PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE CATÓLICA
DO RIO DE JANEIRO

Gustavo de Menezes Geraldo

**Análise numérica do escoamento para avaliação
da evolução de aneurisma de aorta ascendente**

Projeto de Graduação

Projeto final apresentado ao Programa de graduação
em Engenharia Mecânica da PUC-Rio como requisito
parcial para obtenção do título de Bacharel em
Engenharia Mecânica.

Orientador: Profa. Angela Ourivio Nieckele
Co-orientador: Dr. Bruno Alvares de Azevedo Gomes

Rio de Janeiro
Julho de 2017

AGRADECIMENTOS

Gostaria de agradecer a todos que, de alguma forma, me ajudaram a vencer cada desafio desta trajetória.

Aos meus pais, Izanete e João Carlos, que sempre estiveram ao meu lado, me dando incondicional e irrestrito apoio para o meu crescimento.

À minha família, por todo estímulo para o desenvolvimento pessoal e acadêmico.

À minha namorada, Leticia, por estar ao meu lado nesta minha trajetória, tanto nos momentos prazerosos, quanto nos de maior dificuldade.

A todos os meus amigos e colegas de profissão, que compartilharam comigo momentos inesquecíveis.

À minha orientadora Angela Ourivio Nieckele e meu co-orientador Bruno A. de Azevedo Gomes, que estiveram sempre presentes e forneceram todo apoio possível para a realização deste trabalho.

Ao grupo de Engenharia Cardiovascular da PUC-Rio que me deram todo suporte para realizar a modelagem e simulações necessárias.

A todos os professores que tive. O conhecimento que me transmitiram foi imprescindível para chegar a este momento.

Resumo

Geraldo, Gustavo de M.; Análise numérica do escoamento para avaliação da evolução de aneurisma de aorta ascendente. Rio de Janeiro, 2017. 56p. Projeto Final de Graduação - Departamento de Engenharia Mecânica, Pontifícia Universidade Católica do Rio de Janeiro.

O aneurisma de aorta está entre as 20 causas de morte mais frequentes em seres humanos, com incidência de, aproximadamente, 1 a cada 10000 pessoas. A detecção do aneurisma de aorta é fundamental no tratamento e redução da letalidade dessa patologia, uma vez que complicações são eventos catastróficos. O aneurisma de aorta ascendente é, geralmente, uma patologia que não apresenta sintomas, sendo descoberta de forma acidental durante a realização de exames de imagem com outras indicações clínicas. A investigação da influência da velocidade do jato de entrada da aorta, distribuição de pressão e tensão de cisalhamento na estrutura endotelial de pacientes que, em determinado intervalo temporal, não apresentaram significativa dilatação aneurismática, pode auxiliar na identificação de padrões de escoamento para surgimento e evolução da doença. Neste estudo, realizou-se uma simulação numérica utilizando o *software* comercial Fluent para determinação do escoamento em dois pacientes, submetidos a tomografia computadorizada em datas consecutivas. Analisou-se os campos de pressão e tensão de cisalhamento nas paredes da aorta, pois altos valores dessas grandezas são vitais para o surgimento e desenvolvimento da patologia. Além disso, verificou-se 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 um crescimento significativo do aneurisma, devido à manutenção dos campos de pressão e tensão de cisalhamento nas paredes da aorta.

Palavras chaves:

Aneurisma de aorta ascendente. Estrutura endotelial. Simulação numérica.

Abstract

Geraldo, Gustavo de M.; Numerical analysis of flow to evaluate evolution of ascending aortic aneurysm. Rio de Janeiro, 2017. 56p. Final Project - Department of Mechanical Engineering, Pontifícia Universidade Católica do Rio de Janeiro.

Aortic aneurysm is one of the 20 most frequent causes of death, with incidence on 1 on 10000 people, approximately. Complications of this pathology are catastrophic, therefore early detection is fundamental in order to treat and reduce lethality. Usually, ascending aortic aneurysm is an asymptomatic pathology, accidentally discovered during image exam of other clinical indication. Investigation of influence due aortic valve's inlet velocity on pressure distribution and wall shear stress on patient's endothelial structure, who did not present significant aneurysm's dilatation over a specific timeframe, may help to identify blood flow patterns which leads to growth of the disease. At this work, numerical simulation was performed with the commercial software Fluent, to determine the flow through computed tomography obtained from patients' aortic models. From the results, it was possible to analyze pressure and wall shear stress distributions, which are vital factors for pathology's emergence and development. Furthermore, it was possible to verify that an aortic geometry's slight modification is not enough to force aneurysm dilatation, although it may modify velocity and pressure along blood flow, due to maintenance of pressure and wall shear stress fields.

Key-words:

Ascending aortic aneurysm. Endothelial structure. Numerical simulation.

Sumário

1 Introdução	10
1.1 Objetivo	13
1.2 Organização do Trabalho	13
2 Revisão Bibliográfica	14
3 Modelagem do Problema	18
3.1 Modelo Matemático	20
3.1.1. Modelo $\kappa-\omega$ SST	22
3.1.2. Condições de Contorno	23
3.1.3. Adimensionalização das equações de conservação	25
3.2 Modelo Numérico	27
3.2.1. Malha	27
4 Resultados	29
4.1 Paciente I	30
4.2 Paciente II	40
5 Discussão	52
Referência Bibliográfica	54

Lista de Figuras

Figura 1.1 - Câmaras cardíacas	11
Figura 1.2 - Artéria Aorta.....	12
Figura 3.1 - Aorta do Paciente I.....	19
Figura 3.2 - Aorta do Paciente II.....	19
Figura 3.3 - Representação esquemática de uma variável genérica ϕ em função do tempo demonstrando seu valor médio e flutuação	21
Figura 3.4 - Representação da vazão sanguínea durante o batimento cardíaco	23
Figura 3.5 - Modelo de malha computacional utilizada.....	28
Figura 4.1 - Isocontorno da velocidade adimensional. Plano central. Paciente I.....	30
Figura 4.2 - Variação ao longo do eixo Z central, velocidade adimensional. Paciente I. Vazão: 25 lt/min.....	31
Figura 4.3 - Isocontorno da pressão adimensional. Plano central. Paciente I	32
Figura 4.4 - Variação ao longo do eixo Z central, da pressão adimensional Paciente I. Vazão: 25lt/min.....	32
Figura 4.5 - Isocontorno pressão adimensional nas paredes da aorta. Paciente I em 2013 e 2016. 25 lt/min	34
Figura 4.6 - Isocontorno pressão adimensional nas paredes da aorta. Paciente I em 2013 e 2016. 15 lt/min	35
Figura 4.7 - Isocontorno pressão adimensional nas paredes da aorta. Paciente I em 2013 e 2016. 5 lt/min	36
Figura 4.8 - Isocontorno tensão de cisalhamento nas paredes da aorta. Paciente I em 2013 e 2016. 25 lt/min	37
Figura 4.9 - Isocontorno tensão de cisalhamento nas paredes da aorta. Paciente I em 2013 e 2016. 15 lt/min	38

