

PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE CATÓLICA
DO RIO DE JANEIRO



Karim Kalaun

**Avaliação Dos Padrões
Hemodinâmicos Relacionados Ao
Crescimento De Aneurisma Na Aorta
Ascendente**

Projeto de Graduação

Projeto de Graduação apresentado ao Departamento de
Engenharia Mecânica da PUC-Rio

Orientadores: Angela Ourivio Nieckele
Ivan Fernney Ibanez

Rio de Janeiro
Dezembro de 2019

Para meu avô, Nazem
Kazem Kalaoun (*in memoriam*),
que despertou em mim a sede de
conhecimento.

Agradecimentos

Gostaria de agradecer, primeiramente, à minha mãe, Rana, pelo seu amor incondicional. Ao meu pai, Kazim, por exigir de mim o meu melhor. Ao meu irmão, Nazem, e meu primo, Kel, pelo apoio irrestrito.

Ao meu avô Riad, por instigar em mim o bom humor que levo sempre comigo. À minha avó Nagibe, por todas as vezes que me fez sentir especial, e meu avô Nazem, que me ensinou a importância de ter conhecimento.

Ao resto da minha família, pela minha formação como ser humano.

Aos amigos que fiz nesta trajetória, por todos os momentos bons e ruins que partilhamos, pela ajuda e por todas as lembranças que levarei desta fase da vida.

À minha namorada, Lara, que me acompanhou desde o início sendo meu porto seguro e melhor amiga, por todo amor e apoio. À sua família, que me acolheu e me proporcionou experiências enriquecedoras.

Aos meus professores, por estarem aptos a transmitir seus conhecimentos, exercendo a mais nobre das profissões.

À minha orientadora Angela e meu coorientador Ivan, que estiveram sempre presentes e forneceram todo apoio possível para a realização deste trabalho. À Gabriela que me passou seu conhecimento sobre a metodologia utilizada. Ao grupo de Engenharia Cardiovascular da PUC-Rio que me deram todo suporte para realizar a modelagem e simulações necessárias

Resumo

Kalaun, Karim. Ibanez, Ivan Fernney. Nieckele, Angela Ourivio. **Avaliação dos padrões hemodinâmicos relacionados ao crescimento de aneurisma na aorta ascendente.** Rio de Janeiro, 2019. 82p. Projeto de Graduação - Departamento de Engenharia Mecânica, Pontifícia Universidade Católica do Rio de Janeiro.

As principais causas de morte no mundo são devidas as doenças cardiovasculares. Dentre estas, encontra-se o aneurisma da aorta, o qual é caracterizado pela dilatação do diâmetro de artéria. Após o diagnóstico, um processo cirúrgico pode ser recomendado ou sua evolução deve ser monitorada, pois sua ruptura pode ser fatal. O objetivo deste trabalho consiste em identificar fatores que possam induzir ao crescimento do aneurisma aórtico, a fim de auxiliar nas atitudes preventivas. A partir dos exames de angiotomografia da aorta de três paciente em dois anos distintos, gerou-se modelos tridimensionais. Uma tentativa de correlacionar o formato anatômico das aortas com a possibilidade do crescimento do aneurisma, tanto em relação a curvatura da mesma como a proximidade da valva aórtica com a parede anterior não foi conclusivo. Dessa forma, buscou-se avaliar numericamente utilizando o *software* comercial Fluent, padrões hemodinâmicos em aortas, na presença de aneurismas na porção ascendente, visando correlacionar o tipo de escoamento com o crescimento do aneurisma. Investigou-se com detalhes o campo de velocidade, pressão, grandezas turbulentas e tesões cisalhantes, porém a maioria dos resultados obtidos não foram conclusivos. No entanto, observou-se altos níveis de tensão cisalhante em uma parcela significativa da área superficial da aorta no caso com crescimento de aneurisma, assim como elevados níveis de energia cinética turbulenta próxima à parede posterior. Um número maior de pacientes deve ser analisado para corroborar as conclusões obtidas neste trabalho.

Palavras-chave:

Hemodinâmica; Dinâmica dos Fluidos Computacional; Aneurisma; Aorta ascendente.

Abstract

Kalaun, Karim. Ibanez, Ivan Fernney. Nieckele, Angela Ourivio. **Evaluation of hemodynamic patterns related to ascending aortic aneurysm growth.** Rio de Janeiro, 2019. 82p. Projeto de Graduação - Departamento de Engenharia Mecânica, Pontifícia Universidade Católica do Rio de Janeiro.

The main causes of death in the world are the cardiovascular diseases. Among these, there is the aorta aneurysm, which is characterized by dilated artery diameter. After diagnosis, a surgical procedure can be recommended, otherwise its evolution must be monitored, since the rupture can be fatal. The objective of this work consists in identifying factors that can induce the aortic aneurysm growth, in order to assist in preventive measures. From the tomography angiography of the aorta of three patients in two different years, three-dimensional models were generated. An attempt to correlate the anatomic shape of the aorta with the possibility of aneurysm growth, both in relation to its curvature and the proximity of the aortic valve with the anterior wall, was not conclusive. Thus, hemodynamic patterns in the aortas, in the presence of aneurysms in the ascending portion, were numerically evaluated using the commercial software Fluent to correlate the type of flow with the growth of the aneurysm. The velocity and pressure fields, turbulent variables and shear stresses were investigated in detail, though most of the results were not conclusive. However, high shear stress levels were observed in a significant portion of the aortic surface area in the case with aneurysm growth, as well as high levels of turbulent kinetic energy near the posterior wall. A larger number of patients should be analyzed to corroborate the conclusions obtained in this study.

Keywords:

Hemodynamics; Computational Fluid Dynamics; Aneurysm; Ascending Aorta.

Sumário

1	Introdução.....	13
1.1	Revisão Bibliográfica	17
1.2	Objetivo	19
1.3	Organização do Trabalho	19
2	Modelagem do Problema	20
2.1	Geração da Geometria das Aortas	20
2.1.1	Área de interesse e volume	24
2.1.2	Ângulos de Interesse.....	26
2.2	Modelo Matemático	28
2.2.1	Modelo de viscosidade turbulenta k- ω SST	32
2.2.2	Condições de contorno	33
2.3	Modelo Numérico	35
3	Resultados.....	38
3.1	Campo de Velocidade	41
3.1.1	Iso-superfície de velocidade axial	42
3.1.2	Módulo do vetor velocidade	44
3.1.3	Componente axial da velocidade	46
3.1.4	Componentes transversais da velocidade.....	51
3.1.5	Linhas de Corrente.....	55
3.2	Campo de Pressão	58
3.3	Grandezas Turbulentas	61
3.3.1	Energia Cinética Turbulenta	62
3.3.2	Vórtices Coerentes.....	64
3.4	Tensões na Parede da Aorta: Pressão e Tensão Cisalhante.....	67
3.5	Comentários Gerais.....	72
4	Conclusões	75
	Referências Bibliográficas.....	77

Lista de Figuras

Figura 1.1 - Estrutura do coração e fluxo de sangue.....	14
Figura 1.2 - Aorta e divisões.....	14
Figura 1.3 - Aorta saudável e aorta com aneurisma.....	16
Figura 2.1 - Critério de comparação entre aortas do mesmo paciente de anos diferentes.....	21
Figura 2.2 - Eixos de Coordenadas.....	22
Figura 2.3 - Planos de referência X-Z e X-Y.....	22
Figura 2.4 - Modelo 3D da aorta do Paciente 1, 2 e 3 no Ano 1 e Ano 2 .	23
Figura 2.5 - Principal área de interesse para avaliar volume	25
Figura 2.6 - Volume medido	25
Figura 2.7 - Medição dos ângulos do Paciente 1	26
Figura 2.8 - Medições dos ângulos do Paciente 2.....	27
Figura 2.9 - Medições dos ângulos do Paciente 3.....	27
Figura 2.10 - Efeito da taxa de cisalhamento na viscosidade sanguínea	30
Figura 2.11 - Representação esquemática de uma variável genérica ϕ em função do tempo demonstrando seu valor médio e flutuação	31
Figura 2.12 - Aorta do Paciente 1, entrada e saídas	35
Figura 2.13 - Detalhamento da malha computacional.....	36
Figura 2.14 - Comparativo de pressão no eixo z para os três graus de refinamento da malha.....	37
Figura 2.15 - Comparativo de velocidade no eixo z para os três graus de refinamento da malha.....	37
Figura 3.1 - Planos usados para avaliar resultados numéricos.....	39
Figura 3.2 - Área dos planos transversais de cada paciente, no primeiro ano.	40

Figura 3.3 - Variação percentual de cada área transversal para os três pacientes entre o primeiro e o segundo ano	41
Figura 3.4 - Isosuperfícies de velocidade de todos os pacientes nos dois anos	43
Figura 3.5 - Contorno do módulo do vetor velocidade (m/s) do Paciente 1..	45
Figura 3.6 - Contorno do módulo do vetor velocidade (m/s) do Paciente 2.	45
Figura 3.7 - Contorno do módulo do vetor velocidade (m/s) do Paciente 3..	46
Figura 3.8 - Contorno da Velocidade z (m/s) do Paciente 1	47
Figura 3.9 - Contorno da Velocidade z (m/s) do Paciente 2	47
Figura 3.10 - Contorno da Velocidade z (m/s) do Paciente 3	48
Figura 3.11 - Componente z da velocidade ao longo do eixo z do Paciente 1.....	49
Figura 3.12 - Componente z da velocidade ao longo do eixo z do Paciente 2	50
Figura 3.13 - Componente z da velocidade ao longo do eixo z do Paciente 3	50
Figura 3.14 - Contorno da Velocidade x (m/s) do Paciente 1, 2 e 3	52
Figura 3.15 - Contorno da Velocidade y (m/s) do Paciente 1, 2 e 3	53
Figura 3.16 - Velocidade ao longo do eixo z do Paciente 1.....	55
Figura 3.17 - Velocidade ao longo do eixo z do Paciente 2.....	55
Figura 3.18 - Velocidade ao longo do eixo z do Paciente 3.....	55
Figura 3.19 - Linhas de corrente do Paciente 1.....	56
Figura 3.20 - Linhas de corrente do Paciente 2.....	57
Figura 3.21 - Linhas de corrente do Paciente 3.....	57
Figura 3.22 - Contorno da pressão (Pa) do Paciente 1	59
Figura 3.23 - Pressão ao longo do eixo z do Paciente 1	60
Figura 3.24 - Pressão ao longo do eixo z do Paciente 2	60
Figura 3.25 - Pressão ao longo do eixo z do Paciente 3.	61
Figura 3.26 - Contorno da Energia Cinética Turbulenta do Paciente 1, 2 e 3	63

Figura 3.27 - Isosuperfície do Critério-Q do Paciente 1	65
Figura 3.28 - Isosuperfície do Critério-Q do Paciente 2	66
Figura 3.29 - Isosuperfície do Critério-Q do Paciente 3	66
Figura 3.30 - Pressão (Pa) na parede do Paciente 1, 2 e 3.	68
Figura 3.31 - Tensão Cisalhante (Pa) na parede da aorta do Paciente 1, 2 e 3.	69
Figura 3.32 - Faixas de pressão e WSS na parede da região de interesse de cada paciente nos dois anos	71

Lista de Símbolos e Abreviações

AO	<i>Aortic Valve</i>
A_{pt}	Área dos Planos Transversais
A_t	Área Transversal de Entrada
V_x	Componente X da Velocidade
V_y	componente Y da Velocidade
V_z	Componente Z da Velocidade
CFD	Computational Fluid Dynamics
Q	Critério-Q
ρ	Densidade
D	Diâmetro Valvar Efetivo
DICOM	<i>Digital Imaging and Communication in Medicine</i>
DNS	<i>Direct Numerical Simulation</i>
ω^+	Dissipação Específica nas Paredes
y^+	Distância da Parede Adimensional
x	Eixo de Coordenada
y	Eixo de Coordenada
z	Eixo de Coordenada
κ	Energia Cinética Turbulenta
κ_{in}	Energia Cinética Turbulenta na Entrada
ξ	Fator de mistura
FIJI	<i>Fiji is Just ImageJ</i>
S	Intensidade da Taxa de Deformação
I	Intensidade de Turbulência
V	Intensidade do Vetor Velocidade
Kg	Kilogramas
lt	Litros
ϕ	Variável Genérica
ϕ'	Varição da Variável Genérica

$\bar{\phi}$	Média da Variável Genérica
m	Metros
min	Minutos
σ_{κ}	Número de Prandtl Turbulento da Energia Cinética
σ_{ω}	Número de Prandtl da Taxa de Dissipação Específica
Re	Número de Reynolds
Re_t	Número de Reynolds Turbulento
PIV	<i>Particle Image Velocimetry</i>
Pa	Pascal
p	Pressão Modificada
P	Pressão Termodinâmica
p_{in}	Pressão na Entrada
P_{κ}	Produção de Energia Cinética Turbulenta
\tilde{P}_{κ}	Produção de Energia Cinética Turbulenta Limitada
RANS	<i>Reynolds-averaged Navier-Stokes</i>
k_s	Rugosidade da Parede
s	Segundos
SIMPLE	<i>Semi-Implicit Method for Pressure-Linked Equations</i>
SST	<i>Shear Stress Transport</i>
ε	Taxa de Dissipação Turbulenta
ω	Taxa de Dissipação Turbulenta Específica
ω_{in}	Taxa de Dissipação Turbulenta Específica na Entrada
t	Tempo
τ_w	Tensão Cisalhante
Ω_{ij}	Tensor de Vorticidade
S_{ij}	Tensor Taxa de Deformação
3D	Tridimensional
TKE	<i>Turbulent Kinetic Energy</i>
1D	Unidimensional
V_{at}	Variação da Área dos Planos Transversais
Q	Vazão Mássica
u	Velocidade
u^*	Velocidade de Atrito

μ	Viscosidade Molecular
μ_t	Viscosidade Turbulenta
<i>WSS</i>	<i>Wall Shear Stress</i>

1 Introdução

Atualmente, as doenças cardiovasculares são as principais responsáveis por óbito no mundo. A partir de dados da Organização Mundial da Saúde, estima-se que 17,9 milhões de pessoas faleçam por doenças cardiovasculares anualmente, representando 31% de todas as mortes em nível global (World Health Organization, 2018).

A função primária do sangue é levar oxigênio e nutrientes à todas as células do corpo, e delas remover os resíduos do metabolismo. Este transporte é feito através do fluxo sanguíneo por dentro das artérias e veias, que compõem dois circuitos, o sistêmico e o pulmonar. Enquanto as artérias levam o sangue do coração, é característica das veias fazer o caminho contrário, trazendo o sangue para o coração (OpenStax College, 2013).

O coração é o principal componente do sistema cardiovascular, ilustrado na Figura 1.1. Duas bombas distintas formam o órgão: o responsável por bombear sangue para os pulmões, dito coração direito, e o que tem como função fazer o sangue percorrer outros órgãos e tecidos do corpo, o coração esquerdo. Um átrio e um ventrículo compõem cada um dos “corações”, funcionando como câmaras. O átrio bombeia o sangue para o ventrículo, que, por sua vez, bombeia o sangue para a circulação sistêmica, caso seja o ventrículo esquerdo, ou para os pulmões, no caso de ser o ventrículo direito (Guyton & Hall, 2017).

Outra importante parte do sistema circulatório humano é a aorta, maior artéria do corpo. É por via desta artéria que o sangue carregado de oxigênio é distribuído para o resto do organismo, proveniente do ciclo de bombeamento cardíaco. A Figura 1.2 ilustra as cinco partes nas quais a aorta pode ser dividida.

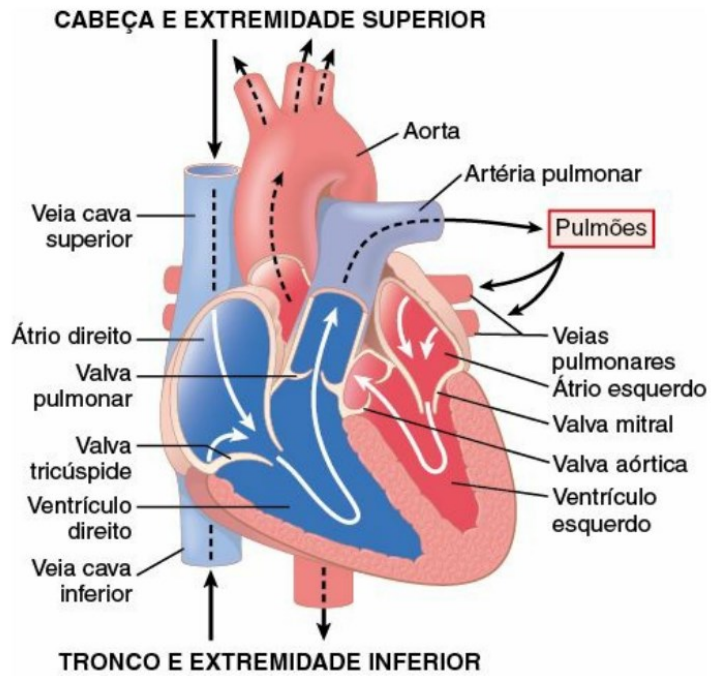


Figura 1.1 - Estrutura do coração e fluxo de sangue (Guyton, 2017, p. 344)

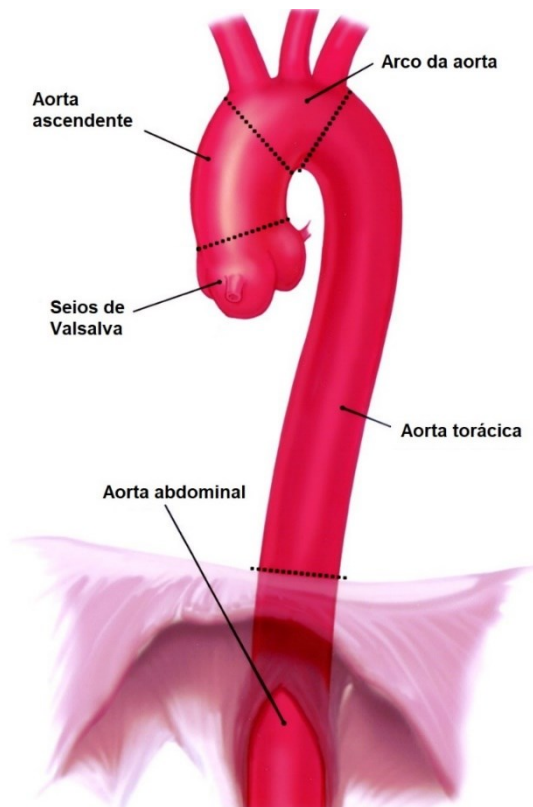


Figura 1.2 – Aorta e divisões (adaptada de Isselbacher, 2005)

A primeira é a parte conectada ao coração, chamada de raiz da aorta, nesta seção da artéria encontram-se localizados os seios de Valsalva e as artérias coronárias responsáveis por irrigar sangue ao coração. A segunda região refere-se à aorta ascendente que está localizada adjacente ao tronco pulmonar. A terceira é o arco aórtico, que é a conexão entre a porção ascendente e a descendente, da qual saem as artérias responsáveis por levar o sangue oxigenado aos membros superiores e à cabeça. A quarta parte da aorta é a aorta torácica, constituída entre o arco aórtico e a aorta abdominal, a última parte. Juntas, a aorta torácica e a aorta abdominal formam a aorta descendente e realizam a distribuição sanguínea para os diversos órgãos da região central do corpo humano e também para os membros inferiores.

Uma das doenças cardiovasculares de maior interesse na comunidade médica é o aneurisma aórtico. Cerca de 60% dos casos de aneurisma aórtico na região torácica envolvem a raiz da aorta e/ou a aorta ascendente (Isselbacher, 2005). A Figura 1.3 exemplifica um aneurisma na região de aorta ascendente. Diâmetros aórticos maiores do que a média para a idade e sexo, mas que não atingem os critérios de um aneurisma, são considerados dilatados. O termo aneurisma é utilizado quando há crescimento de pelo menos 50% no diâmetro da aorta, que é aproximadamente de 5 cm para a porção ascendente (Munden *et al.*, 2018). Adicionalmente, as situações ou características hemodinâmicas que contribuem à evolução desfavorável do aneurisma não são sempre identificadas.

O aneurisma aórtico é uma patologia assintomática, isto é, é uma doença “silenciosa”. Como consequência, geralmente o diagnóstico é realizado a partir de exames indicados visando analisar outras condições clínicas (Dudzinski e Isselbacher, 2015).

Caso o crescimento do aneurisma seja demasiado, ultrapassando a marca de 6 cm de diâmetro, é indicado o procedimento cirúrgico. Caso contrário, é feito acompanhamento contínuo da condição. Há casos em que o aneurisma estabiliza em um determinado tamanho, porém também há casos de rápido crescimento. Especula-se que mudanças no padrão do

fluxo sanguíneo possam ser a causa do surgimento e evolução da doença (Hope *et al.*, 2007).

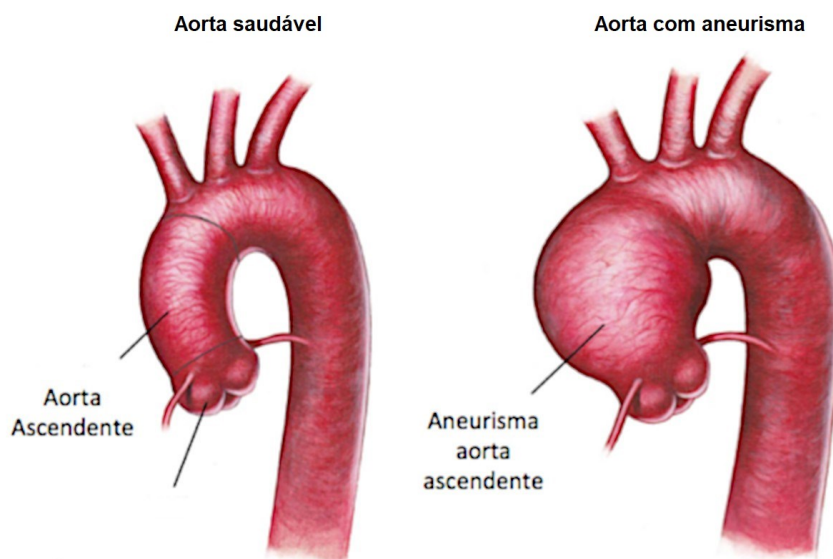


Figura 1.3 - Aorta saudável e aorta com aneurisma

(adaptada de <<https://www.mattiaglauber.com/n/it/aneurisma-aortico>>)

Estudos recentes mostraram a importância de identificar regiões de elevados valores de duas grandezas que podem desempenhar papel crucial para o surgimento de um aneurisma na aorta ascendente: tensão cisalhante (*Wall Shear Stress – WSS*) e pressão na parede da aorta (Bürk *et al.*, 2012; Almeida, 2019, Almeida *et al.*, 2018,2019).

A Dinâmica dos Fluidos Computacional (*Computational Fluid Dynamics – CFD*) é uma ferramenta complementar que permite a determinação do campo de escoamento sanguíneo. Cada vez mais essa ferramenta tem sido utilizada para auxiliar o entendimento da relação entre o campo de velocidade e pressão e o surgimento de alguns tipos de doenças. Sun & Chaichana (2016) apresentaram uma revisão da literatura baseada em CFD para disseção aórtica ressaltando as contribuições que esse tipo de análise pode fornecer. A partir da identificação de padrões de escoamento característicos de pacientes com e sem crescimento de aneurisma, é possível buscar um maior entendimento da relação ente as situações em que aneurisma pode ou não se desenvolver (Geraldo, 2017, Almeida, 2019, Almeida *et al.*, 2018, 2019). Este tipo de análise visa facilitar

o prognóstico do aneurisma na aorta ascendente, i.e., o uso do CFD no estudo do fluxo sanguíneo nesta região pode ser de grande utilidade, melhorando a qualidade de vida de possíveis pacientes.

Na seção a seguir, é apresentada uma revisão de trabalhos que contribuíram para o entendimento do escoamento sanguíneo, com atenção especial à aorta. Procurou-se focar na aplicação dos conceitos de mecânica dos fluidos para a análise do fluxo.

1.1 Revisão Bibliográfica

Um primeiro trabalho que vale a pena ser citado foi desenvolvido por Yoganathan *et al.* (1988). Os autores apresentam uma revisão de princípios hidrodinâmicos para estudar o escoamento sanguíneo juntamente com técnicas de imagem, visando relacionar os diferentes escoamentos com doenças cardíacas. Discutiram modelagens baseadas na equação de Bernoulli e de continuidade, teorias de jato livre e jato confinado.

Raghavan *et al.* (2000), seguindo a hipótese de que o aneurisma aórtico abdominal surge quando a tensão mecânica na parede excede a resistência do tecido conjuntivo do local, desenvolveram um método *in vivo* não invasivo para estimar a distribuição de tensões na aorta.

O risco de ruptura da parede arterial tem sido estudado numericamente. Frauenfelder *et al.* (2007) baseou-se na estrutura física da aorta e as propriedades sanguíneas para avaliar a pressão na parede da aorta e encontrou que esta variável física pode ser considerada como um fator relacionado ao risco de ruptura.

Hope *et al.* (2012) produziram um estudo com foco na aorta ascendente, investigando a relação entre o fluxo sanguíneo e a taxa de crescimento. Os resultados apresentados sugerem que a formação de aneurisma está relacionada com elevados valores de tensão de cisalhamento na parede da aorta.

