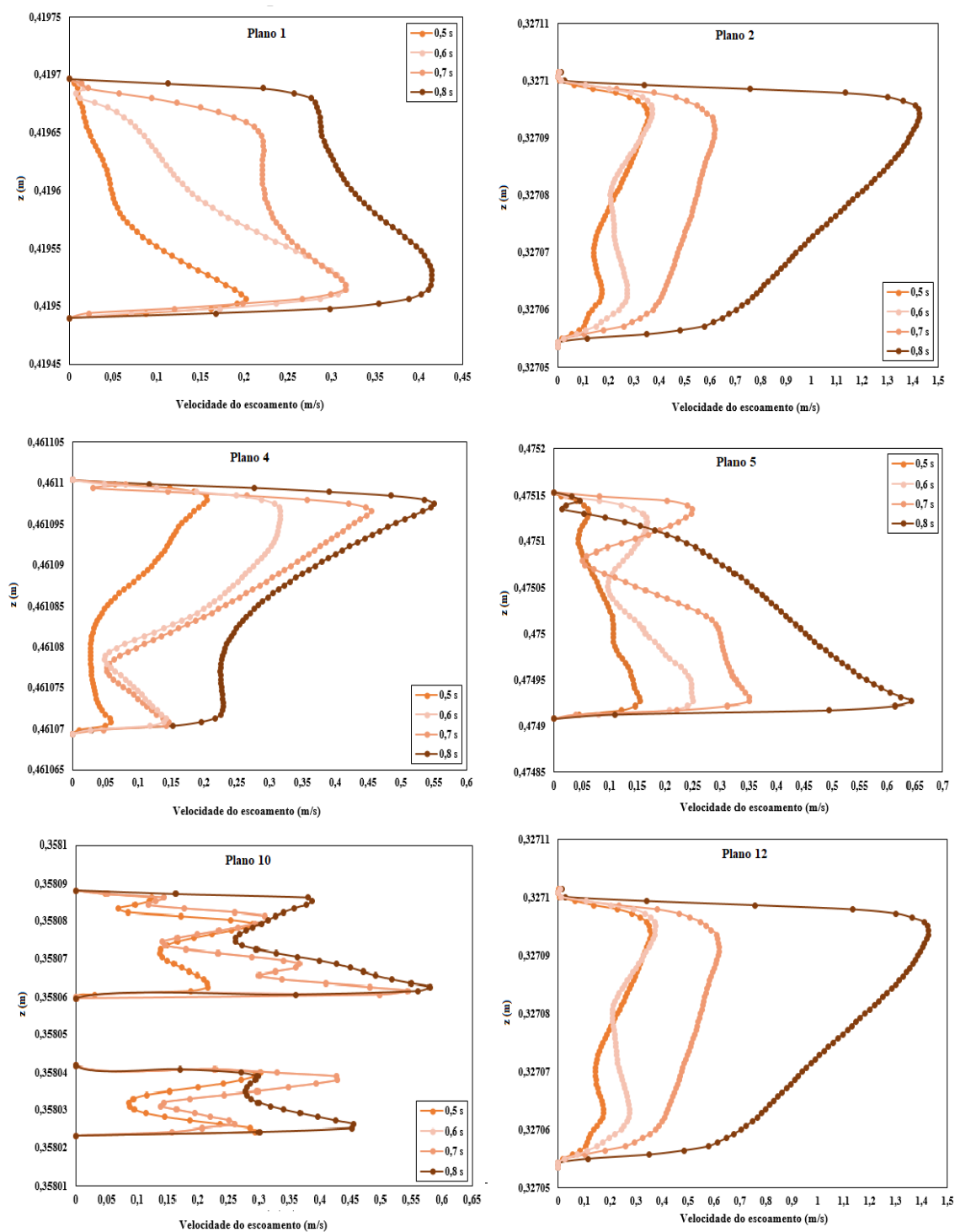
Semelhante a análise feita aos campos de velocidades, faz-se para o campo de pressões localmente. Os perfis de distribuição de pressão correspondentes para os modelos Spalart-Allmaras e $k-\varepsilon$ RNG (Figura 35) são baseados nas condições de contorno para a saídas 1 e 2 para a média entre as pressões de diástole e sístole, a diferença entre os modelos na entrada é de 0,07 % e são apresentadas na Figura 36. Ambos os modelos descreveram os gradientes de pressão adverso com precisão para os instantes 0,6 e 0,7 s, quando analisados para os valores baixos dos campos de velocidade (Figura 33).

O perfil de velocidade para o modelo SA para os planos 1,2, 4, 5, 10 e 12, como apresentado na Figura 34, foi analisado para a melhor visualização do fluxo reverso. Foi verificado um fluxo contrário a partir do plano 2, sendo os planos 4 e 10, para os instantes 0,6 a 0,7 s; os mais representativos dentre os planos selecionados, pois esses apresentam pontos de inflexão nos perfis. De maneira análoga, é possível supor que os fluxos reversos também ocorrem para o modelo e $k-\varepsilon$ RNG, como observado pelas linhas de trajetória da Figura 33.

Na parede da artéria é admitida uma condição de não escorregamento que é válida para paredes sólidas, como demonstrado na Figura 34. De acordo com Oliveira (2009) embora a parede seja flexível e possa ser modelada como sólida, a existência de elevados gradientes de velocidade no escoamento, sejam para escoamentos laminares e/ou turbulentos, podem acometer a erros na implementação das condições fronteiras e essas têm a tendência a amplificar e a induzir oscilações artificiais (de origem numérica) nos campos de velocidade, pressão e tensões.

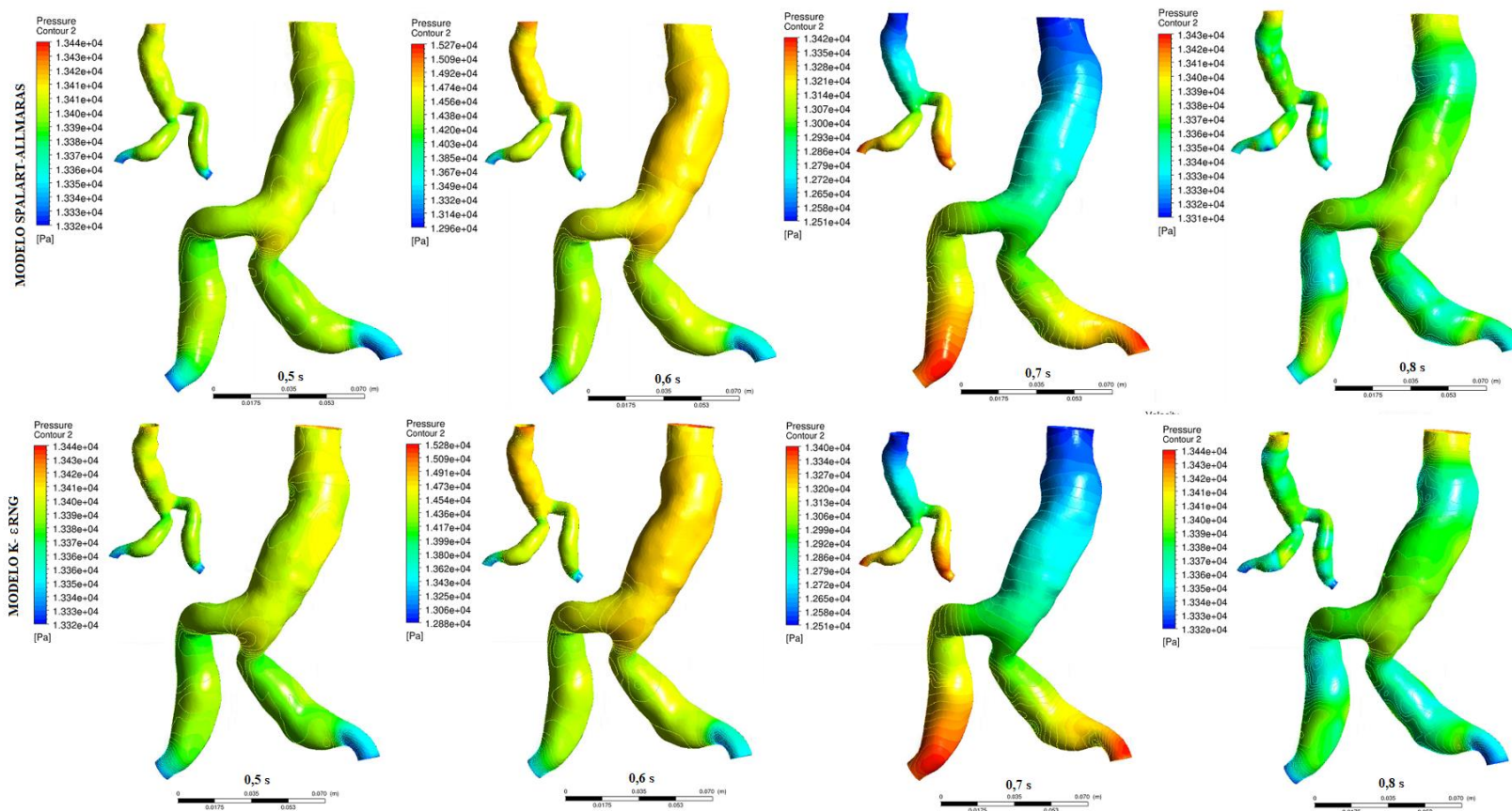
A simulação demonstra que a velocidade do sangue na região do aneurisma diminui após o pico de velocidade (Figura 32), resultando no aumento da pressão dentro da região do aneurisma, como visto na Figura 35. As velocidades foram desenvolvidas de 0 a 1,45 m/s como apresentado nos planos 2 e 12 da Figura 34. Quando comparado o resultado da Figura 8, pode-se assumir que existe um elevado gradiente de velocidade, e que aproximadamente 60 % do resultado difere do dito como valor máximo de referência (0 a 0,6 m/s) para aorta abdominal saudável.

Figura 34 – Perfil de velocidade na camada limite para modelo Spalart-Allmaras no eixo z.



Fonte: própria autora.

Figura 35 - Campo de pressão na superfície do domínio utilizando-se o modelo de Spalart-Allmaras e modelo de k- ϵ RNG, respectivamente, para os seguintes instantes: $t = 0.5$ s, 0.6 s (pico de velocidade), 0.7 s, 0.8 s.

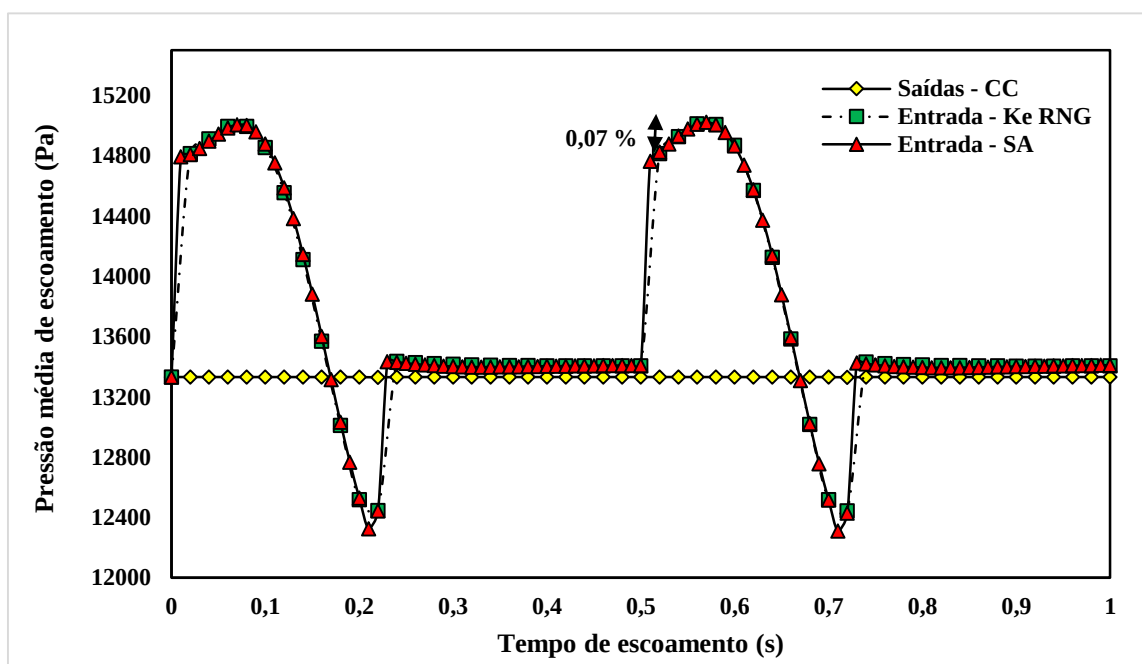


Fonte: própria autora.

A pressão média para 0,6 s na simulação foi de 92,4 mmHg (12 kPa) a 112,5 mmHg (15 kPa) e para a referência da Figura 8 o valor é de 70 mmHg (9 kPa) a 110 mmHg (14 kPa), o que corresponde a uma diferença da aorta com aneurisma e saudável de 2,22 % do valor máximo. De acordo com Gomes *et al.*, (2020) a ruptura não está associada ao aumento de pressão, uma vez que submeteu experimentalmente à pressão de insuflação acima de 900 mm Hg (120 kPa) aortas abdominais sem e com aneurismas infrarrenais. Ele constatou que a parte mais dilatada do aneurisma não foi a mais vulnerável sob a pressão, e sim com um diâmetro considerado normal.

O perfil de pressão para entrada dos modelos Spalart-Allmaras e $k-\epsilon$ RNG são elevadas quando comparadas às saídas definidas através de condições de contorno (cc) 100 mmHg (13 kPa), isso ocorre devido ao grau de inclinação da parede, das características físicas do AAA, que levam a recirculações de sangue, queda de velocidade e aumento da pressão dentro da região do aneurisma, e nestas regiões devido esses fatores, pode ocorrer enfraquecimento da parede.

Figura 36 – Perfil de pressão média para os modelos turbulentos.



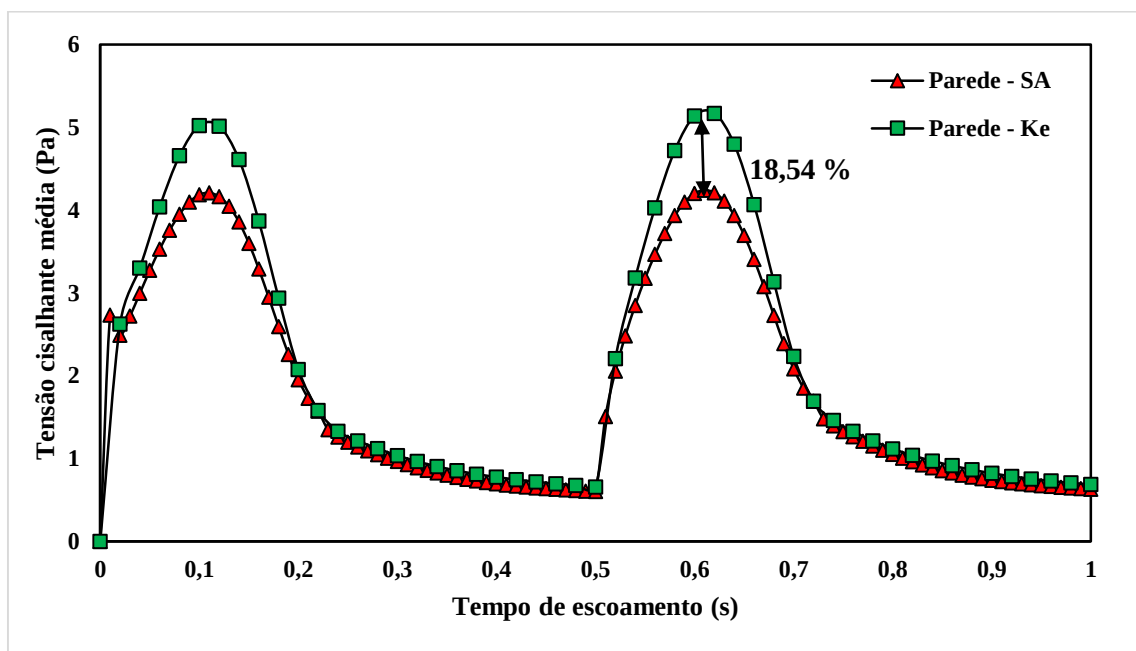
Fonte: própria autora.

De acordo com Chen *et al.*, (2013) estudos de características turbulentas em vasos sanguíneos indicam que quanto maior for a turbulência do fluxo, maior será a tensão cisalhante e mais provável a existência de uma dilatação estrutural das paredes. As estruturas dos vórtices para os modelos turbulentos Spalart-Allmaras e $k-\epsilon$ RNG

(Figura 38) diferem em relação, a escala, ao instante de tempo, localização e intensidade. Embora note-se uma semelhança entre os números de Reynolds, apresentado na Figura 30 em suas localizações para os instantes 0,7 e 0,8 s existe uma diferença relativa de 99,8% para o valor máximo do instante 0,7 s, sendo o modelo SA o com menor viscosidade quando comparado ao modelo $k - \varepsilon$ RNG. A diferença entre os valores encontrados para os modelos, está associado ao número de equações de balanço, pois para o modelo de uma equação a energia cinética específica turbulenta (k) é a própria viscosidade turbulenta e enquanto para duas equações tem-se a energia cinética específica turbulenta (k) e a potência de transformação viscosa de energia cinética turbulenta (ε).

Observa-se na Figura 39, que o WSS para os dois modelos estudados; tem o valor máximo da tensão cisalhante para os modelos Spalart-Allmaras e $k - \varepsilon$ RNG que ocorre no instante 0,6 s região de onde o zoom corresponde ao pico de velocidade, com valores da ordem de 119 Pa e 120 Pa respectivamente. Estes valores mostram que está fora da faixa normal fisiológica – 1 a 7 Pa. no entanto, esse valor não justifica a ruptura da artéria, pois o máximo valor se encontra na entrada, o que pode ser apontado como um erro de malha pontual ou mesmo ser inerente às condições de contorno, impostas pela UDF, uma vez que esse perfil não ocorre na prática na região definida como entrada. A ordem assim fica localmente para os instantes 0,6 s próxima de 40 a 60 Pa para as regiões próximas, às saídas, e próxima de 4 e 5 Pa quando essa tensão cisalhante é apresentada na área, como mostrado na Figura 37 para os modelos $k - \varepsilon$ RNG e Spalart-Allmaras, respectivamente. De acordo com Geraldles (2015), a tensão cisalhante da ordem de 35 Pa pode levar à deterioração do endotélio e possível ruptura.

Figura 37 – Perfil de tensão cisalhante média na superfície.

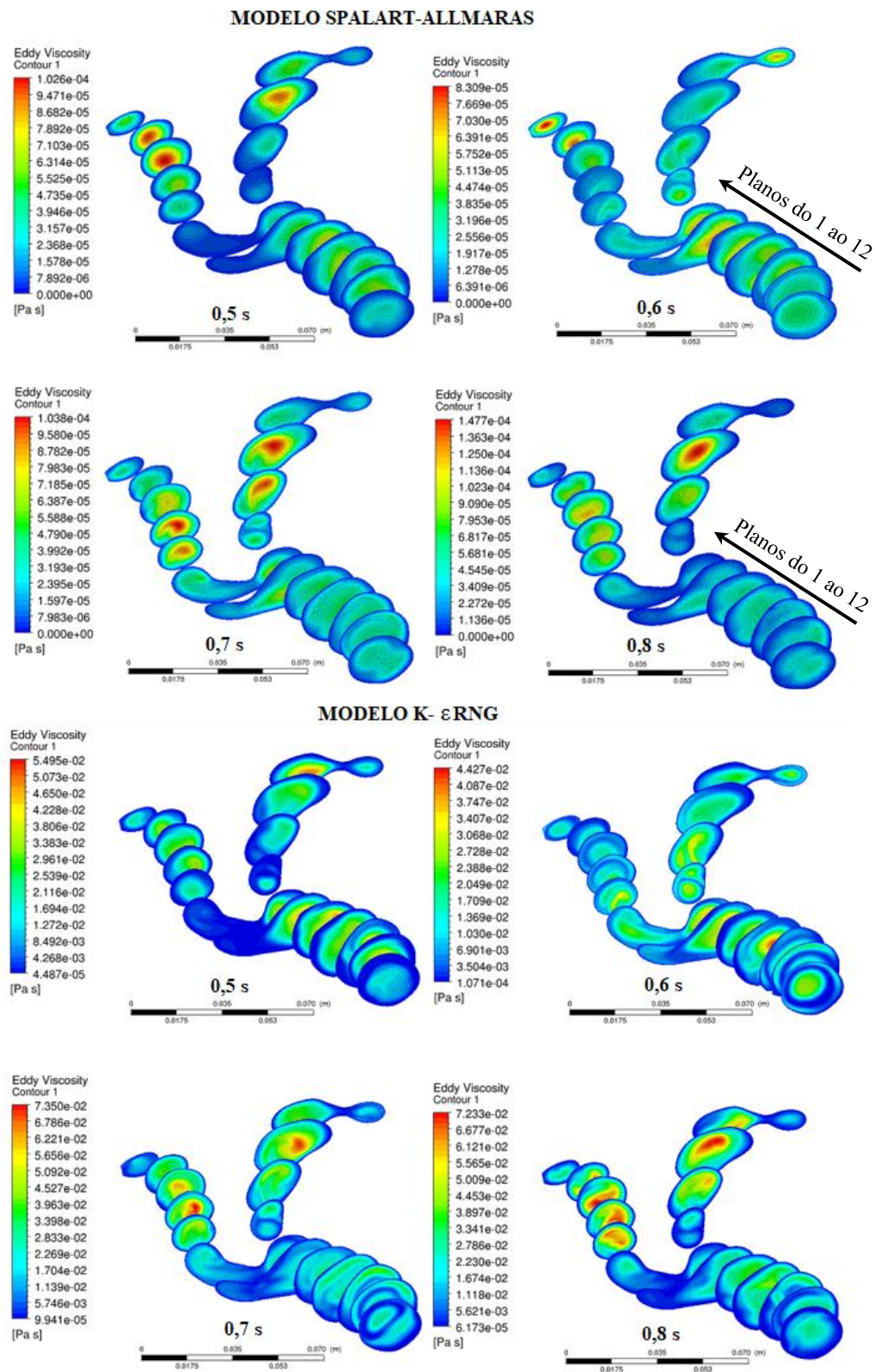


Fonte: própria autora.