Figura 4.10 - Isocontorno tensão de cisalhamento nas paredes da aorta. Paciente I em 2013 e 2016. 5 lt/min	39
Figura 4.11 - Isocontorno tensão de cisalhamento adimensional nas paredes da aorta. Paciente I em 2013.	40
Figura 4.12 - Isocontorno tensão de cisalhamento adimensional nas paredes da aorta. Paciente I em 2016.	40
Figura 4.13 - Isocontorno da velocidade adimensional. Plano central. Paciente II.....	41
Figura 4.14 - Variação ao longo do eixo Z central, velocidade adimensional. Paciente II. Vazão: 25 lt/min.....	42
Figura 4.15 - Isocontorno da pressão adimensional. Plano central. Paciente II	42
Figura 4.16 - Variação ao longo do eixo Z central, da pressão adimensional Paciente II. Vazão: 25lt/min.....	43
Figura 4.17 - Isocontorno pressão nas paredes da aorta. Paciente II em 2015 e 2016. 25 lt/min	44
Figura 4.18 - Isocontorno pressão nas paredes da aorta. Paciente II em 2015 e 2016. 15 lt/min	45
Figura 4.19 - Isocontorno pressão nas paredes da aorta. Paciente II em 2015 e 2016. 5 lt/min	46
Figura 4.20 - Isocontorno tensão de cisalhamento nas paredes da aorta. Paciente 1 em 2015 e 2016. 25 lt/min	48
Figura 4.21 - Isocontorno tensão de cisalhamento nas paredes da aorta. Paciente 1 em 2015 e 2016. 15 lt/min	49
Figura 4.22 - Isocontorno tensão de cisalhamento nas paredes da aorta. Paciente II em 2015 e 2016. 5 lt/min	50
Figura 4.23 - Isocontorno tensão de cisalhamento adimensional nas paredes da aorta. Paciente II em 2015.	51
Figura 4.24 - Isocontorno tensão de cisalhamento adimensional nas paredes da aorta. Paciente II em 2016.	51

Lista de Tabelas

Tabela 3.1 - Percentual de vazão em cada saída da aorta.....	25
Tabela 3.2 - Número de nós para cada geometria.....	28

Lista de Variáveis

x_i	Eixos coordenados com índice i
u_i	Velocidade com índice i
$ \vec{U} $	Módulo do vetor velocidade
w_{in}	Velocidade média de entrada
A_t	Área transversal
$\dot{m}$	Vazão em massa
Q	Vazão volumétrica
ρ	Densidade do fluido
μ	Viscosidade
μ_t	Viscosidade turbulenta
D_h	Diâmetro hidráulico
Re	Número de Reynolds
p	Pressão
p_{ref}	Pressão de referência
τ_{ij}	Tensor de tensões viscosas
S_{ij}	Tensor taxa de deformação
κ	Energia cinética turbulenta
ω	Dissipação específica
P	Produção da energia cinética turbulenta
I	Intensidade de turbulência

1

Introdução

Doenças cardiovasculares são as principais causas de morte, no mundo, segundo a Organização Mundial da Saúde (OMS). Em 2015, 31% das mortes mundiais foram causadas por essas doenças, totalizando 17,7 milhões de pessoas. Pessoas portadoras de doenças cardiovasculares devem ser diagnosticadas precocemente e, assim, manter acompanhamento médico. Dessa forma, há necessidade de prever o surgimento e evolução de doenças relacionadas ao coração.

O corpo humano precisa de oxigênio e nutrientes, transportados pelo sistema circulatório. Esse sistema é composto pelo coração, sangue, artérias e veias, responsáveis por manejar os resíduos do metabolismo celular. Deste modo, manter esse sistema funcionando em equilíbrio é vital para o indivíduo.

Diversas doenças são causadas por conta de um mau funcionamento de algum dos componentes do sistema circulatório. Exemplos de doenças são: hipertensão arterial, aterosclerose, aneurismas vasculares e acidente vascular cerebral (AVC). O número elevado de indivíduos portadores destas patologias faz necessário o estudo minucioso dos componentes do sistema cardiovascular. O presente estudo terá como foco as formações aneurismáticas de aorta.

O coração é composto por átrios e ventrículos, formando quatro subdivisões: átrio direito, átrio esquerdo, ventrículo direito e ventrículo esquerdo. O órgão bombeia o sangue para o resto do corpo através de dois momentos: contração e relaxamento. A contração do coração é chamada sístole e o relaxamento, diástole.

Quando o sangue chega no coração, há a sístole atrial, levando o sangue para os ventrículos. Depois, o sangue é bombeado para as artérias pulmonar e aorta, através da sístole ventricular. Após esse processo,

ocorre a diástole da musculatura cardíaca, tanto nos átrios, quanto nos ventrículos, fazendo com que os átrios recebam sangue e ciclo recomece. Dessa forma, o sistema tem como característica ser transiente, pulsátil e periódico.

O sangue passa pelas quatro divisões do coração: o sangue venoso chega ao átrio direito através da veia cava e há a sístole atrial, enviando-o ao ventrículo direito. Do ventrículo direito, o sangue chega aos pulmões, via artéria pulmonar, para que aconteça a troca gasosa e, assim, ser enviado ao átrio esquerdo. Após a sístole atrial, o sangue, rico em oxigênio, chega ao ventrículo esquerdo, sendo bombeado para o resto do corpo. O desenho esquemático do coração, representando as subdivisões, está apresentado na Figura 1.1:

Figura 1.1 - Câmaras cardíacas

<https://www.tuasaude.com/sistema-cardiovascular/>

Para que o sistema circulatório mantenha o sentido correto, evitando refluxo do sangue bombeado, são necessárias, no coração, quatro válvulas: aórtica, mitral, pulmonar e tricúspide. A válvula aórtica está posicionada entre o ventrículo esquerdo e aorta, permitindo que o fluxo sanguíneo seja levado para todo o corpo. Por ter grande extensão, a aorta é dividida em: raiz da aorta, porção ascendente, arco aórtico, segmento

torácico e abdominal, conforme ilustrado na Figura 1.2, que apresenta as divisões da aorta.

Figura 1.2 - Artéria Aorta

<http://www.auladeanatomia.com/novosite/sistemas/sistema-cardiovascular/vasos-sanguineos/sistema-arterial/>

A válvula aórtica precisa apresentar bom funcionamento para que o fluxo sanguíneo anormal não ocasione alterações na parede da aorta. O defeito dessa válvula pode provocar refluxo e uma alteração no ângulo de incidência sanguíneo proveniente do coração. Caso o sangue seja bombeado em direção à parede da aorta, pode ser causada uma dilatação da artéria – conhecido como aneurisma.

A dilatação dessa artéria pode causar sérios danos ao paciente. Nos casos em que a válvula aórtica está defeituosa, é necessário o implante de uma válvula artificial. Este procedimento visa uma otimização no fluxo sanguíneo e a melhora da qualidade de vida do paciente.

Aneurisma de aorta ascendente é, geralmente, uma patologia assintomática e sua descoberta de forma acidental durante a realização de exames de imagem com outras indicações clínicas (Dudzinski e Isselbacher, 2015). Antagonicamente à sua evolução de forma silenciosa, suas complicações, como rotura e dissecação da aorta, são eventos catastróficos. (Elefteriades *et al.*, 2015)

1.1 Objetivo

O presente estudo tem como objetivo analisar o escoamento de pacientes portadores de aneurisma de aorta ascendente. Os pacientes do estudo têm distribuições obtidas em duas datas consecutivas, a partir de angiotomografia computadorizada, e não apresentaram crescimento significativo da dilatação aneurismática. Com as geometrias da aorta, segmentou-se a imagem com o uso do *software* Fiji e o domínio computacional foi gerado pelo *software* Mimics. Dessa forma, pode ser realizada análise relacionando os resultados encontrados em todas distribuições. A análise é realizada numericamente em modelo aórtico tridimensional, com simulação realizada no *software* Fluent e contando com auxílio do grupo de Engenharia Cardiovascular da PUC-Rio. Investiga-se, então, a influência da velocidade do jato na entrada da aorta, distribuição de pressão e tensão de cisalhamento nas paredes do vaso. Os resultados poderão auxiliar na identificação de padrões de escoamento que possam estar relacionados aos aneurismas de aorta ascendente.