Pesquisas demonstraram que a tensão de cisalhamento causada pelo escoamento sanguíneo pode levar à dilatação da parede arterial, que dependendo do grau de aumento diametral é caracterizado como um aneurisma (JCS Working Groups, 2013). Esta dilatação pode causar

insuficiência valvular e até chegar à dissecação aguda.

A fim de minimizar e entender o impacto das suposições de modelagem, Alastruey *et al.* (2016) analisaram dados de ressonâncias magnéticas da porção superior de aorta. Foram capazes de demonstrar que utilizando dados clínicos não-invasivos, pode-se diminuir o número de decisões arbitrárias de modelos hemodinâmicos aórticos, tanto 1D quanto 3D.

Geraldo (2017) verificou através de simulações numéricas que uma leve alteração na geometria do modelo aórtico, apesar de modificar o perfil de velocidade e pressão ao longo do escoamento, não é o suficiente para que exista uma modificação significativa dos campos de pressão e tensão de cisalhamento nas paredes da aorta. Somente o modelo aórtico de um paciente foi analisado neste trabalho, não permitindo concluir com relação ao favorecimento ou não do crescimento do aneurisma.

Gülan *et al.* (2018) discutem sobre os efeitos do impacto do jato proveniente da valva aórtica na superfície aórtica, gerando uma região de alta pressão. De acordo com os autores, esses fenômenos podem influenciar o crescimento de um aneurisma.

Almeida (2019) e Almeida *et al.* (2018, 2019) analisaram seis pacientes e observaram que o ângulo entre a entrada do fluxo principal e o tronco braquiocefálico pode induzir a uma incidência de um jato na parede da aorta, ocasionando áreas de recirculação na região posterior do jato, além de altos valores de pressão e tensão cisalhante. Também foram observados altos níveis de energia cinética turbulenta e de tensão cisalhante turbulenta máxima próximo à parede anterior da aorta. Os campos hemodinâmicos obtidos que induziram altas tensões podem estar relacionados com o remodelamento da aorta ascendente.

A partir da revisão com relação a determinação do escoamento sanguíneo, observou-se que a ferramenta de CFD pode ser muito útil para auxiliar em diagnósticos médicos.

Os resultados obtidos pelas análises realizadas por Geraldo (2017), Almeida (2019) e Almeida *et al.* (2018, 2019) visando identificar padrões de escoamento relacionados com o crescimento de aneurisma na aorta ascendente, foram muito promissores. No entanto, é necessário ampliar a

análise para uma gama maior de pacientes, de forma a reforçar a garantir as conclusões obtidas, o que leva ao desenvolvimento do presente projeto.

1.2 Objetivo

O presente estudo busca avaliar numericamente o escoamento sanguíneo em modelos tridimensionais de aorta ascendente de três pacientes específicos que foram diagnosticados com aneurisma aórtico. Buscou-se avaliar a influência dos padrões do escoamento que possam influenciar no crescimento do aneurisma.

Visando atingir o objetivo descrito, os modelos de aortas foram construídos a partir de angiotomografias computadorizadas conduzidas em datas consecutivas. O *software* FIJI (Fiji is Just ImageJ) foi utilizado a fim de segmentar a porção da aorta que interessava para o estudo, e, através do *software* Meshing-Ansys, foi gerado o domínio (malha) computacional. Tendo a malha, foi possível utilizar o *software* Fluent 2019 para fazer a simulação numérica e extrair os dados necessários para análise.

1.3 Organização do Trabalho

O presente trabalho de conclusão de curso encontra-se estruturado em 4 capítulos, incluindo esta introdução. No Capítulo 2, discorre-se sobre a modelagem matemática do problema, e como o modelo numérico é formado a partir disso. Os resultados alcançados são apresentados no Capítulo 3. O último capítulo é reservado para a discussão dos resultados e as conclusões que podem ser geradas, assim como recomendações de trabalhos futuros.

2 Modelagem do Problema

O capítulo é subdividido em três partes. Na primeira descreve-se o procedimento de geração do domínio computacional. A seguir, apresentam-se tanto a modelagem matemática das equações de conservação quanto a modelagem numérica, que foi realizado utilizando o *software* comercial *Fluent Inc* (2019).

O estudo se deu a partir das angiotomografias computadorizadas de três pacientes cujas aortas possuem o aneurisma na porção ascendente. A pesquisa foi aprovada pelo Comitê de Ética e Pesquisa do Instituto Nacional de Cardiologia. Para cada paciente, foram utilizadas duas geometrias tridimensionais da aorta, colhidas a partir de exames com, no mínimo, um ano de intervalo entre eles.

2.1 Geração da Geometria das Aortas

Como mencionado, no presente estudo analisou-se o escoamento em aortas obtidas a partir de exames de angiotomografias em pacientes específicos. Estes pacientes foram selecionados de um conjunto, do qual foram excluídos pacientes com patologias de colágeno e distúrbios da valva aórtica, e mantendo pacientes que apresentavam doenças estáveis.

As imagens das angiotomografias computadorizadas foram obtidas com o equipamento de tomografia computadorizada Somatom Sensation 64 (Siemens, Alemanha), capaz de fazer 64 cortes com rotação de 0,37 segundos. Os cortes selecionados (formato DICOM) abrangiam do ânulo aórtico até a aorta torácica. Para verificar a qualidade das imagens e medir o diâmetro da valva aórtica, as imagens foram examinadas utilizando o *software* Synedra View Personal (Synedra, Áustria). Synedra é um versátil e intuitivo visualizador utilizado para análise médica e diagnóstico.

Os cortes selecionados foram transferidos para o *software* FIJI (Schindelin *et al.*, 2012), onde as regiões de interesse (aorta) foram

segmentadas a fim de gerar o modelo tridimensional da aorta.

A determinação de um critério de comparação das aortas em diferentes anos foi necessária, visto que a qualidade dos exames não é exatamente a mesma (por variabilidade do processo) e possíveis modificações da geometria da aorta causadas pelo crescimento do aneurisma aórtico. Assim, primeiramente os modelos 3D das aortas de um mesmo paciente foram sobrepostos, alinhando-se o início do tronco braquiocefálico, Figura 2.1 (a), e coronária direita Figura 2.1 (b). Nestas figuras, a aorta correspondente ao primeiro ano é rosa, enquanto a aorta do mesmo paciente correspondente ao exame posterior é bege. Uma vez que as aortas estão sobrepostas, a valva aórtica e a parte descendente são cortadas, Figura 2.1 (c), garantindo que as seções de entrada e de saída possuem a mesma referência espacial.

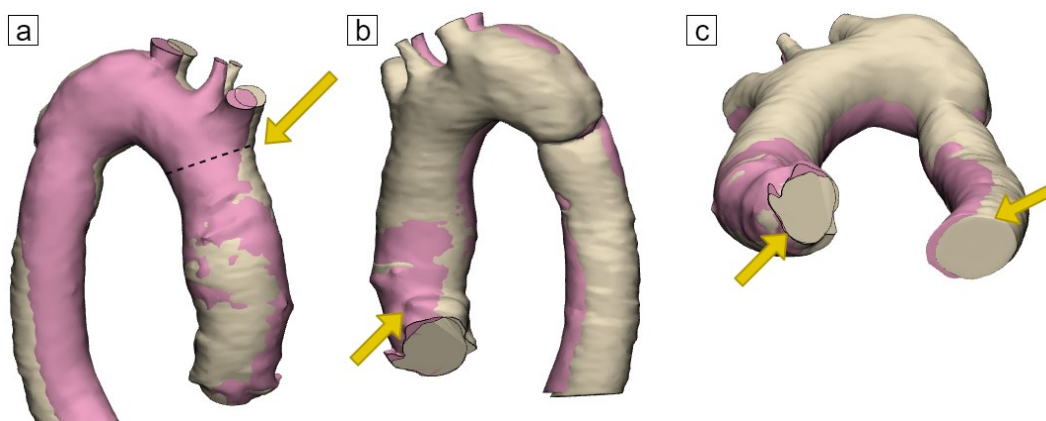


Figura 2.1 - Critério de comparação entre aortas do mesmo paciente de anos diferentes: (a) a linha tracejada indica o início do tronco braquiocefálico; (b) coronária direita sobreposta; (c) Valva aórtica e parte descendente cortadas.

Após a sobreposição das aortas correspondentes a dois anos diferentes, o eixo de coordenadas é definido, conforme ilustra a Figura 2.2, com o eixo z normal à entrada, com sentido positivo para dentro da aorta. O eixo x é direcionado se afastando da coronária aórtica (Figura 2.3).

Atenção especial foi dada à modelagem da entrada da aorta, visto que esta entrada exerce grande impacto no escoamento. A valva aórtica é tricúspide e quando totalmente aberta apresenta um formato aproximadamente elipsoidal. Dessa forma, baseado nas imagens dos exames realizados, a área de entrada foi modelada como dois semi-círculos conectados por um retângulo, formando uma estrutura achatada que lembra

uma elipse. Para exemplificar, a Figura 2.3 ilustra a entrada da aorta do Paciente 1, com o sistema de coordenadas no plano de entrada da valva, tendo como referência a coronária direita, a qual encontra-se identificada.

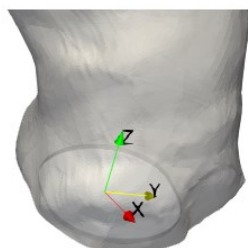


Figura 2.2 – Eixos de Coordenadas

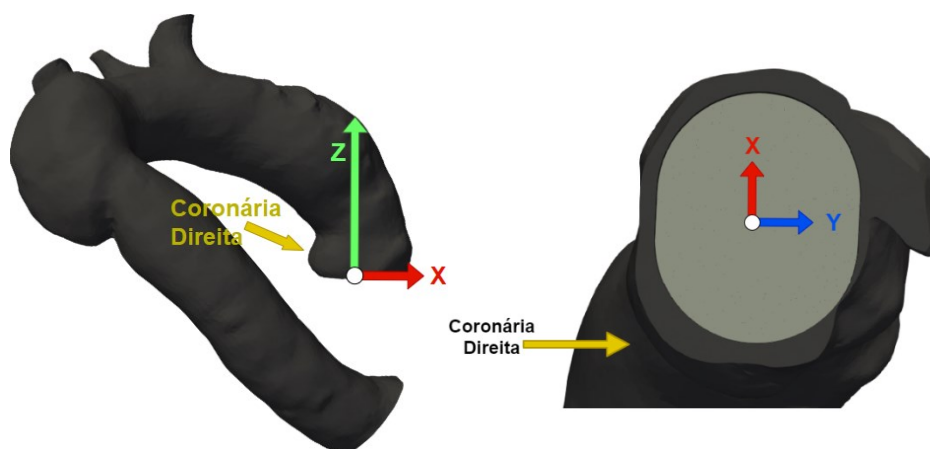


Figura 2.3 – Planos de referência X-Z e X-Y

Como mostra a Tabela 2.1, para cada paciente foi utilizada uma área de entrada referente à valva aórtica (AO). Essas áreas são provenientes da média de três medidas em cada um dos dois exames. As medições a partir das imagens digitais foram realizadas pelo mesmo examinador, com a supervisão de médicos que providenciaram os exames. Apesar da área da entrada da valva aórtica não ser circular, determinou-se um diâmetro efetivo de referência, considerando-o circular. Para cada paciente, o diâmetro efetivo encontra-se listado na Tabela 2.1.

Tabela 2.1 – Área transversal de entrada

Paciente	1	2	3
Área de entrada (mm²)	530,93	509,50	463,01
Diâmetro efetivo (mm)	26	25,5	24,3

A partir do processo descrito, foram geradas as geometrias que podem ser vistas na Figura 2.4.

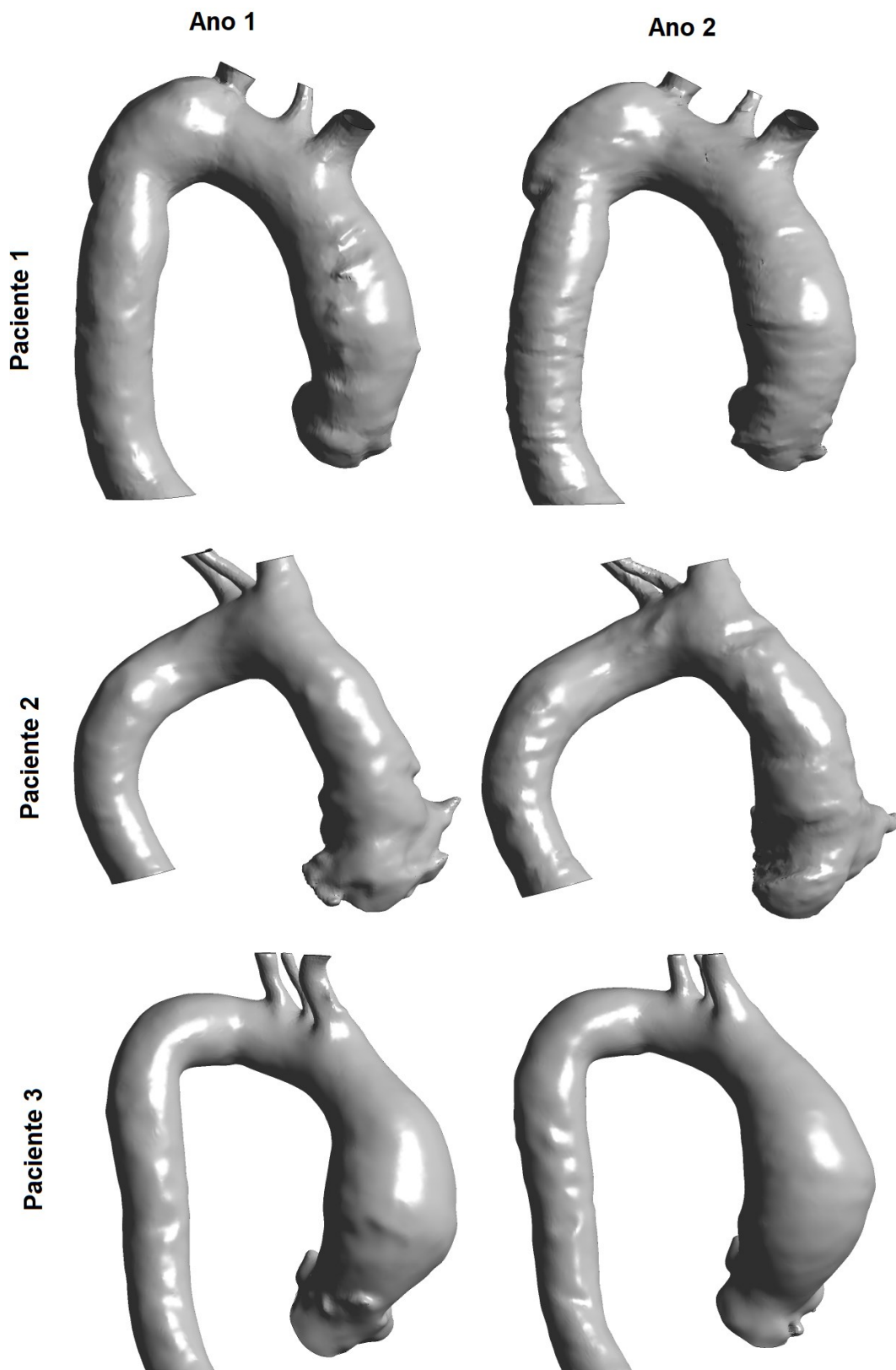


Figura 2.4 - Modelo 3D da aorta do Paciente 1, 2 e 3 no Ano 1 e Ano 2

Apresentam-se na Figura 2.4, o domínio computacional (geometria) correspondente à aorta de cada paciente para cada um dos anos em que o exame foi realizado. Pode-se observar que a aorta do Paciente 2 é mais arqueada do que a dos outros dois pacientes. Observa-se ainda que o Paciente 3 apresenta uma dilatação significativa da aorta com um grande aneurisma. No entanto, visualmente as três aortas apresentam uma anatomia semelhante entre o ano 1 e ano 2 dos exames. Dessa forma, uma análise mais cuidadosa dos detalhes geométricos das aortas precisa ser realizado para identificar se ocorreu ou não crescimento do aneurisma.

2.1.1 Área de interesse e volume

As imagens, resultantes das angiotomografias computadorizadas dos três pacientes selecionados, indicaram a presença do aneurisma. Como o principal propósito do presente estudo é identificar diferenças no escoamento dos pacientes que tiveram e dos que não tiveram crescimento do aneurisma, foi necessário classificar os pacientes nessas categorias. Foi seguido o mesmo procedimento de Almeida (2019) para realizar a classificação, através da comparação da geometria da aorta entre um exame e outro. O parâmetro escolhido para ajudar a classificação foi o volume. De acordo com Raghavan *et al.* (2000), o volume é um melhor parâmetro do que o diâmetro do aneurisma, pois esta medição pode conter erros já que não é possível selecionar o mesmo plano, em dois modelos, para a medição.

Para avaliar o volume, foi selecionada a região de interesse de cada paciente, de acordo com a Figura 2.5. Esta região foi definida como a região de entrada da aorta ascendente até a raiz da artéria braquiocefálica, que foi utilizada para se criar o domínio computacional da aorta em dois diferentes anos. A Figura 2.6 mostra a área de interesse selecionada para um paciente. A Figura 2.6 (a) ilustra a aorta 3D do primeiro ano, enquanto a Figura 2.6 (b) mostra a aorta 3D correspondente ao segundo ano. Este procedimento foi repetido para os três pacientes e o volume da área selecionada foi determinada. A Tabela 2.2 apresenta a porcentagem da

diferença do volume e o intervalo de tempo entre os exames de cada paciente.

A Tabela 2.2 indica que o Paciente 2 teve dilatação na porção ascendente da aorta de 12,54%, enquanto os Pacientes 1 e 3 tiveram pequena contração da região, inferior a 1%. Dessa forma, considerou-se o Paciente 2 como tendo apresentado um crescimento do aneurisma, enquanto este não cresceu para os Pacientes 1 e 3.



Figura 2.5 - Principal área de interesse para avaliar volume

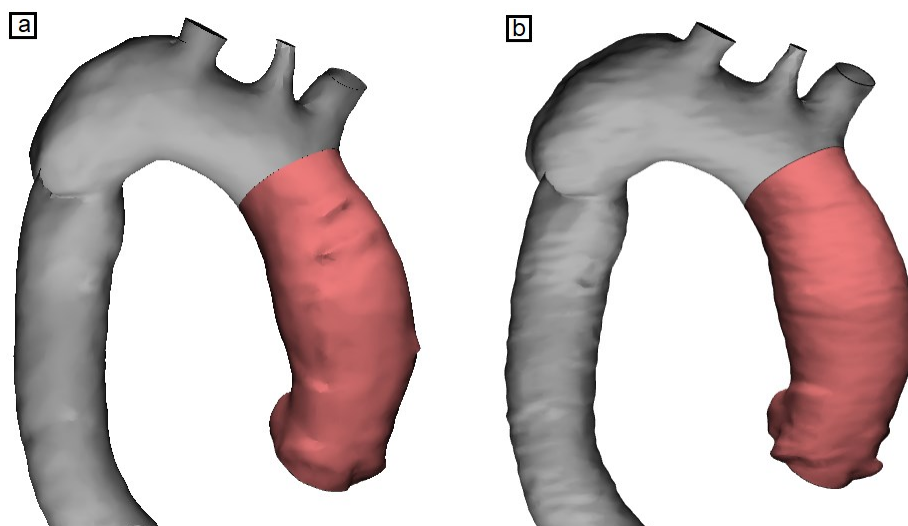


Figura 2.6 - Volume medido. (a) Primeiro ano. (b) Segundo ano.

Tabela 2.2 - Porcentagem da diferença de volume dos dois exames e o intervalo entre os exames

Paciente	1	2	3
Varição do Volume (%)	-0,13	12,54	-0,24
Intervalo de tempo entre os exames (anos)	3	2	3

2.1.2 Ângulos de Interesse

De acordo com Almeida (2019), há dois ângulos que podem ser observados e relacionados com o crescimento ou não do aneurisma. O Ângulo 1 é determinado entre o plano de entrada e a raiz da artéria braquiocefálica. Quando se coloca a aorta anterior em visão frontal, determina-se o Ângulo 2. Essas medições estão ilustradas na Figura 2.7, Figura 2.8 e Figura 2.9, para os Pacientes 1, 2 e 3, respectivamente.

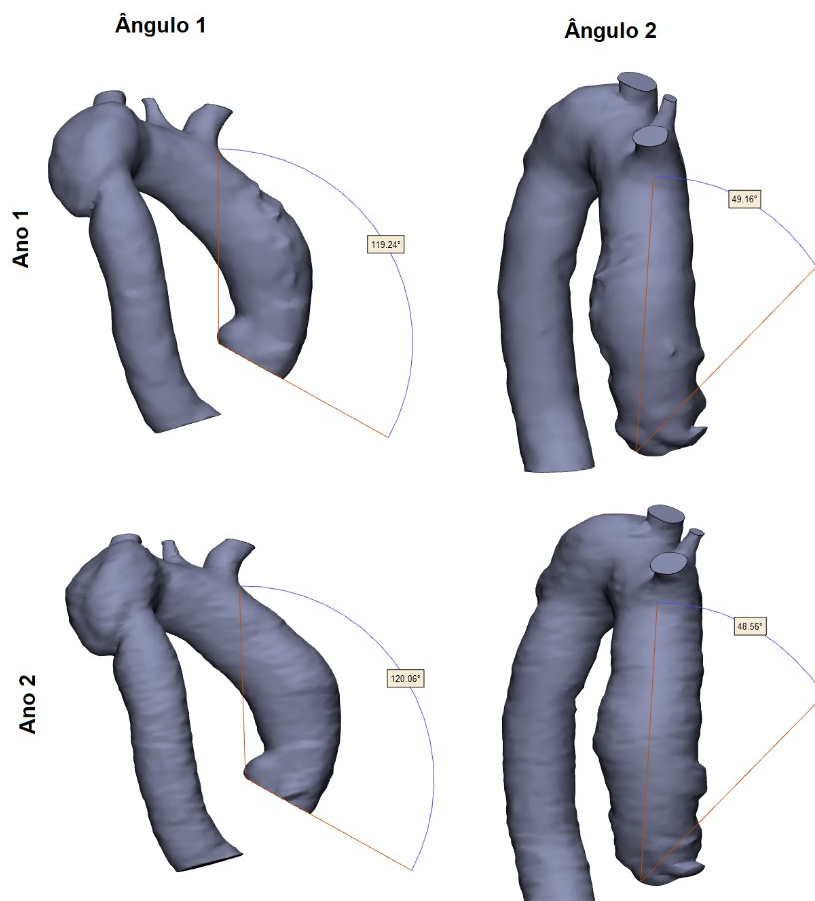


Figura 2.7 - Medição dos ângulos do Paciente 1

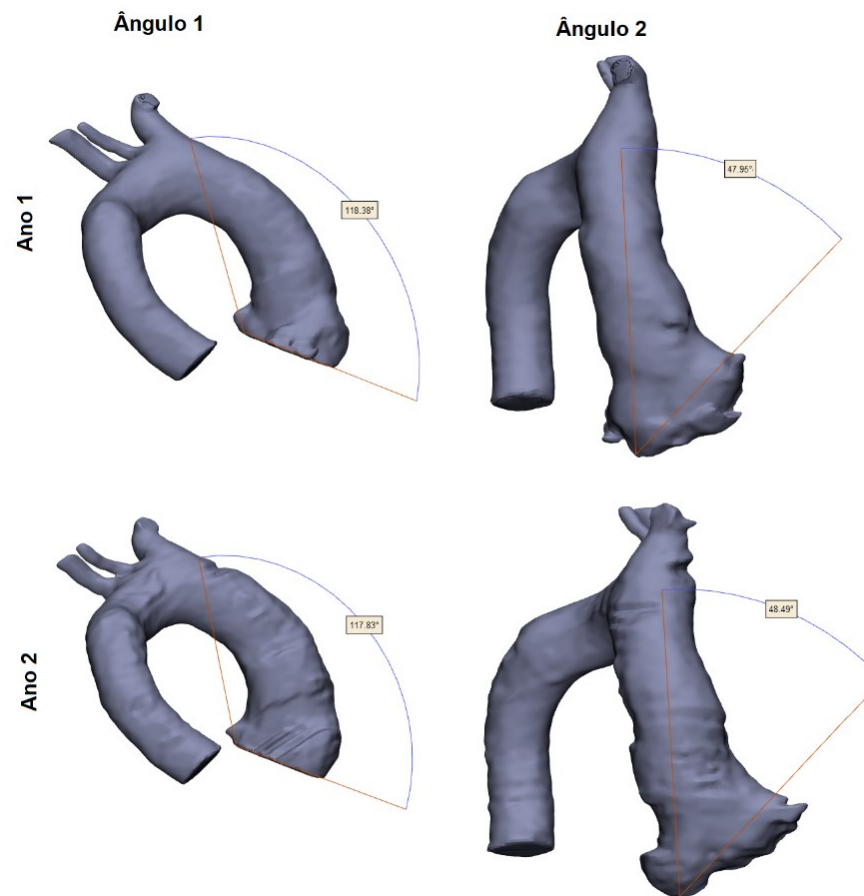


Figura 2.8 - Medições dos ângulos do Paciente 2

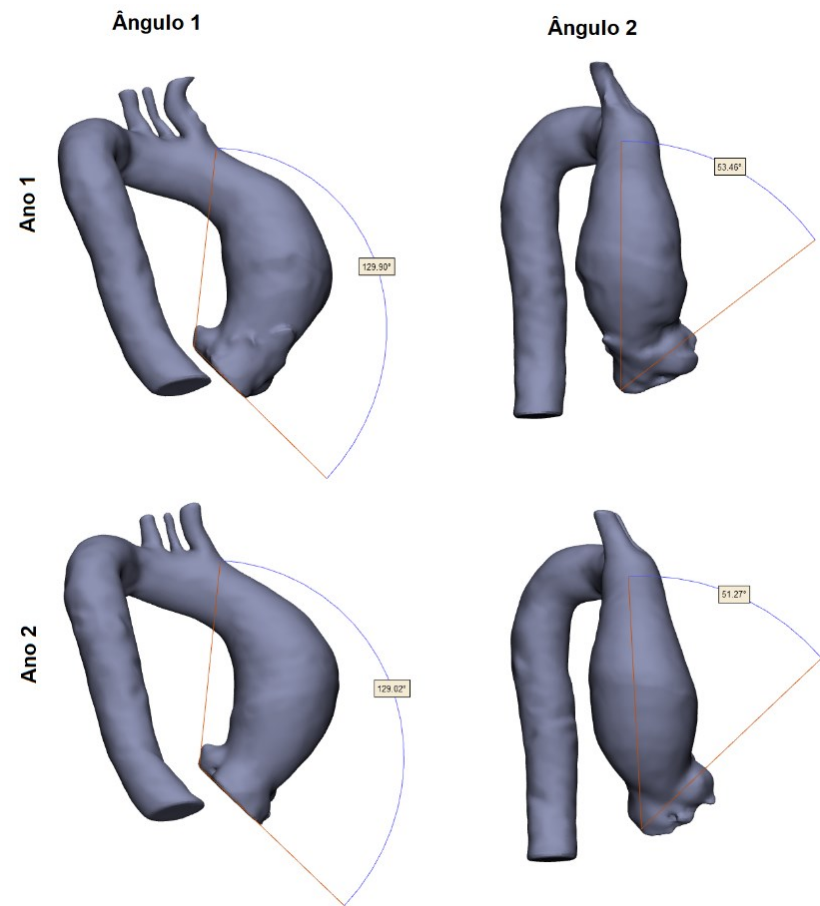


Figura 2.9 - Medições dos ângulos do Paciente 3

As medições a partir das imagens do Ângulo 1 e do Ângulo 2 correspondentes ao primeiro e segundo ano estão listados na Tabela 2.3, assim como as médias dos dois anos. Analisando estes ângulos para os três pacientes investigados no presente trabalho, não foi possível identificar nenhuma relação direta entre os mesmos e o crescimento do aneurisma.