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

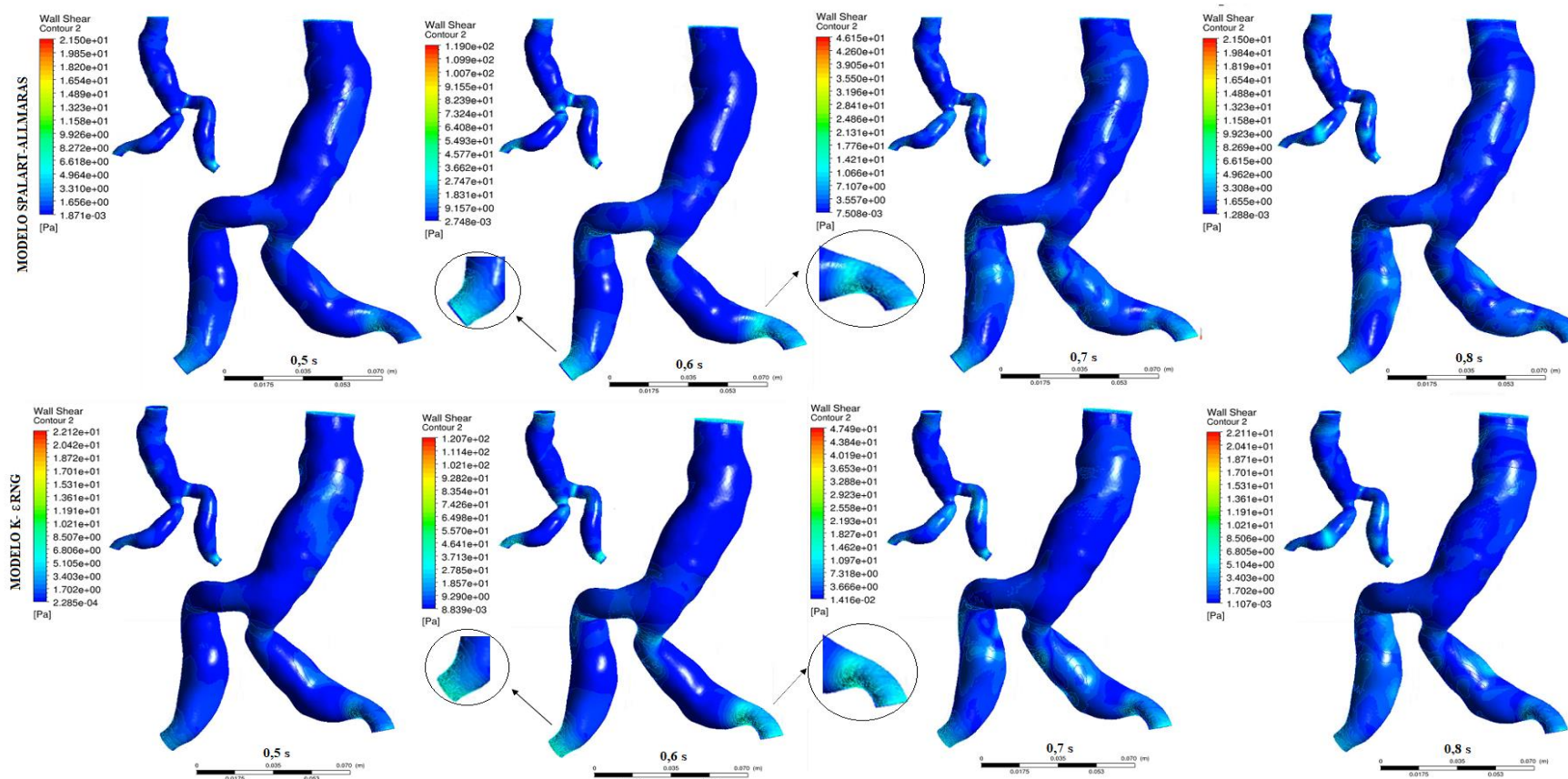
Devido aos valores máximos de WSS estarem próximos entre si, pode-se observar que o modelo Spalart-Allmaras com sua simplicidade de modelo de 1 equação oferece um resultado similar ao modelo $k - \varepsilon$ de 2 equações. Embora o valor de Spalart-Allmaras tenha sido menor quando comparado ao encontrado pelo $k - \varepsilon$ RNG, a diferença é pequena quando analisada localmente; visto que para o modelo de 2 equações existem um tempo maior de processamento, enquanto para o modelo de 1 equação o tempo se reduz, assim diminuindo o custo computacional.

Figura 38 – Campo de viscosidade turbulenta no domínio utilizando-se o modelo de Spalart-Allmaras e modelo de $k-\varepsilon$ RNG, respectivamente, para os seguintes instantes: $t = 0,5$ s; $0,6$ s (pico de velocidade); $0,7$ s; $0,8$ s em planos XY.



Fonte: própria autora.

Figura 39 – Distribuição de tensão cisalhante na superfície do domínio utilizando-se o modelo de Spalart-Allmaras e modelo de k- ϵ RNG, respectivamente, para os seguintes instantes: $t = 0,5$ s; $0,6$ s (pico de velocidade); $0,7$ s; $0,8$ s.



Fonte: própria autora.

5.2.2 Modelo Carreau e Casson

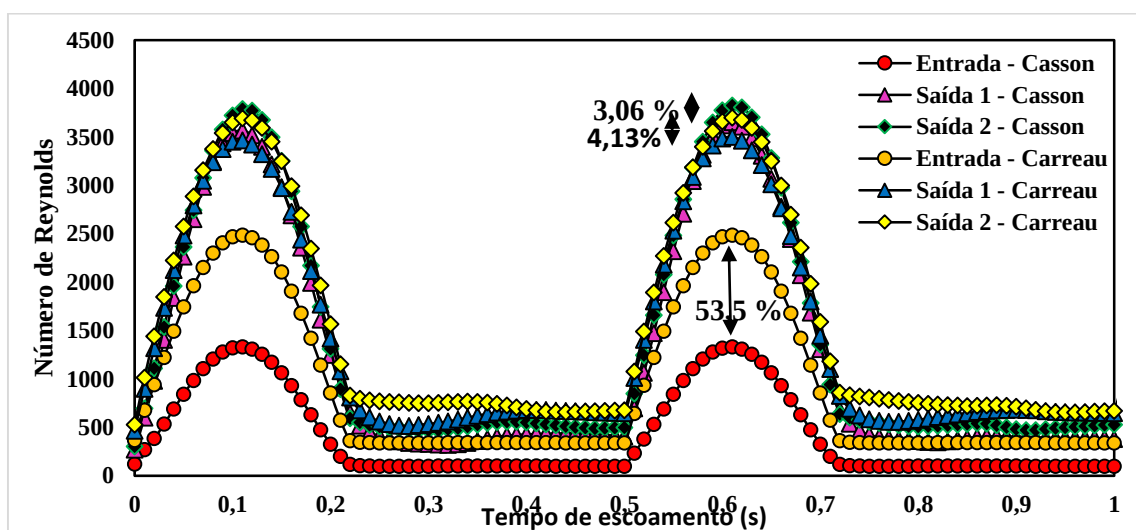
De acordo com Poelma C, Watton PN, Ventikos Y. (2015) se analisarmos a dinâmica dos fluidos, para os fluidos não newtonianos, altamente pulsátil em geometrias complexas com parede flexíveis, como nos casos das artérias, pode-se transformar um escoamento transiente em turbulento, por causa das altas velocidades de pico.

Como o *software* Ansys® não resolve simultaneamente a turbulência com a reologia do fluido, este resultado será analisado somente em função do fluxo laminar, e assim como para os modelos turbulentos foram calculados os números de Reynolds para os modelos não newtoniano Carreau e Casson, para esses, as viscosidades utilizadas são aparentes e dependem da equações dos modelos, o número de Reynolds estão ilustrados na Figura 40, os valores encontram-se em forma senoidal conforme o pulso utilizado como condição de entrada. O número de Reynolds apresentou uma discrepância maior entre os modelos na entrada, de 53,5% enquanto nas saídas 1 e 2, respectivamente, se obteve uma diferença de 4,13% e 3,06%. Essa diferença é mais representativa para esses modelos de fluidos do que para os modelos turbulentos. Provavelmente a causa para essa diferença se deve ao fato do modelo Casson não ser nativo do Ansys, embora, tal extrapolação não pode ser conclusiva por falta de mais evidências. O modelo Casson implementado se encontra em uma UDF (ANEXO A).

O escoamento na saída 1 e 2 para o modelo Casson, tem o maior valor do número de Reynolds nas saídas e o menor valor na entrada quando comparado ao modelo Carreau. Ambos os modelos estão na faixa de transição, sendo o maior valor encontrado para os modelos de $Re \cong 38280$ (transição) e o menor valor de $Re \cong 1330$ (Laminar). Salienta-se que na entrada o escoamento tem um perfil *Plug Flow* “tampão” idealizado, ou seja, a velocidade é a mesma ao longo de toda seção, Cleary e Prakash (2006).

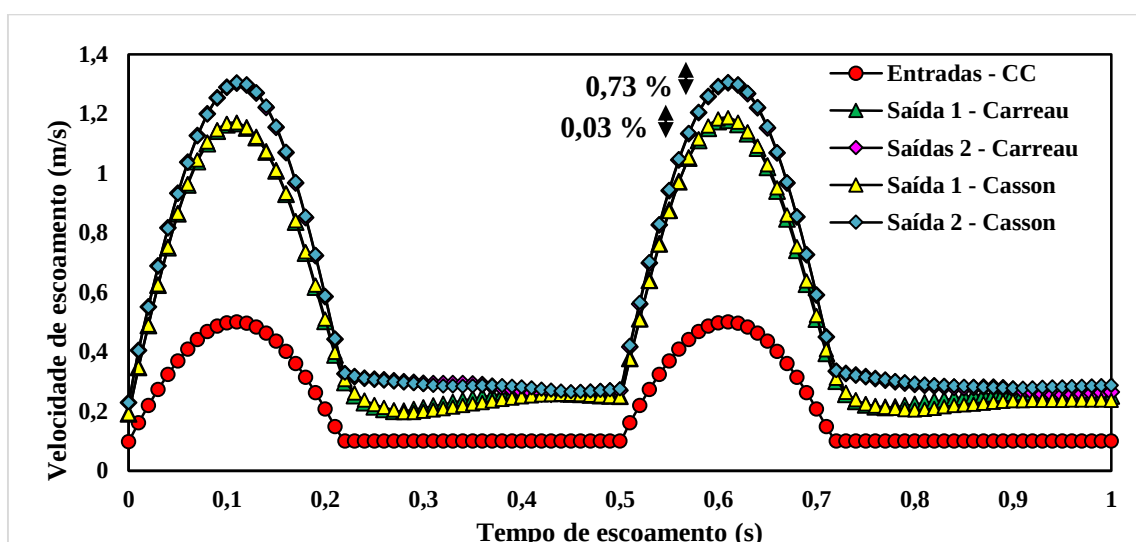
No segundo pico do perfil de velocidade dos instantes 0,5 s para 0,6 s (sístole) o sangue é forçado a passar pelo aneurisma, e nos instantes 0,7 s e 0,8 s (diástole) ocorre o fluxo adverso. A transição do escoamento laminar para o turbulento ocorre durante o intervalo de 1 s, essas podem ser associadas às altas velocidades, as mudanças bruscas de diâmetros e aleatórias das propriedades de pressão e densidade. Quando se compara os modelos de fluido não newtoniano em termos de velocidade, Figura 41, percebe-se uma maior equivalência nos resultados das saídas, uma vez que, a diferença é da ordem de 0,03 % para saída 1 e 0,73 % para saída 2.

Figura 40 – Número de Reynolds do escoamento Reológico.



Fonte: própria autora

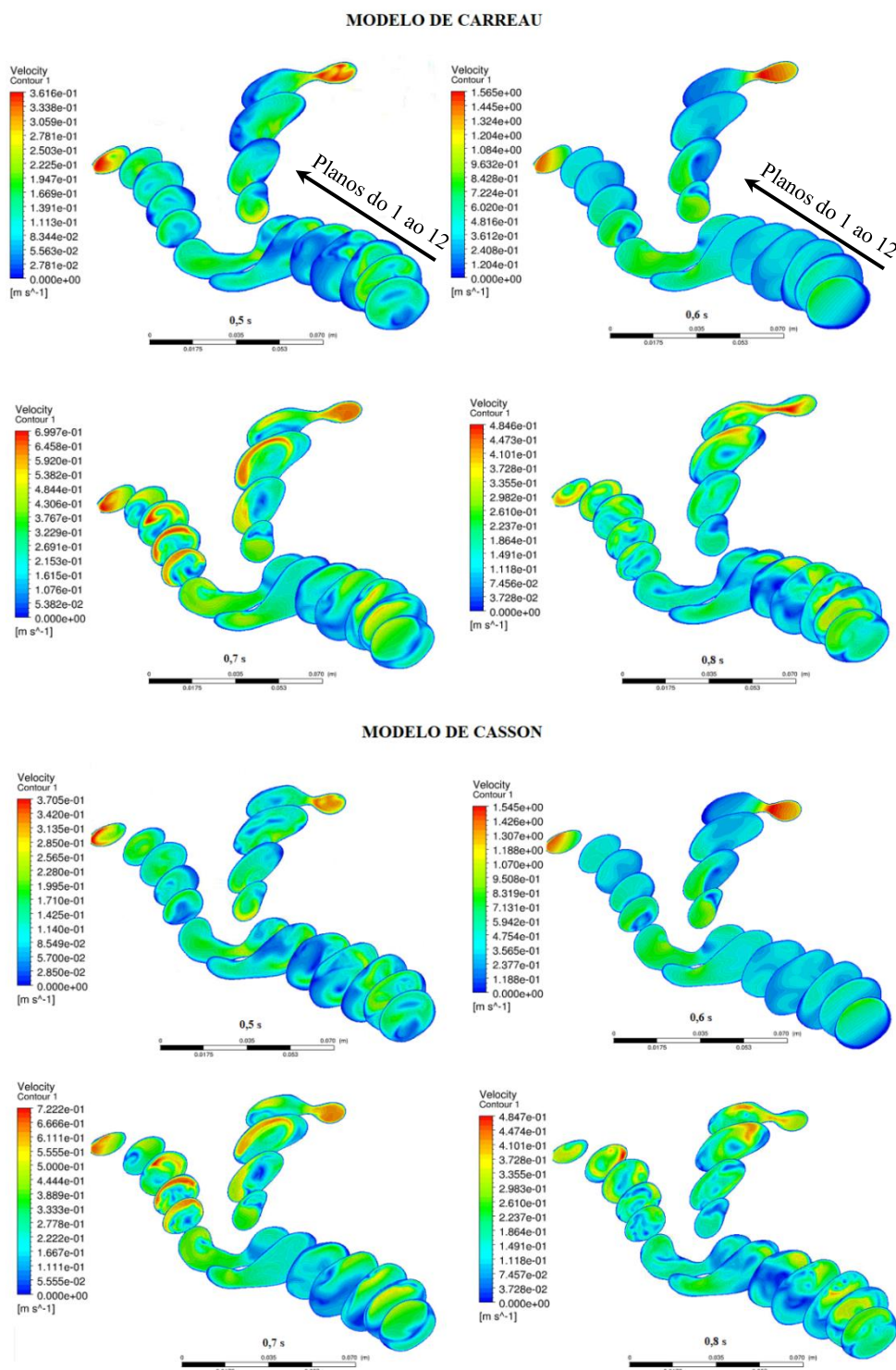
Figura 41– Perfil de velocidade do escoamento Reológico.



Fonte: própria autora

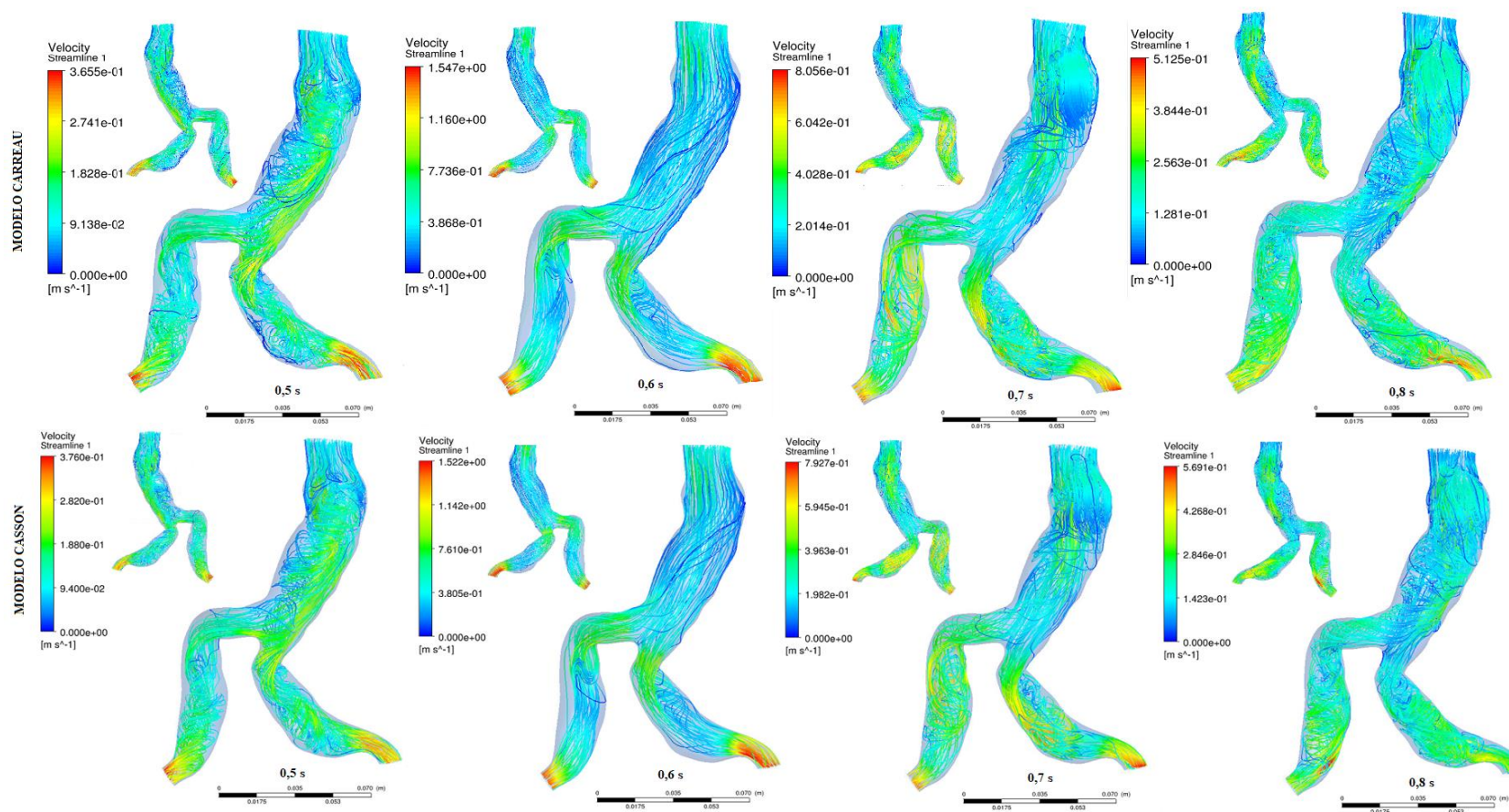
Ao se observar o campo de velocidade em planos paralelos ao plano cartesiano XY verifica-se recirculações em regiões bem distintas, como ilustra a Figura 42. Tais regiões são mais evidentes depois da ocorrência do pico, dado no instante 0,6 s. Nos planos (7,8, 9 e 12) vê-se regiões de recirculação, forma em círculos com sentidos e intensidades diferentes, que mudam a trajetória das partículas do sangue ao longo do tempo. Além disso, as regiões de recirculação ficam mais evidentes quando se analisa as linhas de trajetória, Figura 43, evidentes nos instantes 0,7 a 0,8 s para o modelo Carreau e 0,5 e 0,7 a 0,8 s para o Casson. A variável avaliada pela linha de trajetória, Figura 43, é o módulo do campo de velocidade.

Figura 42 – Campo de velocidades no domínio utilizando-se o modelo de Carreau e Casson, respectivamente, para os seguintes instantes: $t = 0,5$ s; $0,6$ s (pico de velocidade); $0,7$ s; $0,8$ s em planos XY.



Fonte: própria autora

Figura 43 – Campo de velocidades no domínio utilizando-se o modelo de Carreau e Casson, respectivamente para os seguintes instantes: $t = 0.5$ s, 0.6 s (pico de velocidade), 0.7s, 0.8 s em linhas de trajetória.

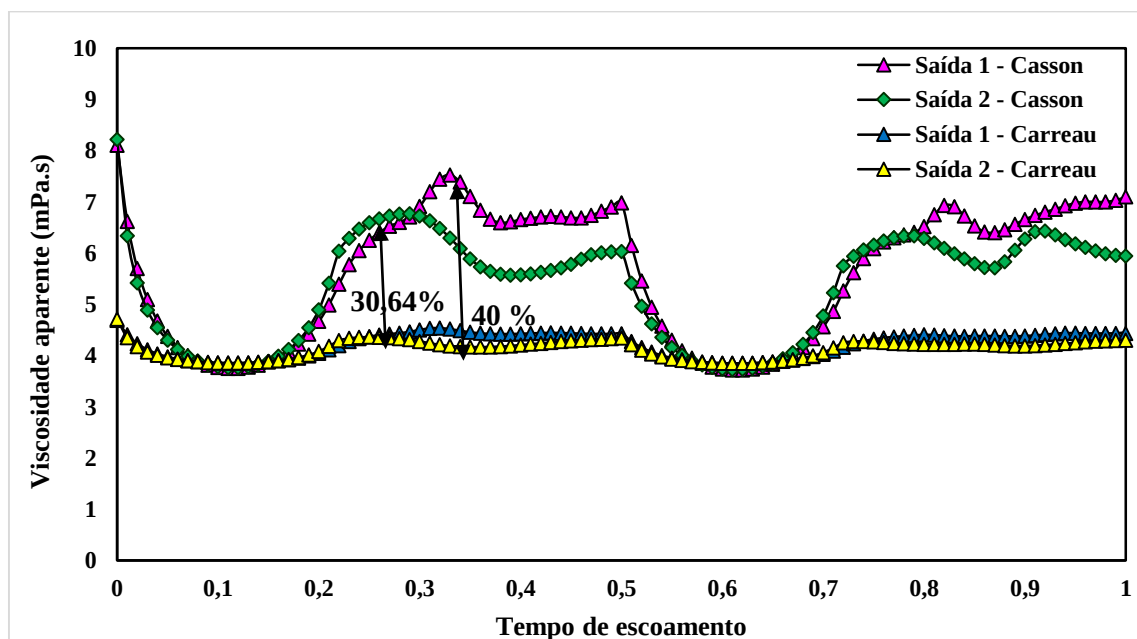


Fonte: própria autora.

