

PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE CATÓLICA  
DO RIO DE JANEIRO



**Rodrigo Meyer Lafayette Gelio**

**Influência de modelos simplificados da valva  
aórtica no escoamento na 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: Ivan Fernney Ibañez Aguilar

Rio de Janeiro  
Junho de 2021

## Agradecimentos

Gostaria de agradecer a todos que estiveram ao meu lado durante essa jornada, que me ajudaram a concluir esta etapa da minha vida.

Agradeço a minha família por sempre me dar apoio incondicional.

Agradeço, em especial, à minha bisavó, que sempre me incentivou e serviu como fonte de inspiração.

Agradeço aos meus amigos pelos bons momentos em um ano atípico.

Agradeço todos os professores por todos os ensinamentos ao longo da minha graduação na PUC - Rio.

À minha orientadora Angela Ourivio Nieckele, e coorientador Ivan Fernney Ibañez Aguilar pela orientação durante a pesquisa, sempre disponíveis para auxiliar com ensinamentos necessários para a conclusão deste trabalho.

Às grandes amizades que criei durante meus períodos na PUC-Rio.

A toda equipe do Departamento de Engenharia Mecânica.

## Resumo

Gelio, Rodrigo M. L.; Nieckele; Angela O.; Ibanez A., Ivan F. (orientadores). Influência de modelos simplificados da valva aórtica no escoamento na aorta ascendente. Rio de Janeiro, 2021. 71p. Projeto Final de Graduação - Departamento de Engenharia Mecânica, Pontifícia Universidade Católica do Rio de Janeiro.

Doenças cardiovasculares são as principais causas de óbitos no mundo. Patologias na artéria aorta são especialmente perigosas, dado que por ser o maior vaso do corpo humano, enormes volumes de sangue fluem através do mesmo. O objetivo deste trabalho consiste em determinar o escoamento no interior de uma aorta, durante o período da sístole, de um paciente específico, após um procedimento cirúrgico de implantação de uma TAVI. Frequentemente, a valva aórtica é modelada como um simples orifício e neste trabalho, investiga-se o impacto de uma representação mais realista da valva, modelando os folhetos e considerando a variação geométrica destes durante o período sistólico. O impacto da simplificação da valva por um orifício, com a eliminação dos folhetos é discutida. A seguir, cinco instantes de tempo durante o período da sístole são analisados, quando não só a vazão e pressão na entrada da aorta, como a abertura da valva e altura dos folhetos variam. Estas soluções foram obtidas de forma simplificada, considerando que o transiente pode ser representado por uma sucessão de regimes permanente para cada configuração. O regime de escoamento foi modelado com turbulento e o modelo  $\kappa - \omega$  STT foi selecionado. Os padrões hemodinâmicos do escoamento de sangue no interior da aorta, foram determinados com o *software* Fluent. Avaliou-se o impacto que a adição da valva causa no campo de velocidade, pressão e grandezas turbulentas, com especial foco nas tensões na superfície da aorta. A interpretação dos resultados revelou

que a aproximação do orifício circular para a valva aórtica é plausível, e que a adição dos folhetos das valvas não gera mudanças significativas nos padrões de escoamento.

**Palavras-chave:** Hemodinâmica; Dinâmica dos Fluidos Computacional; Aorta ascendente; valvas prostéticas

## Abstract

Gelio, Rodrigo M. L.; Nieckele; Angela O.; Ibanez, Ivan F. (advisors)  
Influence of simplified models of aortic valves in the ascending aorta  
bloodflow. Rio de Janeiro, 2021. 71p. Final Project – Department of  
Mechanical Engineering, Pontifícia Universidade Católica do Rio de  
Janeiro.

Cardiovascular diseases are the main causes of death worldwide. Pathologies in the aorta artery are especially dangerous, since it is the largest vessel in the human body, large volumes of blood flow through it. The objective of this study is to determine the flow inside an aorta, during the systole period, of a specific patient, after a surgical procedure of TAVI implantation. Often, the aortic valve is modeled as a simple orifice and in this study, the impact of a more realistic representation of the valve is investigated, modeling the leaflets and considering their geometric variation during the systolic period. The impact of valve simplification by an orifice, with the elimination of leaflets is discussed. Then, five moments of time during the systole period are analyzed, when not only the flow and pressure at the aortic input varies, but also the opening of the valve and the height of the leaflets changes. These solutions were obtained in a simplified way, considering that the transient can be represented by a succession of permanent regimes for each configuration. The flow regime was modeled as turbulent and the  $\kappa$ - $\omega$  SST model was selected. The hemodynamic patterns of blood flow within the aorta were determined with the Fluent software. The impact of the valve leaflets in the field of velocity, pressure and turbulent quantities was evaluated, with special focus on the aortic surface stress. The interpretation of the results revealed that the approximation of the aortic valve as a circular orifice is plausible approach,

and the addition of the valves leaflets does not generate significant changes in the flow patterns.