Nenhum dos dois ângulos está relacionado diretamente ao crescimento do aneurisma aórtico, visto que tanto o paciente com crescimento quanto os outros apresentam similaridade quanto à esta característica.

Tabela 2.3 - Medições dos Ângulos I e II das aortas e suas médias

Paciente	Ano	1	2	3
Ângulo I	1	119,24°	118,38°	129,90°
	2	120,06°	117,83°	129,02°
	Média	119,65°	118,10°	129,46°
Ângulo II	1	49,16°	47,95°	53,46°
	2	48,56°	48,49°	51,27°
	Média	48,65°	48,22°	52,36°

2.2 Modelo Matemático

O foco do presente estudo é analisar a distribuição de variáveis do escoamento na região ascendente da aorta durante a sístole ventricular, para acessar sua influência no fluxo e na superfície da aorta. No período da sístole ventricular, as paredes da aorta são distendidas, proporcionando seu diâmetro máximo, com pequena variação devido à complacência vascular, permitindo desprezar a distensibilidade da aorta (Ibanez, 2019). Adicionalmente, a análise é realizada considerando a vazão fisiológica máxima, que pode ser de vinte e cinco litros por minuto, assumindo estado estacionário, que é uma situação mais crítica. Esta aproximação facilita e simplifica a análise do problema e já tem sido utilizada com sucesso Celis *et al.* (2017) e Almeida *et al.* (2018, 2019).

O sangue foi considerado como incompressível (Feijóo e Zouain, 1988; Li, 2004), com massa específica ρ igual a 1054 kg/m^3 .

Além disso, o sangue também foi considerado um fluido Newtoniano,

ou seja, sua viscosidade se manteve constante para diferentes taxas de cisalhamento.

Bodnár *et al.* (2011) descreve as possíveis razões da falta de consenso acerca da aproximação do sangue como fluido Newtoniano, já que nenhum dos modelos homogeneizados de fluidos não-Newtonianos consegue prever a resposta viscoelástica do sangue. Células sanguíneas são, em essência, membranas elásticas preenchidas com um fluido e, em algumas condições, parece razoável esperar que o sangue se comporte como um fluido viscoelástico.

Na Figura 2.10, é possível analisar os efeitos da taxa de cisalhamento sobre a viscosidade do sangue. Para valores acima de 50 s^{-1} é possível visualizar a viscosidade do sangue assumindo um valor aproximadamente constante. Taxa de cisalhamento (ou taxa de deformação) é definida como a razão da diferença de velocidade entre dois pontos, dividido pela distância entre os pontos (Pop *et al.*, 2002). Sua dimensão é s^{-1} e é proporcional à vazão dentro de um tubo (artéria, por exemplo). As baixas taxas de cisalhamento correspondem às condições de circulação da circulação venosa, enquanto que as altas taxas são característica da circulação arterial. Para máxima vazão mássica, altas taxas de deformação são obtidas, e o estresse viscoso é diretamente proporcional à taxa de deformação do elemento fluido, justificando a validade da hipótese de fluido Newtoniano, também discutida por Sun & Chaichana (2016).

De acordo com Crowley e Pizziconi (2005), em taxas de deformação mais baixas que 50 s^{-1} , a viscosidade do sangue cresce exponencialmente por causa da formação de grandes aglomerados de eritrócitos. Conforme as taxas de cisalhamento crescem, os eritrócitos dispersam e se alinham na direção do escoamento (Stuart & Kenny, 1980). Consequentemente, o uso de um fluido Newtoniano é frequentemente justificável pois a hemólise do sangue é resultado de fortes fluxos de cisalhamento e turbulência, que são caracterizados por altas taxas de cisalhamento (Deutsch *et al.*, 2006), e podem ser encontrados em pacientes com aneurisma de aorta ascendente (Simão *et al.*, 2017).

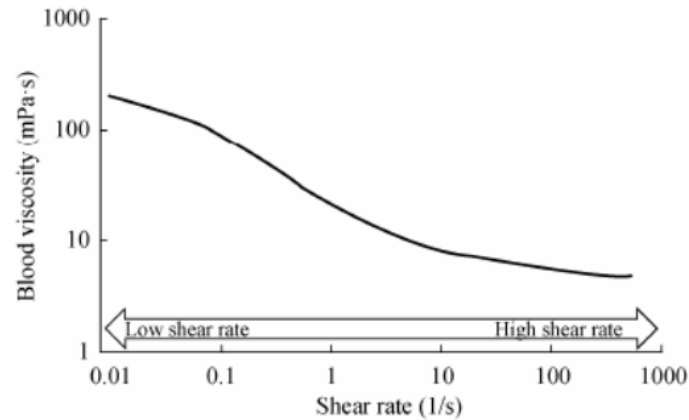


Figura 2.10 - Efeito da taxa de cisalhamento na viscosidade sanguínea (Simmonds *et al.*, 2013)

Por fim, vale ressaltar que Gomes (2017) e Celis *et al.* (2017) obtiveram resultados com alta fidelidade utilizando um fluido Newtoniano escoando dentro de uma aorta para estudar a porção ascendente. O primeiro utilizou técnicas de experimentação, enquanto o segundo investigou o problema numericamente. A metodologia numérica foi validada ao se comparar com os dados experimentais do primeiro, obtidos utilizando velocimetria por imagens de partículas (PIV). A viscosidade molecular μ foi considerada igual a $0,0072 \text{ Pa} \cdot \text{s}$.

O escoamento foi assumido como isotérmico, já que a temperatura corporal é aproximadamente constante (Hao, 2010). Os efeitos da gravidade foram desprezados, já que as variações de pressão são dominantes sobre as forças da gravidade.

De acordo com diversos autores (Celis *et al.*, 2017), o escoamento sanguíneo na aorta ascendente encontra-se no regime turbulento. Um escoamento turbulento tem como características ser intrinsecamente transiente e tridimensional, apresentando diversas escalas. As pequenas estruturas turbulentas têm escalas inversamente proporcionais ao número de Reynolds (Pope, 2000). Realizar a simulação numérica utilizando o método DNS (*Numerical Direct Simulation*), sem nenhuma modelagem, envolveria um custo muito elevado de tempo e de processamento. A fim de evitar tal custo, as grandezas turbulentas foram decompostas em um valor médio no tempo somado a uma flutuação (Figura 2.11)

$$\Phi = \phi + \phi' \quad \text{onde} \quad \phi = \frac{1}{\Delta t} \int_{\Delta t} \Phi dt \quad (2.1)$$

Assim, foi selecionado o modelo de média de Reynolds (RANS – *Reynolds Average Navier-Stokes*) (Pope, 2000) para determinar o escoamento e resolver os componentes médios no tempo $\bar{\phi}$ das grandezas de interesse.

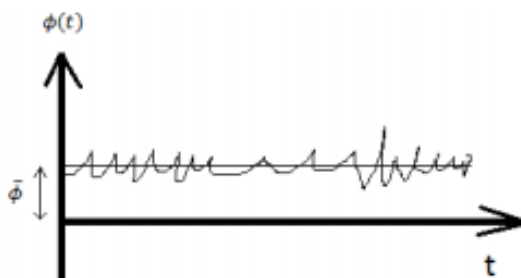


Figura 2.11 - Representação esquemática de uma variável genérica ϕ em função do tempo demonstrando seu valor médio e flutuação

Considerando as hipóteses citadas previamente, a forma conservativa das equações médias no tempo de quantidade de movimento linear para um fluido Newtoniano e de conservação de massa são

$$\frac{\partial \rho u_j u_i}{\partial x_j} = -\frac{\partial p}{\partial x_i} + \frac{\partial}{\partial x_j} \left[(\mu + \mu_t) \left(\frac{\partial u_i}{\partial x_j} + \frac{\partial u_j}{\partial x_i} \right) \right] \quad (2.2)$$

$$\frac{\partial u_i}{\partial x_i} = 0 \quad (2.3)$$

onde u_i representa os componentes do vetor velocidade, x_i os eixos coordenados, ρ é a massa específica, μ e μ_t correspondem a viscosidade molecular e turbulenta, respectivamente. p a pressão modificada a incorporando à pressão termodinâmica P , a pressão dinâmica turbulenta, baseada na energia cinética turbulenta κ

$$p = P + \frac{2}{3} \rho \kappa \quad (2.4)$$

Para determinar a viscosidade turbulenta, foi utilizado o modelo k- ω SST (Menter, 1994), descrito a seguir. Celis *et al.* (2017) identificaram que este modelo melhor se adequava ao problema, ao comparar suas previsões numéricas com dados experimentais de Gomes (2017). Este modelo de turbulência também foi utilizado por Khanafer *et al.* (2009), Lantz *et al.* (2011), Ab Naim (2014) e Ibanez (2019).

2.2.1 Modelo de viscosidade turbulenta k- ω SST

Com objetivo de determinar a viscosidade turbulenta, foi utilizado o modelo de turbulência k- ω SST (k- ω *Shear Stress Transport*). Proposto por Menter (1994), o modelo combina os modelos de média de Reynolds k- ε (energia cinética turbulenta e sua taxa de dissipação) e k- ω (energia cinética turbulenta e dissipação específica) (Pope, 2000). O modelo k- ε é utilizado nas regiões afastadas das paredes e, o modelo k- ω , nas regiões próximas às paredes. Para mais detalhes, consultar o manual ANSYS_Fluent (2019).

A viscosidade turbulenta pode ser descrita como

$$\mu_t = \frac{\rho \kappa}{\omega} \xi \quad (2.5)$$

onde ρ é a massa específica, κ é a energia cinética turbulenta e ω é a dissipação específica. ξ é um fator de mistura entre o modelo $\kappa - \varepsilon$ e o modelo $\kappa - \omega$

$$\xi = \frac{1}{\max\left(\frac{1}{\alpha^*}, S \frac{F_2}{a_1 \omega}\right)} ; \quad S = \sqrt{S_{ij} S_{ij}} \quad ; \quad S_{ij} = \frac{1}{2} \left(\frac{\partial u_i}{\partial x_j} + \frac{\partial u_j}{\partial x_i} \right) \quad (2.6)$$

De acordo com Menter (1994) a_1 é uma constante empírica igual a 0,31. α^* depende do Reynolds turbulento, Re_t

$$Re_t = \frac{\rho \kappa}{\mu \omega} \quad (2.7)$$

A função F_2 é utilizada para definir qual modelo utilizar, dependendo das condições do escoamento.

Para determinar a viscosidade turbulenta, as seguintes equações de conservação da energia cinética turbulenta κ e dissipação específica ω são resolvidas

$$\frac{\partial(\rho u_j \kappa)}{\partial x_j} = \tilde{P}_\kappa - \beta_i^* \rho \omega \kappa + \frac{\partial}{\partial x_j} \left[\left(\mu + \frac{\mu_t}{\sigma_\kappa} \right) \frac{\partial \kappa}{\partial x_j} \right] \quad (2.8)$$

$$\frac{\partial(\rho u_j \omega)}{\partial x_j} = \frac{\alpha \rho}{\mu_t} P_\kappa - \beta_i \rho \omega^2 + \frac{\partial}{\partial x_j} \left[\left(\mu + \frac{\mu_t}{\sigma_\omega} \right) \frac{\partial \omega}{\partial x_j} \right] + \Pi_\omega \quad (2.9)$$

onde σ_κ , σ_ω são constantes empíricas. β_i e F_1 também são funções de ponderação entre os modelos e β_i^* também depende do Reynolds turbulento Re_t . P_κ é a produção da energia cinética turbulenta e \tilde{P}_κ é a produção de κ limitada, dados por

$$\tilde{P}_\kappa = \min(P_\kappa, 10 \rho \beta_i^* \omega \kappa) \quad ; \quad P_\kappa = \mu_t \left(\frac{\partial u_i}{\partial x_j} + \frac{\partial u_j}{\partial x_i} \right) \frac{\partial u_i}{\partial x_j} \quad (2.10)$$

O último termo da eq. (2.9) é a contribuição cruzada de κ e ω , sendo

$$\Pi_\omega = 2(1 - F_1) \frac{\rho \sigma_{\omega 2}}{\omega} \frac{\partial \kappa}{\partial x_j} \frac{\partial \omega}{\partial x_j} \quad ; \quad \sigma_{\omega 2} = 1,168 \quad (2.11)$$

2.2.2 Condições de contorno

Para que o conjunto de equações possa ser resolvido, é necessário determinar as condições de contorno.

O sangue parte do ventrículo esquerdo em direção à aorta, adentrando esta pela valva aórtica. Tal fluxo se dá a partir do processo de sístole. Como mencionado, realizou-se uma análise considerando regime permanente, com a vazão correspondente a vazão do pico da sístole, *i.e.*, ponto de vazão máxima.

Foi utilizada uma mesma vazão mássica $Q = 0,425 \text{ kg/s}$ para os três pacientes. Como a área transversal de entrada, A_t , é uma característica única de cada paciente e que depende da geometria de sua aorta, o componente de velocidade normal ao plano de entrada, coincidente com o eixo axial Z , w_{in} , varia entre os pacientes. Esta área transversal de entrada, A_t , foi modelada como uma elipse para ser mais fiel ao formato observado na anatomia. Considerou-se a velocidade uniforme na valva (entrada) e normal ao plano de entrada, sendo a normal alinhada com o eixo z , logo $u = v = 0$. A velocidade axial foi obtida com

$$w_{in} = \frac{Q}{A_t} \quad (2.12)$$

Para as grandezas turbulentas, as condições de contorno na entrada de κ e ω são estimadas utilizando a intensidade de turbulência I

$$\kappa_{in} = I \frac{w_{in}^2}{2} \quad ; \quad \omega_{in} = \frac{\kappa^{1/2}}{0,07 C_{\mu}^{1/4} D_{ef}} \quad (2.13)$$

onde I é a intensidade de turbulência, a qual foi estimada com 10% por Celis *et al.* (2017). $C_{\mu}=0.09$ é a constante específica do modelo de turbulência utilizado.

Outra condição de contorno utilizada é a de não-deslizamento. Ou seja, os componentes da velocidade, nas paredes, são nulos ($u = v = w = 0$). Nas paredes, a energia cinética turbulenta também é nula, porém a dissipação específica segue a condição de contorno dada por Menter (1994), como sendo função da rugosidade da parede k_s . A rugosidade da parede é unitária, sendo $k_s = 1$. A dissipação específica nas paredes é definida utilizando seu valor adimensional, definido como

$$\omega^+ = \frac{\omega_w \mu}{\rho_0 (u^*)^2} \quad ; \quad u^* = \sqrt{\frac{\tau_s}{\rho}} \quad (2.14)$$

onde u^* é a velocidade de atrito. É também levada em consideração a espessura da subcamada molecular para avaliar a dissipação específica, de acordo com

$$\omega^+ = \min \left(2500, \frac{6}{\beta_{\infty}^* (y^+)^2} \right) \quad (2.15)$$

onde β_{∞}^* é uma constante empírica e a distância da parede adimensional é

$$y^+ = \frac{\rho u^* y}{\mu} \quad (2.16)$$

A aorta possui uma saída principal, localizada após o arco aórtico, e três saídas superiores, conforme ilustrada na Figura 2.12. A primeira saída é artéria subclávia esquerda, a segunda é a artéria carótida comum esquerda e a terceira é o tronco braquiocefálico, além da principal saída, que leva à aorta abdominal. Nestas regiões, a condição de fluxo difusivo nulo na direção normal à saída $\partial/\partial x_n = 0$, foi imposta para todas as variáveis. A vazão de entrada é distribuída, percentualmente, nas saídas de acordo com a Tabela 2.4 conforme sugerido por Alastruey *et al.*, (2016).



Figura 2.12 - Aorta do Paciente 1, entrada e saídas

Tabela 2.4 - Percentual da vazão em cada saída

Saída	Vazão Volumétrica Q_i/Q (%)
Saída 1	6.4
Saída 2	5,2
Saída 3	19.3
Saída Principal	69,1

2.3 Modelo Numérico

Para resolver numericamente as equações de conservação, foi utilizado o *software* Fluent (Ansys inc., Estados Unidos), o qual é baseado nos métodos de volumes finitos (Patankar, 1980). Este método consiste em dividir o domínio a ser calculado em vários volumes que não se sobrepõem, de forma que tenha um volume de controle rodeando cada ponto da malha. A equação diferencial é então integrada em cada volume de controle.

Os fluxos convectivos e difusivos nas faces dos volumes foram avaliados utilizando o esquema *Power-Law* (Patankar, 1980). Para

determinar a pressão, foi utilizado o método de segunda ordem. O acoplamento da pressão e velocidade nas equações de Navier-Stokes foi feita de acordo com o algoritmo SIMPLE (*Semi-Implicit Method for Pressure Linked Equations*) (Patankar, 1980).

O sistema algébrico de equações de conservação de cada variável foi determinado com o procedimento Gauss-Seidel linha/linha. Visando acelerar a convergência, foi utilizado o método *multigrid* (Hutchinson e Raithby, 1986). Considerou-se que o sistema convergiu quando todos os resíduos das equações diferenciais atingiram valores menores que 10^{-5} .

Para definição da malha foi realizado um teste de resolução especial, de tal forma a obter uma solução independente da malha. Foram realizadas três simulações de uma mesma geometria, cada uma com um grau diferente de refinamento, mantendo as condições de contorno. A malha com o menor grau, ou a malha mais “grosseira”, possuía aproximadamente 500 mil nós, ou seja, a mesma geometria foi dividida em 500 mil volumes de controle. A malha com grau intermediário possuía aproximadamente 750 mil nós. E a malha mais refinada contava com quase 1,12 milhões de nós.

Próximo à parede da aorta foi aplicada a função *inflation*, a qual consiste em concentrar a malha na região da parede, para captar as variações na região da camada limite. Nesta região há um elevado gradiente de pressão e velocidade, havendo a necessidade de a malha nesta região possuir um grau maior de refinamento. Este detalhe está ilustrado a seguir na Figura 2.13.

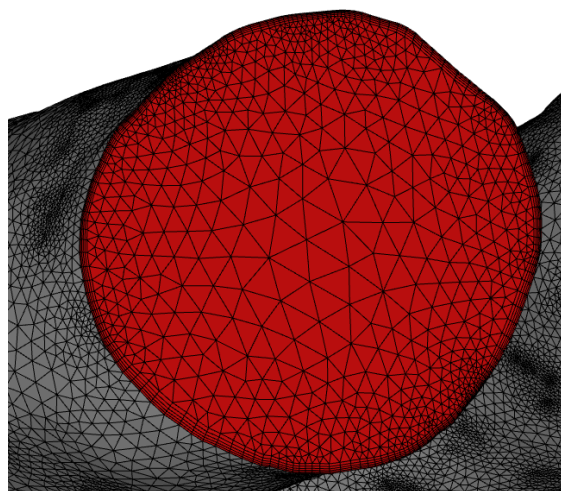


Figura 2.13 – Detalhamento da malha computacional

A Figura 2.14 e a Figura 2.15 apresentam o perfil de pressão e de velocidade axial ao longo do eixo z, normal ao plano de entrada. Como pode ser visto nas figuras, os valores de pressão e magnitude de velocidade acabaram por ser bem próximos para todas as malhas. Dessa forma, a malha de grau intermediário, com aproximadamente 750 mil nós, foi escolhida como padrão para este estudo.

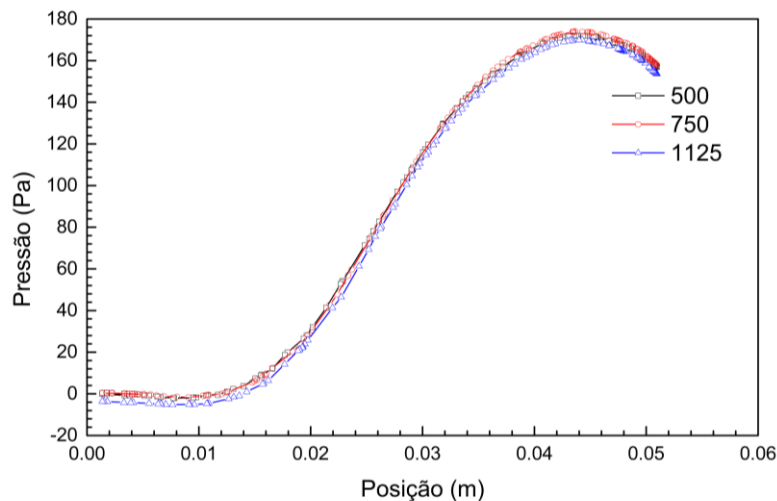


Figura 2.14 - Comparativo de pressão no eixo z para os três graus de refinamento da malha

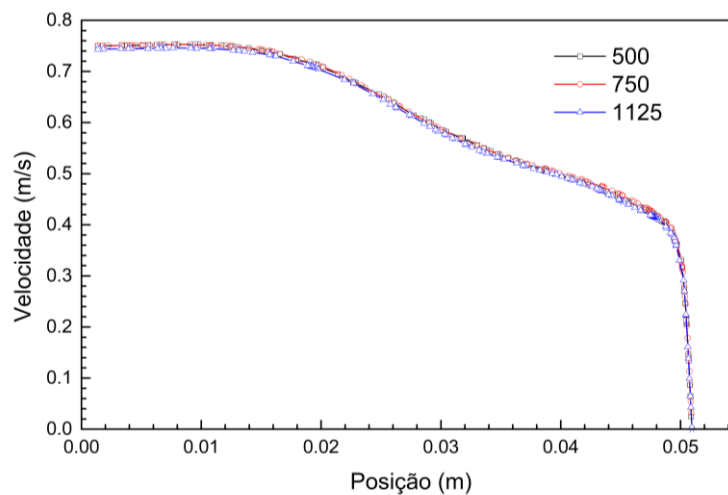


Figura 2.15 - Comparativo de velocidade no eixo z para os três graus de refinamento da malha

A conclusão obtida foi que, embora um grau de refinamento maior torne os resultados mais fidedignos, o custo de se utilizar o maior grau de refinamento é demasiado alto.

3 Resultados

Neste capítulo são mostrados os resultados da análise computacional dos modelos tridimensionais de três pacientes referentes a duas datas diferentes. Os pacientes selecionados foram classificados como portadores de aneurisma na aorta ascendente sem indicação de cirurgia. Eles foram selecionados a partir da avaliação médica e de exames de angiotomografias computadorizada, realizados no Instituto Nacional de Cardiologia – Ministério da Saúde. Considerou-se que os pacientes não tiveram nenhuma doença anterior ao aneurisma ou que estivessem utilizando algum tipo de medicação.

Para cada paciente, dois modelos computacionais foram criados, correspondentes aos anos dos exames, e o escoamento foi numericamente resolvido utilizando o *software* Fluent. A geometria da aorta em cada ano foi definida baseada em exames, conforme descrito no capítulo anterior. Como descrito na modelagem do problema, considerou-se que não houve alteração da área de entrada da aorta no intervalo entre tais exames. Adicionalmente, a presente análise foi realizada assumindo regime permanente e a vazão volumétrica constante de 25 lt/min correspondente ao pico sistólico foi imposta. Como cada paciente tem um diâmetro valvar efetivo D diferente, a velocidade na entrada da valva aórtica w_{in} , também é diferente para cada paciente. A Tabela 3.1 apresenta o componente de velocidade axial na entrada para cada paciente.