De acordo com Rosenson e Uretz (1994) a viscosidade média do sangue em taxas de deformação de 100, 50 e 1 s^{-1} são de $3,26 \pm 0,43$; $4,37 \pm 0,60$ e $5,46 \pm 0,84 \text{ mPa.s}$, respectivamente. Logo, com base nos valores de referência acima citados, e observando o valor da viscosidade aparente resultante da simulação dos dois modelos, Figura 44, infere-se que o modelo reológico Carreau apresenta valores de viscosidade aparente com maior similaridade, em todo instante de tempo simulado, com os obtidos por Rosenson e Uretz (1994), enquanto o modelo Casson apresenta semelhança apenas nos picos de velocidade máxima.

Ao se comparar os valores da viscosidade aparente entre os dois modelos de fluido não newtoniano obtêm-se diferenças da ordem de 30,73% na saída 1 e de 40% na saída 2, como demonstrado a Figura 44. Vale destacar que o aumento na viscosidade do sangue e do plasma predizem manifestações de doença vascular causadas pela formação de coágulos nas artérias. Esta formação pode obstruir a artéria ou mesmo permanecer presa às suas paredes, sem que ocorra a obstrução do vaso. De ambas as maneiras o fluxo é influenciado e consequentemente a viscosidade do sangue, uma vez que esse é composto de glóbulos vermelhos que se deformam com a mudança da artéria.

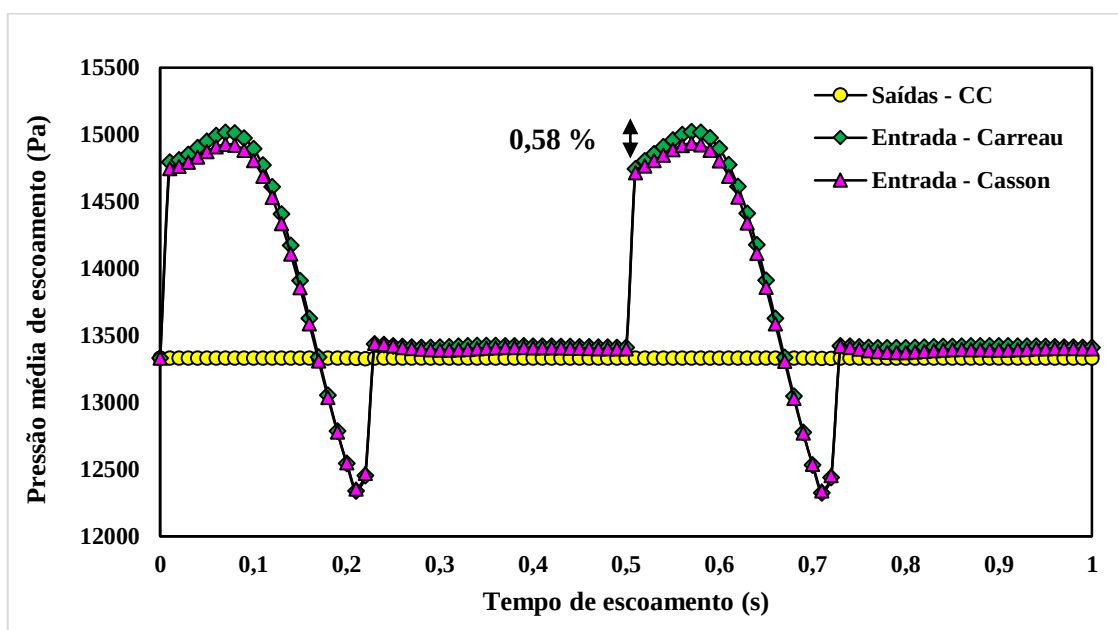
Figura 44 – Viscosidade aparente do escoamento Reológico.



Fonte: própria autora

A pressão foi ligeiramente maior para o modelo Carreau do que para Casson, sendo mais evidenciado de pico a pico, para instante de 0,6 s. A diferença entre os modelos foi de 0,58 %, como demonstrado na Figura 45.

Figura 45 – Perfil de pressão média para os modelos reológicos.



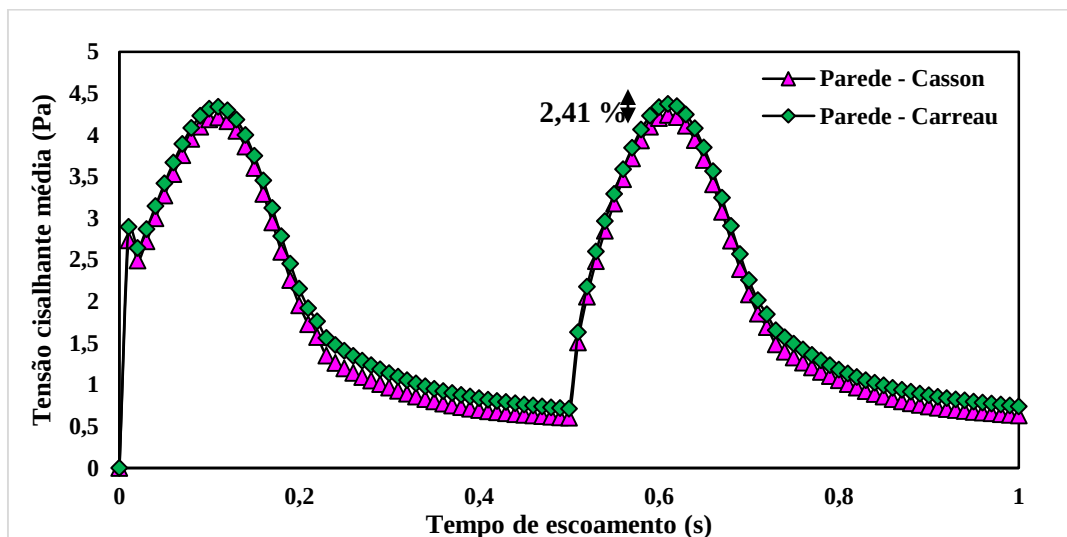
Fonte: própria autora

Segundo Febina, Sikkandar e Sudharsan (2018), durante o estado estacionário, o comportamento não newtoniano afeta a tensão de cisalhamento da parede prevendo valores maiores do que o modelo newtoniano, mas quando o fluxo pulsátil é considerado, o comportamento newtoniano tende a fornecer WSS maior do que o comportamento não newtoniano. Resolvendo este modelo de aorta assumindo uma velocidade média constante, o valor de WSS máximo foi de estimado em 98,9 Pa para o modelo newtoniano com malha de 6 milhões de elementos (APÊNDICE E – Tabela E1). Para a mesma malha, as faixas são de aproximadamente 63 Pa e 121 Pa para o pico da velocidade (0,6 s) para os modelos Casson e Carreau, respectivamente, como demonstra a Figura 48. A tensão cisalhante média aplicada na área tem uma diferença de 2,41% entre os dois modelos como visto na Figura 46.

Esses valores para os modelos reológicos estudados, quase que dobra e quadruplica quando comparado ao proposto por Gerald (2015), onde a tensão cisalhante seria da ordem de 35 Pa para a deterioração do endotélio e possível ruptura. A presença das baixas e altas tensões dá mais força às duas teorias de Azevedo (2010) relacionadas às causas hemodinâmicas de ruptura do aneurisma. Os aneurismas sujeitos às baixas tensões na parede, desencadeiam processos de alterações e enfraquecimento da parede arterial, enquanto altas tensões são responsáveis por danos permanentes. Segundo Boyd *et al.*, (2016) a ruptura ocorreu não em locais de alta pressão e WSS, mas sim em regiões

de recirculação de fluxo conhecido, onde predomina WSS baixo e coagulação e a formação de trombo.

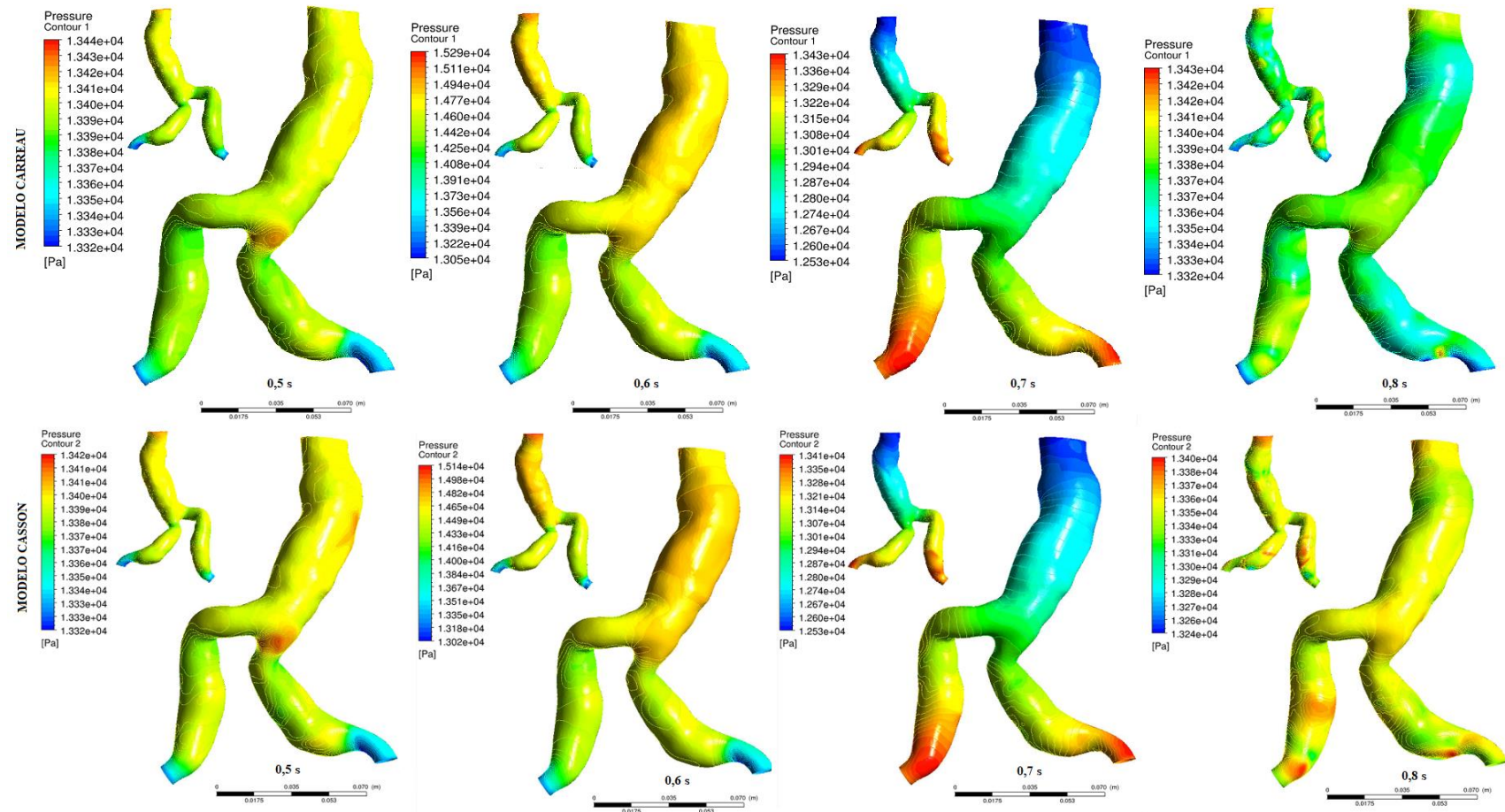
Figura 46 – Perfil de tensão média para os modelos reológicos.



Fonte: própria autora

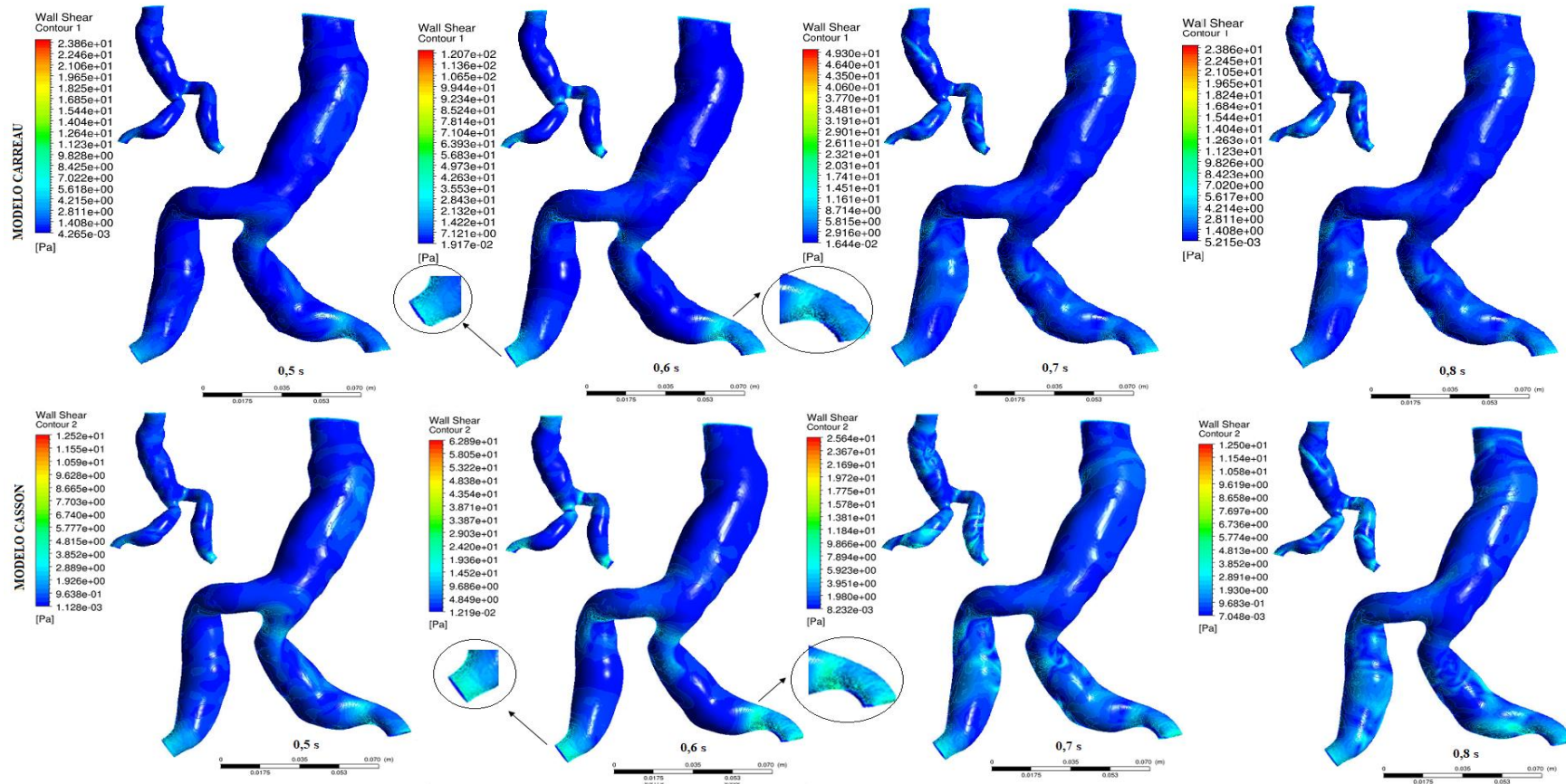
Embora os valores máximos de WSS não estejam próximos entre si, ambos ofereceram resultados relativamente altos e com possível deterioração. O tempo de processamento foi similar, ficando impossível definir o modelo reológico com base nessa informação. Ao final foram trabalhados os dois modelos, pois ambos apresentavam viscosidade próxima em alguns instantes de tempo. O modelo de Carreau foi o único modelo que ficou mais próximo da referência para sangue quando analisado para fluxo pulsátil.

Figura 47 - Campo de pressão no domínio utilizando-se o modelo de Carreau e Casson respectivamente, para os seguintes instantes: $t = 0.5$ s, 0.6 s (pico de velocidade), 0.7 s, 0.8 s em planos XY.



Fonte: própria autora.

Figura 48 - Distribuição de tensão cisalhante na superfície do domínio utilizando-se o modelo de Carreau e Casson respectivamente, para os seguintes instantes: $t = 0.5$ s, 0.6 s (pico de velocidade), 0.7 s, 0.8 s.

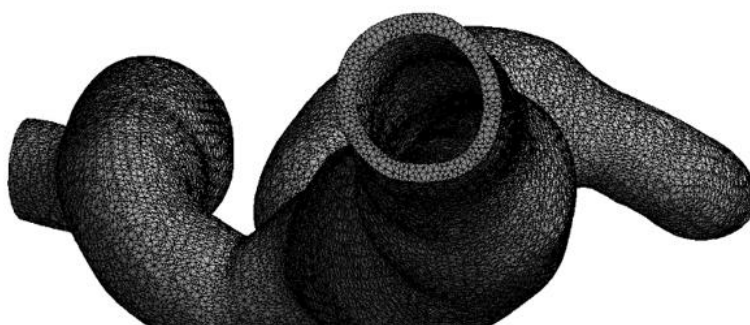


Fonte: própria autora.

5.2.3 Interação fluido estrutura (FSI)

Nesta seção foi feito a modelagem *one way FSI (Fluid Structure Interaction)* do fluxo sanguíneo pulsátil em regime transiente para uma artéria (como a apresentada na Tabela 15) e resina epóxi, material incluso no Fluent para o modelo turbulento Spalart-Allmaras (SA) e os modelos reológicos Carreau e Casson. A malha do domínio estrutural do aneurisma foi modelada como um material isotrópico com 74.528 elementos de tetraédricos e 130.429 de nós (Figura 49).

Figura 49 – Malha do domínio estrutural do aneurisma de 74 mil elementos.

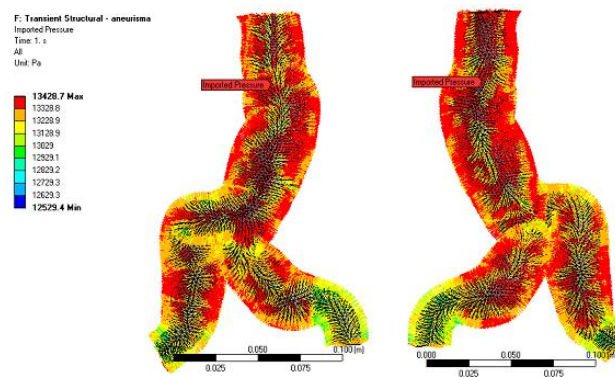


Fonte: própria autora.

O mapeamento entre as malhas do fluido e da estrutura foi de 88%, o que significa que a interação entre as malhas possui tamanhos de elementos e nós semelhantes. Esse valor se mostrou bastante significativo, sendo ele um parâmetro de que quanto maior o percentual mapeado entre a interface fluido-estrutura melhor são os resultados das simulações.

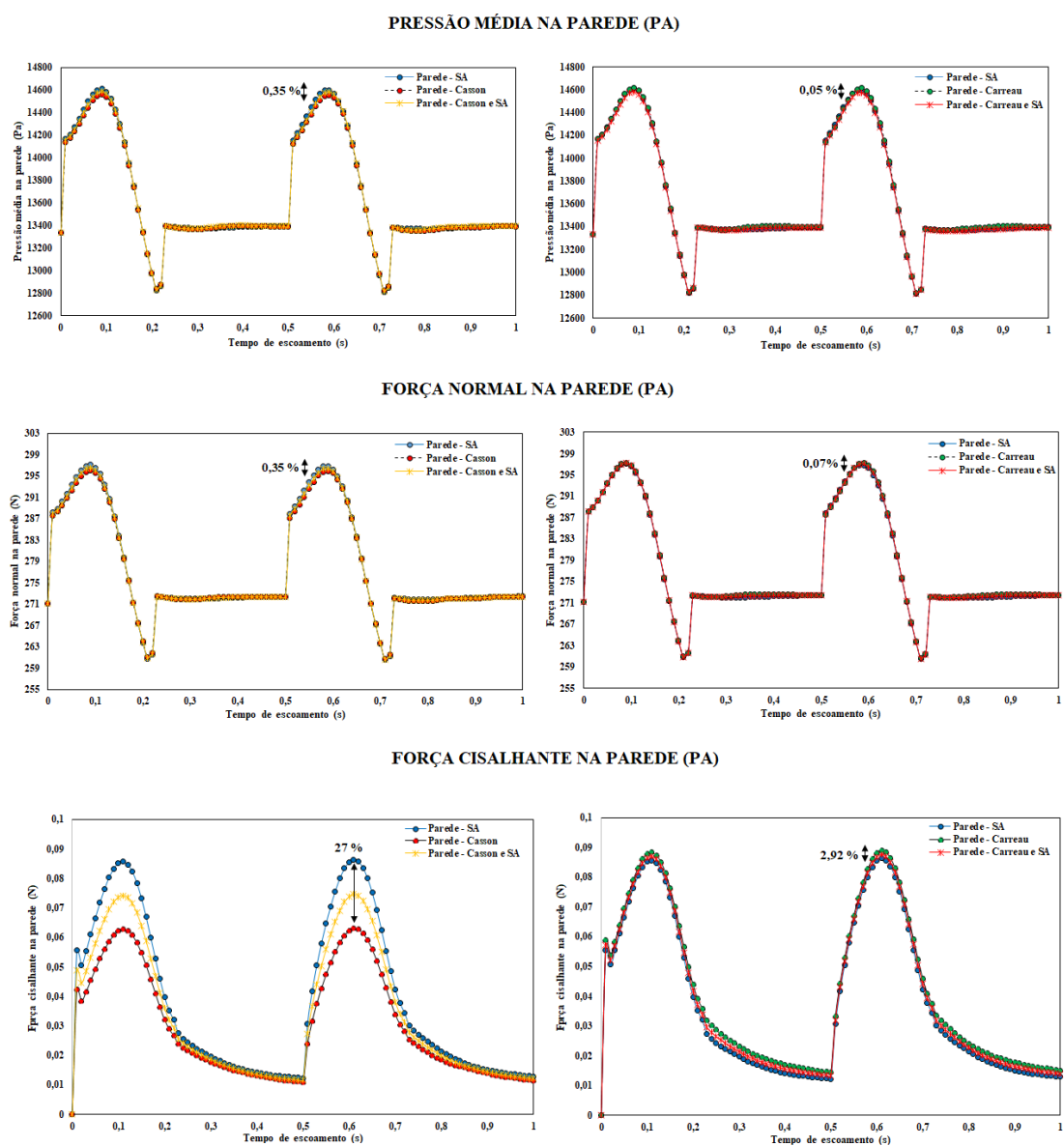
Para a simulação FSI do material artéria e resina epóxi foi utilizado o modelo *One Way – Transiente Structure (ST)* e *One Way – System Coupling (SC)*. Para ambos os modelos a metodologia de interação fluido estrutura é uma abordagem particionada, e as condições de contorno foram mantidas iguais para os modelos, ou seja, mapeamento do campo de pressão para a superfície FSI e fixação das extremidades. A diferença nos dois métodos se dá pelo fato de que um resolve apenas a resposta da estrutura para uma única iteração com o fluido, ou seja, como o sólido se comporta com o campo de pressão aplicado apenas uma vez, Figura 50, já para o segundo o comportamento do sólido, é analisado em todo instante de tempo, ou seja, junto com a mudança do campo de pressão do fluido. Na Figura 51 é demonstrado os campos de pressão, as forças normais e cisalhantes para as combinações dos modelos Carreau e SA e dos modelos Casson e SA.