1.2 Organização do Trabalho

O trabalho está organizado em cinco capítulos. Assim, no próximo capítulo, é apresentada uma revisão de diversos estudos sobre a aplicação da mecânica dos fluidos alinhada com a medicina. No Capítulo 3, é realizada a modelagem do problema estudado, tanto matemática, quanto numérica. No Capítulo 4, os campos dos parâmetros de estudo são apresentados, a partir do modelo numérico. No Capítulo 5, a discussão e análise final é realizada, além de sugestões para ampliação do estudo.

2

Revisão Bibliográfica

Neste capítulo, uma breve revisão de trabalhos que investigaram o escoamento do sangue no sistema circulatório, em especial na aorta é apresentado. O foco da revisão é voltado para os trabalhos que aplicaram os princípios básicos da mecânica dos fluidos para analisar o escoamento.

Yoganathan *et al.* (1988) realizaram um estudo sobre a aplicação da formulação hidrodinâmica aplicada em casos do sistema circulatório. Conceitos de escoamento interno, jato livre e turbulência, além da aplicação da equação de Bernoulli foram considerados.

Raghavan *et al.* (2000) desenvolveram um estudo a fim de analisar o risco de ruptura de aneurisma de aorta abdominal. Estabeleceram a relação entre a tensão na parede da aorta e a força do tecido da parede, levando ao método não invasivo de cálculo *in vivo* da pressão na parede da aorta de pacientes. O estudo comparou casos reais de pacientes com aneurisma e outros sem aneurisma. A tensão de pico na parede da aorta em pacientes portadores de aneurisma foi até quatro vezes maior do que a tensão no paciente sem a doença. Isso levou à análises posteriores de outros casos, investigando a relação entre os fatores mecânicos e a presença de aneurisma.

Feijó (2007) realizou um estudo focado na interação fluido-estrutura no interior da aorta abdominal humana. Para isso, o escoamento foi numericamente determinado utilizando um modelo tridimensional com o método de volumes finitos, utilizando o *software* comercial Ansys. Com o estudo, foram calculados os campos de pressão e velocidade do fluido e o campo de deslocamento da artéria. Para validar o método, modelos experimentais foram utilizados como parâmetro, no laboratório de simulações hemodinâmicas do Instituto do Coração de São Paulo (InCOR).

Frauenfelder *et al.* (2007) realizaram um estudo a fim de analisar

numericamente o risco de ruptura das paredes dos vasos sanguíneos. Para isso, estudaram aneurismas de aorta abdominal baseados em modelos virtuais da estrutura física da parede da aorta e das propriedades do sangue. A análise confirmou a pressão na parede da aorta como fator vital para risco de ruptura e reforça a necessidade de maior estudo nesse campo.

Do mesmo modo, Cecchi *et al.* (2010) realizaram um estudo para associar a tensão cisalhante na parede de vasos sanguíneos e danos ao paciente. No trabalho, é demonstrado como a alteração da tensão cisalhante pode causar a ocorrência de aneurisma de aorta, levando ao crescimento ou ruptura do mesmo.

Hope *et al.* (2012) produziram um estudo com foco na aorta ascendente, investigando a relação entre o fluxo sanguíneo e a taxa de crescimento. Esse estudo foi realizado em pacientes com válvula aórtica bicúspide (BAV) e os resultados foram comparados com pacientes com válvula aórtica tricúspide (TAV). Os resultados apresentados sugerem que a formação de aneurisma está relacionada com elevados valores de tensão de cisalhamento na parede da aorta. Além disso, a alteração da dinâmica do escoamento do sangue na aorta ascendente em pacientes com BAV exerce um importante papel sobre a dilatação aórtica.

Trauzeddel *et al.* (2015) investigaram a alteração do fluxo sanguíneo na aorta ascendente em três grupos de estudo: pacientes saudáveis (grupo controle), pacientes que fizeram o implante de prótese percutânea (*Transcatheter Aortic Valve Implantation* – TAVI) e pacientes que foram submetidos a cirurgia de troca valvar aórtica convencional (*Aortic Valve Replacement* – AVR). Com o uso da técnica de ressonância magnética tridimensional sensível ao fluxo (*4D-flow MRI*), foram estudados a vorticidade, fluxo helicoidal, excêntricidade do fluxo e a tensão cisalhante. Foram encontradas anomalias nos grupos TAVI e AVR em relação ao grupo controle, como valores significativamente maiores de vórtices e tensão de cisalhamento, observou-se também a distribuição assimétrica da tensão cisalhante. Os resultados obtidos demonstram a necessidade de maior

estudo para a otimização do uso de dispositivos no sistema cardiovascular.

Pinho (2016) realizou um trabalho para investigar os efeitos da alteração do Número de Reynolds e de pequenas variações do ângulo de incidência do jato de entrada. Neste estudo, mostrou-se uma alteração na pressão e tensão cisalhante na parede anterior da aorta ascendente. Do mesmo modo, com o aumento da vazão, a incidência do sangue na parede da aorta é maior, aumentando os níveis de pressão e tensão cisalhante.

Jordi Alastruey *et al.* (2016) desenvolveu modelos de simulação da dinâmica do escoamento sanguíneo. O estudo foi feito com objetivo de minimizar os efeitos de hipóteses em simulações do sistema circulatório. Assim, foram feitas comparações dos modelos 1D do escoamento e pressão sanguínea e 3D de interações fluido-estrutura, utilizando medições de geometria *in vivo*.

Malvindi *et al.* (2016) realizaram uma análise computacional do escoamento de um fluido em um aneurisma de aorta ascendente, antes da dissecação, relacionado à uma válvula aórtica unicúspide. O estudo encontrou um aumento da pressão da parede posterior da aorta ascendente e isso foi confirmado com a realização de exames no paciente portador da doença.

Azevedo (2017) realizou testes experimentais *in vitro* para investigar variações nos campos de velocidade, taxa de cisalhamento e vorticidade, em um modelo baseado em um paciente portador de estenose aórtica. Foram investigados casos com diferentes vazões de fluxo, além da alteração dos ângulos de incidência do fluxo sanguíneo na aorta. Foi possível obter uma caracterização detalhada do padrão hidrodinâmico, pela implementação da simulação *in vitro*. Com os resultados, foi possível identificar a faixa ótima de angulação do fluxo sanguíneo, ou seja, o posicionamento que afasta as altas tensões da parede anterior da aorta.

Do mesmo modo, o grupo de Engenharia Cardiovascular da PUC-Rio vem desenvolvendo estudos numéricos baseados no trabalho realizado por Azevedo (2017). O modelo geométrico é o mesmo e visa realizar comparações com os resultados experimentais, de forma a validar a

metodologia numérica. No presente momento, realiza-se investigação com variações nas condições de contorno.

É possível ser observado, com os estudos apresentados nesse capítulo, que há uma contínua investigação para a identificação de fatores e correção de problemas de saúde. O alinhamento dos conhecimentos de mecânica dos fluidos com medicina é fundamental para que essa pesquisa evolua. O objetivo dos estudos, em sua maioria, é investigar o que ocorre em um número definido de pacientes. O presente estudo visa aprofundar a análise do escoamento em um mesmo paciente em momentos diferentes, avaliando a evolução de suas afecções.

3

Modelagem do Problema

Para a determinação do escoamento sanguíneo na aorta é necessário resolver as equações de conservação que governam o escoamento. Dessa forma, este capítulo é subdividido em duas partes. Na primeira, a modelagem matemática das equações de conservação são apresentadas. Na segunda, detalhes do método numérico disponível no *software* comercial Fluent, utilizado no presente trabalho, são descritos.

Dois pacientes foram selecionados para estudo do escoamento no interior da aorta ascendente. Para ambos os pacientes, investigou-se o escoamento através da aorta, cuja geometria foi obtida a partir de angiotomografia computadorizada, em anos diferentes. Os dados das geometrias foram gerados a partir do *software* Fiji e o domínio computacional foi gerado pelo *software* Mimics, disponibilizado pela empresa Materialise, sediada na Bélgica. Esse processo foi necessário para uma autêntica representação da aorta do paciente de estudo.