Tabela 3.1 - Velocidade na entrada da valva aórtica para cada paciente

Paciente	1	2	3
Velocidade de entrada (m/s)	0,692	0,751	0,801

O escoamento no interior da aorta é governado pela sua forma anatômica e pelo número de Reynolds

$$Re = \frac{\rho w_{in} D}{\mu} \quad (3.1)$$

Com massa específica de $\rho = 1054 \text{ kg/m}^3$ e viscosidade molecular de $\mu = 0.072 \text{ Pa s}$ (Gomes, 2017), o número de Reynolds na entrada variou entre 2632 e 2846, indicando escoamento turbulento ($Re > 2000$). A intensidade turbulenta na entrada foi estabelecida como 5%, como indicado por Celis *et al.* (2017) e Salazar *et al.* (2008).

Para visualizar os campos internos, um plano central, normal ao plano de entrada e perpendicular à coronária direita, foi selecionado para cada paciente, como mostra a Figura 3.1 (a) e Figura 3.1 (b). De acordo com a Figura 3.1 (a), a parede esquerda corresponde à parede posterior da aorta e a parede direita se refere à parede anterior. Para ajudar a análise do campo de escoamento, planos paralelos ao plano de entrada também foram definidos. Estes planos transversais foram distribuídos a cada dez milímetros da entrada, cobrindo sessenta milímetros da aorta, ilustrado na Figura 3.1 (c).

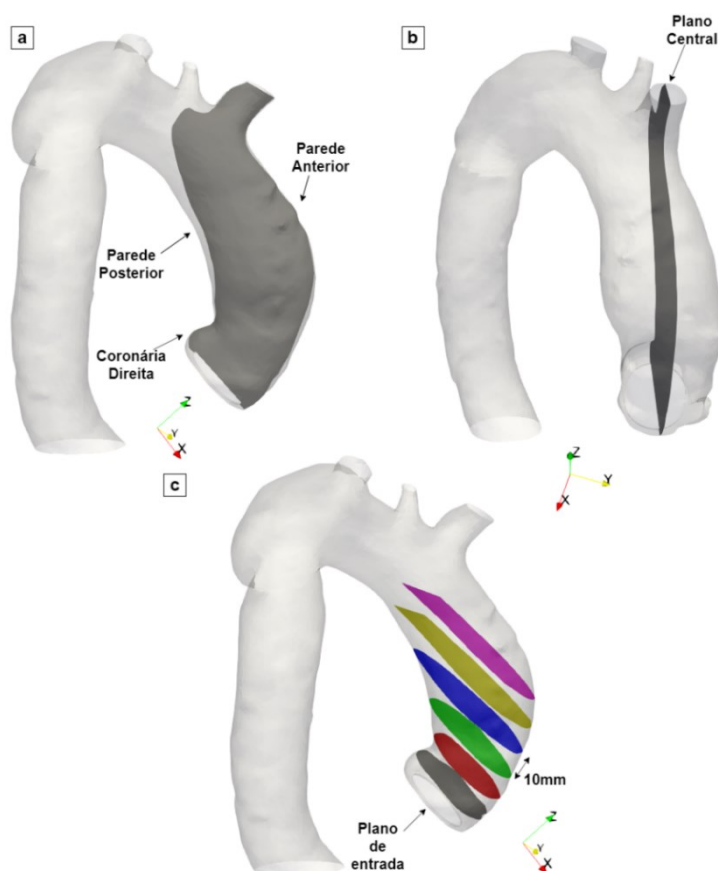


Figura 3.1 - Planos usados para avaliar resultados numéricos. (a) Plano Central. (b) Plano central. (c) Planos paralelos transversais a entrada

A fim de complementar a análise da relação entre o formato geométrico da aorta apresentado no Capítulo 2, determinou-se a área de cada um dos planos transversais ilustrados na Figura 3.2.

A dimensão das áreas dos referidos planos, correspondentes a diferentes posições axiais z , dos três pacientes, no primeiro ano, encontra-se na Figura 3.2. Os planos transversais do Paciente 2, cujo aneurisma cresceu, possuem um perfil diferente dos Pacientes 1 e 3, que não tiveram crescimento do aneurisma. Os planos do Paciente 2 diminuem em área do primeiro até o terceiro plano, quando passam a crescer, mas não muito, até o quinto plano.

Para os Pacientes 1 e 3, há pouca variação do primeiro para o segundo plano, crescendo significativamente nos planos mais afastados da valva aórtica. Como os planos transversais são perpendiculares ao eixo z , mas não perpendicular à parede aórtica, o aumento de área indica aumento de curvatura da aorta (Figura 3.1).

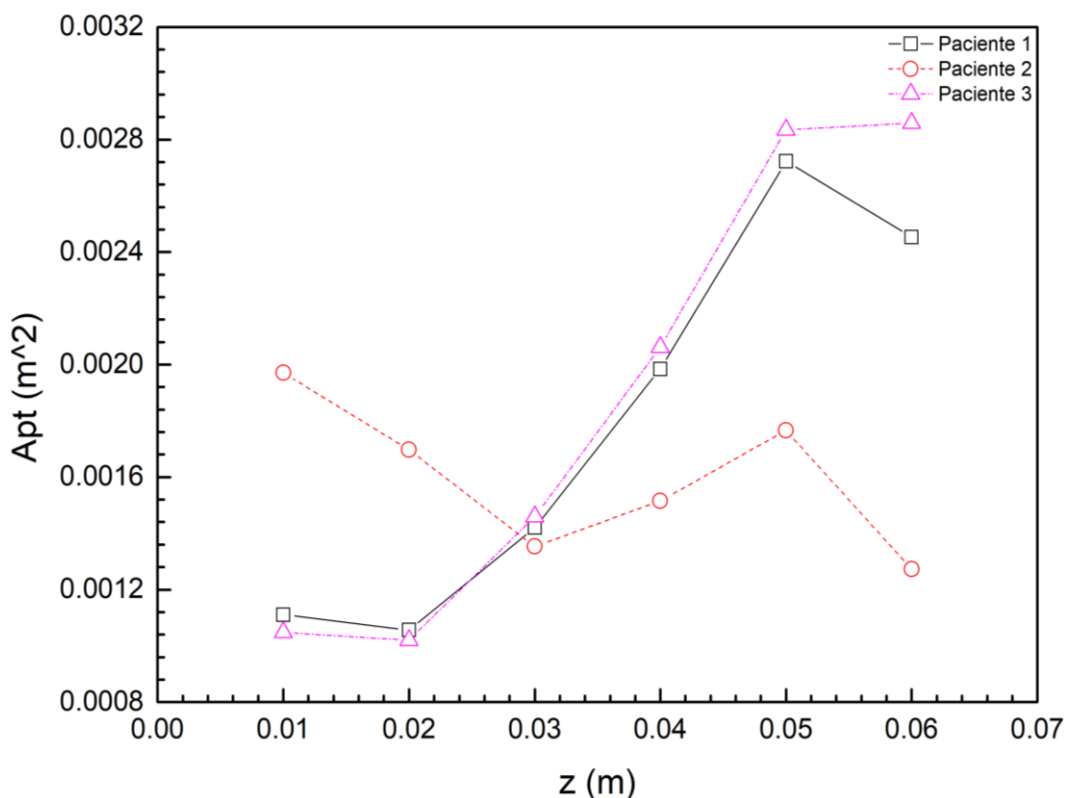


Figura 3.2 - Área dos planos transversais de cada paciente, no primeiro ano.

A variação percentual de área desses planos transversais mencionados anteriormente ao longo do eixo z , para os três pacientes, do

primeiro para o segundo exame é ilustrada na Figura 3.3. É possível identificar que somente ocorreu crescimento dos planos transversais para o Paciente 2, principalmente nos planos $z=0,05$ m e $z=0,06$ m, corroborando a identificação de que o aneurisma do Paciente 2 cresceu de um ano para outro.

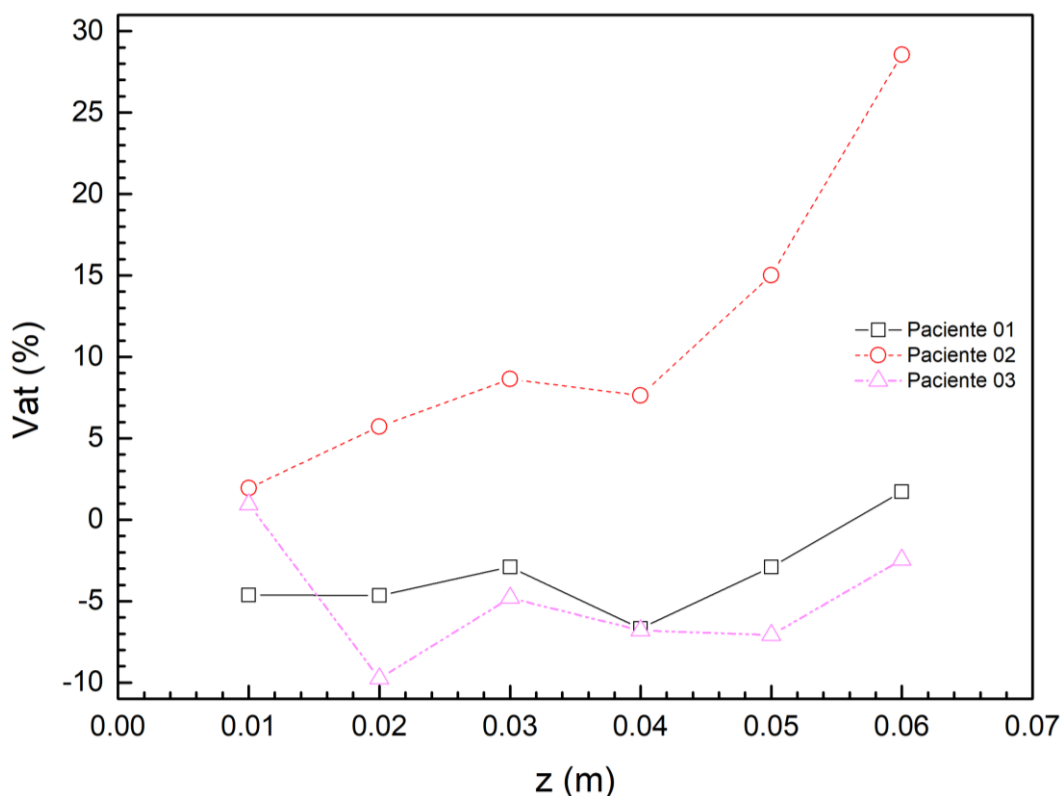


Figura 3.3 – Variação percentual de cada área transversal para os três pacientes entre o primeiro e o segundo ano

Como sabemos, o campo de velocidade e pressão depende diretamente da geometria. A análise do escoamento nas seções seguintes, visa correlacionar o escoamento resultante de cada anatomia da aorta com o crescimento do aneurisma.

3.1 Campo de Velocidade

Nesta seção, os dados obtidos que tangem à velocidade são discutidos. São apresentados resultados compostos por contornos do vetor velocidade, de todas os componentes da velocidade, perfis de velocidade ao longo do eixo z, média de cada componente da velocidade nos planos transversais, isosuperfícies e linhas de corrente.

3.1.1 Iso-superfície de velocidade axial

Uma boa forma de visualizar o principal comportamento do escoamento resultante do jato que entra na aorta é examinar uma iso-superfície do componente axial z da velocidade, i.e., uma superfície que apresenta o mesmo valor de velocidade axial z . Para este fim, selecionou-se a isosuperfície corresponde à metade do valor da velocidade de entrada de cada paciente. No interior da superfície, encontram-se valores mais elevados de velocidade.

A Figura 3.4 ilustra a isosuperfície do componente z da velocidade para os três pacientes, nos dois anos, em três vistas. Primeiramente a vista frontal, em seguida a vista lateral e, por último, a vista traseira.

Observa-se que o jato do Paciente 1 é aproximadamente centrado na região ascendente da aorta, com formatos muito parecidos para os dois anos. É possível inferir a região de impacto do jato, e sua mudança de direção devido à curvatura da aorta.

O jato do Paciente 2 também se encontra relativamente centrado, mas é possível observar um posicionamento um pouco mais próximo da parede anterior da aorta. Observa-se uma diminuição do diâmetro da iso-superfície do primeiro para o segundo ano, indicando uma redução no nível de velocidade no interior da aorta, devido ao aumento da dilatação da mesma.

Finalmente, com relação ao Paciente 3, que apresenta uma dilatação maior do aneurisma que os outros dois pacientes, observa-se um jato com menor diâmetro, indicando que a região de alta velocidade se encontra confinada numa região menor. Observa-se ainda que o jato é mais longo. Como o Paciente 1, a iso-superfície de velocidade axial correspondente aos dois anos é bem semelhante.

Nas seções seguintes, os campos do módulo e dos componentes de velocidade nos planos selecionados são apresentados de forma a complementar as informações sobre o campo de velocidade.

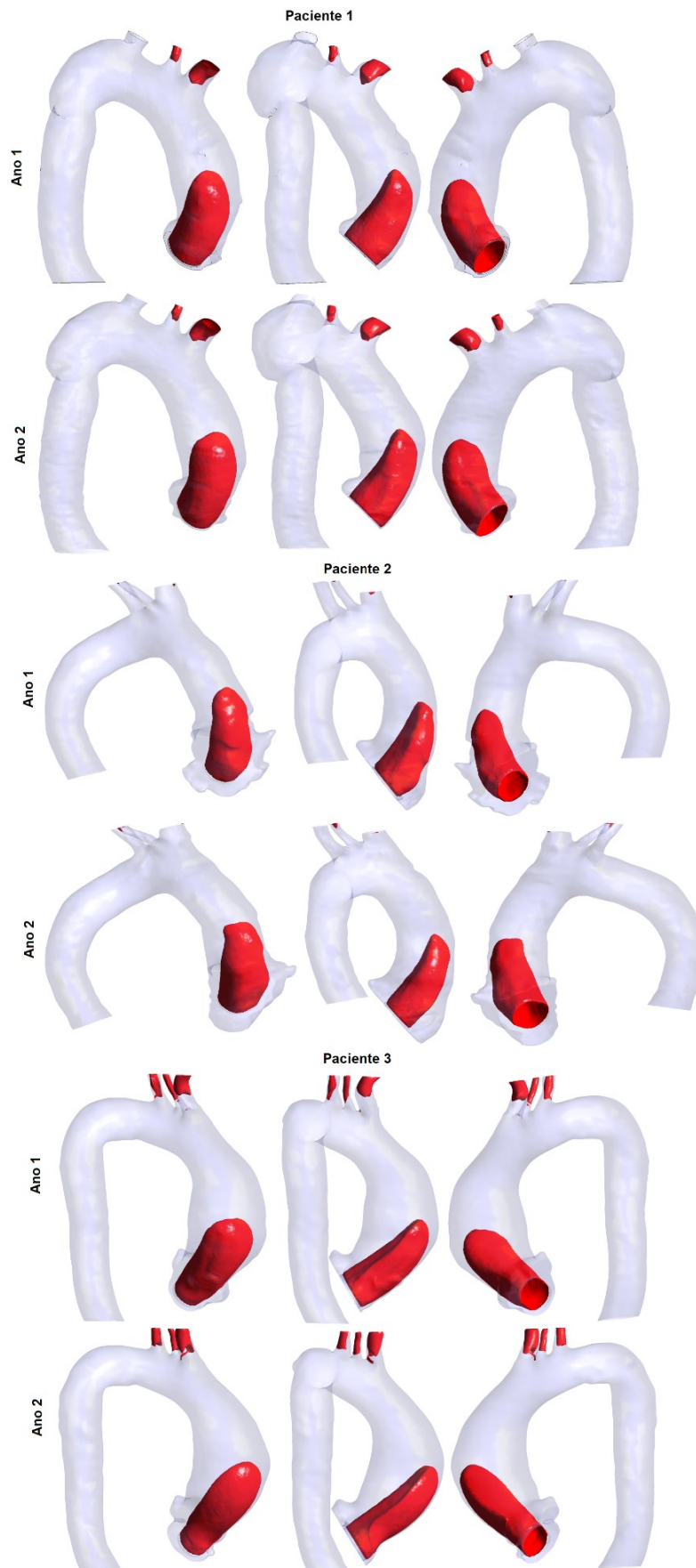


Figura 3.4 - Isosuperfícies de velocidade de todos os pacientes nos dois anos

3.1.2 Módulo do vetor velocidade

Inicialmente, apresentam-se iso-contornos do módulo do vetor velocidade, $|V| = (u^2 + v^2 + w^2)^{0,5}$, na Figura 3.5, Figura 3.6 e Figura 3.7, correspondendo, respectivamente, aos Pacientes 1, 2 e 3. Nas figuras (a) encontram-se os planos transversais do Ano 1 e nas figuras (b) o plano central do Ano 1. As figuras (c) e (d) referem-se aos planos transversais e central do Ano 2. Para os três pacientes, utilizou-se a mesma escala de velocidades para facilitar a comparação.

Analisando as três figuras pode-se observar pela cor vermelho escuro a região de alta velocidade indicando a região do jato proveniente da valva aórtica. À medida que o jato se aproxima da parede da aorta (planos z mais afastados na valva), a velocidade cai de intensidade. Analisando o plano central, juntamente com os planos transversais, pode-se identificar o jato incidindo na parede da aorta, e se deslocando ao longo da parede da aorta, devido a curvatura desta, mantendo altas velocidades até o tronco braquiocefálico. Observa-se região de baixa velocidade próximo à parede posterior.

Conforme observado na seção anterior, os Pacientes 1 e 2 apresentam um jato aproximadamente centrado na aorta, enquanto o Paciente 3 apresenta o jato próximo da parede anterior. Pode-se observar também na Figura 3.6 (b) que o escoamento do Paciente 2 se mantém acelerado até o tronco braquiocefálico, embora no segundo ano os níveis de velocidade sejam um pouco menores, devido ao aumento do diâmetro do aneurisma, resultando uma diminuição da velocidade. Com relação ao Paciente 3, comparando-se o ano 1 com o ano 2, observa-se um grande deslocamento do jato para a parede anterior da aorta, assim como um aumento de velocidade na região anterior da aorta até próximo ao tronco braquiocefálico.

Para os três pacientes, é possível observar a região de baixa velocidade próxima à parede posterior, onde ocorrem majoritariamente as recirculações.

A seguir, uma análise dos componentes do vetor velocidade permite identificar mais claramente a presença de recirculações.

Resultados

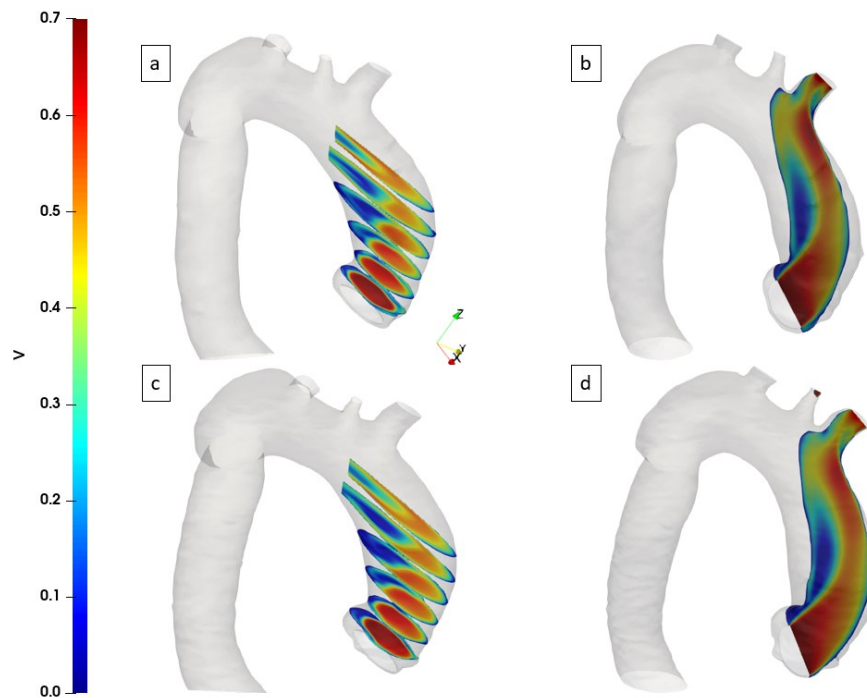


Figura 3.5 - Contorno do módulo do vetor velocidade (m/s) do Paciente 1. (a) Planos transversais do Ano 1. (b) Plano central do Ano 1. (c) Planos Transversais do Ano 2. (d) Plano Central do Ano 2.

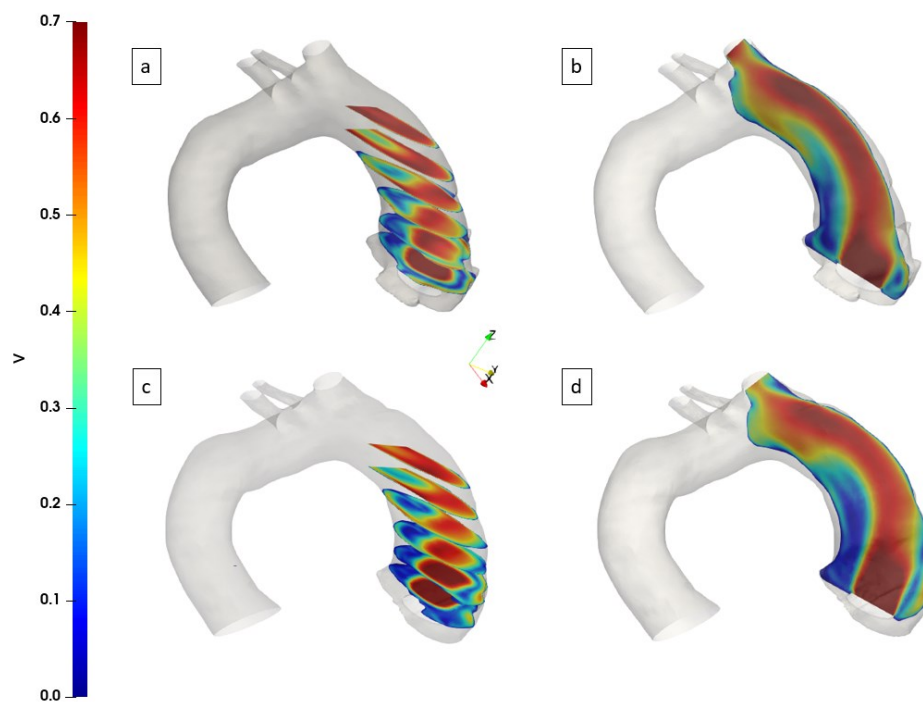


Figura 3.6 - Contorno do módulo do vetor velocidade (m/s) do Paciente 2. (a) Planos transversais do Ano 1. (b) Plano central do Ano 1. (c) Planos Transversais do Ano 2. (d) Plano Central do Ano 2.

Resultados

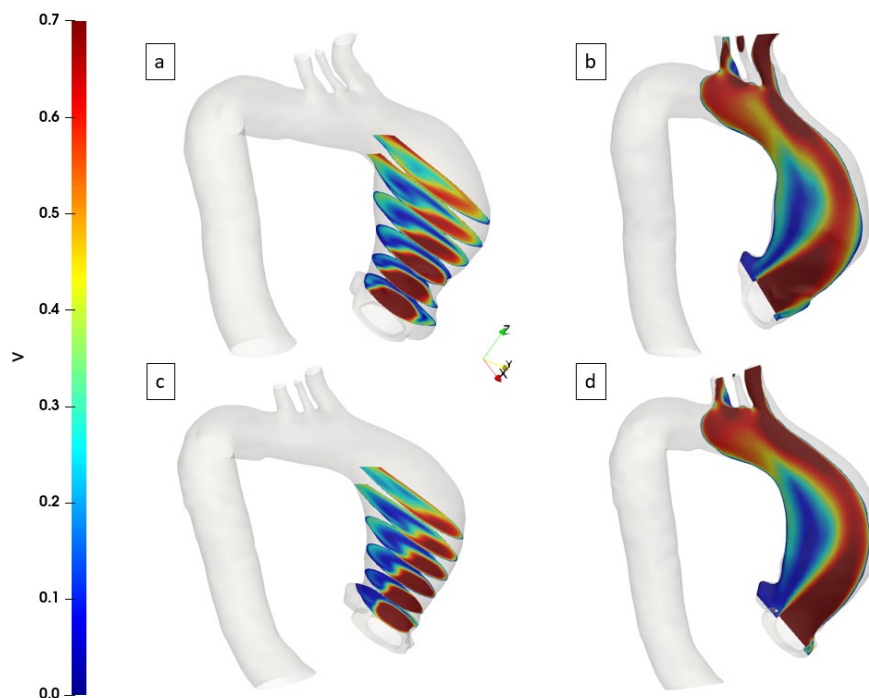


Figura 3.7 - Contorno do módulo do vetor velocidade (m/s) do Paciente 3. (a) Planos transversais do Ano 1. (b) Plano central do Ano 1. (c) Planos Transversais do Ano 2. (d) Plano Central do Ano 2.