Figura 50 – Campo de pressão importado do fluido sobre a estrutura.



Fonte: própria autora.

Figura 51 – Perfil de pressão média, força normal e cisalhante na parede do aneurisma.



Fonte: própria autora.

A quantidade de hematócrito influencia na viscosidade sendo esses valores para homens de $45 \% \pm 5 \%$ e para mulheres de $41 \% \pm 5 \%$ (DACIE; LEWIS, 2017). Para combinar ambos os comportamentos reológicos e turbulentos 50% de cada um dos modelos contribuiu para a análise. Como pode ser observado na resposta em pressão na parede da artéria, Figura 51, os modelos Casson e SA possuem uma diferença de 0,35 %, enquanto para os modelos Carreau e SA a diferença entre eles é de 0,05 % entre si, os resultados são analisados em relação a máxima velocidade (0,6 s). As diferenças relativas dos resultados seguem o mesmo comportamento de baixos valores, mesmo quando se analisa os esforços normais, como ilustra a Figura 51, assim, observa-se que as forças para os modelos Carreau e SA possuem 0,07 % comparado a 0,35 % de Casson e SA.

Embora exista esta diferença, ambos os valores são muito baixos, sendo a maior diferença para as forças cisalhantes de 27 % para o modelo Casson e SA e de 2,92 % para combinação de Spalart-Allmaras com Carreau, como apresentado na Figura 51. Essas diferenças são associadas, provavelmente, à viscosidade dos modelos, no qual as camadas do fluido se movem adjacentes às paredes em resposta à força cisalhante, sendo impossível inferir sem maiores estudos detalhados sobre o assunto.

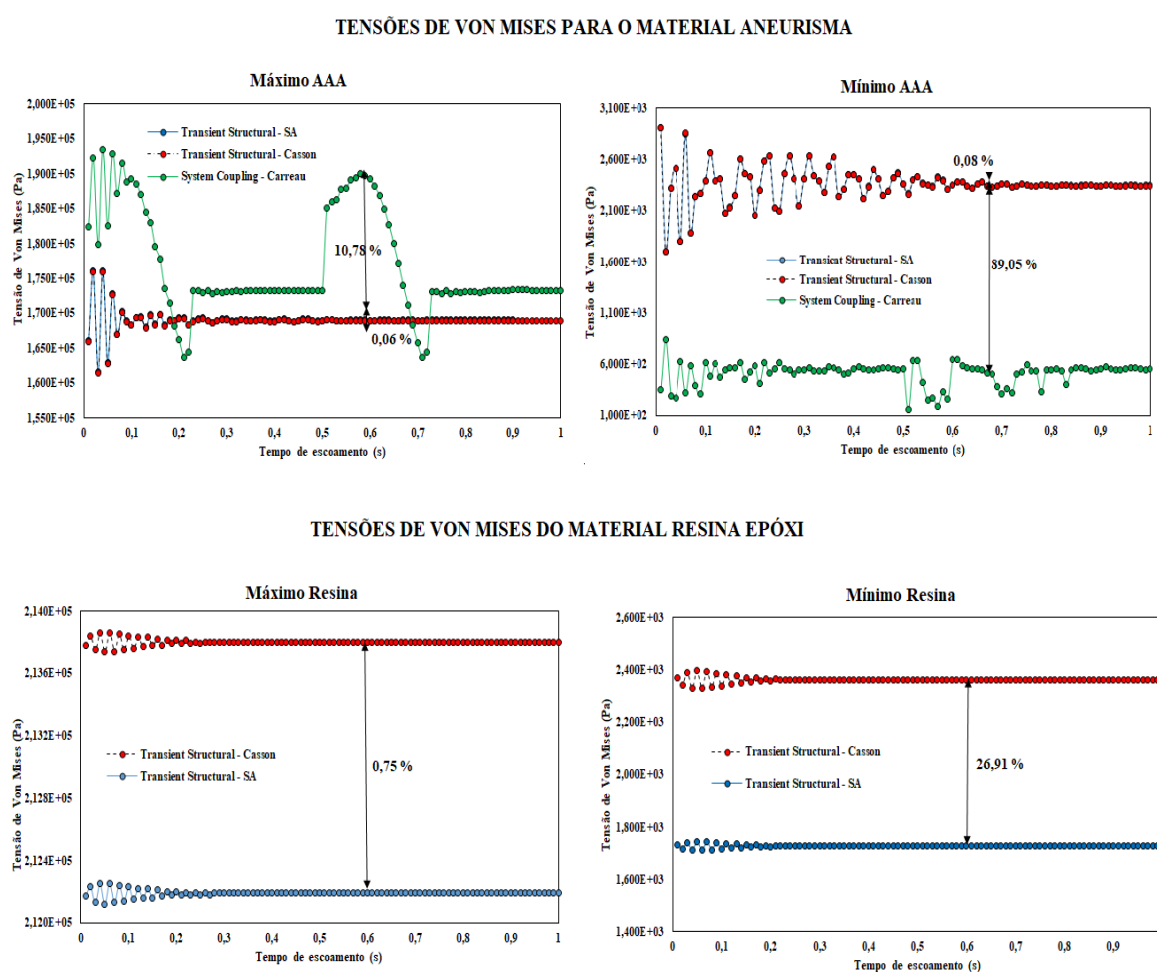
Ao analisar os resultados do domínio do sólido cujo método foi o *One Way - Transient Structural (ST)* encontrou-se um comportamento inesperado, independente da variável analisada, como pode ser observado pela Figura 52. Embora o resultado tenha sido o não esperado, o seu comportamento é bem compreendido e explicável, pois nesse modelo de interação fluido estrutura o domínio do fluido é resolvido previamente e o domínio do sólido é resolvido em sequência usando o último campo de pressão como condição inicial (condição de contorno na superfície FSI). Assim sendo, o domínio do sólido, a parede da artéria, se comporta como uma estrutura com vibração livre, amortecida e com uma condição inicial não nula. Tal comportamento pode ser observado nas Figuras 52, nas quais a amplitude do movimento da artéria decai com o tempo.

Para contornar o resultado não satisfatório e verificar o acoplamento “efetivo” entre os dois domínios foi utilizado a abordagem *One Way - System Coupling (SC)* na qual a influência do escoamento e campo de pressão é levada em conta em todo instante de tempo e não apenas no final, como no caso anterior, além disso, vale destacar que essa segunda abordagem utiliza um terceiro software que é responsável pela troca de informações entre os dois domínios a saber o *system coupling*. Sendo assim, os dois domínios, sólido e fluido, são resolvidos em sequência em todo instante de tempo, a cada 0,1 segundos e as informações de pressão e deslocamento são trocadas na interface FSI.

As variáveis analisadas nesse modelo se encontram nas imagens das Figuras 51 (já apresentada) e 52.

Diante disso, foi possível comparar os dois modelos de acoplamento para as seguintes variáveis do domínio do sólido: tensão equivalente ou tensão de von-mises, deformação normal equivalente elástica, ou deformação normal elástica de von-mises e deslocamento total. As Figuras 52 a 60 ilustram essas variáveis avaliadas para os dois modelos, além de alterar não só a formulação reológica do fluido, mas também o material utilizado para modelar a parede da artéria.

Figura 52 – Perfil de Tensão de von-mises aneurisma e resina.



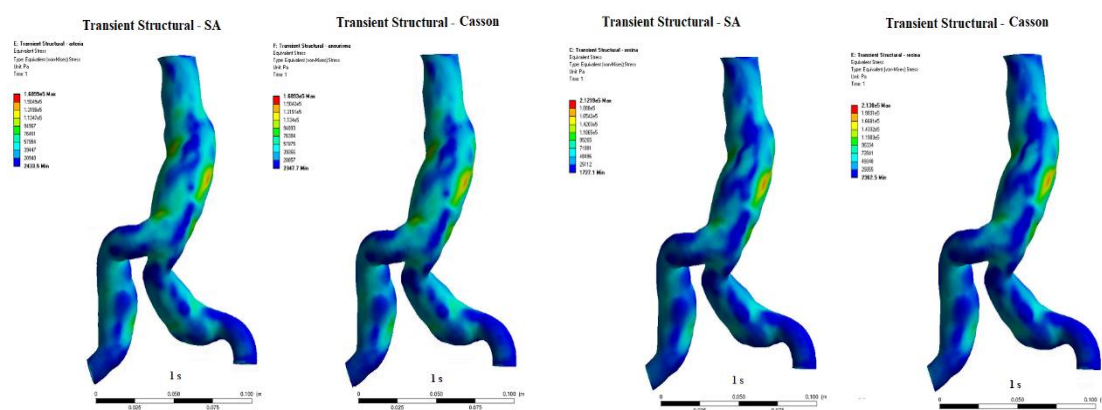
Fonte: própria autora.

Nessas análises comparativas, começando com tensão de von-mises, observa-se uma diferença relativa, ao valor máximo, da ordem de 10,78% comparando os modelos de acoplamento dos domínios, destaca-se que essa comparação foi feita para a formulação

reológica Carreau e com o material da artéria com as propriedades da resina epóxi. Já para as outras formulações de reologia, a diferença restringiu-se no máximo de 0,75%. A tensão máxima e mínima para a falha do AAA segundo Raghavan *et al.*, (2006) varia de 0,34 a 2,4 MPa na região da superfície aneurismática e segundo McGloughlin (2011) para simulações isotrópicas para aortas normais a máxima tensão de von-mises na sístole é de 0,35 a 0,44 MPa. A Figura 52 apresenta um comparativo para os diferentes modelos para as tensões máximas e mínimas do AAA (0,0002 a 0,195 MPa) e da resina (0,0017 a 0,213 MPa), sendo assim, se analisados estes valores com Raghavan *et al.*, (2006) e McGloughlin (2011) as paredes não irão falhar.

Na Figura 53 observa-se as tensões de von-mises para os modelos Casson e SA, usando transient structural para último instante de tempo 1 s e na Figura 54 a tensão de von-mises é demonstrada para o modelo Carreau usando system coupling para os instantes de tempo 0,5 s; 0,6 s; 0,7 s e 0,8 s.

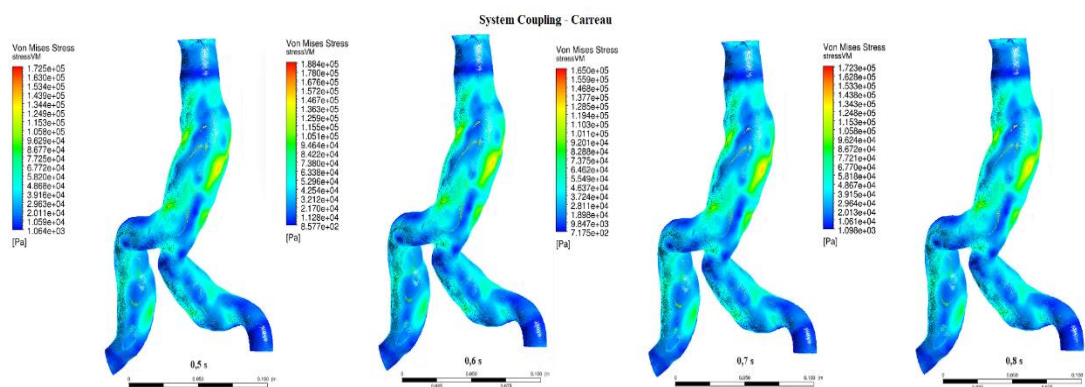
Figura 53 - Tensão de von-mises no aneurisma e resina para Casson e SA usando transient structural.



Fonte: própria autora.

As deformações elásticas de von-mises são menores para a resina, particularmente para o modelo de Casson, a diferença entre o modelo de SA é de 0,65 % e 2,58 % respectivamente para o maior e menor valor da resina. O valor relativamente baixo, está associado ao alto módulo de elasticidade da resina, sendo essa de 3780 MPa comparados a 2,7 MPa do aneurisma, sendo assim necessário mais força na resina para criar a mesma quantidade de deformação do aneurisma. Segundo McGloughlin (2011) somente a medida de módulos de elasticidade não é um bom preditor de ruptura para o aneurisma. As modificações das propriedades elásticas da parede do AAA, podem ser demonstradas nas Figuras 55 e 56.

Figura 54 – Tensão de von-mises no aneurisma para Casson usando system coupling.

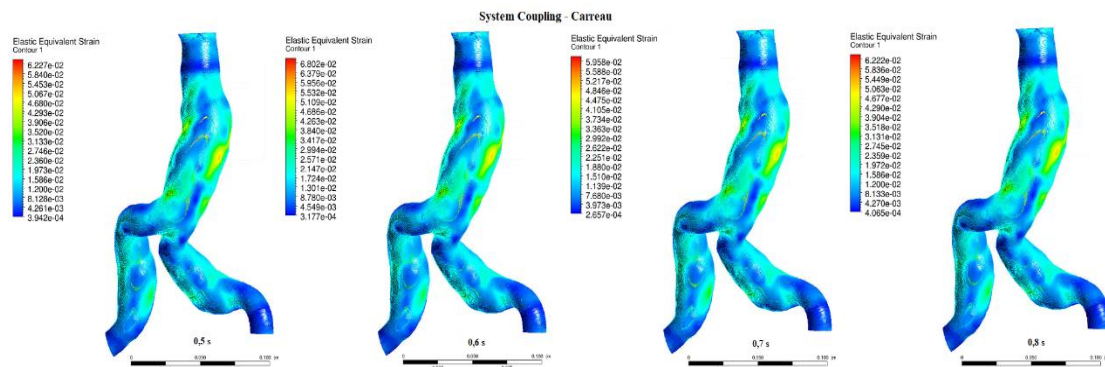


Fonte: própria autora.

As deformações elásticas de von-mises são menores para a resina, particularmente para o modelo de Casson, a diferença entre o modelo de SA é de 0,65 % e 2,58 % respectivamente para o maior e menor valor da resina. O valor relativamente baixo, está associado ao alto módulo de elasticidade da resina, sendo essa de 3780 MPa comparados a 2,7 MPa do aneurisma, sendo assim necessário mais força na resina para criar a mesma quantidade de deformação do aneurisma. Segundo McGloughlin (2011) somente a medida de módulos de elasticidade não é um bom preditor de ruptura para o aneurisma. As modificações das propriedades elásticas da parede do AAA, podem ser demonstradas nas Figuras 55 e 56.

Para as deformações elásticas de von-mises foi utilizado o método *One Way - Transient Structural (ST)*, e assim como para a tensão de von-mises houve a necessidade de se realizar uma abordagem mais “acoplada”, ou seja, com troca de informações entre os domínios em todos os instantes de tempo, para isso se utilizou-se o método *One Way - System Coupling (SC)*, no qual se obteve a influência do escoamento no domínio do sólido em cada instante de tempo, ou seja, a cada 0,1 s. A resposta do domínio do sólido para esse modelo já foi ilustrada nas Figuras 52 e 55 e como esperado para qualquer variável analisada vê-se um pulso como resposta.

Figura 57 – Deformação normal elástica de von-mises para Carreau usando system coupling.

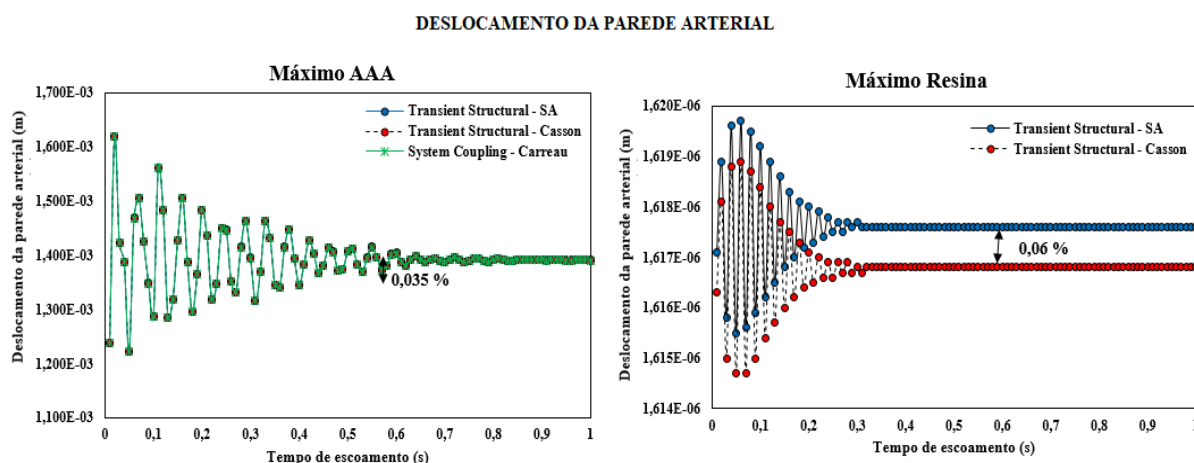


Fonte: própria autora.

Outra propriedade que analisada foi o coeficiente de Poisson pressuposto a $\nu = 0,45$ para a artéria abdominal, enquanto para o modelo em resina epóxi de $\nu = 0,35$. Essas propriedades, descrevem a expansão ou contração da parede da artéria em direções perpendiculares à direção onde a força foi aplicada. Observando as Figuras 59 e 60 para o máximo deslocamento obteve-se um valor de $1,6 \cdot 10^{-3}$ m para artéria e $1,62 \cdot 10^{-6}$ m para a resina epóxi, esses deslocamentos não se encontram centralizados, mas estão no mesmo local independente do modelo e do material. Os valores encontrados estão nas faixas estimadas pelos autores Kelly e O'rourke (2010) e Romo *et al.*, (2014), onde o máximo deslocamento ocorreu respectivamente, no centro com valor de $2,3 \cdot 10^{-3}$ m para um aneurisma com dimensões idealizadas e para três aneurismas diferentes e reais, o máximo deslocamento foi de $5 \cdot 10^{-3}$ m e esses não estavam necessariamente localizados no centro.

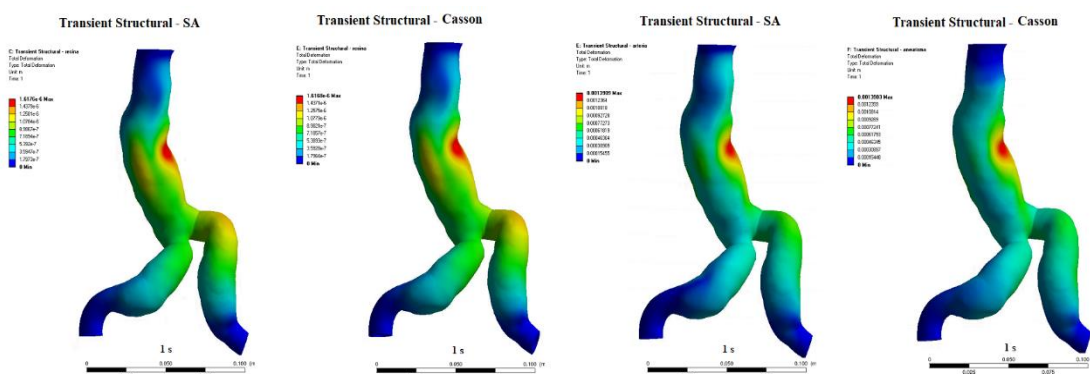
A deformação elástica da artéria para os modelos Spalart-Allmaras e Casson, podem ser vistos na Figura 58 e estão sobrepostos e não se encontram defasados, a diferença entre os modelos é de 0,035 %, enquanto para o caso da resina os mesmos modelos têm uma diferença de 0,06 % medido para o instante de tempo 0,6 s, neste caso os modelos se encontram defasados, pois as forças que são transferidas são as responsáveis pela diferença em defasagem e de amplitude.

Figura 58 – Perfil de deslocamento da parede do aneurisma e resina.



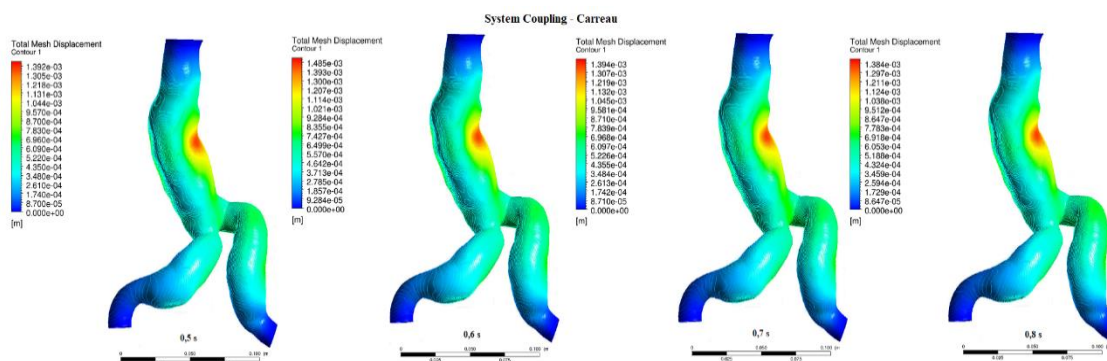
Fonte: própria autora.

Figura 59 – Deslocamento da parede do aneurisma e resina para Casson e SA usando transient structural.



Fonte: própria autora.

Figura 60 – Deslocamento da parede do aneurisma para Carreau usando system coupling.



Fonte: própria autora.

Os resultados de tensão de von-mises, deformação elástica de von-mises e deslocamento da parede para o material aneurisma e resina são apresentados nas Figuras 53, 54, 56, 57, 59 e 60, respectivamente, e apresentam pouca diferença visual e de escala para o instante de tempo (1 s), esses resultados independem de se estar usando o método *One Way - Transient Structural (ST)* e o *One Way - System Coupling (SC)*.

6 CONCLUSÃO

Para a parte numérica foi verificado o GCI em regime permanente para o modelo Spalart-Allmaras, sendo feito somente para esse modelo a verificação da malha. A escolha para a verificação da malha somente para o Spalart-Allmaras é justificada por se tratar de uma malha mais refinada e com maior número de elementos, servindo tanto para os modelos $k - \varepsilon$ RNG, quanto para os modelos Carreau e Casson. Para a modelagem dos fluxos viscosos turbulentos na região próxima à parede, foi calculado o Y_{plus} .