As geometrias geradas a partir desse processo para o Paciente I e II encontram-se ilustradas nas Figs. 3.1 e 3.2. O fluxo sanguíneo proveniente do coração entra pela válvula aórtica. Parte do sangue sai para as artérias superiores – tronco braquiocefálico, artéria carótida esquerda e subclávia esquerda – e o restante escoar pela parte descendente da aorta.

Analisando as aortas de ambos os pacientes após determinado intervalo de tempo, observa-se que apesar de ter havido uma pequena variação da topologia da aorta, esta é muito pequena, pois estes dois pacientes não desenvolveram a doença.

(a) Exame I - 2013

(b) Exame 2 - 2016

Figura 3.1 - Aorta do Paciente I

(a) Exame I - 2015

(b) Exame 2 - 2016

Figura 3.2 - Aorta do Paciente II

3.1 Modelo Matemático

No presente trabalho, algumas hipóteses foram consideradas para determinar o escoamento na aorta ascendente. Considerou-se regime permanente, isto é, aproximou-se o processo pulsátil do escoamento como uma sucessão de regimes permanente, de forma semelhante a utilizada por Pinho (2016), Azevedo (2017) e Celis *et al.* (2017). Sabe-se que esta é uma aproximação forte, no entanto, para os objetivos do estudo, a grande simplificação obtida com a introdução desta simplificação não irá afetar as principais conclusões.

Outra hipótese considerada para a obtenção do escoamento na aorta ascendente foi desprezar a complacência da aorta, o que é, para região ascendente, é razoável. (Pinho, 2016)

Considerou-se, ainda, o sangue como um fluido Newtoniano, com propriedades constantes (Feijó, 2007). Está é uma hipótese encontrada com frequência tanto nas análises numéricas (Scotti *et al.*, 2002; Sun *et al.*, 2016; Pinho, 2016) como experimentais, que utilizam água como fluido de trabalho (Feijó, 2007; Azevedo, 2017). Finalmente, considerou-se escoamento isotérmico e os efeitos gravitacionais foram desprezados.

No entanto, de acordo com Celis *et al.* (2017), o escoamento é turbulento. O escoamento turbulento é intrinsecamente transiente e tridimensional, e apresenta diversas escalas. As escalas das pequenas estruturas turbulentas são inversamente proporcionais ao número de Reynolds. Uma solução das equações de conservação pelo método DNS (*Numerical Direct Simulation*), sem nenhuma modelagem, envolve um custo muito elevado. No entanto as grandezas turbulentas podem ser decompostas em um valor médio no tempo somado a uma flutuação (Fig. 3.3)

$$\phi = \bar{\phi} + \phi' \quad \text{onde} \quad \bar{\phi} = \frac{1}{\Delta t} \int_{\Delta t} \phi \, dt \quad (3.1)$$

Dessa forma, selecionou-se o modelo de média de Reynolds (RANS – *Reynolds Average Navier-Stokes*) para resolver o escoamento e

determinar os componentes médios no tempo $\bar{\phi}$ de todas as grandezas de interesse.

Figura 3.3 - Representação esquemática de uma variável genérica ϕ em função do tempo demonstrando seu valor médio e flutuação

Utilizando as hipóteses listadas, as equações médias no tempo de conservação de massa e de quantidade de movimento linear para um fluido Newtoniano podem ser escritas na forma conservativa (as barras foram eliminadas para simplificar a apresentação) como

$$\frac{\partial u_i}{\partial x_i} = 0 \quad (3.2)$$

$$\frac{\partial \rho u_j u_i}{\partial x_j} = -\frac{\partial p}{\partial x_i} + \frac{\partial \tau_{ij}}{\partial x_j} - \frac{\partial \overline{\rho u_j u_i}}{\partial x_j} \quad (3.3)$$

onde u_i são os componentes do vetor velocidade, x_i são os eixos coordenados, ρ é a massa específica, p é a pressão, τ_{ij} é a tensor de tensões viscosas e $-\overline{\rho u_j u_i}$ é o tensor das tensões de Reynolds

O tensor viscoso é sempre simétrico e para um Fluido Newtoniano incompressível é dado por (Fox and McDonald, Prichett, 2010)

$$\tau_{ij} = \mu 2S_{ij} \quad (3.4)$$

onde μ é a viscosidade molecular, e $2S_{ij}$ é o tensor taxa de deformação

$$2S_{ij} = \frac{\partial u_i}{\partial x_j} + \frac{\partial u_j}{\partial x_i} \quad (3.5)$$

Para modelar o tensor de Reynolds, a aproximação de Boussinesq pode ser utilizada, onde a tensão turbulenta é análoga a tensão viscosa,

sendo o coeficiente de proporcionalidade a viscosidade turbulenta μ_t , a qual depende do escoamento.

$$-\overline{\rho u_j u_i} = \mu_t 2S_{ij} \quad (3.6)$$

Para determinar a viscosidade turbulenta, selecionou-se o modelo k - ω SST (Menter, 1994), descrito a seguir.

3.1.1. Modelo k - ω SST

Objetivando-se a determinação da viscosidade turbulenta, foi utilizado o modelo de turbulência k - ω SST (k - ω Shear Stress Transport). O modelo, proposto por Menter (1994), é a combinação dos modelos de média de Reynolds k - ε (Launder e Sharmam, 1974) e k - ω (Wilcox, 1988).

A partir das equações de transporte para energia cinética turbulenta k e dissipação específica ω , é possível obter a modelagem da região da camada limite, utilizando o modelo k - ε , e as regiões afastadas da camada limite, com o uso do modelo k - ω . Detalhes da formulação empregada no Fluent, podem ser encontrados no manual ANSYS_Fluent. Somente uma breve descrição é apresentada aqui.

A viscosidade turbulenta é descrita como

$$\mu_t = \frac{\rho a_1 \kappa}{\max(a_1 \omega, S F_2)} \quad ; \quad S = \sqrt{S_{ij} S_{ij}} \quad (3.7)$$

onde a_1 é uma constante, com valor proposto por Menter $a_1 = 0,31$. ρ é a massa específica, κ é a energia cinética turbulenta e ω é a dissipação específica. 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

$$\frac{\partial(\rho u_j \kappa)}{\partial x_j} = P - \beta \rho \omega \kappa + \frac{\partial}{\partial x_j} \left[(\mu + \sigma_k \mu_t) \frac{\partial \kappa}{\partial x_j} \right] \quad (3.8)$$

$$\frac{\partial(\rho u_j \omega)}{\partial x_j} = \frac{\gamma \rho}{\mu_t} P - \beta \rho \omega^2 + \frac{\partial}{\partial x_j} \left[(\mu + \sigma_\omega \mu_t) \frac{\partial \omega}{\partial x_j} \right] + 2(1 - F_1) \frac{\rho \sigma_\omega^2}{\omega} \frac{\partial k}{\partial x_j} \frac{\partial \omega}{\partial x_j} \quad (3.9)$$

onde β , σ_k , σ_ω são constantes empíricas. F_1 também é uma função de ponderação entre os modelos. P é a produção da energia cinética turbulenta dada por

$$P = -\overline{\rho u_j u_i} \frac{\partial u_i}{\partial x_j} \quad (3.10)$$

3.1.2. Condições de Contorno

Para resolver o conjunto de equações apresentado é necessário definir as condições de contorno.

O sangue entra na aorta pela válvula aórtica, que varia entre pacientes. A vazão sanguínea (Alastruey *et al.*, 2016) que sai do ventrículo esquerdo em direção à aorta é determinada a partir do processo de sístole, apresentada na Figura 3.4, e é considerada normal à entrada.