3.1.3 Componente axial da velocidade

A Figura 3.8, Figura 3.9 e Figura 3.10 ilustram, respectivamente, iso-contornos do componente z da velocidade dos Pacientes 1, 2 e 3. Novamente, utilizou-se a mesma escala de velocidades em todos os gráficos para facilitar a comparação entre os três pacientes. Nestas figuras, a sub-figura (a) mostra a distribuição de velocidade em perspectiva nos planos $x - y$, (b) corresponde ao plano central e (c) ilustra os planos $x - y$ sem perspectiva, com o plano à esquerda mais próximo à entrada e o plano à direita, mais longe.

Analisando as três figuras pode-se observar que os iso-contornos do componente axial z são muito semelhantes aos do módulo do vetor velocidade, indicando que o componente axial é dominante. Observa-se no entanto, que a medida que o jato se aproxima da parede da aorta (planos z mais afastados na valva), a velocidade cai de intensidade, e após o ponto de incidência na parede da aorta, como o jato é redirecionado e passa a escoar ao longo da parede, o componente axial é muito baixo, enquanto o módulo se mantém alto até o tronco braquiocefálico.

Resultados

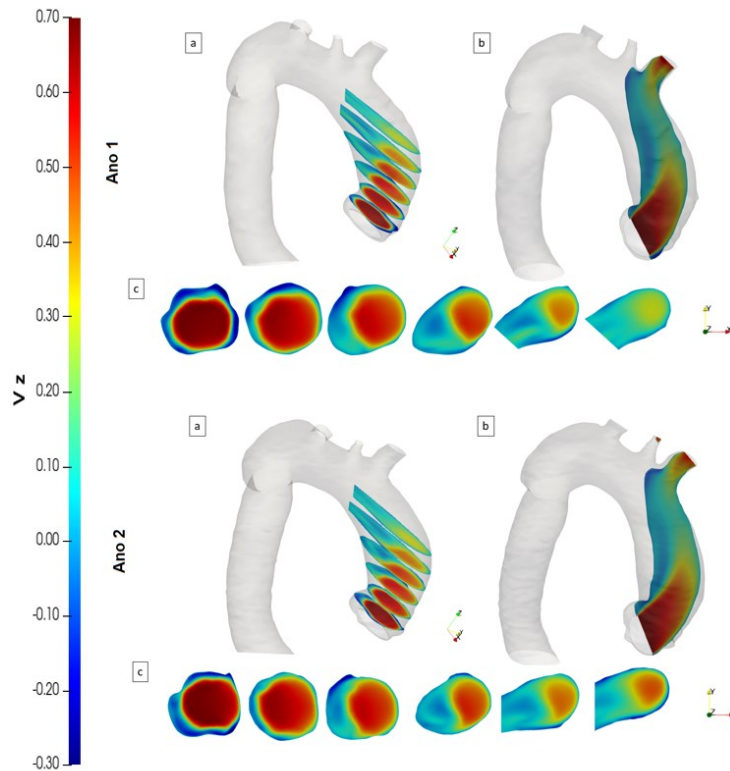


Figura 3.8 - Contorno da Velocidade z (m/s) do Paciente 1. (a) Planos transversais. (b) Plano central. (c) Planos transversais lado-a-lado.

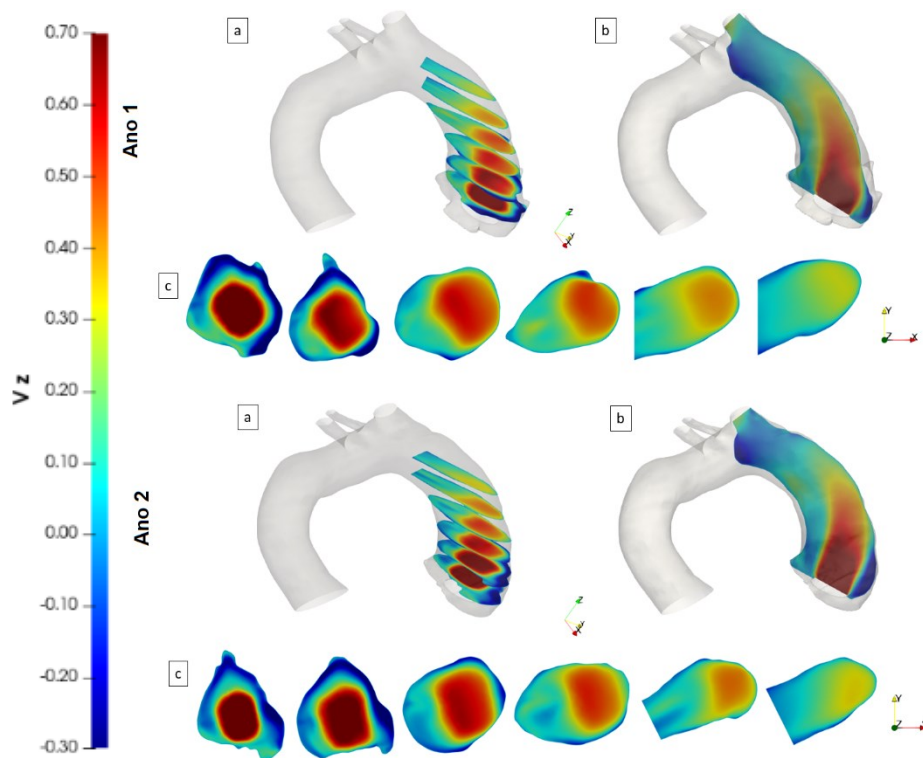


Figura 3.9 - Contorno da Velocidade z (m/s) do Paciente 2. (a) Planos transversais. (b) Plano central. (c) Planos transversais lado-a-lado.

Resultados

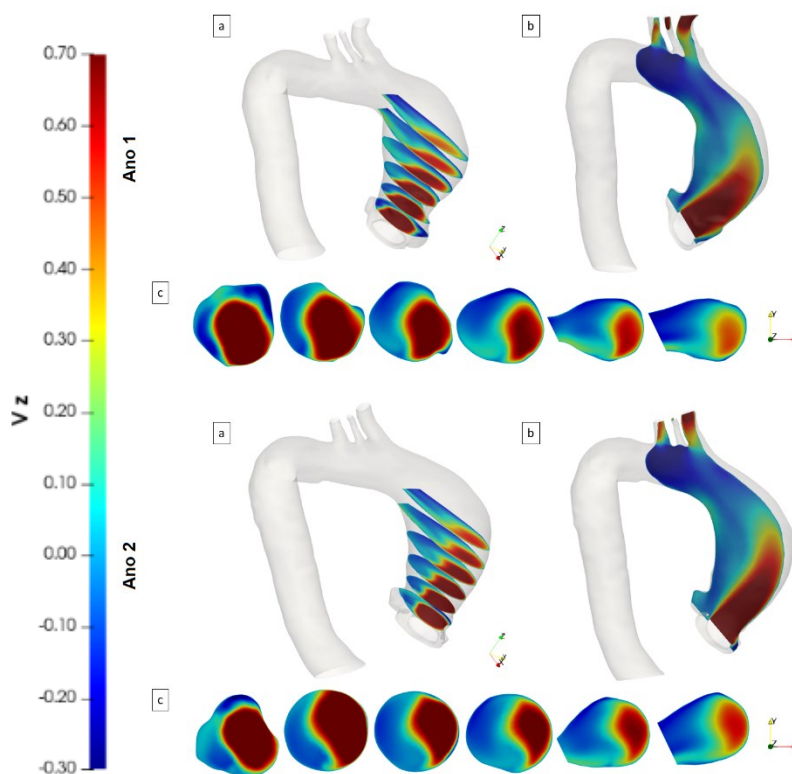


Figura 3.10 - Contorno da Velocidade z (m/s) do Paciente 3. (a) Planos transversais. (b) Plano central. (c) Planos transversais lado-a-lado.

Com uma análise do componente axial no plano central, pode-se inferir de forma aproximada o ponto de incidência do jato. Já uma análise dos planos transversais permite avaliar a centralização do jato no interior da aorta. Observe que valores negativos do componente axial de velocidade nos planos transversais indicam reversão do escoamento. No plano central, os valores negativos na região ascendente da aorta também significam reversão do escoamento (outra vista do mesmo campo apresentado nos cortes transversais), mas próximo ao tronco braquiocefálico, os valores negativos indicam mudança de direção do escoamento.

Observa-se que o Paciente 1 apresenta um jato bem centrado na valva, porém devido a curvatura da aorta, a região de alta velocidade se desloca para a parte posterior.

O jato da valva do Paciente 2 também é centrado, Figura 3.9, porém devido a uma curvatura mais acentuada da aorta, é possível observar na Figura 3.9 (c) que o decaimento do componente z da velocidade ocorre de maneira acelerada, tanto no primeiro ano quanto no segundo. O tom vermelho escuro, que representa o alto nível de velocidade, aparece

pouco já no segundo plano transversal do primeiro ano, e um pouco mais no segundo ano. Nas figuras análogas dos outros pacientes, percebe-se que este tom se mantém até o quinto plano transversal do primeiro ano, caso do Paciente 1, ou nos dois anos, caso do Paciente 3. Isso pode ser explicado pela maior proximidade da valva aórtica com a parede anterior no caso do Paciente 2, fazendo com que o escoamento alterne de direção.

Analisando a Figura 3.10, referente ao Paciente 3, nota-se que o jato não é centrado como dos outros dois pacientes, além de apresentar níveis mais elevados. Porém, devido a maior dilatação da aorta (maior aneurisma), ocorre um maior decaimento.

Com a análise qualitativa dos campos das iso-curvas de velocidade axial, não fica claro um comportamento específico relacionado ao caso com crescimento de aneurisma. Dessa forma, apresenta-se a seguir, o perfil do componente z da velocidade ao longo do eixo z , para os Pacientes 1, 2 e 3, na Figura 3.11, Figura 3.12 e Figura 3.13, respectivamente.

O Paciente 1 (Figura 3.11) apresenta, nos dois anos, praticamente o mesmo perfil de velocidade, já o Paciente 3 (Figura 3.12), que também não apresentou crescimento do aneurisma, apresentou uma aumento no nível de velocidade, o que resultou num gradiente mais acentuado próximo à parede da aorta.

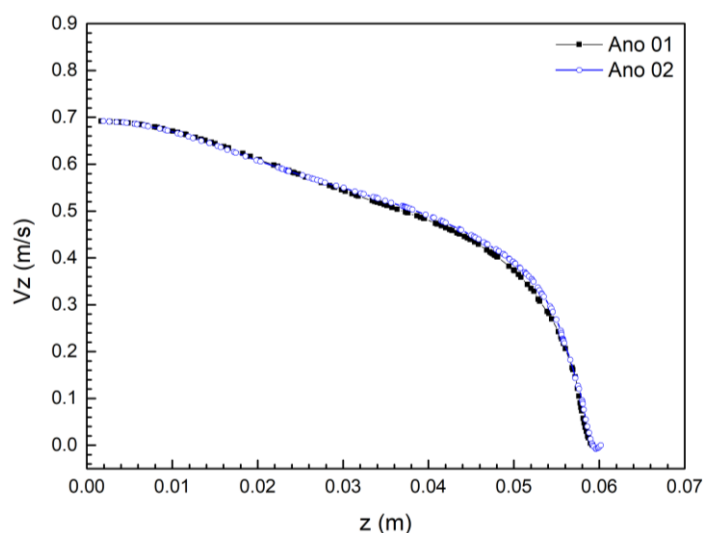


Figura 3.11 - Componente z da velocidade ao longo do eixo z do Paciente 1.

Na Figura 3.12, é possível observar que o componente z da velocidade, no ano 2, do Paciente 2, atinge o valor nulo quase um

centímetro depois do componente equivalente no ano 1, enquanto na Figura 3.11 e Figura 3.13, o valor nulo é atingido na mesma posição para os anos 1 e 2. Isso se dá por conta da dilatação da parede da aorta do Paciente 2, cujo aneurisma cresceu, enquanto que não houve crescimento para os outros dois pacientes.

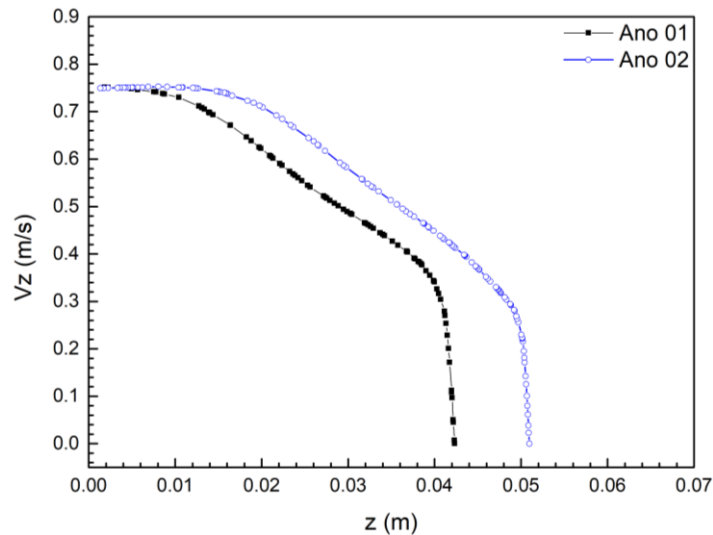


Figura 3.12 - Componente z da velocidade ao longo do eixo z do Paciente 2

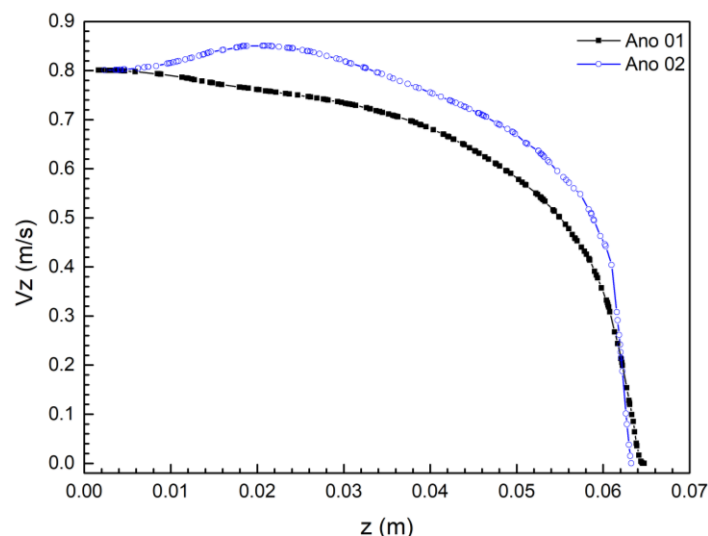


Figura 3.13 - Componente z da velocidade ao longo do eixo z do Paciente 3

Outro detalhe a ser percebido é a abrupta queda da velocidade do Paciente 2 quando o jato se aproxima da parede anterior, indicando altos níveis próximos da parede. Para os outros pacientes, esta queda se deu de maneira pouco mais gradual. Porém, para o Paciente 3, o gradiente cresceu do ano 1 para o ano 2, o que talvez seja um alerta de que seu aneurisma pode voltar a crescer.

3.1.4 Componentes transversais da velocidade

Os outros dois componentes de velocidade (x e y) ajudam a visualizar a estrutura do campo de velocidade dentro da aorta. Para melhor interpretar o escoamento, é conveniente ver a localização dos eixos (Figura 2.2). Logo, componentes x e y positivos significam escoamento se afastando da coronária direita. Esses campos de velocidade são analisados para identificar a recirculação sanguínea ao redor do eixo z . A Figura 3.14 e Figura 3.15 ilustram, respectivamente, o componente x e componente y da velocidade para os três pacientes. Como no caso anterior, os valores negativos dos componentes indicam escoamento no sentido reverso, auxiliando a identificar a presença de recirculação. Diferentes escalas foram usadas para melhor visualização em cada caso. Os valores máximos e mínimos de velocidade x para os Pacientes 1 e 2 são semelhantes, porém o Paciente 3 apresenta níveis bem mais baixos deste componente. Já com relação ao componente y , os níveis de velocidade são mais semelhantes.

Analisando os componentes x e y para os três pacientes nos primeiros planos na região ascendente da aorta, observa-se a alternância de valores positivos e negativos, indicando recirculação. Nos primeiros planos próximos da raiz aórtica, o escoamento se afasta da parede posterior, retornando nos planos mais elevados. De acordo com os sinais dos dois componentes, pode-se inferir que a recirculação ocorre no sentido anti-horário.

Observa-se que, para todos os pacientes, perto do tronco braquiocefálico, devido à curvatura da aorta, após a incidência do jato em sua parede, o escoamento muda de direção passando a escoar ao longo da aorta, na direção negativa de 45° , logo, os dois componentes x e y são negativos.

Comparando-se os resultados referentes aos anos 1 e 2 de cada paciente, com relação aos iso-contornos do componente x da velocidade (Figura 3.14), nota-se que são muito semelhantes. Observa-se uma estrutura mais complexa para o Paciente 2 próximo à raiz da aorta. Porém os planos mais afastados são semelhantes ao Paciente 1. Já o Paciente 3 apresenta nos planos mais afastados da raiz da aorta regiões com velocidade positiva na parte frontal da aorta.

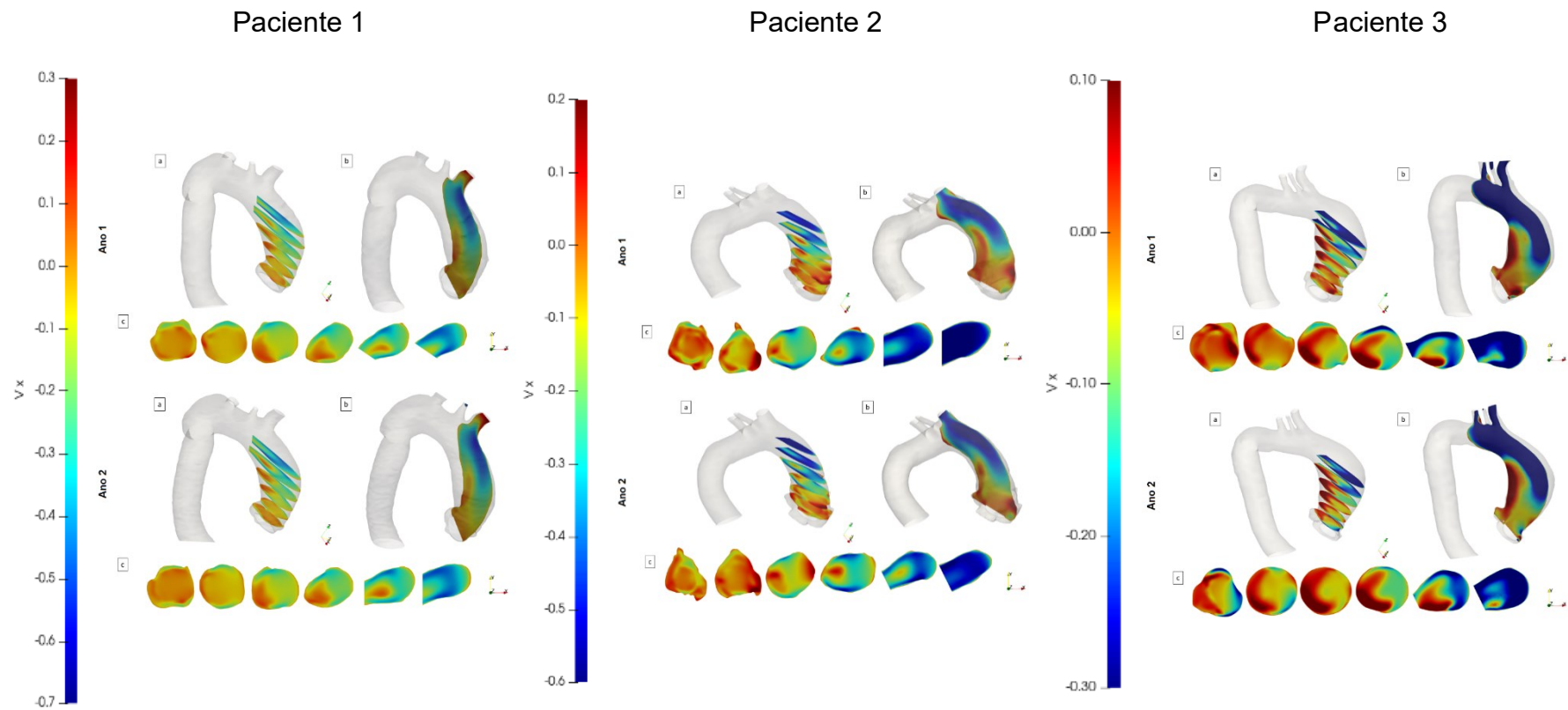


Figura 3.14 - Contorno da Velocidade x (m/s) do Paciente 1, 2 e 3. (a) Planos transversais. (b) Plano central. (c) Planos transversais lado-a-lado.

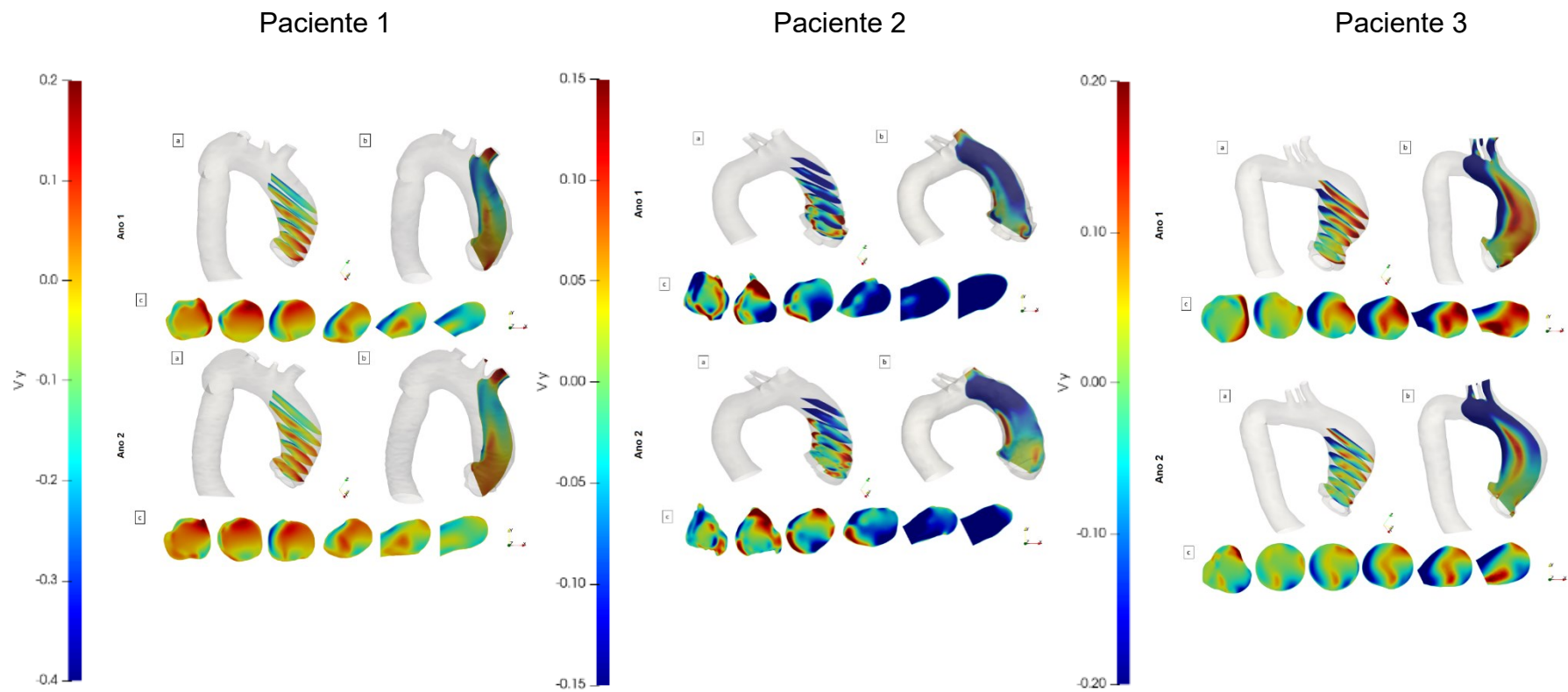


Figura 3.15 - Contorno da Velocidade y (m/s) do Paciente 1, 2 e 3. (a) Planos transversais. (b) Plano central. (c) Planos transversais lado-a-lado.

Com relação ao componente y , as distribuições dos anos 1 e 2 também são semelhantes para os Pacientes 1 e 2, com valores positivos e negativos próximo à raiz da aorta e predominante negativa nos planos mais afastados. Mas as distribuições se modificam substancialmente para o Paciente 3, que apresenta recirculações também nos planos mais afastados.

Analisando o plano central do Paciente 3, observa-se que o componente y é negativo ao longo das paredes e positivo na região central, com um aumento da velocidade negativa para o ano 2. Nota-se que o ano 1 do Paciente 2 (que apresentou crescimento do aneurisma) é semelhante ao ano 2 do Paciente 3. Este fato também pode ser uma possível indicação de possibilidade de crescimento de aneurisma para o Paciente 3.