As comparações entre os modelos Spalart-Allmaras e $k - \varepsilon$ RNG, evidenciaram que ambos os modelos predizem valores próximos dos parâmetros hemodinâmicos relacionados à deterioração do endotélio. O tempo gasto de simulação para o modelo Spalart-Allmaras foi expressivamente menor para a simulação em paralelo quando comparado com $k - \varepsilon$ RNG. Isso é justificado pela sua simplicidade, pois resolve somente uma equação e não duas equações adicionais.

Os modelos reológicos foram testados e embora os valores máximos de WSS não sejam próximos, ambos ofereceram resultados relativamente altos e com possível deterioração. O tempo de processamento foi similar, ficando impossível definir o modelo reológico com base nessa informação. Assim, ao longo do trabalho os dois modelos foram considerados, pois ambos apresentavam viscosidade próxima em alguns instantes de tempo. No entanto, o modelo de Carreau foi o que apresentou maior correlação com os resultados encontrados na literatura, levando em consideração apenas as propriedades do sangue quando analisado para fluxo pulsátil. Por outro lado, o comportamento newtoniano em fluxo pulsátil tende a fornecer WSS maior do que o comportamento não newtoniano, e pelo problema se tratar de um escoamento em transição laminar para turbulento, existirão taxas cisalhantes um pouco mais elevadas, e consequentemente para determinados diâmetros ou doenças na estrutura da artéria o modelo Carreau não seria o mais adequado devido às tensões mais altas.

Para os modelos turbulentos e reológicos foram feitas análises fluidodinâmicas e constatou-se que todos os modelos testados, estavam acima do valor deterioração do endotélio e de um possível ruptura devido ao nível de WSS – 35 Pa – segundo Geraldês (2015).

Os resultados do domínio do sólido cujo método foi o *One Way - Transient Structural (ST)* apresentaram um comportamento inesperado, para todas as variáveis analisadas e para contornar os resultados não satisfatórios foi utilizado a abordagem *One*

Way - System Coupling (SC) na qual o comportamento foi descrito por um pulso como resposta. Analisando o estrutural foi possível verificar que as paredes não irão falhar de acordo com Raghavan *et al.*, (2006), pois os valores de tensão máxima e mínima de von-mises obtidos para os modelos turbulentos e reológicos são inferiores a 0,34 a 2,4 MPa, referência que é associada a falha. No entanto, vale ressaltar que em nenhum desses casos foi levado em conta os efeitos patológicos, como fissuras na parede da artéria ou mesmo outras doenças.

7 TRABALHOS FUTUROS

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

- Construir uma bancada experimental, para utilizar a seção de teste construída e verificar a validação dos resultados numéricos;
- Explorar o efeito das paredes elásticas com materiais não-lineares na hemodinâmica;
- Explorar novos materiais translúcidos para novas seções de teste e aferir o índice de refração da seção de teste construída;
- Construir uma seção de teste em escala reduzida, e verificar os resultados numéricos e as correlações;
- Testar modelos de turbulência de transição para o estudo do comportamento do sangue;
- Testar outras composições de fluidos e verificar se o seu comportamento reológico se altera com o passar do tempo.
- Encontrar parcerias com hospitais escola, para outras extrações de aneurismas rompidos ou não de forma a verificar o efeito dos fatores que levam ao surgimento e crescimento de um aneurisma, além de acesso a exames de ecodopplercardiograma, hemogramas específicos do paciente;

REFERÊNCIAS

- ABBASIAN, M.; SHAMS, M.; VALIZADEH, Z.; MOSHFEGH, A.; JAVADZADEGAN, A.; CHENG, S. Effects of different non-Newtonian models on unsteady blood flow hemodynamics in patient-specific arterial models with in-vivo validation. **Computer Methods and Programs in Biomedicine**, Shannon, v. 186, p. 105185, 2019. doi:10.1016/j.cmpb.2019.105185
- ABREGO, A. L. S. **Avaliação da metodologia numérica de solução do problema de interação fluido-estrutura em um modelo de válvula do tipo palheta**. 2018. 157f. Dissertação (Mestrado) - Universidade Estadual Júlio de Mesquita Filho – UNESP, Ilha Solteira, 2018.
- ALASTRUEY, J; XIAO, N; FOK, H; SCHAEFFTER, T.; FIGUEROA, C. A. On the impact of modelling assumptions in multi-scale, subject specific models of aortic hemodynamics. 2016. **J R Soc Interface**, London, v. 13, p. 1-17, 2016.
- ALEXANDRE, A. P. **Aplicação de micro PIV em estudos de hemodinâmica**. 2018. 98 f. Dissertação (Mestrado) - Instituto Superior de Engenharia de Coimbra, 2018.
- AHAMED M., ATIQUE S. , MUNSHI M. , KOIRANEN T. A Concise Description of One Way and Two-Way Coupling Methods for Fluid-Structure Interaction Problems. **American Journal of Engineering Research (AJER)**, Ghaziabad, v. 6, n. 3, p. 86-89, 2017.
- ANDRADE, M. F. C. **Assintomático, aneurisma de aorta abdominal pode ser fatal em 90% dos casos**. São Paulo: Sírío Libanês, 2017. Disponível em: <https://www.hospitalsiriolibanes.org.br/sua-saude/Paginas/assintomatico-aneurisma-aorta-abdominal-pode-ser-fatal-90-casos.aspx>. Acesso em: 15 set. 2020.
- APOSTOLIDIS, A. J.; BERIS, A. N. Modeling of the blood rheology in steady-state shear flows. **Journal of Rheology**, Orono, v. 58, n. 3, p. 607–633, 2014.
- ARAÚJO, F. N. **Modelagem da turbulência aplicada ao escoamento sobre uma placa plana inclinada**. 2012. Dissertação (Mestrado) – Instituto Militar de Engenharia, Rio de Janeiro, 2012. IME,
- AZEVEDO, B. M. C, **Estudo preliminar da hemodinâmica em modelos simplificados de aneurismas saculares**. 2010. 145 f. Dissertação (Mestrado) – Universidade de Portugal, Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto, Portugal, 2010.
- BALDWIN, B. S.; BARTH, T. J. **A one-equation turbulence transport model for high reynolds number wall-bounded flows**. [S. l.]: NASA TM 102847, 1990.
- BAPTISTA-SILVA, C. C. J. **Diagnóstico do aneurisma da aorta abdominal**. Pitta GBB, CASTRO A. A.; BURIHAN, E. (ed.) Angiologia e cirurgia vascular: guia ilustrado. Maceió: UNCISAL/ECMAL & LAVA, 2003. Disponível em: URL: <http://www.lava.med.br/livro>. Acesso em: 10 fev. 2021.

BARDINA, J. E.; HUANG, P. G.; COAKLEY, T. J. **Turbulence modeling validation testing, and development**. NASA TM 110446, 1997.

BARNES, H. A.; HUTTON, J. F.; WALTERS, K. **An introduction to rheology**. Amsterdam: Elsevier, 1989.

BARRERA, E. F. *et al.* Influence of y plus on the value of the wall shear stress and the total drag coefficient through computational fluid dynamics simulations. **Informacion Tecnologica**, La Serena, v. 29, n. 4, p. 291–303, 2018.

BELYTSCHKO, T., Liu, W. K., Moran, B. **Nonlinear Finite Elements for Continua and Structures**. Wiley, 2000.

BENRA, F.-K., DOHMEN, H. J., PEI, J., SCHUSTER, S., & WAN, B. (2011). A Comparison of One-Way and Two-Way Coupling Methods for Numerical Analysis of Fluid-Structure Interactions. **Journal of Applied Mathematics**, London, p. 1–16, 2011. DOI:10.1155/2011/853560

BLANCO, Y. J. G. **Visualization of viscoplastic fluid flow in an abrupt contraction using particle image velocimetry**. 2019. 149 f. Dissertação (Mestrado) – Universidade Tecnológica do Paraná, Curitiba, 2019.

BOYD, A. J.; KUHN, D. C. S.; LOZOWY, R. J.; KULBISKY, G. P. Low wall shear stress predominates at sites of abdominal aortic aneurysm rupture. **Journal of Vascular Surgery**, Philadelphia, v. 63, n. 6, 1613–1619, 2016. DOI:10.1016/j.jvs.2015.01.040.

BORGES, C. D.; VENDRUSCOLO, C. T. Goma Xantana: características e condições operacionais de produção. **Semina: Ciências Biológicas e da Saúde**, Londrina, v. 29, n. 2, p. 171. 2008. DOI:10.5433/1679-0367.2008v29n2p171.

BORTOLOTO, L. A.; SAFAR, M. E. **Perfil da pressão arterial ao longo da árvore arterial e genética da hipertensão**. 2006. Instituto do Coração do Hospital das Clínicas – FMUSP – São Paulo, SP e Diagnosis Center, Hotel- Dieu Hospital – Paris, France, 2006.

CARVALHO, J. A. **A mecânica dos fluidos aplicada a escoamento do sangue na microcirculação**. [S. l.: s. n.], 2006.

CARVALHO, J. B. **Estudo numérico hemodinâmico de um aneurisma na vizinhança de uma bifurcação arterial tridimensional**. 2017. 135 f. Dissertação (mestrado) - Universidade Estadual Júlio de Mesquita Filho (UNESP), 2017.

CARNEIRO, A. F. G. C. **Influência do ciclo cardíaco no fluxo sanguíneo na vizinhança da bifurcação ilíaca**, 2009. 212 f. Tese (Doutorado) - Universidade do Minho, Escola de Engenharia, 2009.

CASSON, N. A flow equation for pigment oil suspensions of the printing ink type. In: MILL, C. C. (ed.). **Advances in mechanical engineering**. Oxford: Pergamon, 1959. p. 84-104.

CELIK, I.; ZHANG, W. Calculation of numerical uncertainty using Richardson extrapolation: Application to some simple turbulent flow calculations. **Journal of Fluid Engineering**, Houston, v. 117, p. 439-445, 1995.

CELIK, I.; KARATEKIN, O. Numerical experiments on application of Richardson extrapolation with nonuniform grids. **ASCE Journal of Fluids Engineering**, New York, v. 119, 584-590, 1997.

CELIK, I. B.; GHIA, U.; ROACHE, P. J.; FREITAS, C. J.; COLEMAN, H.; RAAD, P.E. Procedure for estimation and reporting of uncertainty due to discretization in CFD applications. **J. Fluids Eng.**, [s. l.], v. 130, p. 078001-1-078001-4, 2008.

CHO, Y. I.; KENSEY, K. R. Cho and Kenneth R. Kensey * Department of Mechanical Engineering & Mechanics Drexel University Philadelphia, PA 19104 * Kensey Nash Corporation, Exton, PA 19341. **Biorheology**, Amsterdam, v. 28, n. 3, p. 241–262, 1991.

CHOU, P. Y. On velocity correlations and the solutions of the equations of turbulent fluctuation. **Quarterly of Applied Mathematics**, Providence, v. 3, n. 1, p. 38–54, 1945.

CHEN, D.; MÜLLER-ESCHNER, M.; VON TENGG-KOBLIGK, H.; BARBER, D.; BÖCKLER, D.; HOSE, R.; VENTIKOS, Y. A patient-specific study of type-B aortic dissection: evaluation of true-false lumen blood exchange. **BioMedical Engineering**, Amsterdam, v. 12, n. 1, p. 65, 2013. DOI:10.1186/1475-925x-12-65.

CHERNIAUSKAS, R. **Fluido de trabalho para a simulação experimental de fluxo sanguíneo em aneurisma de aorta abdominal**. 2011. Dissertação (Mestrado) - Universidade de São Paulo - USP, São Paulo, 2011.

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

DACIE AND LEWIS: Practical hematology. 12th. Ed. [S. l.: s. n.], 2017.

DAVIDSON, P. A. **Turbulence**: an introduction for scientists and engineers. Oxford: Oxford University Press, USA, 2004.

DELFINO, A. N.; STERGIOPULOS, J. E.; MOORE; MEISTER, J.-J. Residual strain effects on the stress field in a thick wall finite element model of the human carotid bifurcation. **Journal of Biomechanics**, Oxford, v. 30, p. 777-786, 1997.

DE HART, J. *et al.* A three-dimensional computational analysis of fluid–structure interaction in the aortic valve. **Journal of Biomechanics**, Oxford, v. 36, p.103–112, 2003

DIMITRIOS, P.; SOKOLIS, H. B.; PANAYOTIS, E.; KARAYANNACOS. Assessment of the aortic stress-strain relation in uniaxial tension. **Journal of Biomechanics**, Oxford, v. 35, p. 1213-1223, 2002.

DONEA, J.; HUERTA, A.; PONTHOT, J. P.; FERRAN, A. R. Arbitrary lagrangian–eulerian methods. In: STEIN, E.; BORST, R.; HUGHES, T. J. R. **Encyclopedia of Computational Mechanics**. Nova Jersey: John Wiley & Sons, 2004.v. 1, cap. 14, p. 1 – 25.

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

FÅHRÆUS, R.; LINDQVIST, T. The viscosity of the blood in narrow capillary tubes. **American Journal of Physiology–Legacy Content, Am Physiological Soc**, Rockville, v. 96, n.3, p. 562–568, 1931.

FEBINA, J.; SIKKANDAR, M. Y.; SUDHARSAN, N. M. Wall shear stress estimation of thoracic aortic aneurysm using computational fluid dynamics. **Computational and Mathematical Methods in Medicine**, London, p. 1–12, 2018. DOI:10.1155/2018/7126532.

FORMAGGIA, L.; PERKTOLD, K.; QUARTERONI, A. Basic mathematical models and motivations. **Cardiovascular Mathematics**, [s. l.], p. 47–75, 2009. DOI:10.1007/978-88-470-1152-6_2

FORMENTON, A. B. K. **Metodologia numérica-experimental para caracterização de paredes arteriais**. 2014. 119 f. Dissertação (Mestrado) - Universidade federal do Rio Grande do Sul (UFRGS), 2014.

FUCHS, A.; BERG, N.; WITTBERG, L. P. **Blood rheology modeling effects in aortic flow simulations**. [S. l.]: Digitala Vetenskapliga Arkivet Dia, 2020. id: diva2:1456483

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

GERASIMOV, A. **Modelling turbulence flows with fluent**. [S. l.]: Europe ANSYS, 2006.

GOMES, V. C., RAGHAVAN, M. L., FERRAZ DA SILVA, L. F., GOMES, J., SILVESTRE, G. C., QUEIROZ, A., ... SIMÃO DA SILVA, E. (2020). Experimental study of rupture pressure and elasticity of abdominal aortic aneurysms found at autopsy. **Annals of Vascular Surgery**, Philadelphia, v. 70, p. 517-527, 2020. DOI:10.1016/j.avsg.2020.08.111

HA, S. T.; NGO, L. C.; SAEED, M.; JEON, B. J.; CHOI, H. A comparative study between partitioned and monolithic methods for the problems with 3D fluid-structure interaction of blood vessels. **Journal of Mechanical Science and Technology**, Heidelberg, v. 31, n. 1, p. 281–287, 2017. DOI:10.1007/s12206-016-1230-2.

IBRAHIM, L. B. **Investigação numérica e experimentais da mecânica dos aneurismas em tubos isotrópicos de borracha**. 2006. Dissertação (Mestrado) - Pontifícia Universidade Católica do Rio de Janeiro (PUC), Rio de Janeiro, 2006.

IBRAHIM, L. B. **Análise numérica e experimental da mecânica de formação de aneurismas da aorta abdominal**. 2010. Tese (Doutorado) Pontifica Universidade Católica do Rio de Janeiro (PUC).

JOHNSTON, K. W.; RUTHERFORD, R. B.; TILSON, M. D.; SHAH, D. M.; HOLLIER, L.; STANLEY, J. C. **Suggested standards for reporting on arterial aneurysms. Subcommittee on Reporting Standards for Arterial Aneurysms**, Ad Hoc Committee on Reporting, [s.d.]

KELLY, S. C.; O'ROURKE, M. J. A two-system, single-analysis, fluid—structure interaction technique for modelling abdominal aortic aneurysms. **Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine**, Heidelberg, v. 224, n. 8, p. 955–969, 2010. DOI:10.1243/09544119jeim725.

KENT, K. C. Clinical practice abdominal aortic aneurysms. **The New England Journal of Medicine**. Waltham, v. 371, n. 22, p. 2101-2108, 2014. DOI:10.1056/NEJMc1401430

KOEPPEN, BRUCE M. E STATON, BRUCE A. 2008. **Berne & Levy Physiology**. Canada: Elsevier Health Sciences, 2008.

KU, D. N. 1997. Blood flow in arteries. **Annual Review of Fluid Mechanics**, Palo Alto, v. 32, n. 1, p. 399-434, 1997.

KRIEGER, M. E. **Fisiologia cardiovascular**. Porto Alegre: Fundo Editorial Byk-Prociencx, 1976.

LABOZETTO, R. L. **Modelo de Spalart-Allmaras modificado com modelagem alternativa para a escala de comprimento**. 2016. Tese (Doutorado) – Universidade de São Paulo - USP, São Paulo, 2016.

LASHERAS, J. C. The Biomechanics of Arterial Aneurysms. **Annual Review of Fluid Mechanics**, Palo Alto, v. 39, p. 293-319, 2007.

LAUNDER, B. E.; SPALDING, D. B. **Lectures in mathematical models of turbulence**. London: Academic Press, 1972.

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

LEY, O.; KIM, T. Calculation of arterial wall temperature in atherosclerotic arteries: effect of pulsatile flow, arterial geometry, and plaque structure. **BioMedical Engineering Online, London**, n. 8, 2007. PMID: 173312532007. DOI:10.1186/1475-925X-6-8.

LEUNG, J. H.; WRIGHT, A. R.; CHESHIRE, N.; CRANE, J.; THOM, S. A.; HUGHES, A. D.; XU, Y. **BioMedical Engineering Online, London**, v. 5, n. 1, p. 33, 2006. DOI:10.1186/1475-925x-5-33

LIU, L. Z.; LI, H.; QIANG, Y.; BUFFET, P.; DAO, M.; KARNIADAKIS, G. E. Computational modeling of biomechanics and biorheology of heated red blood cells. **Biophysical Journal**, v. 120, n. 21, p. 4663-4671, 2021.

LOPES JUNIOR, G. B. **Metodologia para análise computacional de escoamento sanguíneo em dispositivos de assistência ventricular**. 2016. 231 f. Tese (Doutorado) - Escola de Engenharia de São Carlos da Universidade de São Paulo, São Carlos, 2016b.

LOPES, D. A. M. **Caracterização experimental da dinâmica e da organização celular de escoamentos estacionários de sangue animal em microcanais rectos**. 2012. Dissertação (mestrado) - IFI, Lisboa, 2012.

MCGLOUGHLIN T. **Biomechanics and Mechanobiology of Aneurysms**. London: Springer, 2011. DOI 10.1007/978-3-642-18095-8

MANUAL MLW. **Instruções de serviços**. Viscosímetro B3, 1982.

MANUAL PETRODIDÁTICA. **Tudo para equipar seu laboratório**. Viscosímetro de Saybolt, 2011.

MANUAL DO ANSYS WORKBENCH. **Apostila de treinamento**. 2013.

MANUAL DO ANSYS FLUENT INC. **Fluent 6.3 Fluent Inc. Centerra Resource Park**, 10 Cavendish Court, Lebanon, 2006.

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

MERRILL, W. Rheology of Blood. **Physiological Reviews**, v. 49, n. 4, 1969.

MORAIS, E. L. **Verificação de solução numérica de escoamentos laminares obtidas com o método dos volumes finitos e malhas não estruturadas**. 2004. 128 f. Universidade Federal do Paraná, Curitiba, 2004.

NACAMO, E. T. **Avaliação do comportamento reológico e colorimétrico de chocolates**. 2013. Universidade Tecnológica Federal do Paraná, Câmpus Campo Mourão – Paraná, 2013.

NACCACHE, M. F. **Reometria extensional**. Rio de Janeiro – RJ, 28 Jul. 2015. Apresentação em Slideshare. 22 slides, color. Disponível em: <https://docplayer.com.br/132975286-Reometria-extensional.html>. Acesso em: 8 Ago. 2020.

NETO, A. S. **Escoamentos turbulentos: análise física e modelagem teórica**. Uberlândia: Composer, 2020.

NICHOLS, W. W.; O'ROURKE, M. F. **McDonald's blood flow in arteries: theoretic experimental and clinical principles**. London: Edward Arnold, 1990. 456 p.

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

OLIVEIRA, M. A. B. de; ALVES, F. T.; SILVA, M. V. P. E.; CROTI, U. A.; GODOY, M. F. de; BRAILE, D. M. Conceitos de física básica que todo cirurgião cardiovascular deve saber: parte I - mecânica dos fluídos. **Revista Brasileira de Cirurgia Cardiovascular**, St. Louis, v. 25, n. 1, p. 1–10, 2010. DOI:10.1590/s0102-76382010000100006

OLIVEIRA, P. J. **Uma nota sobre a aplicação de condições de fronteira em problemas da dinâmica de fluidos**. Portugal III Conferência Nacional em Mecânica de Fluidos, Termodinâmica e Energia. Universidade da Beira Interior, Departamento de Engenharia Electromecânica, 2009.

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

OWEN, C. A.; ROBERTS, M. Arterial Vascular Hemodynamics. **Journal of Diagnostic Medical Sonography**, Thousand Oaks, v. 23, n. 3, p. 129–140. DOI:10.1177/8756479307302338, 2007.

POELMA, C., WATTON, P. N., & VENTIKOS, Y. Transitional flow in aneurysms and the computation of hemodynamic parameters. **Journal of The Royal Society Interface**, London, v. 12, n. 105, p. 20141394–20141394, 2015. DOI:10.1098/rsif.2014.1394.

POPE, S. B. **Turbulent flows**. Cambridge: Cambridge University Press, 2005.

PORTO, C. C. **Semiologia Médica**. Rio de Janeiro: Editora Guanabara Koogan S.A, 2001, 4º edição.

PUECH-LEÃO, P.; AUN, R. **Fundamentos da Cirurgia**: vascular e Angiologia I. São Paulo: Lemos Editorial Bik, 2002.

RAGHAVAN, M. L.; KRATZBERG, J.; CASTRO DE TOLOSA, E. M.; HANAOKA, M.M.; WALKER, P.; DA SILVA, E. S. Regional distribution of wall thickness and failure properties of human abdominal aortic aneurysm. **Journal of Biomechanics**, Oxford, v. 39, n. 16, p. 3010-3016, 2006.

RAMOS, P. C. F. **Contribuição ao projeto de implantes personalizados através de sistemas de CAD e prototipagem rápida**. 2007. 77 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica) - Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo, São Carlos, 2007.

ROACHE, P. Perspective: a method for uniform reporting of grid refinement studies. **ASCE Journal of Fluids Engineering**, v. 116, p. 405-413, 1994.