Figura 3.4 - Representação da vazão sanguínea durante o batimento cardíaco

A vazão volumétrica Q através da seção transversal da entrada da aorta que possui área transversal A_t , é dada por:

$$Q = \int_A \vec{u} \cdot d\vec{A} = w_{in} A_t \quad (3.11)$$

onde w_{in} o componente de velocidade normal ao plano de entrada, coincidente com o eixo axial z .

Mathieu *et al* (2000) definiu a intensidade de turbulência como o desvio padrão das flutuações de velocidade. Essas flutuações são variações aleatórias em torno do valor médio da velocidade. Assim, tem-se

$$I = \frac{\sqrt{u'^2}}{w_{in}} \quad (3.12)$$

Para as grandezas turbulentas, utiliza-se a intensidade de turbulência para estimar as condições de contorno de κ e ω na entrada

$$\kappa = I \frac{w_{in}^2}{2} \quad (3.13)$$

$$\omega = \frac{\kappa^{1/2}}{0,07 C_\mu^{1/4} D_h} \quad (3.14)$$

onde C_μ é uma constante específica do modelo de turbulência utilizada. Essa constante é, aproximadamente, igual a 0,09.

A energia cinética de turbulência e a dissipação específica são funções do diâmetro hidráulico e da intensidade de turbulência, que são características de cada paciente. A intensidade de turbulência I é definida como 10% (Celis *et al.*, 2017), enquanto o diâmetro hidráulico D_h é o diâmetro do ânulo aórtico de cada paciente.

Nas paredes da aorta, considera-se a condição de não deslizamento. Ou seja, nas paredes, os componentes de velocidade nas direções x , y e z , u , v e w , respectivamente são nulos

$$u = v = w = 0 \quad (3.15)$$

A energia cinética turbulenta também é nula. Já a condição de contorno para a dissipação específica nas paredes é dada de acordo com Menter (1994), como sendo função da rugosidade da parede k_s e pode ser encontrados no manual ANSYS_Fluent. A rugosidade da parede é unitária, i.e., $k_s = 1$.

Para definir a dissipação específica nas paredes, utiliza-se seu valor adimensional, definido como

$$\omega^+ = \frac{\omega_w \mu}{\rho_o (u^*)^2} \quad (3.16)$$

onde u^* é a velocidade de atrito, a qual pode ser aproximada na região do núcleo turbulento como

$$u^* = C_\mu^{1/4} \kappa^{1/2} \quad (3.17)$$

A dissipação específica é avaliada levando-se em consideração a espessura da subcamada molecular, de acordo com

$$\omega^+ = \min \left(2500, \frac{6}{\beta_\infty^* (y^+)^2} \right) \quad (3.18)$$

onde β_∞^* é constante, encontrada empiricamente e

$$y^+ = \rho u^* \frac{y}{\mu} \quad (3.19)$$

Como pode ser visto nas Figs. 3.1 e 3.2, a aorta apresenta 3 três saídas superiores e uma saída principal, após o arco aórtico. Nestas seções, foi imposta a condição de fluxo difusivo nulo para todas as variáveis, $\partial/\partial x_j = 0$. A distribuição da vazão, em percentual da vazão de entrada (Celis *et al.*, 2017) está representada na Tabela 3.1:

Tabela 3.1 - Percentual de vazão em cada saída da aorta

Saída	Percentual da Vazão volumétrica Q_i/Q
Saída 1	0,193
Saída 2	0,052
Saída 3	0,064
Saída Principal	0,691

3.1.3. Adimensionalização das equações de conservação

Para identificar os parâmetros governantes do problema e facilitar comparação de caso, é conveniente adimensionalizar as equações de

conservação. Primeiro, utilizou-se a seguinte adimensionalização

$$U_i = \frac{u_i}{w_{in}} \quad ; \quad X_i = \frac{x_i}{D} \quad (3.20)$$

sendo w_{in} a velocidade média na entrada do domínio e D o diâmetro da entrada da aorta.

$$w_{in} = \frac{\dot{m}}{\rho A_t} \quad ; \quad A_t = \frac{\pi D^2}{4} \quad (3.21)$$

onde $\dot{m}$ é a vazão em massa que entra na aorta e A_t a área da seção transversal.

A pressão adimensional é determinada como a diferença da pressão e uma pressão de referência, sendo normalizada com a pressão dinâmica:

$$P = \frac{p - p_{ref}}{\rho w_{in}^2} \quad (3.22)$$

A tensão viscosa, assim como a pressão, é adimensionalizada pela pressão dinâmica:

$$\tau_{ij}^* = \frac{\tau_{ij}}{\rho w_{in}^2} \quad (3.23)$$

As grandezas turbulentas foram adimensionalizadas como

$$K = \frac{\kappa}{w_{in}^2} \quad (3.24)$$

$$\Omega = \frac{\omega w_{in}}{D} \quad (3.25)$$

Os parâmetros que governam o escoamento são geometria do paciente e o número de Reynolds, que pode ser interpretado como a razão das forças de inércia e viscosa

$$Re = \frac{\rho w_{in} D}{\mu} \quad (3.26)$$

3.2 Modelo Numérico

O modelo numérico implementado no *software* comercial Fluent 18, desenvolvido e disponibilizado pela empresa Ansys, utiliza o conceito de método de volumes finitos (Patankar, 1980) para discretizar as equações de conservação apresentadas no Capítulo 3.1. Esse método é baseado na subdivisão do domínio computacional em volumes de controle, onde as equações governantes são integradas.

Utilizou-se o esquema *Power-Law* (Patankar, 1980) para avaliar os fluxos difusivos e convectivos nas faces dos volumes. A pressão foi determinada utilizando método de segunda ordem. O algoritmo SIMPLE (*Semi-Implicit Method for Pressure Linked Equations*) (Patankar, 1980) foi utilizado para o acoplamento entre a pressão e a velocidade nas equações de Navier-Stokes.

O algoritmo Gauss-Seidel linha/ linha foi utilizado para a resolução do sistema algébrico resultante. Com objetivo de acelerar a convergência para resolução de tal sistema, utilizou-se o algoritmo *multigrid* (Hutchinson e Raithby, 1986). Quando os resíduos das equações de conservação alcançaram valores inferiores a 10^{-8} , o sistema atingiu a convergência.

3.2.1. Malha

Como mencionado no Capítulo 1, a geometria da aorta varia entre indivíduos e apresenta diferentes graus de complexidade. Assim, há necessidade de refinamento da malha em regiões com acentuados gradientes de velocidade e pressão, que são a entrada e as paredes a aorta. A Figura 3.5 apresenta um modelo das malhas utilizadas.

Para avaliar o refinamento da malha computacional é necessária a realização de um teste de malhas. O processo de geração da geometria foi semelhante ao utilizado por Pinho (2016), isto é, o paciente foi submetido a angiotomografia computadorizada, onde a imagem da aorta foi obtida, sendo segmentada no *software* Fiji e com o domínio computacional gerado no *software* Mimics. Portanto, o teste de malhas

realizado em seu estudo pode ser ampliado para o presente estudo.

Realizou-se simulações com quatro diferentes malhas geradas a partir de uma mesma geometria, com diferentes graus de refinamento, para mesmas condições de contorno. Assim, variou-se o refinamento entre cem mil e um milhão e duzentos mil nós.

Avaliou-se o gradiente de pressão e a força atuante na parede da aorta, para cada caso, a fim de otimizar o refinamento e o custo computacional. Com os resultados, determinou-se que as variações dos resultados obtidos a partir de quatrocentos mil nós podem ser desprezadas.