A Figura 3.16, Figura 3.17 e Figura 3.18 ilustram os perfis ao longo do z , eixo central de referência dos (a) componentes x e (b) componentes y dos Pacientes 1, 2 e 3, respectivamente. O comportamento do componente x ao longo do eixo z , figuras (a) é semelhante para os três casos. Com velocidade cada vez vai negativa (direcionada para o lado da coronária), ao se afastar da raiz da aorta, tendendo bruscamente a zero, quando o jato incide na parede anterior da aorta. O perfil do componente y (figuras b) dos Pacientes 1 e 2 é semelhante ao perfil do componente x , e semelhante entre si. A principal diferença dos resultados para o Paciente 2, está relacionada ao fato de que como o aneurisma cresceu, a distância da parede da aorta à raiz também cresce, e o ponto de estagnação ocorre numa coordenada z maior, como já mencionado na seção anterior, referente ao componente axial z . O Perfil de y do Paciente 3 é bem diferente dos perfis dos outros dois pacientes. No ano 1, y é aproximadamente zero ao longo do eixo z , com um pequeno aumento da velocidade na direção frontal. Porém, no ano 2, o sentido do escoamento do componente y é reverso, i.e., cresce ao se afastar da raiz e tende a zero na parede, porém, com sentido oposto aos dos outros casos. Neste caso, não há semelhança entre o perfil de y do ano 2 do Paciente 3 e o perfil de y do ano 1 do paciente 2, para associar com a possibilidade de crescimento do aneurisma.

Resultados

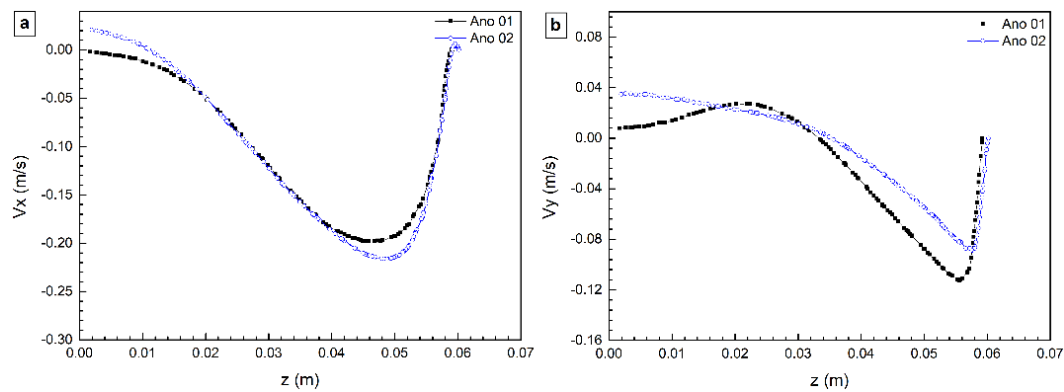


Figura 3.16 - Velocidade ao longo do eixo z do Paciente 1. (a) Componente x da velocidade. (b) Componente y da velocidade.

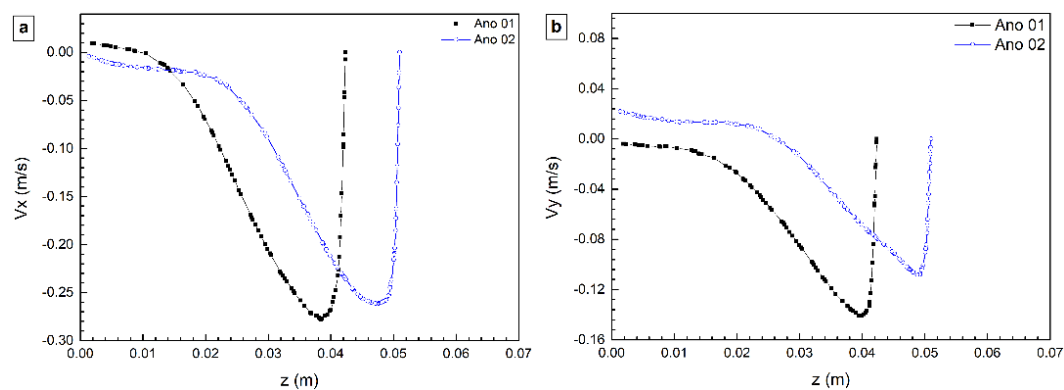


Figura 3.17 - Velocidade ao longo do eixo z do Paciente 2. (a) Componente x da velocidade. (b) Componente y da velocidade.

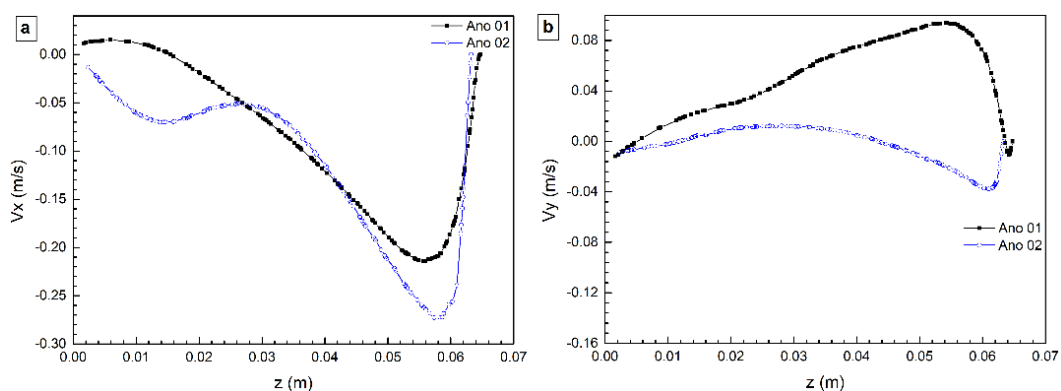


Figura 3.18 - Velocidade ao longo do eixo z do Paciente 3. (a) Componente x da velocidade. (b) Componente y da velocidade.

3.1.5 Linhas de Corrente

Para ajudar a visualizar as recirculações descritas anteriormente, foram geradas ilustrações das linhas de corrente, linhas tangentes ao vetor velocidade, dentro da aorta, ilustradas na Figura 3.19, Figura 3.20 e Figura 3.21 para os Pacientes 1, 2 e 3, respectivamente. As linhas foram coloridas de forma a demonstrar a magnitude do vetor velocidade.

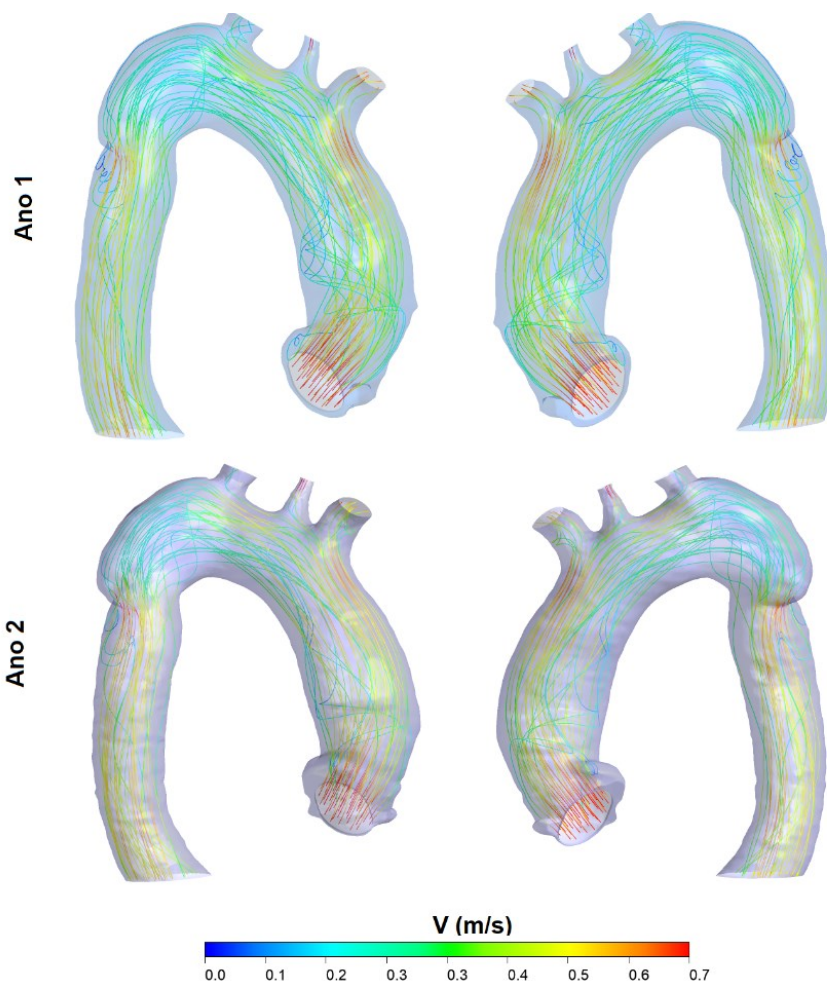


Figura 3.19 - Linhas de corrente do Paciente 1

Para cada caso, duas vistas são apresentadas para melhor visualizar as linhas de corrente. A presença de alta velocidade se dá em regiões como a raiz da aorta e logo após a incidência do jato na parede, quando o jato muda de direção, espalhando-se pelo início do arco aórtico e na artéria braquiocefálica. Essas regiões estão relacionadas com as curvaturas específicas das aortas de cada paciente.

Analisando as linhas de correntes obtida para o Paciente 1 na Figura 3.19, observa-se recirculações próximas à parede posterior, com distribuições semelhantes nos dois anos.

Na Figura 3.20, percebe-se que há uma maior uniformidade no nível de velocidade ao longo da porção ascendente da aorta do Paciente 2, evidenciada pela coloração amarela e vermelha misturada, que indica o alto nível. Observa-se recirculações na região da raiz da aorta, assim como uma pequena recirculação próxima à parede posterior. Porém nenhuma diferença significativa entre os anos 1 e 2.

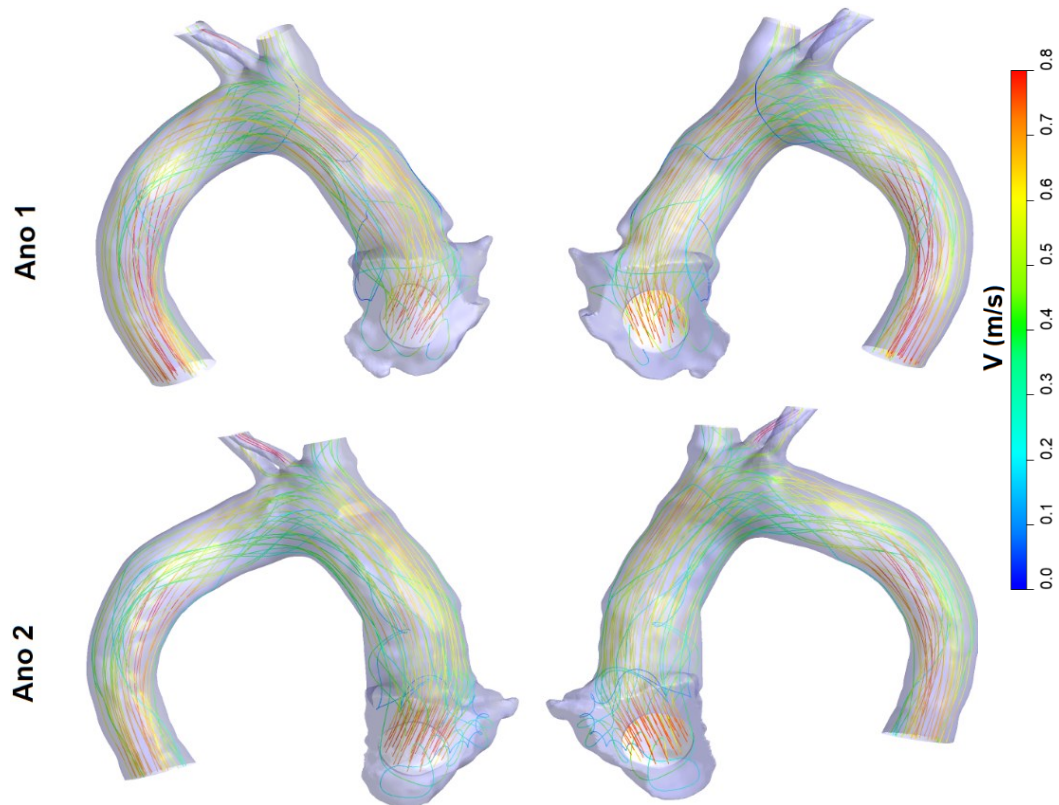


Figura 3.20 - Linhas de corrente do Paciente 2

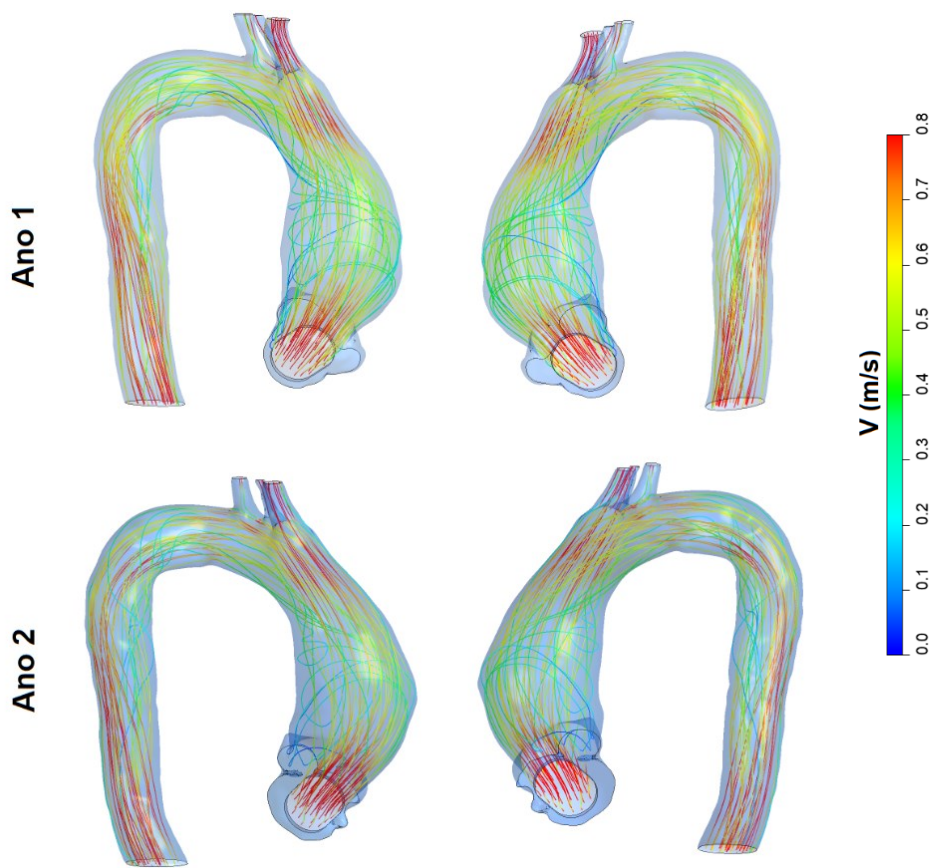


Figura 3.21 - Linhas de corrente do Paciente 3

No caso do Paciente 3, devido à grande dilatação deste aneurisma, uma grande recirculação surge nesta região, o que explica os padrões tão diferentes dos componentes de velocidade x e y observados na seção anterior.

3.2 Campo de Pressão

O nível de pressão, assim como distribuição de pressão, é crucial para um ser humano saudável, e isso pode desempenhar um papel importante induzindo o crescimento de um aneurisma. Do ponto de vista de mecânica dos fluidos, um repentino crescimento do diâmetro leva à separação da camada limite e gera uma bolha de separação, criando uma região com alta perda de pressão. Adicionalmente, regiões com baixas pressões podem ser relacionadas com estruturas turbulentas coerentes. Por outro lado, quando o jato proveniente da valva aórtica atinge a superfície da aorta, ao redor do ponto de estagnação, é gerado uma região de alta pressão. Esse fenômeno pode influenciar o crescimento de um aneurisma (Gülan *et al.*, 2018).

Na Figura 3.22, está ilustrada a diferença de pressão em relação à entrada da aorta ($p - p_{in}$) dos Pacientes 1, 2 e 3, respectivamente. Nessas figuras, empregou-se o mesmo *layout* que o utilizado para os componentes de velocidade. A subfigura (a) mostra a distribuição de pressão em perspectiva nos planos $x - y$, a subfigura (b) corresponde ao plano central e a subfigura (c) mostra os planos $x - y$ sem perspectiva, lado a lado, sendo o plano mais à esquerda mais próximo da entrada.

Qualitativamente, a distribuição de pressão é análoga para os três pacientes, como pressões mais altas na parede anterior e mais baixas na parede posterior. Observa-se níveis mais baixos de pressão para o Paciente 3, o que é condizente com os níveis mais elevados de velocidades, como visto anteriormente. Analisando o campo de pressão do Paciente 2, cujo aneurisma cresceu, percebe-se altíssimos níveis de pressão próximos à parede anterior numa região mais perto da valva aórtica do que os outros pacientes, onde os altos níveis de pressão estão presentes nos planos transversais superiores.

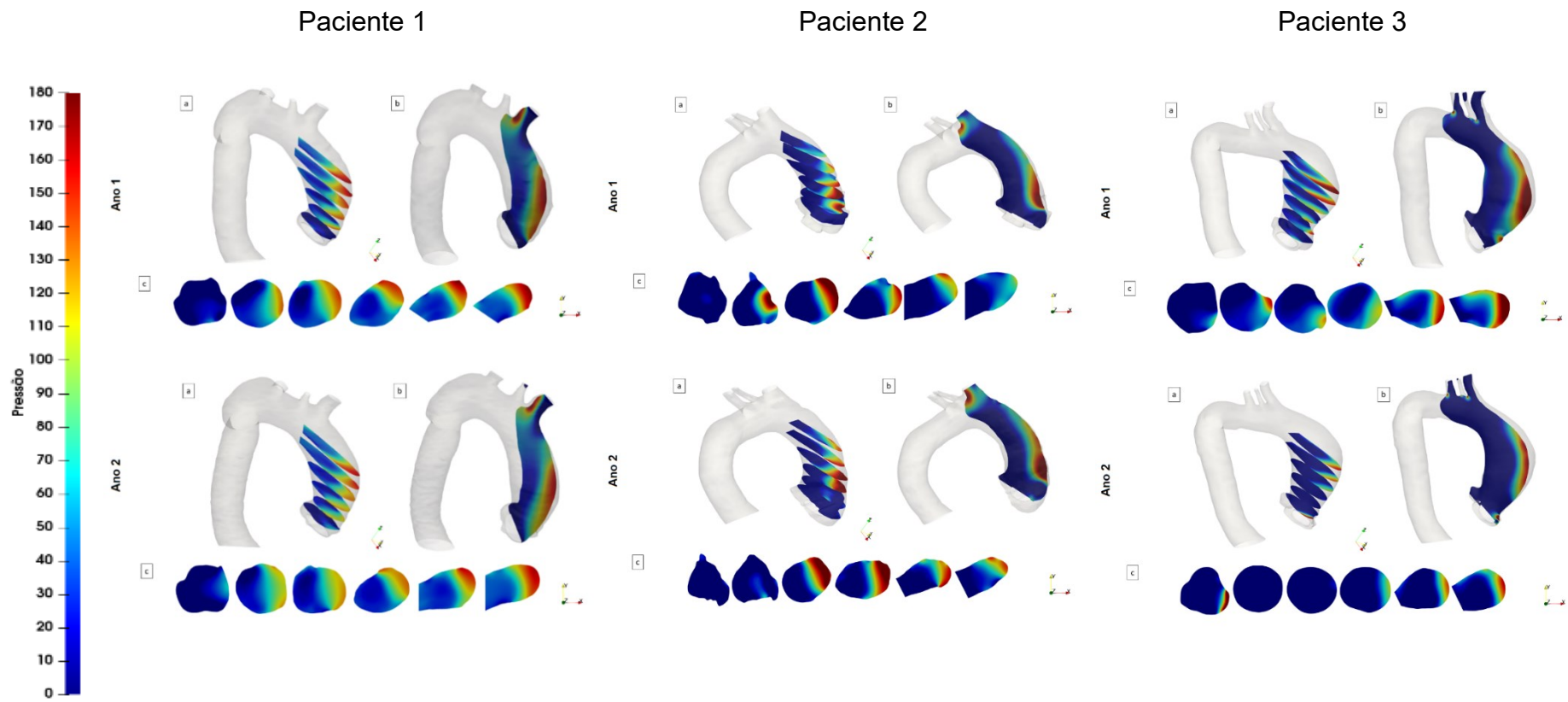


Figura 3.22 - Contorno da pressão (Pa) do Paciente 1. (a) Planos transversais. (b) Plano central. (c) Planos transversais lado-a-lado.

Na Figura 3.23, Figura 3.24 e Figura 3.25, estão os gráficos com o perfil da pressão ($p - p_{in}$) ao longo do eixo z , dos Pacientes 1, 2 e 3, respectivamente. Note que o perfil de pressão dos Pacientes 1 e 3 obtidos no ano 1 é semelhante e crescente ao longo do eixo z . Já o Paciente 2 apresenta um platô de alta pressão numa região de aproximadamente 1 cm de comprimento próximo a parede anterior, para ambos os anos.

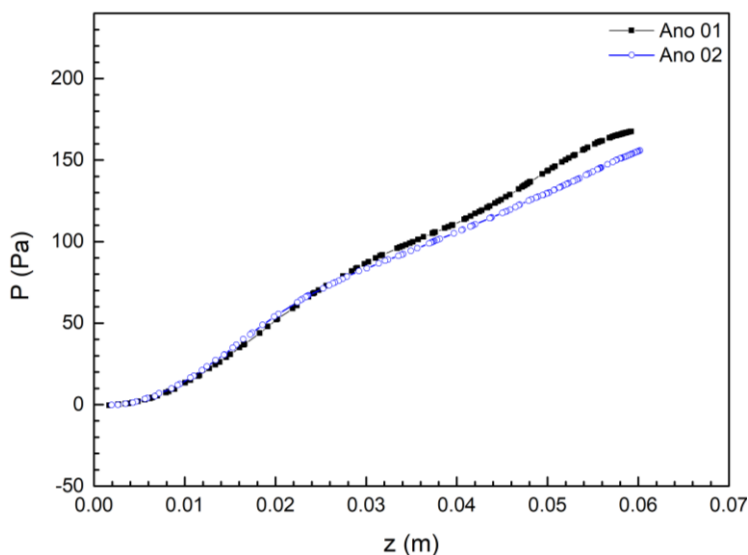


Figura 3.23 – Pressão ao longo do eixo z do Paciente 1

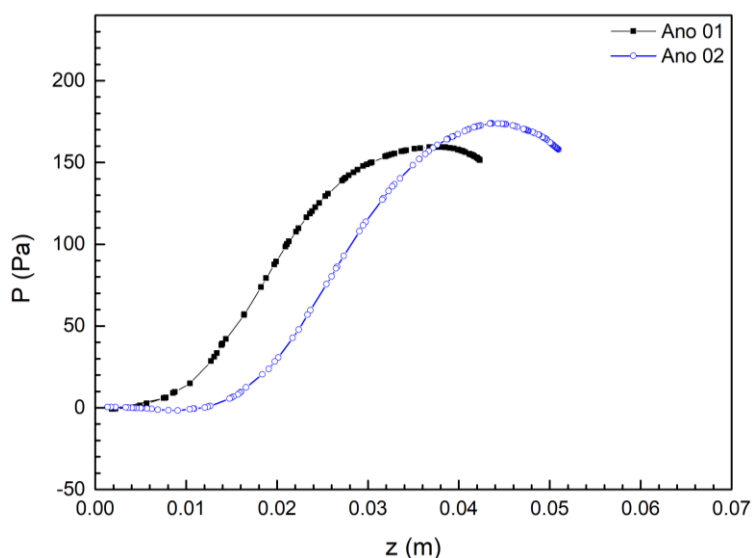


Figura 3.24 – Pressão ao longo do eixo z do Paciente 2

Os Pacientes 1 e 2 apresentam perfis semelhantes entre os anos 1 e 2, enquanto os perfis de pressão obtidos para o Paciente 3 apresentam uma boa diferença entre os anos 1 e 2, especialmente na região próxima à raiz da aorta, Figura 3.25, onde uma redução significativa da pressão pode ser

observada. Esta queda de pressão pode ser interpretada como um aumento da perda de carga devido a presença de uma estrutura mais complexa com recirculações, as quais foram observadas para este paciente.

Note para o Paciente 2, Figura 3.24, caso onde cresceu o aneurisma, é possível observar o rápido aumento de pressão em relação à entrada, atingindo 100 Pa mais próximo à entrada (à 2 cm da entrada) do que os outros dois pacientes, que apresentam o nível de pressão igual a 100 Pa à 3,5 cm da raiz da aorta. Isso se dá pela proximidade da parede anterior com a valva aórtica do Paciente 2. O escoamento incide nesta parede quase que frontalmente, elevando o nível de pressão com muita intensidade. Note ainda que, devido a dilatação do aneurisma e com o aumento do eixo z , a curva de pressão do Paciente 2 encontra-se deslocada para a direita e apresenta um nível ligeiramente superior de pressão. No entanto, a região de platô de 1 cm de extensão com alta pressão, próxima à parede continua presente, semelhante ao ano 1.