ROACHE, P. **Verification and validation in computational science and engineering**. Hermosa Publishers: Albuquerque, 1998.

ROBERTSON, A. M.; SEQUEIRA, A.; OWENS, R. G. Rheological models for blood. **Cardiovascular Mathematics**, New York, p. 211–241, 2009. DOI: 10.1007/978-88-470-1152-6_6.

RODRIGUES, A. S. M. **Simulação numérica de escoamento pulsátil na aorta torácica e aneurisma**. 2017. 91 f. Dissertação (Mestrado) - Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, 2017.

ROMO, A.; BADEL, P.; DUPREY, A.; FAVRE, J.-P.; AVRIL, S. In vitro analysis of localized aneurysm rupture. **Journal of Biomechanics**, Oxford, v. 47, n. 3, p. 607–616, 2014. DOI:10.1016/j.jbiomech.2013.12.01

ROSENSON, R. S.; URETZ, E. Blood viscosity values and biochemical correlates in healthy adults. **Atherosclerosis**, Shannon, v. 109, n. 1-2, p. 265, 1994. DOI: 10.1016/0021-9150(94)94059-2

SACKS, D. A.; VORP, J.; VANDE, G.; MICHAEL, S.; DAVID, A.; VORP. “The effects of aneurysm on the biaxial mechanical behavior of human abdominal aorta”, **Journal of Biomechanics**, Oxford, v. 39, p. 1747-1758. 2006.

SALIM .M. S, S. C. CHEAH. Wall y+ Strategy for Dealing with Wall-bounded Turbulent Flows. International MultiConference of Engineers and Computer Scientists 2009, Hong Kong.

SANCHES, R. A. K.; CODA, H. B. Fluid-structure interaction using an arbitrary lagrangian-eulerian fluid solver coupled to a positional lagrangian shell solver. **Mecânica Computacional**, Buenos Aires, v. 29, p. 1627-1647, 2010.

SCARPELLINI, E. S. **Fisiologia Cardiovascular: Parte I**. 2012. Atendimentos Particulares/Reabilitação Cardiovascular, 13 jan. Disponível em: <https://ennioos.wordpress.com/tag/vasos-sanguineos/>. Acesso em: 20 Jun. 2018.

SCHOOOF, P.H. *et al*. Disproportionate enlargement of the pulmonary autograft in the aortic position in the growing pig. **Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery**, Philadelphia, v. 115, n. 6, p. 1264-1272, 1987.

SPALART, P. R. e ALLMARAS, S. R. A one equation turbulence model for aerodynamic flows. AIAA 30th Aerospace Sciences Meeting and Exhibit, USA, 1992.

STANDARDS, Society for vascular surgery and north american chapter, international society for cardiovascular surgery. **J Vasc Surg**, [s. l.], v. 13, p. 452-8, 1991.

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

SIAUW, W. L.; NG, E. Y. K.; MAZUMDAR, J. Unsteady stenosis flow prediction: A comparative study of non-Newtonian models with operator splitting scheme. **Medical Engineering and Physics**, v. 22, n. 4, p. 265–277, 2000.

SILVA, S. E. Prevalência de aneurismas e outras normalidades do diâmetro da aorta infrarrenal detectadas em necropsia. **J Vasc Br**, [s. l.], v. 1, n. 2, p. 89-96, 2002.

SILVA, S. E. Relação morfológica entre o diâmetro, o colo proximal e distal dos aneurismas da aorta abdominal. **J Vasc Br**, [s. l.], v. 3, n. 2, p. 95-101, 2004

SINNOTT, M.; CLEARY, P. W.; PRAKASH, M. An investigation of pulsatile blood flow in a bifurcating artery using a grid-free method. **Fifth International Conference on CFD in the Process Industries CSIRO**, Melbourne, Australia 2006.

SOKOLIS, D. P. “Passive mechanical properties and structure of the aorta: segmental analysis. **Acta Physiol**, [s. l.], v. 190, p. 277-289, 2007.

SPALART, P. R. e ALLMARAS, S. R. A one equation turbulence model for aerodynamic flows. AIAA 30th Aerospace Sciences Meeting and Exhibit, USA, 1992.

STANDARDS, Society for vascular surgery and north american chapter, international society for cardiovascular surgery. **J Vasc Surg** v. 13, p. 452-458, 1991.

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

THOMAZ, B. J. **Angiologia e cirurgia vascular: tópicos atuais**. Rio de Janeiro: REVINTER Ltda Editora e Livraria, 2000.

THORNE, C. E. Caso clínico patológico del hospital nacional arzobispo loayza. **Rev Med Hered**, [s. l.], v. 17 n. 3, p. 177, 2005.

UGUREL, E.; PISKIN, S.; AKSU, A. C.; ESER, A.; YALCIN, O. From Experiments to Simulation: Shear-Induced Responses of Red Blood Cells to Different Oxygen Saturation Levels. **Frontiers in Physiology**, Lausanne, v. 10, 2020. doi:10.3389/fphys.2019.01559.

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

ZATZ, J. L.; KNAPP, S. Viscosity of Xanthan Gum Solutions at Low Shear Rates. **Journal of Pharmaceutical Sciences**, New York, v. 73, n. 4, p. 468–471, 1984. DOI:10.1002/jps.2600730410

WALWANDER, W. P.; CHEN, T. Y.; CALA D. F. An approximate Casson fluid model for tube flow of blood. **Biorheology**, Amsterdam, v. 12, p. 111-119, 1975. <https://doi.org/10.3233/BIR-1975-12202>.

WILCOX, D. C. **Turbulence Modeling for CFD**. 3th ed. [S. l.]: DWC Industries Inc., 2006.

YAKHOT, V.; ORSZAG, S.A.; THANGAM, S.; GATSKI, T. B.; SPEZIALE, C. G.
Development of turbulence models for shear flows by a double expansion technique.
Physics of Fluids A, Melville, v. 4, n. 7, p 1510-1520, 1992.

YAMAMOTO, H.; YABUTA, T., NEGI, Y., HORIKAWA, D., KAWAMURA, K.,
TAMURA, E.; ISHIDA, F. Measurement of human blood viscosity a using Falling
Needle Rheometer and the correlation to the Modified Herschel-Bulkley model
equation. *Heliyon*, v. 6, n. 9, p. e04792, 2020. DOI:10.1016/j.heliyon.2020.e04792.

YEE HAN KUAN¹, FOAD KABINEJADIAN², VINH-TAN NGUYEN³, H. L. L.
Risk of thrombosis in downstream flow of mechanical aortic valves: a
computational approach. London: Elsevier, 2018.

Tabela A1 – Soluções e massas dos fluidos.

Soluções	Massa do picnômetro (g)	Massa do picnômetro com fluido (g)	Massa do fluido (g)
Fluido I (92,8°INP) - 25°C	12,16	22,94	10,78
Fluido I (96°INP) - 25°C	12,18	22,85	10,67
Fluido II - 21°C	12,18	22,70	10,52
Fluido III - 21°C	12,16	23,72	11,56
Fluido IV - 37°C	12,18	21,93	9,75
Fluido V - 37°C	12,18	21,84	9,66

Fonte: própria autora.

Para a escolha da esfera, consideram-se a ordem de grandeza referente à viscosidade do sangue, de 3 e 6 mPa. s. Com isso, a esfera 2 de vidro mostrou-se a mais adequada para os testes, em razão de sua faixa de medição estar entre 3 a 30 mPa. s. A esfera 1 também foi testada, pois sua faixa encontra-se dentro da procurada, mas devido ao seu valor máximo de 5 mPa. s, acabou que a esfera não escoou dentro do cilindro quando testado em algumas amostras, Tabela A2.

Tabela A2 – Jogos de esferas do viscosímetro Hoppler.

Esfera n°	Diâmetro aproximado (mm)	Constante aproximada K (mPa. cm ³ g ⁻¹)	Tempo de queda mínimo (s)	Campo de medição (limite inferior e superior) (mPa. s)	Tolerância do valor absoluto da viscosidade (%)
1	15,805	0,009	60	0,6 a 5	+ 2
2	15,630	0,07	60	3 a 30	± 0,5
3	15,560	0,13	30	25 a 250	± 0,5
4	15,000	1,2	30	250 a 2500	± 1,0
5	13,500	10,5	30	2500 a 25000	± 1,0
6	10,000	40	30	8000 a 80000	± 1,5

Fonte: Manual MLW (1982).

Para confirmar a massa da esfera a ser utilizada, 2,22 g, usou-se uma balança de precisão e determinou-se seu raio, 15,63 mm, utilizando um paquímetro.

O próximo procedimento foi preencher completamente a camisa de banho de água do viscosímetro com água de torneira em temperatura ambiente e conectar as mangueiras nas saídas dessa camisa de água, conectando-as a um banho térmico onde as temperaturas variam de 21° a 37°.

Em seguida foi colocado no viscosímetro um fluido por vez, tomando as precauções de que não houvesse a formação de bolhas de ar dentro dos cilindros dos fluidos. A esfera foi inserida no cilindro central e durante o seu deslocamento foram anotados os tempos de queda da esfera entre as marcas no viscosímetro (ver o APÊNDICE A.1). A viscosidade dinâmica foi calculada por

$$\mu = t (\rho_1 - \rho_2) K \quad (A1)$$

na qual μ é a viscosidade dinâmica em milipascal vezes segundo (mPa.s), ρ_1 é a densidade da esfera (g/cm³), ρ_2 é a densidade do líquido sob temperatura da medição (g/cm³), t é tempo de queda da esfera em segundos (s) e K é a constante da esfera (mPa.cm³g⁻¹).

Na Tabela A3 podemos ver os resultados obtidos na pesagem do picnômetro para os diferentes fluidos de trabalho. Como podemos ver o fluido com maior massa é o I e o de menor massa é o V.

Tabela A3 – Soluções e massas dos fluidos.

Soluções	Massa do picnômetro (g)	Massa do picnômetro com fluido (g)	Massa do fluido (g)
Fluido I (92,8°INP) - 25°C	12,16	22,94	10,78
Fluido I (96°INP) - 25°C	12,18	22,85	10,67
Fluido II - 21°C	12,18	22,70	10,52
Fluido III - 21°C	12,16	23,72	11,56
Fluido IV - 37°C	12,18	21,93	9,75
Fluido V - 37°C	12,18	21,84	9,66

Fonte: própria autora.

A velocidade terminal da esfera foi determinada pelo espaço demarcado de 10 cm durante o tempo médio gasto para a esfera escoar. Os valores obtidos são apresentados na Tabela A4:

Tabela A4 – Tempos de 5 testes para um espaço de 10 cm e velocidade.

Solução	1°	2°	3°	4°	5°	Tempo Médio	Desvio padrão	Velocidade (cm/s)
Fluido I (92,8°INP) - 25°C	79,87	79,95	80,54	80,50	81,46	80,46	0,6356	0,1242
Fluido I (96°INP) - 25°C	89,80	90,20	91,12	91,36	91,64	90,82	0,7871	0,1101
Fluido II - 21°C	92,06	94,43	94,03	97,85	92,74	94,22	2,2423	0,1061
Fluido III - 21°C	98,38	91,20	103,17	89,36	106,18	97,66	7,3159	0,1024
Fluido IV - 37°C	20,99	24,47	22,74	23,60	22,50	22,86	1,3019	0,4374
Fluido V - 37°C	30,48	30,38	29,50	29,53	29,23	29,82	0,56650	0,3353

Fonte: própria autora.

Segundo Cherniauskas (2011), ao realizarmos testes similares ao aqui proposto, as condições que iríamos encontrar seria como vemos na Tabela A5, as viscosidades dinâmicas próximas de 3,5 mPa.s, o que corresponde à faixa de valor estimado pelo autor Oliveira (2010) de que o valor estaria entre 3 e 6 mPa.s.

Tabela A5 – Comparação de resultados de massa específica e viscosidade dinâmica.

Fluidos	Solução	Cherniauskas (2011)			Experimental		
		T (°C)	ρ (kg/m ³)	μ (mPa.s)	T (°C)	ρ (kg/m ³)	μ (mPa.s)
I	1/3 Glicerina, 1/3 Água e 1/3 Álcool 92,8°INPM*	25	1048	3,33	25	1078	5,98
I	1/3 Glicerina, 1/3 Água e 1/3 Álcool 96°INPM*	-	-	-	25	1067	7,36
II	1/3 Glicerina, 1/3 Água e 1/3 Álcool Isopropílico*	25	1046	3,67	21	1052	7,74
III	Glicerina (54%) e Água (46%)*	25	1137	3,54	21	1156	7,31
IV	1/3 Glicerina, 1/3 Água** e 1/3 Álcool 92,8°INPM*	37	1046	3,43	37	975	2,00
V	1/3 Glicerina, 1/3 Água*** e 1/3 Álcool Isopropílico	37	1039	3,51	37	963	2,63
VI	Sangue [1]	-	1060	3,5	-	-	-
*Proporção em volume							
**500 ml de Água com 0,4325g de goma xantana.							
***500 ml de Água com 0,4374g de goma xantana							

Fonte: própria autora.

A.2 – RESULTADOS DE TEMPO DE QUEDA DA ESFERA

Fluido I (92,8°INP) - 25°C					
Posição (mm)	Tempo de queda (s)				
	1°	2°	3°	4°	5°
y = 0	47,05	52,38	21,58	43,56	27,02
y = 50	88,26	92,78	61,96	85,29	68,26
y= 100	126,92	132,33	72,12	124,06	108,48

Fluido I (96°INP) - 25°C					
Posição (mm)	Tempo de queda (s)				
	1°	2°	3°	4°	5°
y = 0	33,8	43,33	34,4	50,4	30,62
y = 50	79,42	89,36	80,33	97,28	75,93
y= 100	123,6	133,53	125,52	141,76	122,26

Fluido II - 21°C					
Posição (mm)	Tempo de queda (s)				
	1°	2°	3°	4°	5°
y = 0	47,27	43,41	63,1	46,71	54,06
y = 50	96,53	90,57	113,07	96	102,35
y= 100	139,33	137,84	157,13	144,56	146,8

Fluido III - 21°C					
Posição (mm)	Tempo de queda (s)				
	1°	2°	3°	4°	5°
y = 0	74,9	44,33	54,03	51,4	48,92
y = 50	125,97	89,36	105,64	95,28	101,31
y= 100	173,28	135,53	157,2	140,76	155,1

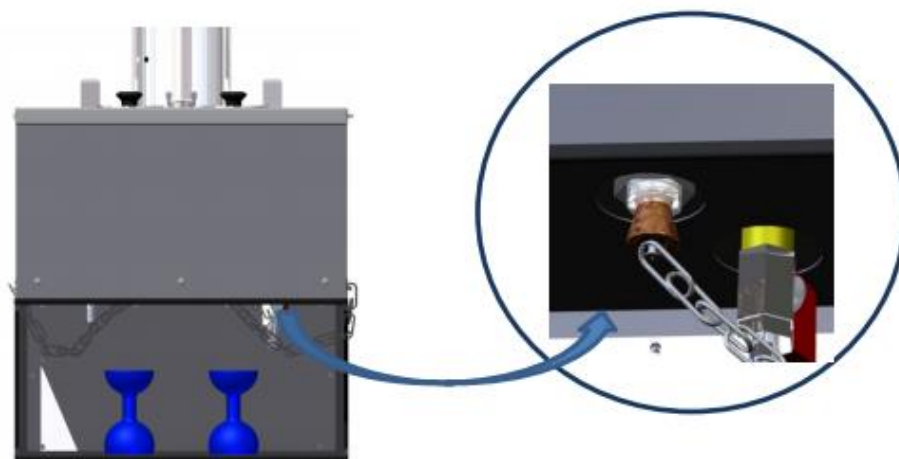
Fluido IV - 37°C					
Posição (mm)	Tempo de queda (s)				
	1°	2°	3°	4°	5°
y = 0	11,59	7,32	11,66	12,7	4,39
y = 50	23,48	18,6	23,68	24,82	15,72
y= 100	32,58	31,79	34,4	36,3	26,89

Fluido V - 37° C					
Posição (mm)	Tempo de queda (s)				
	1°	2°	3°	4°	5°
y = 0	16,7	7,48	14,58	8,56	13,72
y = 50	32,79	22,28	29,6	23,48	29,3
y = 100	47,18	37,86	44,08	38,09	42,95

APÊNDICE B – VISCOSÍMETRO DE SAYBOLT UNIVERSAL

As únicas amostras que foram ensaiadas no Viscosímetro de Saybolt Universal foram as amostras IV e V para a temperatura de 37° C. A temperatura de 25° C não foi testada pois a temperatura ambiente era superior, uma vez que o viscosímetro trabalha com a equalização das temperaturas entre o reservatório e o fluido, foi considerada somente 37° C que corresponde a temperatura interna do corpo humano.

Figura B1 – Esquema de funcionamento do viscosímetro Saybolt Universal.



Fonte: Manual petrodidática (2011).

Uma vez que é estabilizado a temperatura de ensaio a 37° C, as amostras foram colocadas no reservatório uma por vez, e, durante aproximadamente 15 minutos, aguardou-se até que a temperatura da amostra se estabilizasse com o banho térmico. Em seguida foi colocado o frasco receptor no orifício correspondente ao ensaio (Figura B1), permitindo que quando retirada a rolha, o filete de fluido escorresse pelo gargalo. Para aferir o tempo foi acionado simultaneamente um cronômetro e puxou-se a corrente presa à rolha no orifício “Saybolt-Furol”. O fluido coletado atingiu o 60 ml do frasco e nesse exato momento foi parado o cronômetro e anotado o tempo (ver a Tabela B3). Os fluidos IV e V que foram utilizados neste experimento são uma solução com base em água deionizada, glicerina e álcool com diferentes concentrações. A viscosidade cinemática pode ser expressa como

$$v = A. \Delta t - B/\Delta t \quad (B1)$$

na qual ν é a viscosidade cinemática em *Centistokes* (cSt), Δt intervalo de tempo de queda do filete de fluido (s), A e B são parâmetros que dependem do viscosímetro.

Para encontrar a viscosidade é necessária uma correção que é feita através de parâmetros que dependem do tipo do viscosímetro em relação ao tempo gasto, Tabela B1. O tempo gasto médio foi inferior a 100 segundos, e, portanto os valores obtidos estão dispostos na Tabela B2.

Tabela B1 – Viscosímetros do tipo Saybolt e parâmetros para escolha.

Viscosímetros	A	B
SAYBOLT UNIVERSAL		
a) Para $\Delta T < 100$ s	0,226	195
b) Para $\Delta T > 100$ s	0,22	135
REDWOOD STANDARD	0,26	171
ENGLER (S)	0,147	374

Fonte: Manual Petrodidática (2011).

Tabela B2 – Viscosidades cinemáticas e dinâmicas para viscosímetro Saybolt.

Fluidos	T(° C)	$\Delta t(s) = \nu(SSU)$	A	B	$\nu(cSt)$	$\mu (mPa \cdot s)$
IV	37	45,71	0,226	195	6,06	5,91
V	37	47,16	0,226	195	6,52	6,28

Fonte: própria autora.

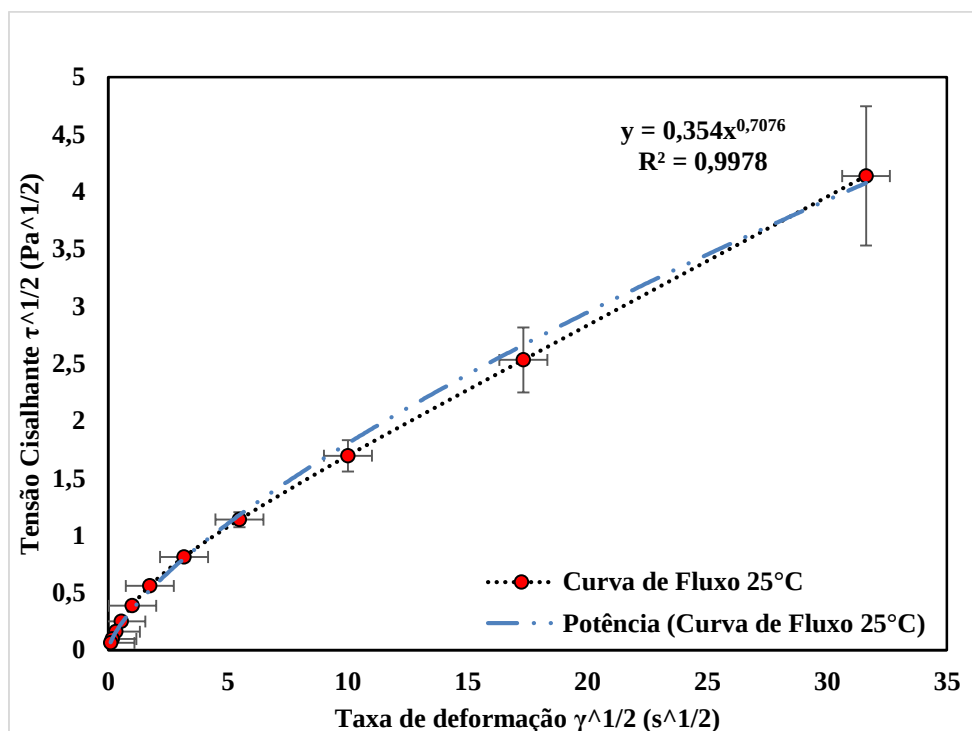
Esse método de vazão de um líquido através de um orifício pode ser comparado como o do viscosímetro de Oswald, já que ambos possuem os mesmos princípios, e são viscosímetros capilares.

Os valores obtidos pelo viscosímetro de Saybolt foram muitos próximos aos tido como referência na literatura por Oliveira (2010) de 3 e 6 mPa.s, mas diferentes aos valores experimentais do Cherniauskas (2011). Os valores obtidos são apresentados na Tabela B3.