Dessa maneira, no presente estudo, as malhas geradas apresentam os números de nós representados pela Tabela 3.2

Tabela 3.2 - Número de nós para cada geometria

	Paciente I	Paciente II
Exame I	600.000	1.000.000
Exame II	900.000	1.000.000

Figura 3.5 - Modelo de malha computacional utilizada

4

Resultados

O presente estudo tem como interesse a análise do escoamento de aorta ascendente em dois pacientes, em diferentes anos, conforme mencionado no Capítulo 1. Os modelos tridimensionais utilizados para análise numérica foram selecionados a partir de angiotomografia computacional, realizada no Instituto Nacional de Cardiologia - MS. Tais modelos foram determinados por avaliação médica e não obtiveram crescimento considerável no intervalo de tempo entre os exames.

Para cada paciente, a válvula aórtica apresenta um diâmetro específico. Conforme apresentado no Capítulo 3, o escoamento de sangue, proveniente do ventrículo esquerdo, adentra ao modelo aórtico pela localização correspondente ânulo valvar, com suas saídas especificadas nos vasos do arco aórtico e aorta descendente. O percentual da vazão que escoar no ânulo aórtico e para cada ponto de saída foi apresentado no Capítulo 3. A vazão volumétrica na entrada da aorta foi considerada igual para todos os casos, i.e., para ambos pacientes, nos dois instantes de tempo. Além disso, as propriedades do sangue são as mesmas para ambos modelos. Dessa forma, temos, para todos os casos estudados, a massa específica $\rho = 1054 \text{ kg/m}^3$ e a viscosidade molecular como $\mu = 0,0072 \text{ Pa s}$, de acordo com Feijó (2007).

Durante a sístole, a vazão do fluxo sanguíneo varia entre zero e, aproximadamente, vinte e cinco litros por minuto em fluxo contínuo correspondente. Com objetivo de estudar o escoamento completo, com um custo computacional razoável, a análise é realizada para três diferentes vazões, em regime permanente. Ou seja, o estudo é feito para cinco, quinze e vinte e cinco litros por minuto.

Para que os modelos possam ser comparados, tanto em relação à vazão de entrada, quanto à variação temporal, selecionou-se o plano

alinhado ao eixo z. Com o mesmo objetivo, selecionou-se, também, a linha que percorre o eixo z, até a parede da aorta.

4.1 Paciente I

Os modelos aórticos tridimensionais referentes ao Paciente I são datados em 2013 e 2016. Em tal intervalo de tempo, o aneurisma presente não apresentou crescimento significativo. O diâmetro do anel aórtico, para ambos modelos, tem dimensão $D = 28$ mm.

Na Figura 4.1 estão apresentados os isocontornos do módulo do vetor velocidade $|\vec{U}| = \sqrt{U^2 + V^2 + W^2}$ normalizado com a velocidade média na entrada, correspondente ao Paciente I. A comparação é efetuada para períodos temporais distintos. Selecionou-se o caso de vazão igual a 25 lt/min pelo fato dos outros casos serem análogos. Observa-se que o jato incidente mantém o perfil, com velocidade semelhante à de entrada no centro do escoamento e recirculações ao lado da entrada.

Figura 4.1 - Isocontorno da velocidade adimensional. Plano central. Paciente I

Uma avaliação quantitativa do comportamento do escoamento pode ser observada na Figura 4.2, a qual apresenta a variação ao longo do eixo z central e perpendicular ao plano de entrada, do módulo do vetor velocidade normalizado pela velocidade média na entrada. É possível

observar que os comportamentos são semelhantes, chegando próximo à parede da aorta com, aproximadamente, 50% da velocidade inicial e com um gradiente de velocidade elevado nessa região.

Figura 4.2 - Variação ao longo do eixo Z central, velocidade adimensional.
Paciente I. Vazão: 25 lt/min

De modo semelhante, os isocontornos, referentes à períodos temporais distintos do Paciente I, da pressão estática normalizada pela pressão dinâmica de entrada estão representados na Figuras 4.3. Como esperado, ao aproximar da parede da aorta, onde a velocidade diminui, a pressão adimensional cresce. Além disso, há regiões de baixa pressão próximo à válvula aórtica. Para isso, selecionou-se o caso de vazão igual a 25 lt/min.

Na Figura 4.4 é apresentada uma avaliação quantitativa do comportamento da pressão adimensional ao longo do mesmo eixo determinado para a avaliação da velocidade adimensional. Observa-se que, na mesma região em que a velocidade adimensional não varia, a pressão normalizada também não sofre alteração. Além disso, tem-se o maior valor ao escoamento atingir a parede da aorta, o qual, é, aproximadamente, o mesmo para ambos os períodos temporais. Tal

comportamento é esperado, diante do fato de que não houve aumento ou ruptura do aneurisma do Paciente I.

Figura 4.3 - Isocontorno da pressão adimensional. Plano central. Paciente I

Figura 4.4 - Variação ao longo do eixo Z central, da pressão adimensional Paciente I. Vazão: 25lt/min

Segundo Frauenfelder *et al.* (2007), a pressão na parede da aorta é fator vital para o avaliar o risco de sua ruptura do aneurisma. Nas Figs 4.5, 4.6 e 4.7, apresenta-se a variação da pressão adimensional nas três vazões estudadas, respectivamente. Cada figura é composta de três vista

para melhor avaliar a distribuição da pressão na superfície da aorta. A escala utilizada em todas as figuras foi a mesma, para facilitar a comparação. A região de maior pressão, em 2016, cresce, em relação ao modelo de 2013. Porém, o crescimento do aneurisma está relacionado ao aumento da pressão na parede da aorta, não em relação ao tamanho da região de maior pressão. Ou seja, apesar do crescimento desta região, o valor máximo de pressão é mantido, o que não contribui para a alteração do diâmetro aneurismático no presente paciente.

As Figs 4.8, 4.9 e 4.10 apresentam o isocontorno da tensão de cisalhamento na parede da aorta para diferentes vazões, nos dois períodos temporais estudados. De forma análoga ao caso anterior, três vistas são utilizadas para cada caso. Neste caso, as tensões cisalhantes variam muito com o aumento da vazão. Optou-se então, para melhor visualizar a distribuição de tensões utilizar escalar diferentes para cada vazão. Cecchi *et al.* (2010), em seu estudo, afirma que essa variável tem relação direta com o crescimento, e até ruptura, do aneurisma de aorta. Como era esperado, a tensão de cisalhamento apresenta maior valor para vazões mais altas, além de regiões com elevados valores onde há elevados gradientes de velocidade.

Visando comparar a distribuição de tensão cisalhante obtida com as três vazões investigadas, utilizando uma mesma escala, optou-se por normalizar a tensão de cisalhamento pela pressão dinâmica de entrada. Dessa maneira, a Figura 4.11 apresenta a tensão de cisalhamento adimensional na parede para diferentes vazões, em um período temporal. Na Figura 4.12, a mesma variável é apresentada para o outro período temporal, para diferentes vazões. Observa-se que a tensão de cisalhamento adimensional é inversamente proporcional à velocidade, i.e., para baixas velocidades, a tensão de cisalhamento adimensional é elevada, pois o denominador é pequeno. Analisando essas figuras, corrobora-se a análise anterior, de que a distribuição de tensões não sofreu variações nos dois instantes de tempo, indicando uma não evolução da doença.

Figura 4.5 - Isocontorno pressão adimensional nas paredes da aorta. Paciente I em 2013 e 2016. 25 Lt/min

Figura 4.6 - Isocontorno pressão adimensional nas paredes da aorta. Paciente I em 2013 e 2016. 15 Lt/min

Figura 4.7 - Isocontorno pressão adimensional nas paredes da aorta. Paciente I em 2013 e 2016. 5 lt/min

Figura 4.8 - Isocontorno tensão de cisalhamento nas paredes da aorta. Paciente I em 2013 e 2016. 25 lt/min

Figura 4.9 - Isocontorno tensão de cisalhamento nas paredes da aorta. Paciente I em 2013 e 2016. 15 Lt/min

(a) 5 Lt/min - 2013

(b) 5 Lt/min - 2016

(a) 5 Lt/min - 2013

(b) 5 Lt/min - 2016

(a) 5 Lt/min - 2013

(b) 5 Lt/min - 2016

Figura 4.10 - Isocontorno tensão de cisalhamento nas paredes da aorta. Paciente I em 2013 e 2016. 5 Lt/min

Figura 4.11 - Isocontorno tensão de cisalhamento adimensional nas paredes da aorta. Paciente I em 2013.