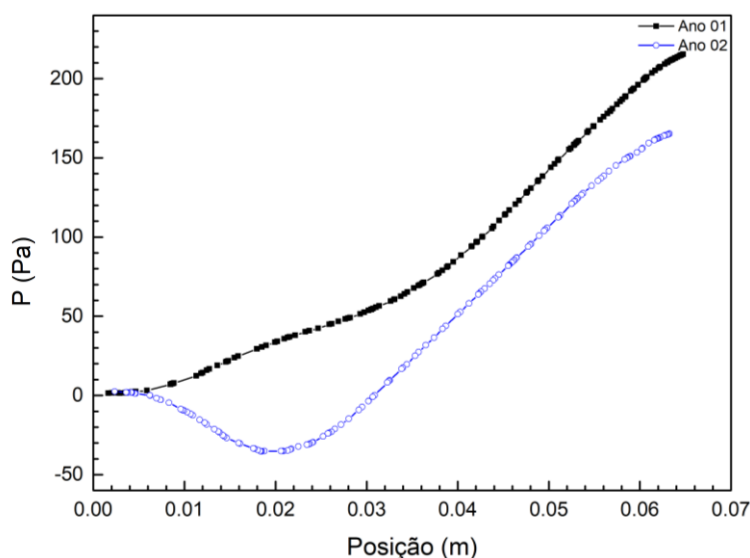


Figura 3.25 – Pressão ao longo do eixo z do Paciente 3.

3.3 Grandezas Turbulentas

Nesta seção, duas grandezas relacionadas ao escoamento turbulento são discutidas. Inicialmente, a energia cinética turbulenta é apresentada, seguida das estruturas coerentes do escoamento, utilizando-se o Critério Q (Hunt *et al.*, 1988).

3.3.1 Energia Cinética Turbulenta

A energia cinética turbulenta representa a ‘força’ da turbulência no escoamento, e carrega as informações dos três tensores de tensão normal de Reynolds.

$$\kappa = \frac{1}{2} \overline{(u'u' + v'v' + w'w')} \quad (3.2)$$

A Figura 3.26 mostra a distribuição da κ para os Pacientes 1, 2 e 3, respectivamente, utilizando a mesma escala. A energia cinética turbulenta é criada nas regiões de alto cisalhamento, que ocorre ao redor do jato central e próximos às paredes. Observa-se para o Paciente 1 e Paciente 3 nos primeiros planos próximos à raiz da aorta, altos valores de energia cinética turbulenta próximo à parede posterior, e depois se desloca para a região do jato. A distribuição é semelhante entre o ano 1 e ano 2 de cada paciente, porém, o Paciente 3 apresenta níveis bem superiores e regiões maiores com altos valores de κ . Já o Paciente 2 (caso onde há crescimento do aneurisma) apresenta altos valores de κ nos primeiros planos próximos a parede frontal no ano 1, mas no ano 2 a região de alto κ se desloca para a parede de trás.

Analisando o plano central, pode-se observar altos níveis de energia cinética turbulenta próximo à parede posterior para os Pacientes 1 e 3, enquanto o Paciente 2 também apresenta na região posterior, porém o pico encontra-se muito próximo à raiz, além de apresentar uma pequena elevação do nível de κ próximo à raiz na parede anterior. Nota-se um aumento significativo nos níveis de κ do ano 1 para o ano 2 do Paciente 2.

O aumento de energia cinética turbulenta na região da raiz do Paciente 2, pode ser um indutor do crescimento do aneurisma. Os níveis mais altos de κ dos Pacientes 1 e 2 na região posterior podem não ter induzido a um aumento do aneurisma, devido à localização anatômica da artéria pulmonar, que se encontra ao lado da região posterior da aorta, funcionando como um amortecedor que inibe o crescimento do aneurisma nesta área.

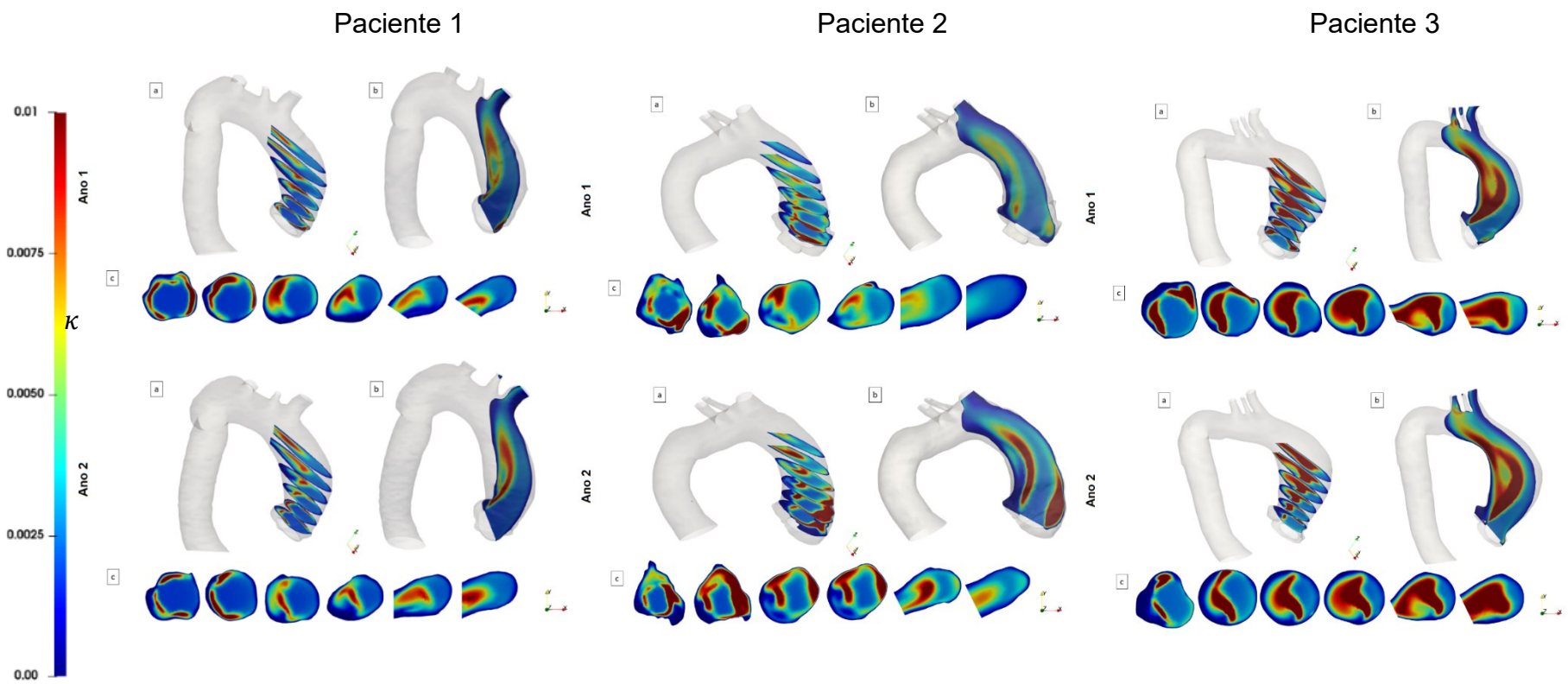


Figura 3.26 - Contorno da Energia Cinética Turbulenta do Paciente 1,2 e 3. (a) Planos transversais. (b) Plano central. (c) Planos transversais lado-a-lado.

3.3.2 Vórtices Coerentes

Biasetti *et al.* (2011) correlacionou a presença de estruturas verticais com altos níveis de tensão cisalhante em pacientes com aneurisma aórtico abdominal. Visando utilizar um procedimento semelhante, o propósito desta seção é visualizar estruturas coerentes dentro da aorta ascendente, de forma a buscar alguma correlação com o crescimento do aneurisma aórtico. As diferenças na estrutura do escoamento dos pacientes cujos aneurismas não cresceram e do paciente cujo aneurisma cresceu podem indicar um comportamento particular que ajude a identificar a possibilidade de crescimento do aneurisma. Com este fim, um bom parâmetro para visualizar estruturas turbulentas coerentes é o Critério-Q (Hunt *et al.*, 1988).

O Critério-Q é obtido a partir do campo do escoamento, dependendo tanto do tensor taxa de deformação S_{ij} quanto do tensor de vorticidade Ω_{ij} , correspondendo à parte simétrica e anti-simétrica do tensor gradiente de velocidade. É definido como

$$Q = \frac{1}{2}(\Omega_{ij}\Omega_{ij} - S_{ij}S_{ij}) \quad (3.3)$$

onde Ω_{ij} é

$$S_{ij} = \frac{1}{2} \left(\frac{\partial u_i}{\partial x_j} + \frac{\partial u_j}{\partial x_i} \right) \quad ; \quad \Omega_{ij} = \frac{1}{2} \left(\frac{\partial u_i}{\partial x_j} - \frac{\partial u_j}{\partial x_i} \right) \quad (3.4)$$

Um Q positivo significa o domínio da magnitude do vórtice sobre a taxa de deformação. Regiões de baixa pressão também podem estar relacionadas às estruturas coerentes, e o Critério-Q pode estar relacionado à pressão através da Equação de Poisson, obtida pela combinação das equações conservativas de massa e quantidade de movimento linear, resultando para um fluido incompressível em

$$Q = \frac{1}{2\rho} \nabla^2 p \quad (3.5)$$

A Figura 3.27, Figura 3.28 e Figura 3.29 apresentam uma isosuperfície de Q com o objetivo de visualizar as estruturas coerentes dentro da aorta. Para cada caso um valor diferente de Q é adotado para

que seja possível obter uma boa imagem. Novamente duas vistas são apresentadas para melhor avaliarmos as estruturas coerente. A Figura 3.27 corresponde ao Paciente 1, Figura 3.28 ao Paciente 2 e Figura 3.29 ao Paciente 3. Cada iso-superfície Q foi colorida com o módulo do vetor velocidade, de acordo com a escala ilustrada em cada figura. Na Figura 3.27 e Figura 3.29, é possível identificar a estrutura de “grampo de cabelo” (*hairpin*) na porção ascendente da aorta. Já na Figura 3.28, correspondente ao Paciente 2, que teve crescimento do aneurisma, outra estrutura é identificada, um toróide ascendente a partir do plano de entrada, que se mantém colado à parede anterior.

Este resultado é bastante interessante, pois Almeida (2019) também correlacionou estruturas toroidais para pacientes com crescimento de aneurisma. No entanto, nem todos os casos analisados por Almeida (2019) sem crescimento de aneurisma, apresentaram a estrutura de *hairpin*, apesar de ter sido a maioria.

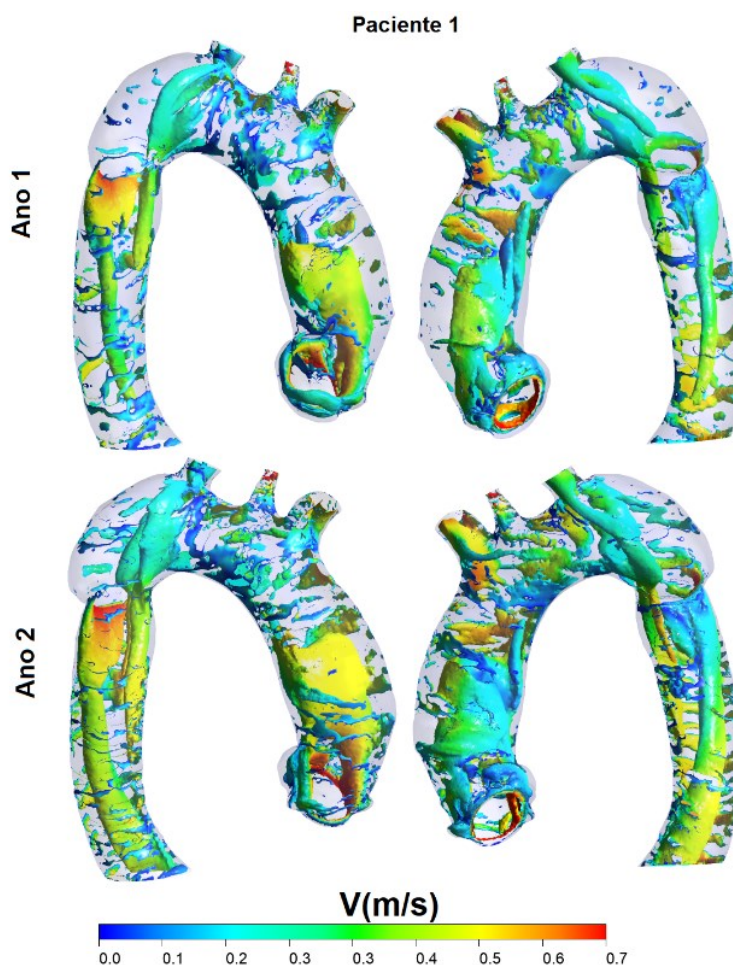


Figura 3.27 - Isosuperfície do Critério-Q do Paciente 1

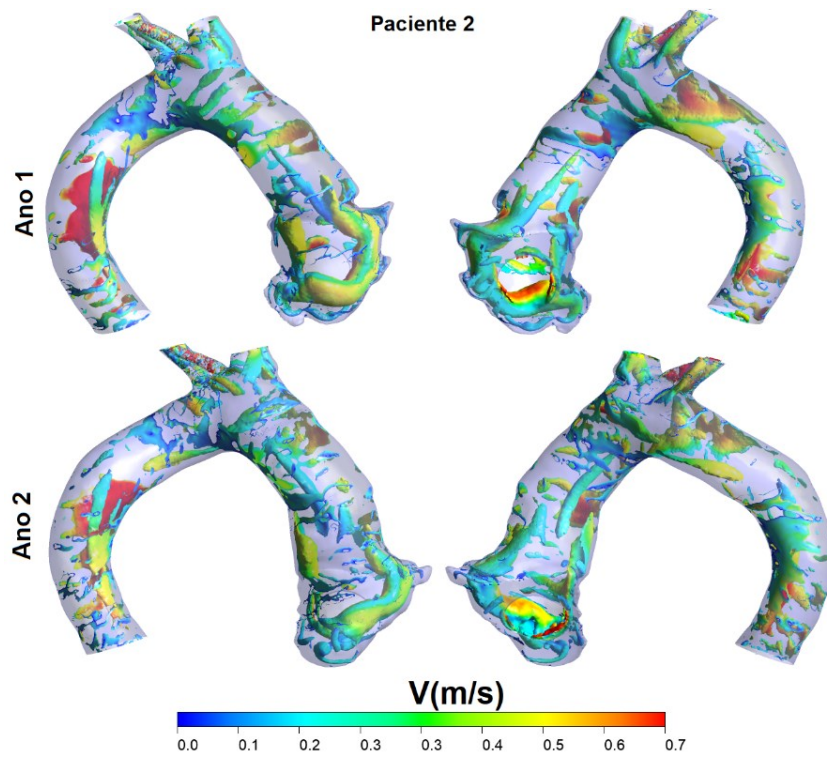


Figura 3.28 - Isosuperfície do Critério-Q do Paciente 2

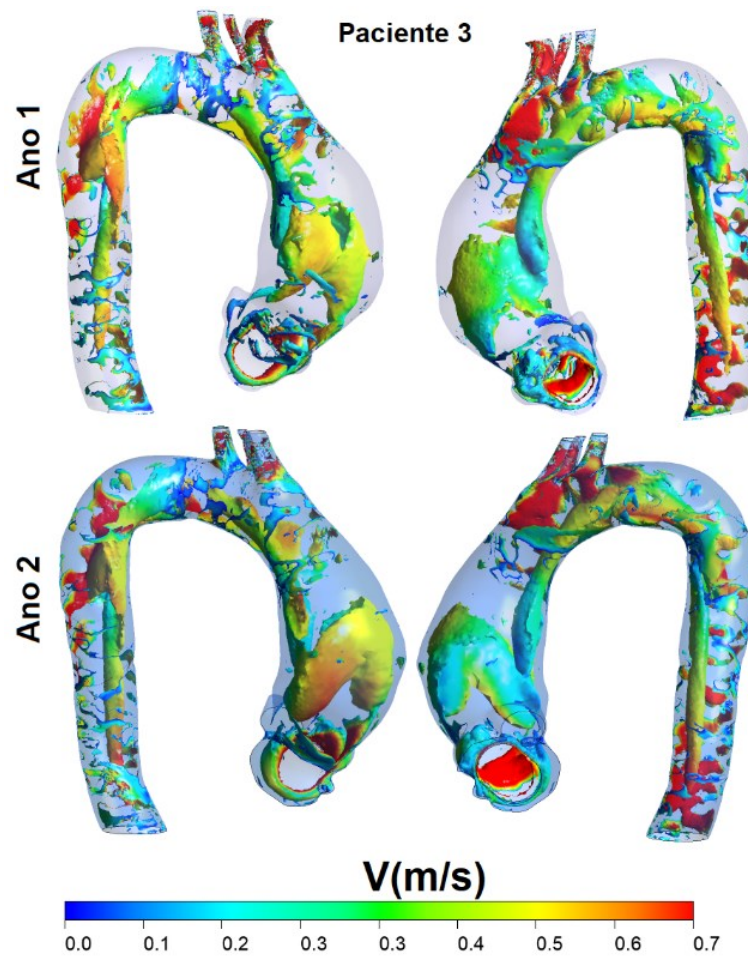


Figura 3.29 - Isosuperfície do Critério-Q do Paciente 3

3.4 Tensões na Parede da Aorta: Pressão e Tensão Cisalhante

Nesta seção, tensões normais e tangentes à parede da aorta são apresentadas. Primeiro, a contribuição normal será examinada, sendo ela a pressão. Então, será feita a análise da contribuição tangencial, i.e., a tensão cisalhante na parede (*wall shear stress* – WSS)

Para examinar a distribuição de pressão na parede da aorta, apresenta-se na Figura 3.30, contornos de diferença de pressão em relação à entrada da aorta $p - p_{in}$, para os Pacientes 1, 2 e 3. Para cada paciente e para cada ano, duas vistas são apresentadas para permitir avaliar a região anterior e posterior da aorta. As imagens apresentadas corroboram toda a análise prévia realizada. Qualitativamente, a distribuição de pressão é análoga para os três pacientes em ambos os anos. Fica claro o alto nível de pressão na região de incidência do jato proveniente da valva aórtica, a partir do qual o escoamento alterna sua direção. Devido esta mudança de direção, é possível observar uma região com altos valores de pressão perto do tronco braquiocefálico. Observa-se ainda baixos níveis de pressão próximo à parede posterior. Comparando-se os resultados observa-se uma variação do tamanho da região com altos valores de pressão. No entanto, estes resultados não permitem identificar claramente, uma característica indutora do crescimento do aneurisma.

A tensão cisalhante é definida como o gradiente do componente da velocidade tangente à parede na direção normal como

$$\tau_w = \mu \left. \frac{\partial u_t}{\partial n} \right|_w \quad (3.6)$$

Analogamente à pressão da parede, a Figura 3.31 ilustra a tensão cisalhante (WSS) na parede dos Pacientes 1, 2 e 3, respectivamente, utilizando duas vistas. Como descrito anteriormente, os efeitos da tensão cisalhante na parede da aorta pode ser um fator relacionado à dilatação da aorta. A distribuição de WSS é muito complexa, e difícil de ser interpretada, porém algumas pequenas observações podem ser realizadas.

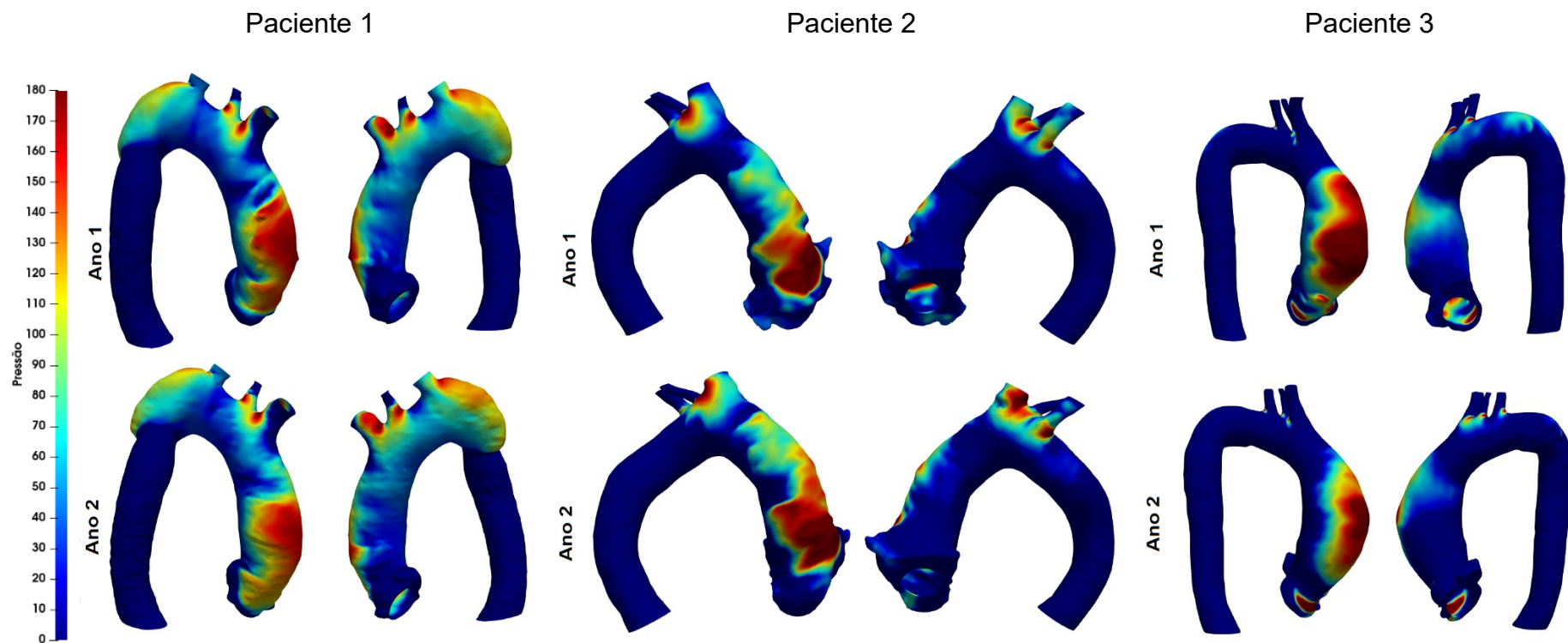


Figura 3.30 – Pressão (Pa) na parede do Paciente 1, 2 e 3.

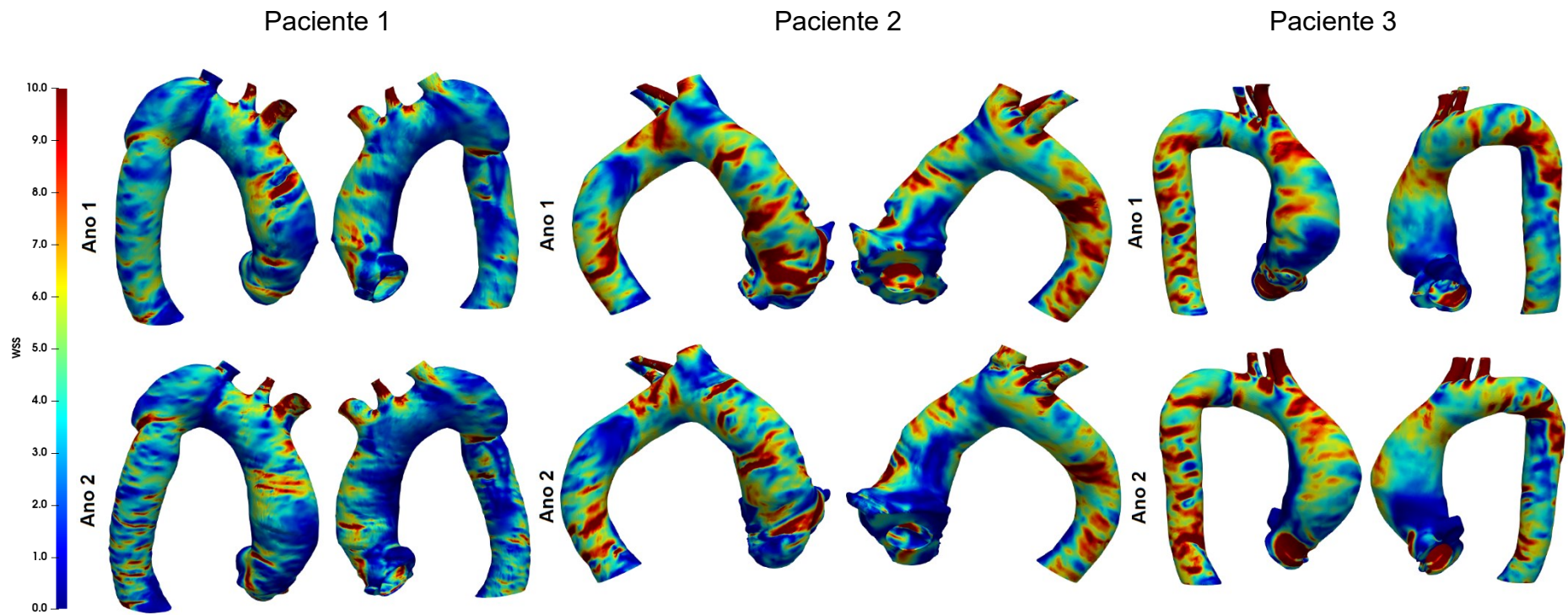


Figura 3.31 – Tensão Cisalhante (Pa) na parede da aorta do Paciente 1, 2 e 3.

Observa-se na Figura 3.31 para todos os casos, regiões de alta tensão cisalhante ao longo do perímetro da aorta ao longo da região ascendente, intercaladas com regiões de baixa WSS, com predominância na parede anterior em relação a posterior. Nota-se que tanto para o Paciente 1 quanto para o Paciente 3, estas linhas de alto WSS estão deslocadas mais para cima, podendo estar relacionados com o crescimento da camada limite ao longo da parede da aorta, após o ponto de incidência, quando a direção do escoamento foi bruscamente alterada. Este campo talvez esteja associado com ejeções e sucção presentes em escoamentos turbulentos nas regiões de parede. Uma estrutura análoga pode ser vista para o Paciente 2, no entanto observa-se neste caso, altos níveis de WSS na raiz da aorta, o que poderia induzir a um aumento do aneurisma.