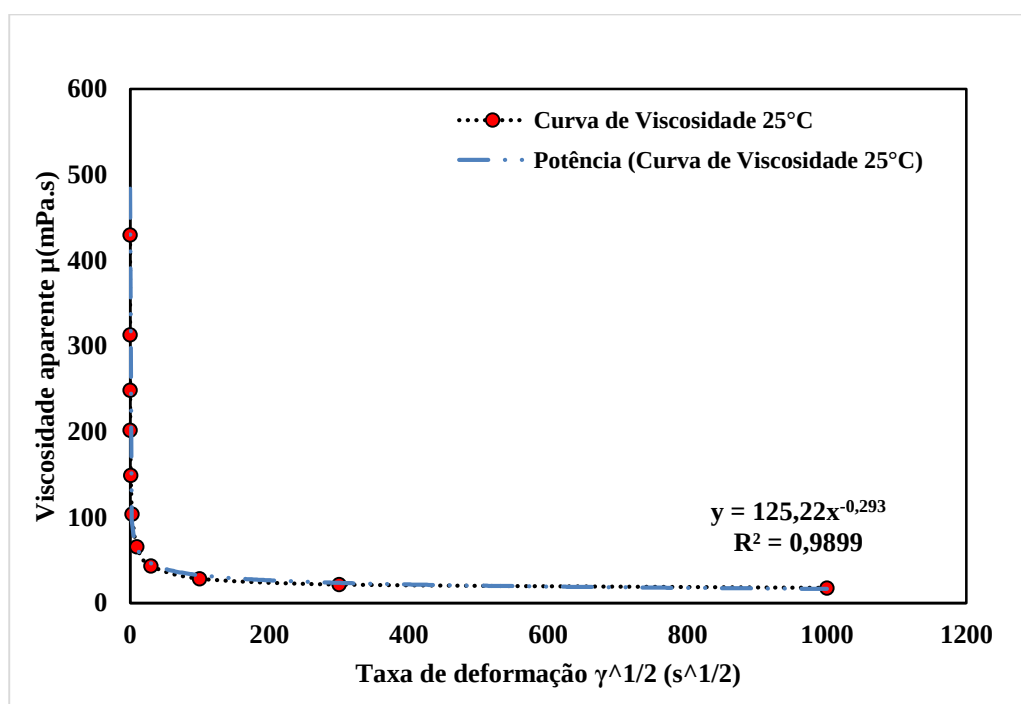
Tabela B3 – Tempo de escoamento

Fluidos	T(° C)	t_1	t_2	t_3	t_4	t_5	$\Delta t(s) = \nu(SSU)$
IV	37	44,87	45,91	46,42	45,18	46,16	45,71
V	37	45,60	47,10	48,99	46,67	47,45	47,16

APÊNDICE C – REOMÊTRO TA DHR3.



Fonte: própria autora.



Fonte: própria autora.

APÊNDICE D – CONFECÇÃO DA SESSÃO DE TESTE

As imagens DICOM (*Digital Imaging and Communications Medicine*) foram tratadas com software *Invesalious* para selecionar apenas a região de interesse, obtendo dessa maneira um modelo virtual 3D da aorta abdominal (Figura D1 - A). Logo depois foram feitas as correções e segmentação da região da aorta infrarrenal (Figura D1 - B) e a exportação do biomodelo 3D em formato STL (Figura D1 - C) (CARVALHO, 2017) e em seguida a prototipagem de um modelo físico do AAA em PETg vermelho translúcido da 3D Prime com 10% de preenchimento colmeia, pela impressora Creality CR-X (Figura D1 - D).

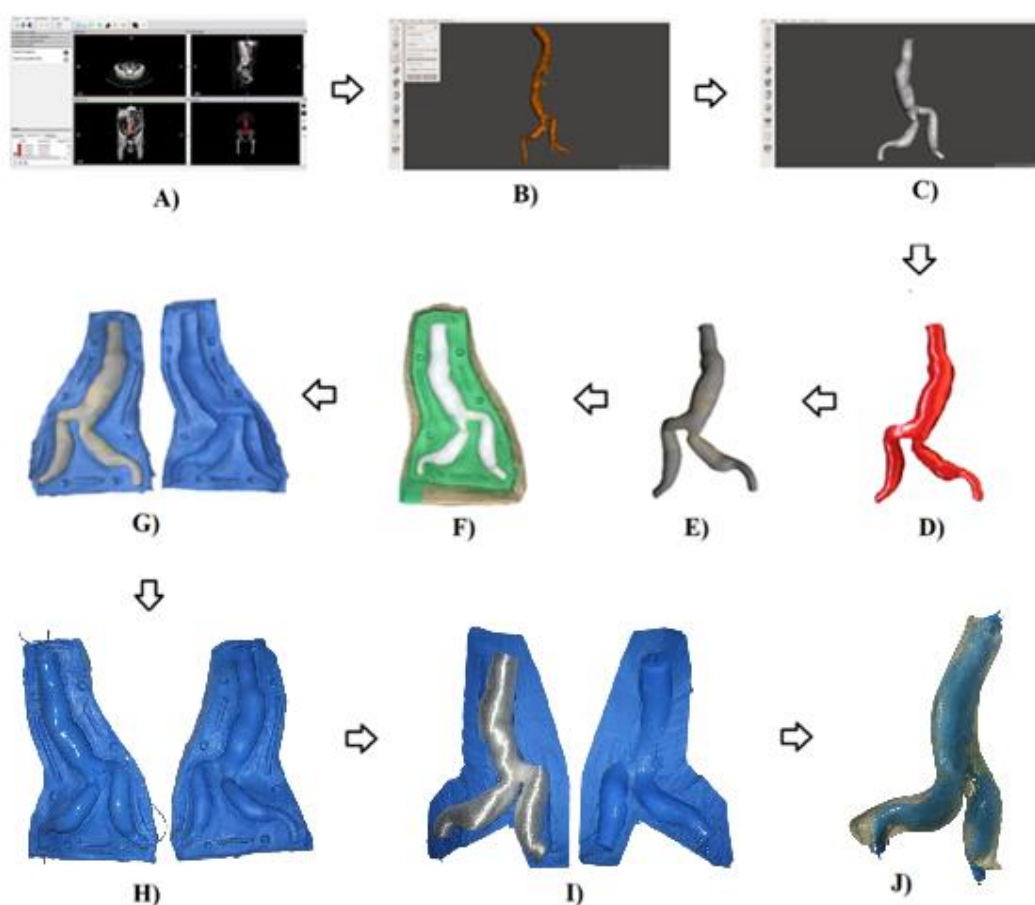
Para a peça impressa foi feito o acabamento com lixas de parede com 280 e 400 de gramaturas, mais finas para um acabamento liso e uniforme. Posteriormente ao lixamento, foram aplicados separadamente e em sequência a seladora para plásticos, o prime e a massa corrida; para as suas preparações foram usados thinner 280. Todos os produtos utilizados são automotivos, e tanto o tempo e a proporção foram os recomendados pelo fabricante. Tanto a seladora, como o prime foram aplicados 3 vezes com a ajuda de um compressor, e foi utilizada a massa corrida para correções de imperfeições na superfície, e em seguida o modelo foi lixado em água com lixa de 400, o tempo decorrido até o próximo passo foi de 48 h (Figura D1 - E).

Logo após à essa preparação foi criado um molde bipartido de silicone, sendo primeiramente feita a confecção e montagem de uma caixa berço em papelão (Figura D1 - F). Para a vedação da caixa e para o suporte da peça foram utilizados 200 g de plastilina e 2 kg de borracha de silicone mais catalizador para o molde. A vaselina industrial desmoldante foi usada para que o molde bipartido não viesse a colar as partes, e o tempo de cura da borracha de silicone foi de 24 h em temperatura ambiente de 29 °C (Figura D1 - G). Para o preenchimento do molde foi utilizada borracha de silicone, sendo antes utilizada vaselina industrial desmoldante. O tempo de cura foi de 24 h para a secagem completa e o macho foi desmoldado (Figura D1 - H). O macho de borracha de silicone foi mergulhado no silicone para melhorar a superfície e foi pendurado para que pudesse secar, com um tempo de cura de 48 h para que a película aderisse ao macho.

O Processo C se repetiu para um biomodelo criado com mais 3 mm de espessura, que foi criado a partir do SLT do AAA e o todo o processo se repetiu até o F (Figura D1 - I).

Depois do tempo da secagem de 24 h para o molde do biomodelo de mais 3 mm de espessura, foi criado um suporte de fixação em madeira e o molde do biomodelo de 3 mm a mais de espessura, foi preenchido com o macho de silicone, de forma a ficar centralizado, posteriormente à mistura da resina epóxi cristal e do catalizador foi despejado no vão entre o molde e o macho de silicone (Figura D1 - J). O tempo de secagem a toque segundo fabricante para uma camada de resina em 200 g em película é de 12 h e de 48 h para a cura total, para a temperatura de 25 °C (Figura D1 - L). Na Figura D1 podemos ver as etapas de confecção da seção de teste.

Figura D1 - Etapas desde a obtenção das imagens até a seção de teste.

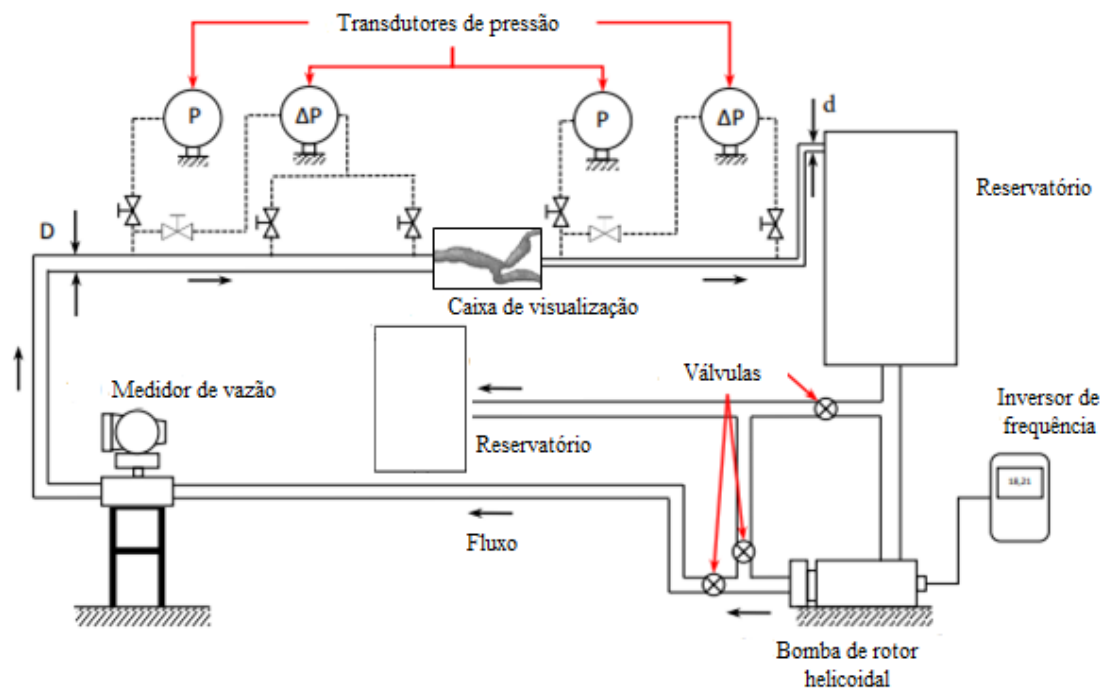


Fonte: própria autora.

A Figura A2 apresenta um esquema do sistema hidráulico da CERNN, sendo composto de dois reservatórios, o fluido é impulsionado pela bomba de deslocamento positivo – Netzsch NM038, através de uma seção de resina epóxi imersa dentro de uma caixa acrílica transparente com água e tubos de PVC. A taxa de fluxo é controlada por um inversor de frequência com ajuda de medidores de vazão. Ao longo desta seção, a

pressão é medida em pontos diferentes com transdutores de pressão e as válvulas são colocadas em pontos estratégicos para a conexão dos transdutores com a unidade hidráulica. Após o fluido passar pela seção de teste, o campo de velocidade é determinado usando a técnica PIV onde partículas traçadoras fluorescentes são introduzidas no escoamento, e as imagens são processadas por *Dynamic Studio Software*.

Figura A2 - Representação de modelo esquemática do sistema hidráulico.



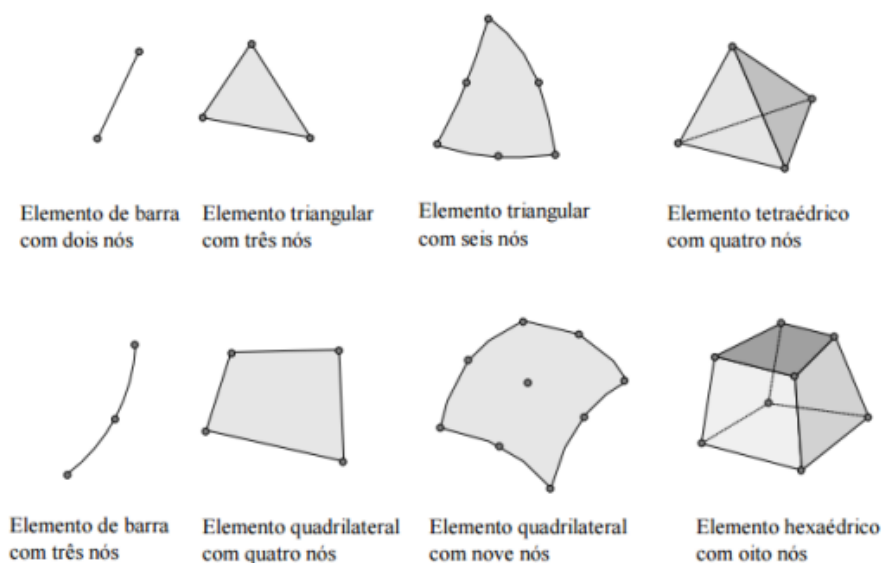
Fonte: Adaptado de Blanco, 2019.

APÊNDICE E – VERIFICAÇÃO DE MALHA

A malha numérica divide o domínio da solução em um número finito de subdomínios (elementos, volumes de controle, entre outros), entre eles usualmente se destacam o formato triangular, tetraédrico, quadrilátero e hexaédrico, como mostrado na Figura E1. Cada formato tem suas especificações, métodos e peculiaridades. Os tipos de malhas podem ser agrupados em malhas estruturadas e não estruturadas (GONÇALVES, 2007).

Nas malhas estruturadas os volumes da malha possuem uma determinada lei de construção e sempre o mesmo número de vizinhos. Enquanto nas malhas não estruturadas não se obedecem a nenhuma lei de construção e os volumes de controle não se alinham com um determinado sistema de coordenadas (MORAIS, 2004).

Figura E1 –Tipos de elementos.



Fonte: Moraes, 2004.

O procedimento para determinar a malha mais precisa é testar diferentes tamanhos e configurações de malha até que a solução numérica convirja, o que é denominado teste de independência de malha (GERASIMOV, 2006).

São vários os parâmetros que determinam a qualidade da malha, entre os mais proeminentes e comumente analisados (MANUAL DA ANSYS, 2013), estão três:

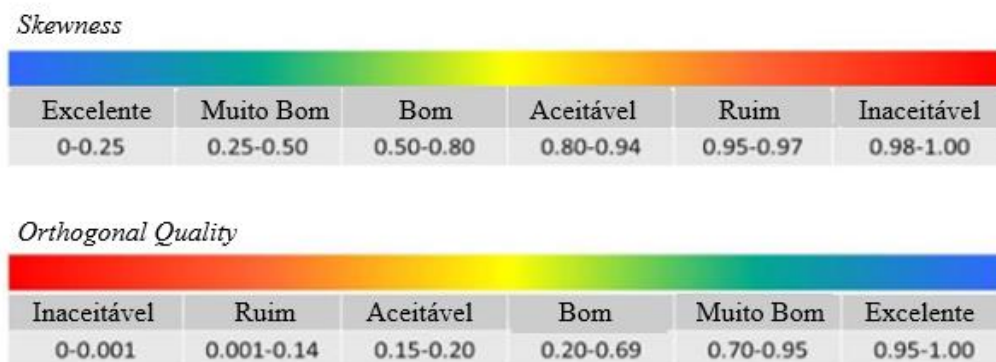
Aspect Ratio é a proporção entre a maior e a menor aresta do elemento. Em geral, as relações de aspecto se mantêm entre 1 a 5.

Skewness é a obliquidade, medida em uma escala de 0 para 1, com tendência a 0 para uma malha excelente. Para malhas tetraédricas deve ser mantida a simetria abaixo de 0,95, com um valor médio inferior a 0,33. Para os demais tipos de malha, temos:

- Hexaedro e células quádruplas - a assimetria não deve exceder 0,85;
- Células triangulares - a assimetria não deve exceder 0,85;
- Células de tetraedro - a assimetria não deve exceder 0,9.

E por fim, podemos ver através da Figura E2 o parâmetro *Orthogonal quality*, analisado em uma escala de 0 a 1, a tendência a 1 é para uma malha perfeita (BARRERA *et al.*, 2018).

Figura E2 – parâmetros *Skewness* e *Orthogonal quality*.



Fonte: Adaptado manual da Ansys®, 2013.

No geral, se a qualidade da malha exceder essas regras, é melhor refazer a malha e melhorar a qualidade. Dependendo da física de sua simulação, é possível que a simulação divirja ou convirja para resultados errados.

E.1 *Yplus*

Para modelagem adequada dos fluxos viscosos turbulentos na região próxima à parede, é necessário se definir o y^+ , referido também como *yplus*. Por se tratar de um parâmetro adimensional, comumente utilizado na teoria da camada limite e na definição da lei da parede, o y^+ é expresso como a altura em relação à subcamada viscosa perto da parede (SALIM e CHEAH, 2009).

$$y^+ \cong \frac{u_* \cdot y}{\nu} \quad (E1)$$

na qual u_* é a velocidade de fricção na parede mais próxima, y é a distância até a parede mais próxima e ν é a viscosidade cinemática local do fluido.

Em direção à parte externa da região próxima à parede, no entanto, a turbulência é rapidamente aumentada pela produção de energia cinética turbulenta devido aos grandes gradientes da velocidade média (SALIM e CHEAH, 2009).

De acordo com Salim e Cheah (2009) e Gerasimov (2006) os fluxos turbulentos são afetados na região próxima à parede, e o amortecimento viscoso reduz as flutuações da velocidade tangencial, enquanto o bloqueio cinemático reduz as flutuações normais.

A região afetada pela viscosidade, ou seja, a camada interna, é composta por três zonas, com suas paredes y^+ correspondentes:

- Subcamada viscosa ($y^+ < 5$)
- Região de mistura ($5 < y^+ < 30$)
- Região totalmente turbulenta ($y^+ < 30$ a 60)

Para modelos de turbulência como $k - \varepsilon$ com funções de parede padrão, y^+ deve estar na faixa de 30 e para modelos de turbulência com tratamento de parede (como $k - \omega$, Spalart-Allmaras), y^+ deve ser igual a 1.

A análise dimensional mostra que em uma parede uma velocidade característica, chamada de velocidade de atrito, u_* , pode ser definida da seguinte maneira:

$$u_* = \sqrt{\frac{\tau_w}{\rho}} \quad (E2)$$

na qual τ_w é a tensão cisalhante da parede e ρ é a densidade do fluido na parede.

A tensão cisalhante da parede, τ_w , é dada por:

$$\tau_w = \mu \left(\frac{\partial u}{\partial y} \right)_{y=0} \quad (E3)$$

na qual μ é a viscosidade dinâmica, u é a velocidade de fluxo paralela à parede e y é a distância à parede.

Para o uso em CFD, a viscosidade dinâmica pode ser definida de diferentes maneiras: como uma constante, uma função da temperatura e por modelos não Newtonianos entre outros (MANUAL DO ANSYS, 2013).

E.2 Grid Convergence Index – GCI

A metodologia *Grid Convergence Index* (GCI) surgiu como um procedimento para determinar e relatar estimativas de erros de discretização em simulações de CFD (ROACHE, 1994).

Este método usa um estimador de erro de convergência de malha que é obtido pela aplicação da teoria de extrapolação de Richardson generalizada para soluções de tamanhos de malhas diferentes (CELIK; ZHANG, 1995). De acordo com Celik *et al.*, (2008), são necessários pelo menos três refinamentos para malhas bidimensionais e tridimensionais, sendo definido o tamanho representativo para o elemento ou para a malha tridimensional h , por:

$$h = \left[\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (\Delta V_i) \right]^{1/3} \quad (E4)$$

Para as malhas bidimensionais,

$$h = \left[\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (\Delta A_i) \right]^{1/2} \quad (E5)$$

na qual ΔV_i é o volume, ΔA_i é a área da i -ésima célula e N é o número total de elementos ou volumes usadas na malha.

Para verificação do refinamento da malha no método do GCI é selecionado três malhas distintas. É desejável que o fator de refinamento $r = h_{coarse}/h_{fine}$ seja maior que 1,3 (CELIK *et al.*, 2008).

O tamanho representativo das malhas é dado por $h_1 < h_2 < h_3$ onde o fator de refinamento entre as malhas é de $r_{21} = h_2/h_1$ e $r_{32} = h_3/h_2$. A ordem aparente p do método pode ser calculada usando as expressões a seguir:

$$p = \frac{1}{\ln(r_{21})} |\ln|\varepsilon_{32}/\varepsilon_{21}| + q(p)| \quad (E6)$$

Em que $q(p)$ é obtido pela equação E7.

$$q(p) = \ln \left(\frac{r_{21}^p - s}{r_{32}^p - s} \right) \quad (E7)$$

Dado que s pode ser determinado pela equação E8.

$$s = 1. \operatorname{sgn}(\varepsilon_{32}/\varepsilon_{21}) \quad (\text{E8})$$

na qual $\varepsilon_{32} = \phi_3 - \phi_2$ e $\varepsilon_{21} = \phi_2 - \phi_1$, e ϕ_k denota a solução na k -ésima malha. Note que $q(p)=0$ para $r=\text{constante}$. A equação E6 pode ser resolvida usando iteração de ponto fixo, com o chute inicial igual ao primeiro termo. O valor absoluto na Equação E7 é necessário para garantir que a extrapolação vá para $h=0$ (CELIK; KARATEKIN, 1997). Valores negativos de $\varepsilon_{32}/\varepsilon_{21} < 0$ são uma indicação de convergência oscilatória. Se possível, o percentual da ocorrência de convergência oscilatória deveria também ser reportada. A concordância da ordem aparente observada com a ordem formal do esquema utilizado pode ser tomada como um bom indicador das malhas estarem na faixa assintótica; o oposto não deve necessariamente ser tomado como um sinal de cálculos insatisfatórios. Deve ser notado que, se $\varepsilon_{32} = \phi_3 - \phi_2$ ou $\varepsilon_{21} = \phi_2 - \phi_1$, for ‘muito próximo’ de zero, o procedimento acima não funcionará. Isto pode ser uma indicação da convergência oscilatória ou, em situações raras, pode indicar a solução “exata” foi alcançada. Em tais casos, se possível, cálculos com refinamento adicional devem ser realizados; se não, os resultados podem ser reportados como tal. Calcular os valores extrapolados a partir de:

$$\phi_{ext}^{21} = (r_{21}^p \phi_1 - \phi_2) / (r_{21}^p - 1) \quad (\text{E9})$$

De maneira similar, é calculado o ϕ_{ext}^{32} . Calcular e reportar as seguintes estimativas de erro, junto com a ordem aparente p .