Figura 4.12 - Isocontorno tensão de cisalhamento adimensional nas paredes da aorta. Paciente I em 2016.

4.2 Paciente II

Analogamente ao caso anterior, o Paciente II tem dois modelos aórticos gerados a partir de angiotomografia computadorizada. Os exames foram realizados em 2015 e 2016. Entre a realização destes, o aneurisma não apresentou crescimento significativo, porém, houve uma leve alteração na geometria da aorta. Além disso, a dimensão do diâmetro do anel aórtico não foi alterada, mantendo-se em $D = 24$ mm.

Assim como para o Paciente I, utilizou-se o módulo do vetor velocidade normalizado com a velocidade média de entrada, referente ao

Paciente II. Como os casos são análogos, selecionou-se o isocontorno correspondente ao caso de vazão igual a 25 lt/min para apresentar na Figura. 4.13. Observa-se a variação entre os modelos aórticos, fazendo com que exista uma diferença entre os isocontornos. O modelo de 2015 apresenta uma região de baixa velocidade próximo ao anel aórtico, o que altera o jato de entrada.

Figura 4.13 - Isocontorno da velocidade adimensional. Plano central. Paciente II

O comportamento quantitativo da velocidade adimensional ao longo do eixo z central e perpendicular ao plano de entrada é ilustrado na Figura 4.14. Observa-se que os modelos apresentam perfil semelhante, mas suas diferenças estão presentes nas dimensões entre a válvula aórtica e a parede. O modelo de 2015 é menor, apresentando uma maior interferência da região de baixa velocidade próxima à entrada, causando a queda mais brusca da velocidade entre 2 e 3 cm. Apesar disso, ambos perfis chegam próximos à parede da aorta com velocidade próxima a 50% da velocidade inicial.

A pressão estática normalizada pela pressão dinâmica de entrada tem, para cada período temporal, seu isocontorno apresentado na Figura 4.15. Como são análogos, selecionou-se o caso correspondente a vazão de 25 lt/min. Observa-se que a região de baixa pressão adimensional, no caso de

2015, é deslocada para o lado oposto em relação à região com as recirculações, que alteram o jato incidente. Dessa maneira, ocorre uma menor região de alta pressão próxima a parede, em relação ao caso de 2016.

Figura 4.14 - Variação ao longo do eixo Z central, velocidade adimensional. Paciente II. Vazão: 25 lt/min

Figura 4.15 - Isocontorno da pressão adimensional. Plano central. Paciente II

A avaliação quantitativa do comportamento da pressão adimensional, ao longo do eixo z central e perpendicular ao plano de entrada, é apresentada na Figura 4.16. Observa-se que, de fato, a diferença entre as geometrias faz com que os valores máximos da pressão adimensional

sejam distintos. Apesar deste fato, o comportamento ao longo do eixo é semelhante. Além disso, o escoamento correspondente ao modelo de 2015 não desenvolveu o suficiente, ao longo do eixo, para atingir a parede com a mesma velocidade e, conseqüentemente, mesma pressão, que apresentada em 2016.

Figura 4.16 - Variação ao longo do eixo Z central, da pressão adimensional Paciente II. Vazão: 25lt/min

Nas Figs 4.17, 4.18 e 4.19, apresenta-se a variação da pressão adimensional na parede da aorta nas três vazões estudadas, apresentando três vistas, como no caso anterior e mesma escala. Observa-se que, qualitativamente, a região de elevada pressão não é alterada, entre os períodos temporais. Além disso, observa-se, na Figura 4.19, que a pressão adimensional na parede, para 5 lt/min, é mais concentrada, fazendo com que exista uma região com menor pressão, comparado com os casos de outras vazões.

Figura 4.17 - Isocontorno pressão nas paredes da aorta. Paciente II em 2015 e 2016. 25 Lt/min

Figura 4.18 - Isocontorno pressão nas paredes da aorta. Paciente II em 2015 e 2016. 15 lt/min

Figura 4.19 - Isocontorno pressão nas paredes da aorta. Paciente II em 2015 e 2016. 5 Lt/min

O isocontorno da tensão de cisalhamento na parede da aorta, para diferentes vazões e em períodos temporais distintos, são apresentados nas Figs 4.20, 4.21 e 4.22, utilizando três vistas como no caso do paciente I. Novamente diferentes escalas foram empregadas para cada vazão. Observa-se que o Paciente II apresenta elevada distribuição da tensão de cisalhamento na parede do modelo nas mesmas regiões de maior pressão. Assim como o Paciente I, essa variável ocorre em regiões com elevados gradientes de velocidade. Como era esperado, a tensão de cisalhamento apresenta maior valor para vazões mais altas, além de regiões com elevados valores onde há elevados gradientes de velocidade.

Mais uma vez, adimensionalizou-se a tensão com a pressão dinâmica na entrada, para ser possível utilizar a mesma escala para todos os casos. As Figuras 4.23 e 4.24 apresentam os isocontornos da tensão de cisalhamento adimensional para os anos de 2015 e 2016, respectivamente. Observa-se que apesar de ter ocorrido uma pequena variação na distribuição da tensão cisalhante, maior que para o paciente I, está ainda foi relativamente pequena, mais uma vez indicando que não houve progressão significativa da doença.

(a) 25 lt/min - 2015

(b) 25 lt/min - 2016

(a) 25 lt/min - 2015

(b) 25 lt/min - 2016

(a) 25 lt/min - 2015

(b) 25 lt/min - 2016

Figura 4.20 - Isocontorno tensão de cisalhamento nas paredes da aorta. Paciente 1 em 2015 e 2016. 25 lt/min

Figura 4.21 - Isocontorno tensão de cisalhamento nas paredes da aorta. Paciente 1 em 2015 e 2016. 15 lt/min

(a) 5 lt/min - 2015

(b) 5 lt/min - 2016

(a) 5 lt/min - 2015

(b) 5 lt/min - 2016

(a) 5 lt/min - 2015

(b) 5 lt/min - 2016

Figura 4.22 - Isocontorno tensão de cisalhamento nas paredes da aorta. Paciente II em 2015 e 2016. 5 lt/min

Figura 4.23 - Isocontorno tensão de cisalhamento adimensional nas paredes da aorta. Paciente II em 2015.

Figura 4.24 - Isocontorno tensão de cisalhamento adimensional nas paredes da aorta. Paciente II em 2016.

5 Discussão

No presente trabalho, realizou-se uma análise numérica do escoamento sanguíneo em aorta ascendente de dois pacientes, cada um com dois modelos, com distribuições obtidas em duas datas consecutivas e sem variações significativas em relação à dilatação aneurismática. Investigou-se, então, a influência da velocidade do jato de entrada da aorta, objetivando encontrar relações entre as distribuições da pressão e tensão de cisalhamento com suas influências na estrutura endotelial.

Os isocontornos de velocidade e pressão no plano central apresentados são coerentes, i.e., a pressão é elevada, quando a velocidade decresce. Dessa maneira, tem-se elevado perfil de pressão próximo à parede da aorta.

Da mesma forma, a tensão de cisalhamento é elevada quando há presença de alto gradiente de velocidade, o que ocorre próximo à estrutura endotelial. Cecchi *et al.* (2010), em seu estudo, apresentaram a influência dessa variável no crescimento, e até ruptura, de estruturas aneurismáticas.