Para ajudar na análise dos resultados, e identificar alguma característica do escoamento que possa induzir ao crescimento do aneurisma, determinou-se o tamanho das áreas da parede da aorta com diferentes níveis de pressão e tensão de cisalhamento. Como cada paciente possui um formato anatômico um pouco diferente, as áreas superficiais das aortas não só são diferentes de ano para ano, mas de paciente para paciente. Dessa forma, as áreas associadas com a diferentes faixas de tensões foram normalizadas pela área superficial da região de interesse, conforme descrito no Capítulo 2, i.e., da entrada da valva aórtica até o tronco braquiocefálico.

Para a pressão relativa ($p - p_{in}$), utilizou-se cinco intervalos de níveis de pressão: menores do que zero, ou seja, pressões negativas; entre zero e cinquenta; entre cinquenta e cem; entre cem e cento e cinquenta e, onde estão as maiores pressões, acima de cento e cinquenta Pascal. Com relação a WSS utilizados quatro intervalos: menor que cinco; entre cinco e sete; entre sete e dez e, acima de dez Pascal.

A Figura 3.32 apresenta para cada paciente e para cada ano, as percentagens das áreas superficiais dentro de cada faixa de pressão e tensão cisalhante. Analisando a figura, é possível observar que as regiões com valores mais altos de pressão aumentaram para o Paciente 2, cujo aneurisma cresceu, e o contrário ocorreu para os Pacientes 1 e 3.

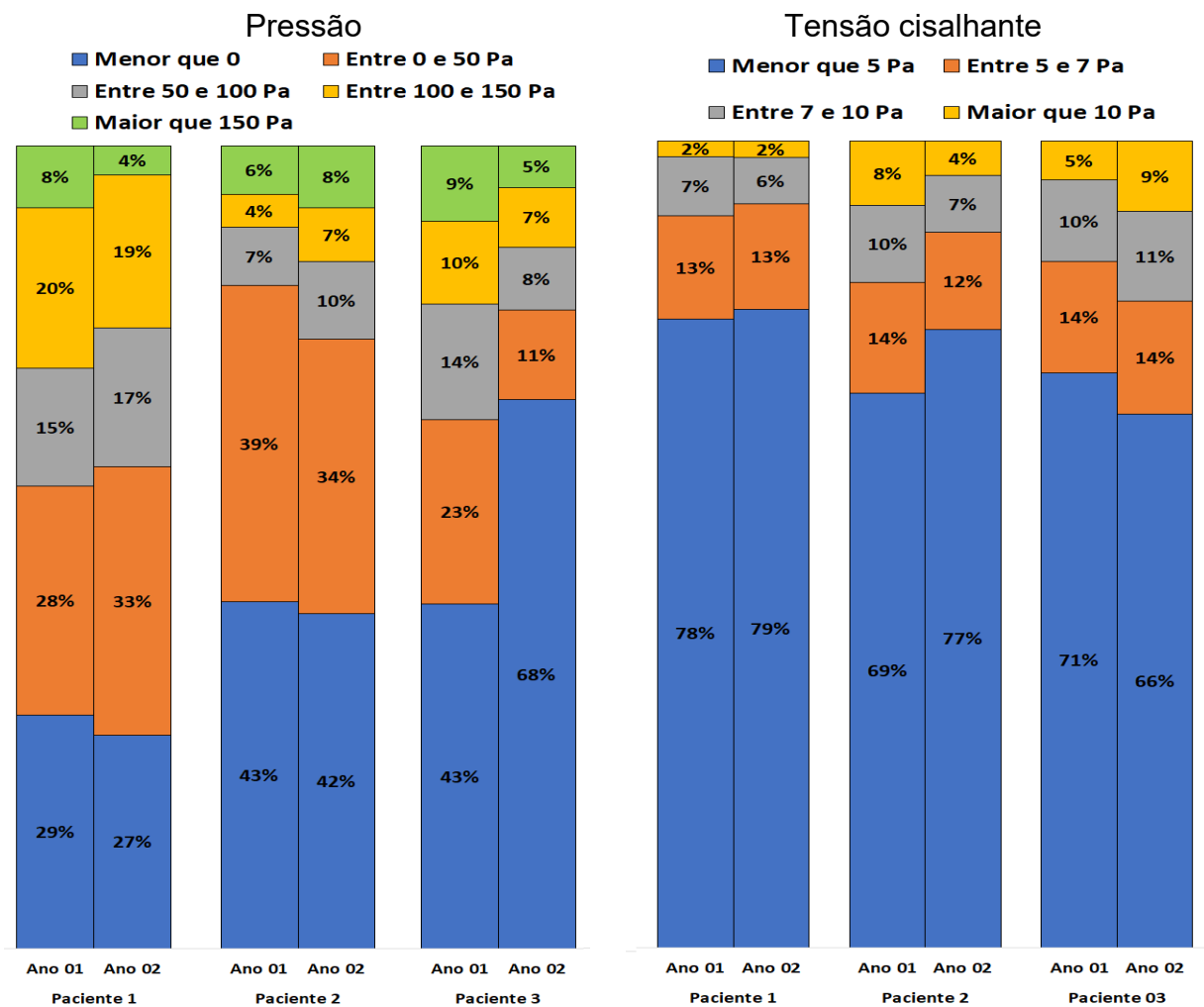


Figura 3.32 - Faixas de pressão e WSS na parede da região de interesse de cada paciente nos dois anos

Analisando a Figura 3.32 com relação a WSS, observa-se que o inverso ocorreu, i.e., os níveis de tensão cisalhante do Paciente 2, cujo aneurisma cresceu, diminuíram, enquanto que para os outros, que não tiveram o crescimento do aneurisma, os níveis de tensão permaneceram iguais, como no caso do Paciente 1, ou houve um aumento na faixa de tensões maiores que dez Pascal, no caso do Paciente 3.

Ainda analisando a Figura 3.32, observa-se que os Pacientes 1 e 3 apresentaram no ano 1, uma região com valores de pressão acima de 100 Pa iguais a 28% e 19%, respectivamente, enquanto pressão acima de 100 Pa ocuparam somente 10% da área superficial da aorta do Paciente 2. Com relação a WSS, o Paciente 1 apresentou somente 2% de sua superfície com tensões acima de 10Pa, e 9% acima de 7Pa. O Paciente 3 também apresentou uma área relativamente pequena de tensões acima de 10 Pa (5%) e acima de 7 Pa (15%). Já o Paciente 2, apresentou áreas superficiais da parede da aorta com altas WSS bem maiores que os outros dois pacientes, sendo 8% de sua área com WSS acima de 10 Pa e 18% acima de 7 Pa.

Uma observação interessante que pode ser feita é que o Paciente 3, que não apresentou crescimento de aneurisma, apresentou um aumento significativo da região com WSS no ano 2, o que poderia indicar como já mencionado anteriormente, uma possibilidade de seu aneurisma crescer.

3.5 Comentários Gerais

Ao comparar os resultados apresentados neste trabalho com o de Almeida (2019), é possível encontrar semelhanças e também divergências. Embora o escopo do presente estudo seja menor, de fato a metade do número de pacientes, é importante considerar o conjunto total para haver melhor embasamento das análises.

O comprimento dos jatos iniciais aqui analisados, do Paciente 1 e do Paciente 2, são similares, enquanto que o jato inicial do Paciente 3 é mais longo, até pela característica de sua aorta, cujo diâmetro do aneurisma é maior. Almeida (2019) correlacionou a distância curta dos jatos iniciais aos pacientes cujos aneurismas cresceram. Esta distância curta também está

relacionada à curvatura da aorta pouco após a valva aórtica, que constitui o Ângulo I, nos dois trabalhos.

Outra conclusão de Almeida (2019), que o presente estudo não corrobora, é a correlação entre o Ângulo I ser maior que 100° e o Ângulo II ser menor que 60° . Neste estudo, as aortas dos três pacientes analisadas possuíam os ângulos que seriam necessários para o crescimento do aneurisma, segundo Almeida (2019), porém apenas um dos pacientes apresentou o crescimento do mesmo. Na Tabela 3.2 estão as medições dos ângulos de Almeida (2019).

Tabela 3.2 - Medições dos Ângulos I e II e médias de Almeida (2019)

	Paciente	1	2	3	4	5	6
Ângulo 1	Ano 1	128,5°	103,2°	128,0°	126,6°	77,24°	81,37°
	Ano 2	140,5°	104,3°	134,4°	124,33°	80,23°	92,31°
	Média	14,50°	103,87	131,2°	125,5°	78,80°	86,80°
Ângulo 2	Ano 1	53,25°	58,65°	45,12°	55,37°	88,22°	65,45°
	Ano 2	58,65°	53,28°	51,25°	57,94°	90,55°	69,34°
	Média	56,00°	56,10°	48,20°	56,70°	89,34°	67,40°

Aqui, a aorta que teve crescimento do aneurisma não apresentou elevados níveis de pressão na parede da região de interesse, mas essa faixa aumentou no intervalo entre os exames. Almeida (2019) correlacionou o contrário, que os pacientes com crescimento do aneurisma possuíam elevados níveis de pressão, com aumento destes níveis entre o primeiro e o segundo exame.

As linhas de corrente aqui exibidas demonstram que os pacientes que não tiveram crescimento do aneurisma tinham elevada recirculação atrás do jato inicial. As aortas analisadas por Almeida (2019) apresentaram linhas de corrente indicando o contrário.

As estruturas coerentes encontradas no presente trabalho para os pacientes com e sem aneurisma apresentaram um comportamento análogo ao identificado por Almeida (2019). Estruturas toroidais para pacientes com aneurisma e próximas a grampo de cabelo para os pacientes sem crescimento.

Os altos valores de WSS na parede anterior da aorta como característica comum das aortas que tiveram crescimento do aneurisma foram confirmados aqui. O Paciente 2 apresentou porcentagem maior de valores de WSS maiores que 10 Pascal, ao contrário dos outros dois pacientes. Fato comum ao estudo de Almeida (2019).

Outro ponto de encontro entre o presente trabalho e o estudo feito por Almeida (2019) é em relação à energia cinética turbulenta. Ambos trabalhos apresentaram aortas com crescimento do aneurisma com elevados níveis de energia cinética turbulenta próximos à parede anterior.

4 Conclusões

O principal objetivo do presente trabalho é identificar características do escoamento que possam estar relacionados com o crescimento do aneurisma de aorta ascendente. Com esta finalidade, o escoamento sanguíneo de três diferentes pacientes com dilatação aneurismática, em dois anos diferentes, foi investigado numericamente. A modelagem em três dimensões de cada geometria foi gerada a partir de imagens obtidas por angiotomografias computadorizadas. Os Pacientes 1 e 3 não apresentaram crescimento do aneurisma, enquanto que o Paciente 2 apresentou. Para definir o domínio computacional, primeiramente foi feita a segmentação de cada imagem, e então a malha foi gerada.

O foco do estudo é analisar uma condição crítica durante o ciclo cardíaco no período sistólico. A condição crítica corresponde ao pico da vazão do escoamento pela valva aórtica, quando altos níveis de tensão cisalhante são esperados. Durante a maior parte do período da sístole, a aorta apresenta sua maior distensão, com menor complacência. De acordo com esta situação, a presente análise foi feita considerando regime permanente na vazão crítica, a parede aórtica foi considerada rígida e o sangue foi modelado como um fluido Newtoniano.

Dos resultados obtidos, pôde-se observar que para o paciente cujo aneurisma cresceu, a valva aórtica estava localizada muito próxima da parede anterior, enquanto que para os outros pacientes esta distância era consideravelmente maior. Esta característica geométrica tem como consequência o choque do escoamento com a parede anterior numa velocidade mais alta que dos outros pacientes.

O ângulo compreendido entre o plano de entrada e o início do tronco braquiocefálico foi medido para todos os pacientes, tanto pela vista lateral da aorta, ângulo 1, quanto pela vista frontal, ângulo 2. As médias dos dois anos para os três pacientes apresentaram valores similares, para os dois

ângulos. Quando este dado é combinado com os de Almeida (2019), pode-se observar que todos os pacientes que tiveram crescimento do aneurisma possuíam a média do ângulo 1 maior que 100° e a do ângulo 2 menor que 60° . Estes dados podem ser um indicativo do crescimento do aneurisma, mas não é suficiente para esta conclusão.

Outro dado que pode indicar o crescimento do aneurisma é a faixa de WSS na parede da região de interesse. O Paciente 2, cujo aneurisma cresceu, apresentou altos níveis de tensão cisalhante antes da dilatação do aneurisma, enquanto que os outros pacientes apresentaram níveis mais amenos.

O escoamento do Paciente 2 apresentou menor recirculação do que os outros dois pacientes. O fato de a área transversal, da aorta deste paciente, diminuir na porção inicial do eixo z contribui para que o escoamento se mantenha mais centrado.

O melhor prognóstico dos pacientes poderá ser obtido quando se considerar outros fatores que possam contribuir para o crescimento do aneurisma aórtico. Os aspectos geométricos da aorta, como ângulo entre o plano de entrada e o tronco braquiocefálico e a distância entre a parede anterior e a valva aórtica, podem ser importantes considerações.

Recomenda-se que o presente tipo de análise deve ser aplicado a um maior número de casos, assim como deve ser feita a análise clínica dos pacientes. Fatores como medicamentos, variação significativa no peso do paciente, idade e alguns hábitos devem ser observados, pois, podem causar alterações no escoamento sanguíneo. Algumas hipóteses mais realistas podem ser utilizadas para melhorar a determinação do escoamento, como por exemplo, modelamento mais realista da valva aórtica, a elasticidade das paredes da aorta, escoamento transiente, com diferentes regimes (laminar ou turbulento) durante a variação da vazão através da valva, e uma equação constitutiva do sangue que incorpore efeitos não newtonianos, quando a taxa de cisalhamento não for elevada. Todos esses aspectos podem contribuir para o melhor prognóstico médico e no desenvolvimento da bioengenharia.

Referências Bibliográficas

AB NAIM, W., NAIMAH, W., GANESAN, P. B., SUN, Z., CHEE, K. H., HASHIM, S. A., LIM, E. **A perspective review on numerical simulations of hemodynamics in aortic dissection**. The Scientific World Journal, v. 2014, 2014. ISSN 2356-6140.

ALMEIDA, G.C., **Numerical investigation of the evolution of blood flow patterns of different years in patients with ascending aortic aneurysm**, Dissertação de mestrado. Eng. Mecânica, PUC-Rio, 2019.

ALMEIDA, G.C., Nieckele, A.O. Ibanez, I.F., Azevedo, B.A. Teixeira, P.S. Gottlieb, I., Melo, M. M. **Numerical simulation of flow in a patient with ascending aortic aneurysm**, Anais do 17th Brazilian Congress of Thermal Sciences and Engineering, 2018. ENCIT-2018-270.

ALMEIDA, G.C., Nieckele, A.O. Ibanez, I.F., Azevedo, B.A. Teixeira, P.S. Gottlieb, I., Melo, M. M. **Evaluation of turbulent properties in aortas with ascending aortic aneurysm**, Anais do 25th ABCM International Congress of Mechanical Engineering, 2019. COB-2019-1362.

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 haemodynamics**. J. R. Soc. Interface, v. 119, n. 13, 20160073, 2017.

ANSYS_FLUENT INC. Fluent Flow Modeling Software. <<https://www.ansys.com/Products/Fluids/ANSYS-Fluent>> **FLUENT INC. Fluent 19.1 – User’s Guide**, 2019.

BIASETTI, J.; HUSSAIN, F.; GASSER, T.C.; **Blood flow and coherent vortices in the normal and aneurysmatic aortas: A fluid dynamical approach to intra-luminal thrombus formation**. J.R. Soc. Interface, v. 8, n.

63, p. 1449-1461, 2011.

BODNÁR, T.; SEQUEIRA, A; PROSI, M. **On the shear-thinning and viscoelastic effects of blood flow under various flow rates**. Applied Mathematics and Computation, v. 217, n. 11, p. 5055-5067, 2011.

BÜRK, J.; BLANKE, P.; STANKOVIC, Z.; BARKER, A.; RUSSE, M.; GEIGER, J.; FRYDRYCHOWICZ, A.; LANGER, M.; MARKL, M. **Evaluation of 3D blood flow patterns and wall shear stress in the normal and dilated thoracic aorta using flow-sensitive 4D CMR**. Journal of Cardiovascular Magnetic Resonance, v. 14, n. 1:84, p.1-11, 2012.

Cardiovascular diseases (CVDs). World Health Organization, 2017. Disponível em: <[https://www.who.int/news-room/fact-sheets/detail/cardiovascular-diseases-\(cvds\)](https://www.who.int/news-room/fact-sheets/detail/cardiovascular-diseases-(cvds))>. Acesso em: 12 de set. de 2019.

CELIS, D., IBAÑEZ, I., NIECKELE, P. A., NIECKELE, A. O., AZEVEDO, B. A. DE, **Numerical investigation of hemodynamics patterns after Transcatheter Aortic Valve Replacement (TAVR)**. 2017. Congresso Brasileiro de Engenharia Mecânica (COBEM), Curitiba. COBEM-2017-0512.

DEUTSCH, S.; TARBELL, J.M.; MANNING, K.B.; ROSENBERG, G.; FONTAINE, A.A. **Experimental fluid mechanics of pulsatile artificial blood pumps**. Annual Review of Fluid Mechanics, v. 38, p. 65-86, 2006.

DUDZINSKI, D.M., ISSELBACHER, E.M.; **Diagnosis and Management of Thoracic Aortic Disease**. Current Cardiology Reports, v. 17, p. 106, 2015.

FEIJOO, R.A.; ZOUAIN, N; **Formulations in rates and increments for elastic-plastic analysis**. International Journal for Numerical Methods in Engineering, v. 26, n. 9, p. 2031-2048, 1988.

FRAUENFELDER, T., BOUTSIANIS, E., ALKADHI, H., MARINCEK, B., & SCHERTLER, T. **Simulation of blood flow within the abdominal aorta**.

Computational fluid dynamics in abdominal aortic aneurysms before and after interventions. 2007. Radiologe, 47(11):1021-1028.

GERALDO, G.M., **Análise numérica do escoamento para avaliação da evolução de aneurisma de aorta ascendente**, Projeto de Graduação. Eng. Mecânica, PUC-Rio, 2017.

GLAUBER, M., **Aneurisma aortico**. MattiaGlauber, 2019. Disponível em: <<https://www.mattiaGlauber.com/n/it/aneurisma-aortico>>. Acesso em: 12 de set. de 2019.

GOMES, B. A. D. A., CAMARGO, G. C., SANTOS, J. R. L. D., AZEVEDO, L. F. A., NIECKELE, A. O., SIQUEIRA-FILHO, A. G., OLIVEIRA, G. M. M. **D. Influence of the tilt angle of Percutaneous Aortic Prosthesis on Velocity and Shear Stress Fields.** Arquivos brasileiros de cardiologia, v. 109, n. 3, p. 231-240, 2017. ISSN 0066-782X.

GÜLAN, U.; CALEN, C.; DURU, F.; HOLZNER, M. **Blood flow patterns and pressure loss in the ascending aorta: A comparative study on physiological and aneurysmal conditions.** Journal of Biomechanics, n. 76, n.25, p. 152–159, 2018.

GUYTON, A.C.; HALL, J.E. **Tratado de Fisiologia Médica.** 11^a ed. Rio de Janeiro, Elsevier Ed., 2017.

HAO, Q. **Modeling of flow in an in vitro aneurysm model: a fluid-structure interaction approach.** 111f. Doctoral Thesis. Biomedical Engineering, University of Miami, Coral Gables, 2010.

HOPE, M.D.; WRENN, J.; SIGOVAN, M.; FOSTER, E.; TSENG, E.E.; SALONER, D. **Imaging biomarkers of aortic disease: increased growth rates with eccentric systolic flow.** Journal of the American College of Cardiology, v. 60, n. 4, p. 356-357, 2012.

HOPE, T.A.; MARKL, M.; WIGSTROM, L.; ALLEY, M.T.; MILLER, D.C.; HERFKENS, R.J. **Comparison of flow patterns in ascending aortic aneurysms and volunteers using four-dimensional magnetic**

resonance velocity mapping. Journal of Magnetic Resonance Imaging, v. 26, p. 1471-1479, 2007.

HUNT, J. C.; WRAY, A. A.; MOIN, P. **Eddies, streams, and convergence zones in turbulent flows**. Center for Turbulence Research, Studying Turbulence Using Numerical Simulation database, 2nd Proceeding of the Summer Program 1988, N89-2455, pp. 193-208, 1988.

HUTCHINSON, R.B.; RAITHBY, D.G. **The additive correction multigrid strategy**. Numerical Heat Transfer, v. 5, n. 9, p. 511-37, 1986.

IBANEZ, I. F. A.; **Estudo numérico da influência da inclinação da prótese valvar aórtica no fluxo sanguíneo em aorta ascendente**, Tese de Doutorado – Departamento de Engenharia Mecânica, PUC-Rio, 2019.

ISSELBACHER, E.M. **Thoracic and abdominal aortic aneurysms**. Circulation, v. 111, n. 6, p. 816-828, 2005.

JCS (JAPANESE CIRCULATION SOCIETY) Joint Working Groups, JOINT WORKING GROUPS. **Guidelines for diagnosis and treatment of aortic aneurysm and aortic dissection**. Official Journal of the Japanese Circulation Society, v. 77, p. 789-828, 2013.

KHANAFER, K. M., BULL, J. L., BERGUER, R. **Fluid–structure interaction of turbulent pulsatile flow within a flexible wall axisymmetric aortic aneurysm model**. European Journal of Mechanics, v. 28, p. 88-102, 2009.

LANTZ, J.; RENNER, J.; KARLSSON, M. **Wall shear stress in a subject specific human aorta—influence of fluid-structure interaction**. International Journal of Applied Mechanics, v. 3, n. 04, p. 759-778, 2011. ISSN 1758-8251.

LI, J.K. **Dynamics of the vascular system**. World scientific, v. 272, 2004.

MENTER, F.R. **Two-equation eddy-viscosity turbulence models for engineering applications**. AIAA Journal, v. 32, n. 8, p. 1598-1605, 1994

MUNDEN RF, CARTER BW, CHILES C, et al. **Managing incidental findings on thoracic CT: mediastinal and cardiovascular findings. A white paper of the ACR Incidental Findings Committee.** Journal of the American College of Radiology, v. 15, p. 1087–96, 2018.

OpenStax College, **Anatomy & Physiology.** OpenStax College. 25 April 2013.

PATANKAR, S. V. **Numerical heat transfer and fluid flow.** 1st ed. Hemisphere Publishing Corporation, 1980.

POP, G.A.N.; DUNCKER, D.J.; GARDIEN, M.; VRANCKX, P.; VERSLUIS, S.; HASAN, D.; SLAGER, C.J. **The clinical significance of whole blood viscosity in (cardio)vascular medicine.** Netherlands Heart Journal, v.10, n. 12, p. 512-516, 2002.

POPE, S.B. **Turbulent flows.** Cambridge University Press, 2000.

RAGHAVAN, M.L.; VORP, D.A.; FEDERLE, M.P.; MAKAROUN, M.S.; WEBSTER, M.W. **Wall stress distribution on three-dimensionally reconstructed models of human abdominal aortic aneurysm.** Journal of Vascular Surgery, v. 31, n.4, p. 760-769, 2000.

SALAZAR, F.A.; ROJAS-SOLÓRZANO, L.R.; ANTAKI, J.F. **Numerical study of turbulence models in the computation of blood flow in cannulas.** Proceedings of ASME Fluids Engineering Conference, Jacksonville, FL, USA, p. 999-1005, 2008.

SCHINDELIN, J.; ARGANDA-CARRERAS, I.; FRISE, E.; KAYNIG, V.; LONGAIR, M.; PIETZSCH, T.; PREIBISCH, S.; RUEDDEN, C.; SAALFELD, S.; SCHMID, B.; TINEVEZ, J.Y.; WHITE, D.J.; HARTENSTEIN, V.; ELICEIRI, K.; TOMANCAK, P.; CARDONA, A. **Fiji: an open-source platform for biological-imagem analysis.** Nat Methods, v. 9, n. 7, p. 676-682, 2012.

SIMÃO, M.; FERREIRA, J.M.; TOMÁS, A.C.; FRAGATA, J.; RAMOS, H.M. **Aorta ascending aneurysm analysis using CFD models towards**

possible anomalies. Fluids, v. 31, n. 2, p. 1-15, 2017.

SIMMONDS, M.J.; MEISELMAN, H.J.; BASKURT, O.K. **Blood rheology and aging.** Journal of Geriatric Cardiology, v. 10, n. 3, p. 291-301, 2013.

STUART, J.; KENNY, M.W. **Blood rheology.** Journal of Clinical Pathology, v. 33, n. 5, p. 417-429, 1980.

SUN, Z.; CHAICHANA, T. **A systematic review of computational fluid dynamics in type B aortic dissection.** International Journal of Cardiology, v. 210, p. 28-31, 2016.

YOGANATHAN, A.P.; CAPE, E.G.; SUNG, H.W.; WILLIAMS, F.P.; JIMOH, A. **Review of hydrodynamic principles for the cardiologist: applications to the study of blood flow and jets by imaging techniques.** JACC, v. 12, n. 5, p.1344-1353, 1988.