Em erro relativo aproximado,

$$e_{ext}^{21} = \left| \frac{\phi_{ext}^{12} - \phi_1}{\phi_{ext}^{12}} \right| \quad (\text{E10})$$

Erro relativo aproximado,

$$e_a^{21} = \left| \frac{\phi_1 - \phi_2}{\phi_1} \right| \quad (\text{E11})$$

Erro relativo extrapolado,

$$e_{ext}^{21} = \left| \frac{\phi_{ext}^{12} - \phi_1}{\phi_{ext}^{12}} \right| \quad (\text{E12})$$

De acordo com Celik e Zhang (1995), os fatores de segurança do método variam de 1 a 3, sendo a recomendação um fator de segurança de 1,25 quando um mínimo de três grades é utilizado para verificar a ordem de convergência, p (ROACHE, 1998).

$$GCI_{\text{fine}}^{21} = \frac{1,25e_a^{21}}{r_{21}^p - 1} \quad (\text{E13})$$

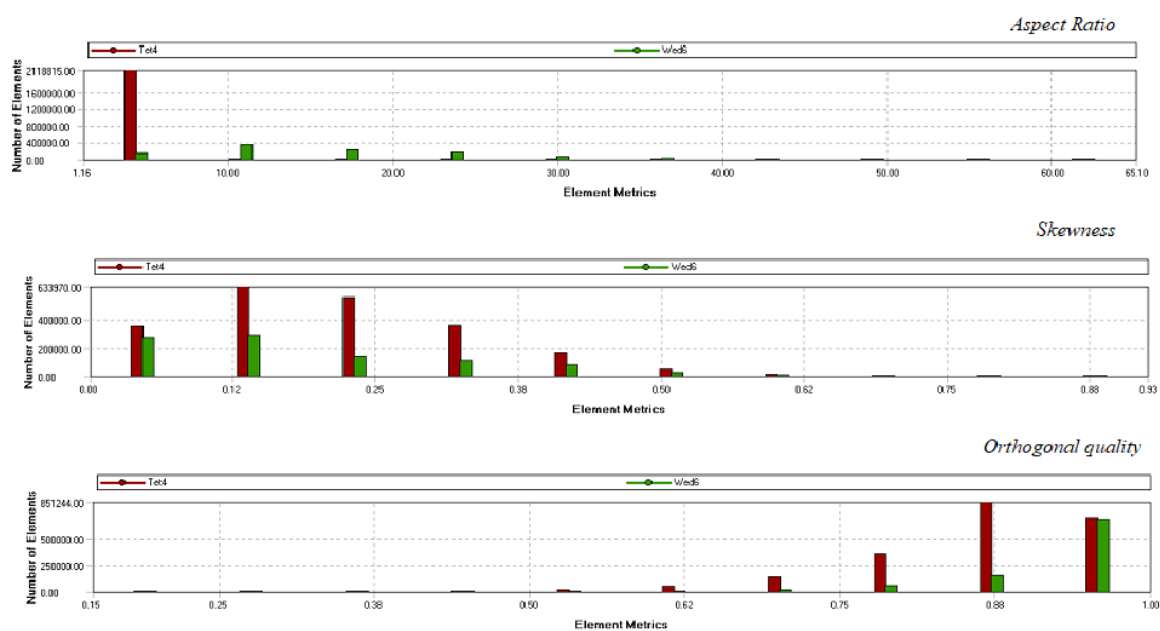
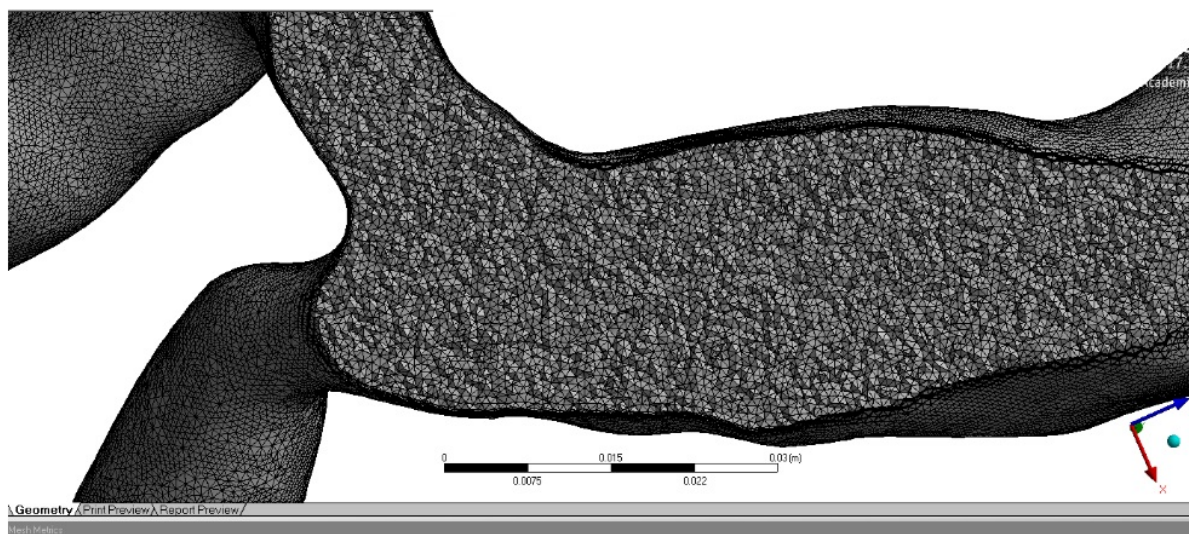
na qual e_a é o erro relativo aparente, r é a razão de refinamento da grade, e p é a ordem de precisão da solução numérica.

Um valor de 3 representa um fator conservador necessário nos casos em que existe um grande nível de incerteza da estimativa de erro e quando soluções de duas grades são usadas para estimar o erro. A necessidade de um valor de fator alto aumenta com a proliferação da incerteza presente na estimativa do erro (CELIK e ZHANG, 1995).

Número de elementos			
N_1			15.172158
N_2			6.771513
N_3			3.033032
Propriedades de interesse			
Variáveis	Velocidade média na saída	Tensão Cisalhante máxima na parede	Pressão máxima na parede
ϕ_1	0,790600	72,823650	14253,536960
ϕ_2	0,801599	98,900530	14231,020830
ϕ_3	0,807640	99,713600	14225,569680
Fator de refinamento			
r_{21}			1,30854
r_{32}			1,30698
p	1,02662	12,83756	5,24382
Valores extrapolados			
ϕ_{ext}^{21}	0,77702	71,97061	14260,80848
ϕ_{ext}^{32}	0,79410	98,87351	14232,79590
Erro relativo aproximado			
e_a^{21}	0,01391	0,35808	0,00158
e_a^{32}	0,00754	0,00822	0,00038
Erro relativo extrapolado			
e_{ext}^{21}	0,01747	0,01185	0,00051
e_{ext}^{32}	0,00944	0,00027	0,00012
GCI			
GCI_{fine}^{21}	2,146 %	1,464 %	0,064 %
GCI_{fine}^{32}	1,169 %	0,034 %	0,016 %

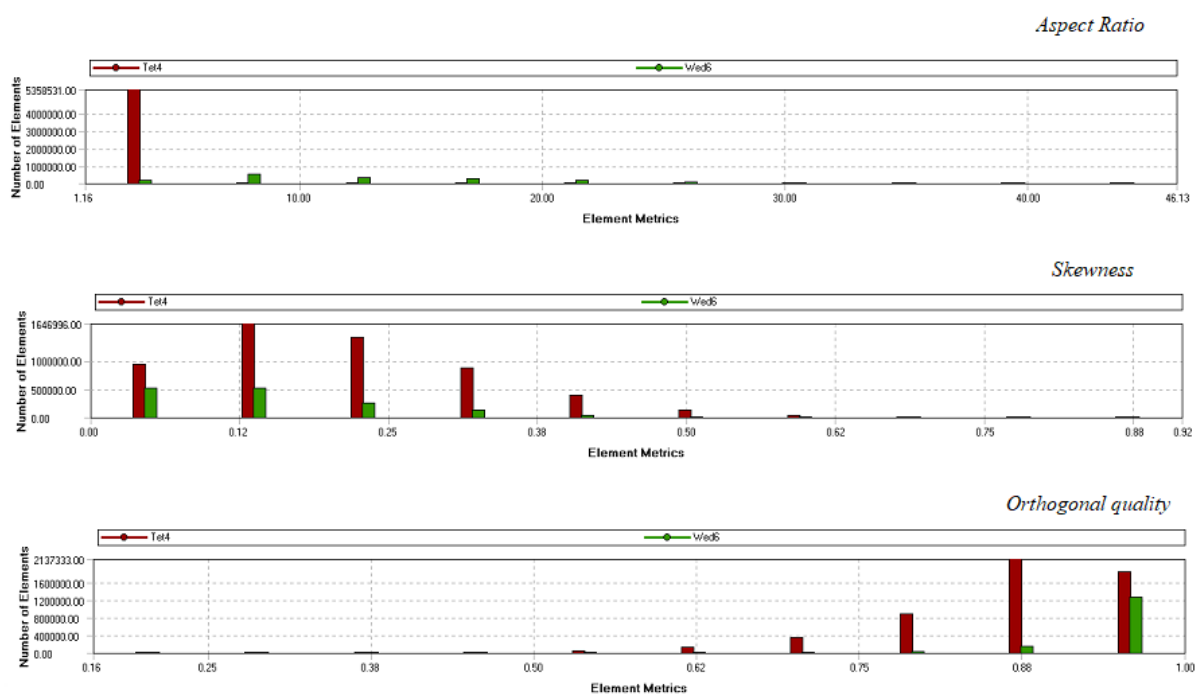
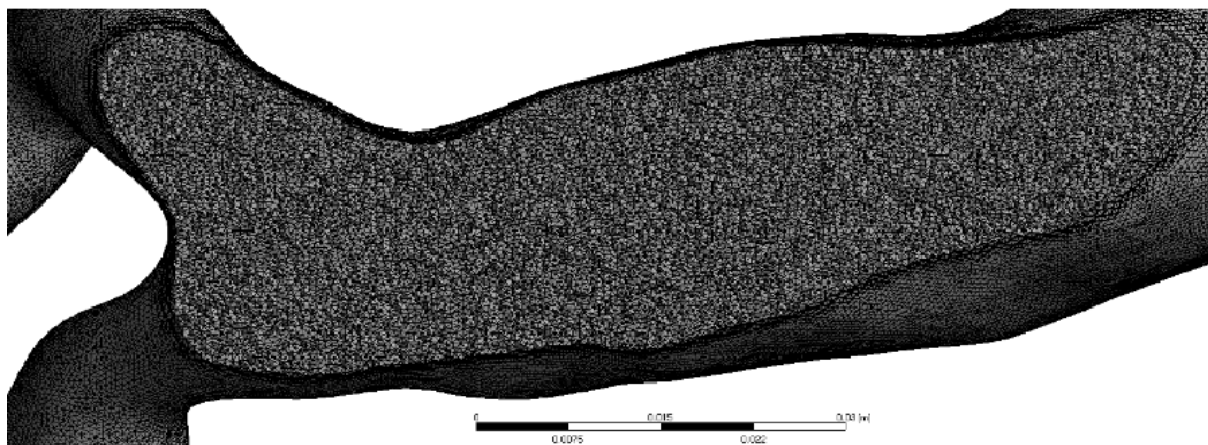
Fonte: própria autora.

APÊNDICE F – 3 MILHÕES DE ELEMENTOS



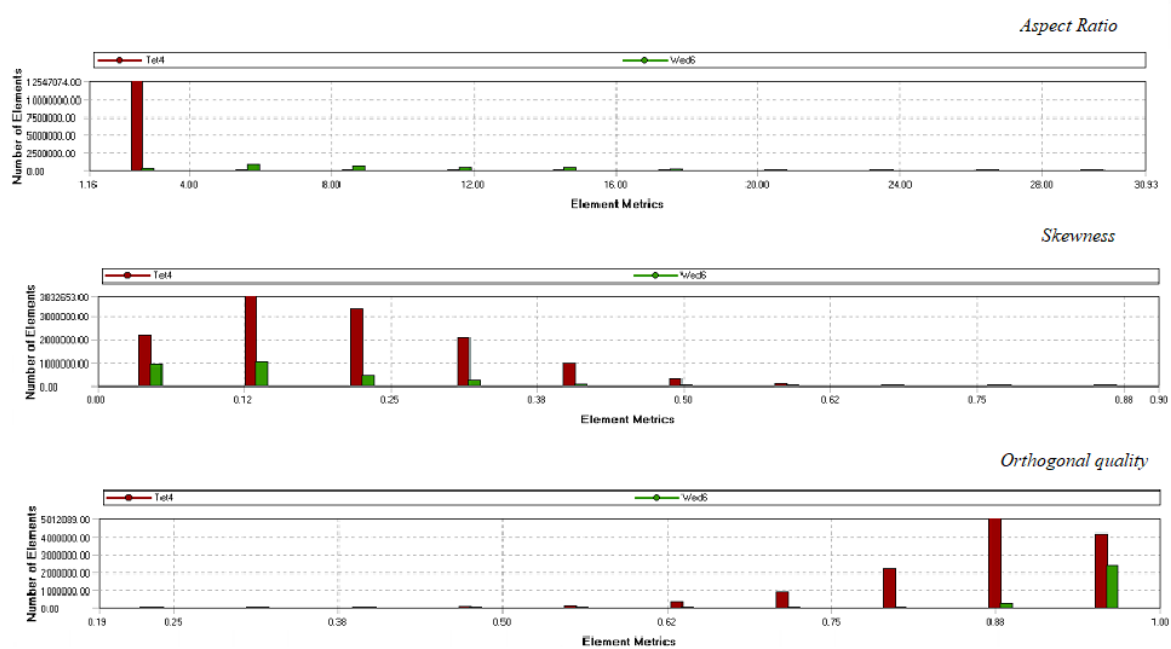
Fonte: própria autora.

APÊNDICE G – 6 MILHÕES DE ELEMENTOS



Fonte: própria autora.

APÊNDICE H – 15 MILHÕES DE ELEMENTOS



Fonte: própria autora.

**ANEXO A – MODELO DE CASSON PARA FLUIDO NÃO-NEWTONIANO
UDF, ESCRITA POR CHIYU JIAN DA CORNELL UNIVERSITY.**

```

/*****

/* UDF for applying the Casson Non-newtonian fluid model

/*****

*/

#include "udf.h"

#define Hct 0.4

#define mu_p 0.00145

DEFINE_PROPERTY (casson_viscosity, c, t)

{

real mu_casson;

real gamma = C_STRAIN_RATE_MAG (c, t) ;

real N_inf = sqrt (mu_p*pow ((1-Hct) , -0.25) ) ;

real mu_inf = sqrt (pow ((0.625*Hct) , 3) ) ;

if (gamma !=0) {

mu_casson = pow (mu_inf , 2) / gamma+2

*mu_inf*N_inf/ sqrt (gama) +pow (N_inf , 2) ; }

else {

mu_casson = 0.0035;

}

return mu_casson;

}

```

**ANEXO B - PERFIL DE VELOCIDADE DADO POR UMA UDF, ESCRITA
POR CHIYU JIAN DA CORNELL UNIVERSITY.**

/******

/* UDF for specifying time dependent velocity profile boundary condition

/******

*/

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

#define PI 3.141592654

DEFINE_PROFILE(inlet_velocity,th,i)

{

 face_t f;

 begin_f_loop(f,th)

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

 {

 if(t <= 0.218)

 F_PROFILE(f,th,i) = 0.5*sin(4*PI*(t+0.0160236));

 else

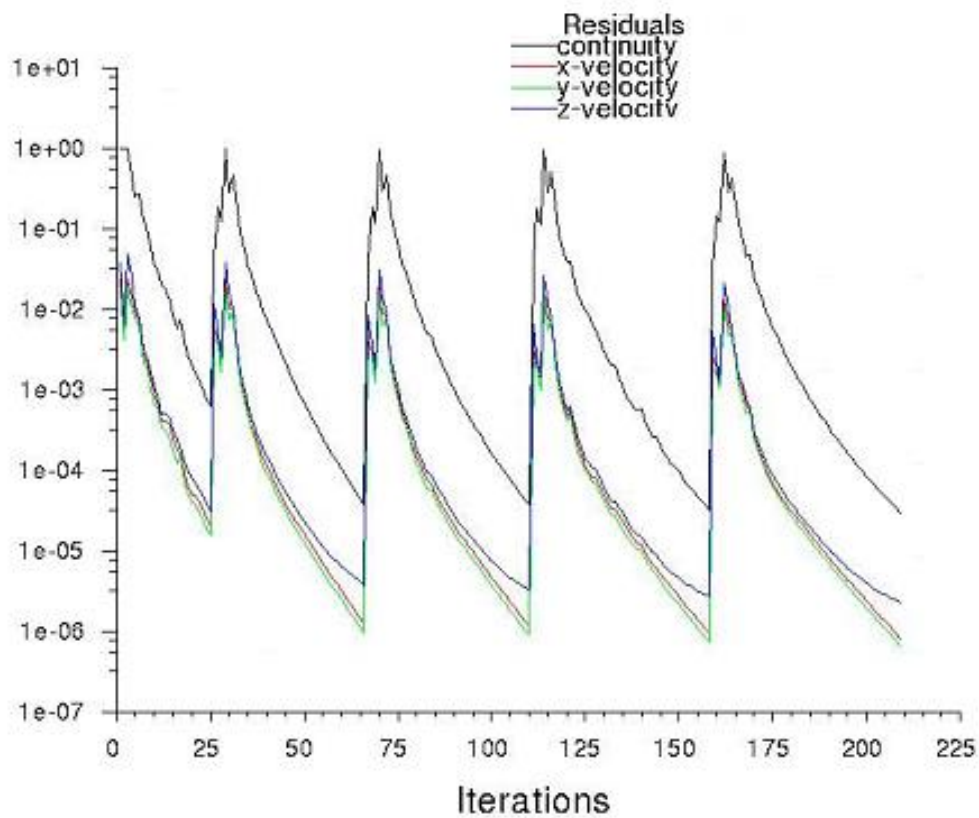
 F_PROFILE(f,th,i) = 0.1;

 }

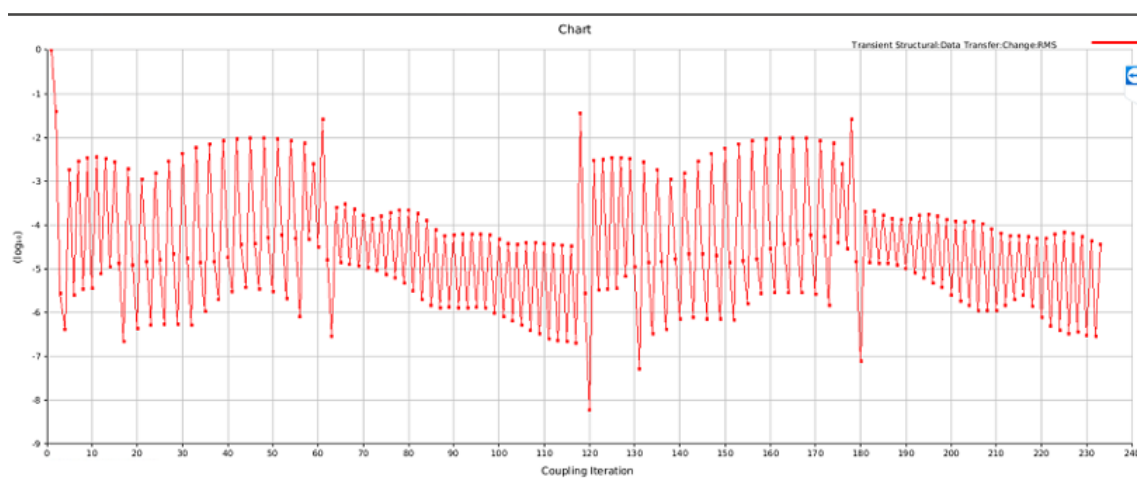
 end_f_loop(f,th);

}

ANEXO C – RESÍDUOS PARA AS EQUAÇÕES DE CONTINUIDADE, PRESSÃO E MOMENTO



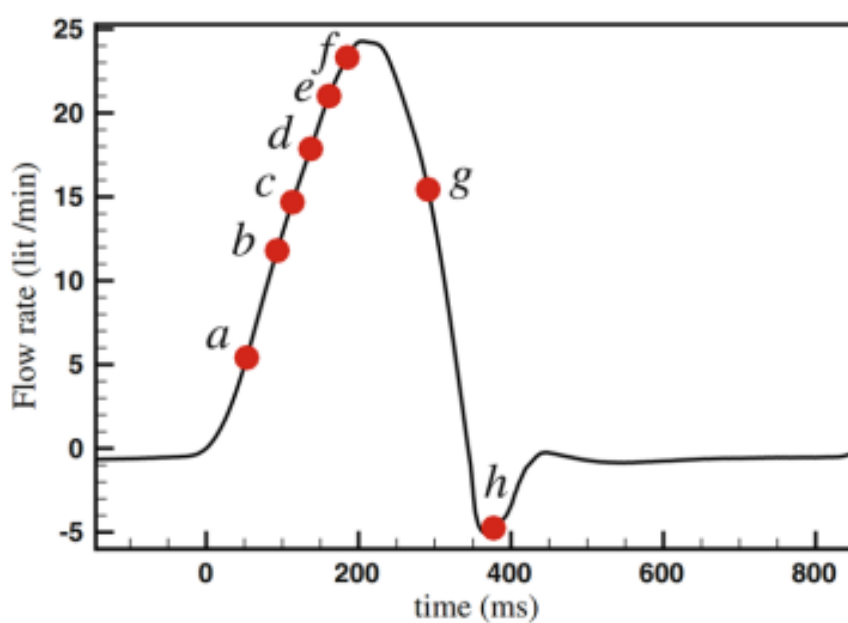
Fonte: própria autora.



Fonte: própria autora.

ANEXO D – ESTIMATIVA PRÉVIA DE NÚMERO DE REYNOLDS

		diâmetro (cm)	diâmetro infra (m)	Reynolds infra	velocidade infra (m/s)	área (m ²)
	massa específica	0,9	9,00E-03	4.244,13	1,57	6,36173E-05
	1050	1	0,01	3.819,72	1,27	7,85398E-05
	viscosidade dinâmica	2	0,02	1.909,86	0,32	0,000314159
	0,0035	3	0,03	1.273,24	0,14	0,000706858
	vazão infra renal	4	0,04	954,93	0,08	0,001256637
6 L/min	1,00E-04					
	vazão aorta	diâmetro (cm)	diâmetro aorta (m)	Reynolds aorta	velocidade aorta (m/s)	área (m ²)
25 L/min	4,17E-04	4	0,04	3978,236957	0,331519746	0,001256637
		3	0,03	5304,315943	0,589368438	0,000706858
		2	0,02	7956,473914	1,326078986	0,000314159



Fonte: Alastruey *et al.*, 2016.