Observa-se, também, que na região do jato incidente da entrada a pressão é elevada, enquanto apresenta uma região de tensão de cisalhamento não tão elevada. Isso ocorre devido ao fato da pressão ser normal à parede, gerando uma região de estagnação, e consequentemente alta pressão. Nesta região de jato incidente, as tensões cisalhantes não são elevadas. Porém, nas extremidades da região de alta pressão, a tensão de cisalhamento apresenta um crescimento, influenciado pela presença das regiões de recirculações ao lado da válvula aórtica. Tais recirculações, representadas pelas regiões de baixa velocidade, alteram a direção do vetor velocidade e, assim, o impacto na estrutura endotelial.

Da mesma forma, observa-se que a tensão de cisalhamento na parede apresenta regiões de elevado valor, no restante do modelo aórtico.

Isso ocorre devido a não uniformidade do escoamento ao longo do modelo, i.e., o sangue não incide normal à parede da aorta, diminuindo a pressão e elevando a tensão de cisalhamento.

Verificou-se que uma leve alteração na geometria do modelo aórtico faz com que modifique o perfil de velocidade e pressão ao longo do escoamento, porém, não é o suficiente para que exista um crescimento significativo do aneurisma. Tal alteração, presente no Paciente II, não modificou os isocontornos de pressão e tensão de cisalhamento na parede, nem elevou seus valores – este último que, de fato, está relacionado à dilatação ou ruptura do aneurisma.

Finalmente, o estudo apresentou, em vários aspectos, possibilidade para futuros trabalhos, com intuito de contribuir para a investigação da influência da velocidade, pressão e tensão de cisalhamento no surgimento, dilatação e ruptura de aneurisma de aorta ascendente.

A simulação de outros modelos aórticos de paciente que não apresentaram crescimento significativo do aneurisma de aorta ascendente é necessário, visando a expansão dos conhecimentos adquiridos no presente estudo e a analogia entre esses casos.

Da mesma forma, a simulação de modelos aórticos de pacientes que, de fato, apresentaram dilatação do aneurisma de aorta ascendente poderá representar ampla expansão, em relação ao presente estudo. Com essas simulações, paralelos entre os isocontornos dos fatores vitais para o estudo do escoamento sanguíneo – pressão (Frauenfelder *et al.*, 2015) e tensão de cisalhamento (Cecchi *et al.*, 2010) – serão traçados, comparando com os mesmos para casos sem crescimento do aneurisma, presentes neste estudo.

Referência Bibliográfica

AZEVEDO, BA DE. **Simulação in vitro do fluxo sanguíneo em modelo aórtico tridimensional de paciente submetido a implante valvar percutâneo.** Defesa de Tese (Doutorado em Cardiologia) – Faculdade de Medicina, Universidade Federal do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, 2016.

CECCHI E, GIGLIOLI C, VALENTE S, LAZZERI C, GENSINI GF, ABBATE R, ET AL. **Role of hemodynamic shear stress in cardiovascular disease. Atherosclerosis.** 2011. 214:249–56.

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. Aceito

DUDZINSKI, D.M. & ISSELBACHER, E.M. **Diagnosis and Management of Thoracic Aortic Disease.** 2015. Curr Cardiol Rep 17: 106.

ELEFTERIADES JA, SANG A, KUZMIK G, ET AL. **Guilt by association: paradigm for detecting a silent killer (thoracic aortic aneurysm).** Open Heart 2015

FEIJÓ, V. **Modelagem do fluxo sanguíneo na aorta abdominal utilizando a interação fluido-estrutura.** São Paulo, Brasil. 12 de dezembro de 2007

FOX, MCDONALDS, & PRICHETT. **Introdução a mecânica dos fluidos.** 2010. GEN.

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. Radio loge, 47(11):1021-28.

HOPE, M. D., WRENN, J., SIGOVAN, M., FOSTER, E., TSENG, E. E., & SALONER, D. **Imaging Biomarkers of Aortic Disease Increased Growth Rates With Eccentric Sytolic Flow**. 2012. J Am Coll Cardiol, 60(4):356-7.

HUTCHINSON R., B., & RATHBY D., G. **The Additive Correction Multigrid strategy**. 1986. Numerical Heat Transfer, 9(5):511–37.

J. ALASTRUEY, N. XIAO, H. FOK, T. SCHAEFFTER, AND C.A. FIGUEROA. **On the impact of modelling assumptions in multi-scale, subject-specific models of aortic haemodynamics**. 2016. J R Soc Interface, 13:1-17,

LAUNDER, B. E. AND SHARMA, B. I., **Application of the Energy-Dissipation Model of Turbulence to the Calculation of Flow Near a Spinning Disc**. 1974. Letters in Heat and Mass Transfer, Vol. 1, No. 2, pp. 131-138.

MALVINDIA, G. P., PASTA, S., RAFFA, M. G., & LIVESEY, S. **Computational fluid dynamics of the ascending aorta before the onset of type A aortic dissection**. 2016. European Journal of Cardio, 3.

MATHIEU J, SCOTT J. **An Introduction to Turbulent Flow**. 2000. Cambridge University Press.

MENTER, F. R., **Two-Equation Eddy-Viscosity Turbulence Models for Engineering Applications**. 1994. AIAA Journal, Vol. 32, No. 8, pp. 1598-1605. August

PATANKAR, S. V. **Numerical Heat Transfer and Fluid Flow**. 1980. McGRAW-HILL BOOK COMPANY.

PINHO, H. A. **Análise numérica do escoamento em aorta ascendente**. Rio de Janeiro, 2016. 46p. Projeto Final de Graduação - Departamento de Engenharia Mecânica, Pontifícia Universidade Católica do Rio de Janeiro.

RAGHAVAN ML, VORP DA, FEDERLE MP, MAKAROUN MS, WEBSTER MW. **Wall stress distribution on three-dimensionally reconstructed models of human abdominal aortic aneurysm**. 2000. J Vasc Surg ;31:760–9.

SCOTTI, A., & PIOMELLI, U. **Turbulence Models in Pulsating Flows**. 2002. AIAA Journal, 537-544.

SISTEMA ARTERIAL. (12 de setembro de 2001). Acesso em 20 de Junho de 2017, disponível em Aula de Anatomia: <http://www.auladeanatomia.com/novosite/sistemas/sistema-cardiovascular/vasos-sanguineos/sistema-arterial/>

SÓ BIOLOGIA. Acesso em 20 de Junho de 2017, disponível em Só Biologia: <http://www.sobiologia.com.br/conteudos/Corpo/Circulacao.php>

SUN, Z., & THANAPONG, C., **A systematic review of computational fluid dynamics in type B aortic dissection**. 2016. International Journal of Cardiology, 28-31.

TRAUZEDDEL, R. F., LÖBE, U., BARKER, A. J., GELSINGER, C., BUTTER, C., & MARKL, M. **Blood flow characteristics in the ascending aorta after TAVI compared to surgical aortic valve replacement**. 2015. International Journal of Cardiovasc Imaging, 32(3):461-7.

WILCOX, D. C., **Reassessment of the Scale-Determining Equation for Advanced Turbulence Models**. 1988. AIAA Journal, Vol. 26, No. 11, , pp. 1299-1310.

WORLD HEALTH ORGANIZATION. Maio de 2017. Acesso em 20 de Junho de 2017, disponível em World Heath Organization: <http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs317/en/>

YOGANATHAN, P. A., EDWARD, G. C., HSING, W. S., FRANK, P. W., & JIMOH, A. **Review of hydrodynamic Principles for the Cardiologist: Applications to the Study of Blood Flow and Jets by Imaging Techniques**. 1988. JACC Vol.12 N0.5, 1344-1353.