**Keywords:** Hemodynamics; Computational Fluid Dynamics; Ascending Aorta; Prosthetic Valves

## Sumário

1	INTRODUÇÃO.....	14
1.1	Revisão da literatura .....	18
1.2	Objetivo.....	23
1.3	Organização do Trabalho .....	23
2	MODELAGEM.....	24
2.1	Geração do Domínio Computacional .....	26
2.2	Modelagem Matemática.....	31
2.2.1	Equações de conservação .....	32
2.2.2	Condições de contorno .....	34
2.3	Modelagem Numérica.....	36
3	RESULTADOS.....	39
3.1	Condição crítica: valva totalmente aberta versus orifício ...	41
3.1.1	Campo de velocidade .....	41
3.1.2	Campo de pressão e tensão cisalhante.....	44
3.1.3	Campo de grandezas turbulentas.....	47
3.2	Análise do Ciclo Cardíaco .....	50
3.2.1	Campo de velocidade .....	50
3.2.2	Campo de pressão e tensão cisalhante.....	55
3.2.3	Campo de grandezas turbulentas.....	59
4	CONCLUSÕES.....	63
	Referências.....	65
	Apêndice A: Malha computacional .....	70

## Lista de Figuras

Figura 1.1 – Anatomia do coração e fluxo de sangue, .....	15
Figura 1.2 – Divisões da aorta,.....	16
Figura 1.3 – Raiz da aorta, valvas aórticas saudável e patológica.....	17
Figura 1.4 – Valva aórtica saudável e valva estenótica.....	17
Figura 1.5 – Esquema do ciclo cardíaco, sístole e diástole. (Borazjani et al,2010).....	18
Figura 2.1 – Pontos de interesse da sístole do ciclo cardíaco.....	25
Figura 2.2 – Variação da área de abertura da valva durante a sístole. Adaptado de Scharfschwerdt et al (2011). .....	25
Figura 2.3 – Vistas ortogonais da tomografia computadorizada (Ibanez, 2019).....	26
Figura 2.4 – Domínio computacional correspondo à aorta.....	27
Figura 2.5 – Altura do folhetos durante abertura e fechamento da valva ao longo do ciclo cardíaco, adaptado de Leyh <i>et al.</i> (1999)...	27
Figura 2.6 – Vistas geométricas utilizadas para construção das valvas Johnson <i>et al.</i> , (2020) .....	28
Figura 2.7 – Valvas relativas aos pontos 1, 2 e 4 respectivamente.....	29
Figura 2.8 – Fronteiras de entrada e saídas de escoamento. ....	36
Figura 2.9 – – Detalhamento da malha para o caso da valva de vazão máxima.....	38
Figura 3.1– Eixo de coordenadas.....	40
Figura 3.2 – Planos de análise dos resultados.....	41
Figura 3.3 – Comparação módulo do vetor velocidade no plano central da aorta com ofício circular e aorta com valva, na condição crítica de vazão máxima.....	42
Figura 3.4 – Comparação módulo do vetor velocidade em planos transversais da aorta com ofício circular e aorta com valva, na condição crítica de vazão máxima. ....	42

Figura 3.5 – Comparação do componente de velocidade axial (direção z) ao longo do eixo z da aorta com ofício circular e aorta com valva, na condição crítica de vazão máxima. ....	43
Figura 3.6 – Comparação de linhas de corrente e iso-superfície do componente de velocidade axial (direção z) da aorta com ofício circular e aorta com valva, na condição crítica de vazão máxima. ....	44
Figura 3.7 – Comparação dos níveis de pressão da aorta com ofício circular e aorta com valva, na condição crítica de vazão máxima. ....	45
Figura 3.8 – Comparação dos níveis tensão cisalhante da aorta com ofício circular e aorta com valva, na condição crítica de vazão máxima.....	46
Figura 3.9 – Comparação de linhas de corrente com energia cinética turbulenta da aorta com ofício circular e aorta com valva, na condição crítica de vazão máxima. ....	47
Figura 3.10 – Perfil da energia cinética turbulenta ao longo do eixo z da aorta com ofício circular e aorta com valva, na condição crítica de vazão máxima.....	48
Figura 3.11 – Critério-Q com helicidade normalizada da aorta com ofício circular e aorta com valva, na condição crítica de vazão máxima.....	50
Figura 3.12 - Planos transversais e plano paralelo ao eixo z com contornos do módulo do vetor velocidade ao longo do ciclo cardíaco .....	51
Figura 3.13 - Evolução do componente de velocidade axial, $w$ , ao longo do eixo z, para os diferentes instantes do ciclo cardíaco. ....	52
Figura 3.14 - Iso-superfícies e linhas de corrente com contornos de velocidade ao longo do ciclo cardíaco .....	54
Figura 3.15 – Contornos de pressão $p$ para cada instante de tempo selecionado ao longo do ciclo cardíaco.....	56
Figura 3.16 – Distribuição da tensão cisalhante na parede da aorta para cada instante de tempo selecionado ao longo do ciclo cardíaco. ....	58

Figura 3.17 – Linhas de corrente coloridas com energia cinética turbulenta para cada instante de tempo selecionado ao longo do ciclo cardíaco. ....	60
Figura 3.18 – Evolução da energia cinética turbulenta, ao longo do eixo $z$ , para os diferentes instantes do ciclo cardíaco. ....	61
Figura 3.19 – Critério- $Q$ colorido com helicidade normalizada para cada instante de tempo selecionado ao longo do ciclo cardíaco. ....	62
Figura A.1 - Contornos de $y^+$ para cada malha computacional gerada. ...	71

## Lista de Tabelas

Tabela 2.1 – Dimensões das diferentes valvas modeladas.....	29
Tabela 2.2 – Percentual de vazão em cada saída .....	36
Tabela 3.1– Velocidades na entrada e número de Reynolds para cada ponto .....	40
Tabela 3.2 – Valores de pressão e tensão cisalhante médios e máximos na região de interesse.....	47
Tabela 3.3 – Valores de pressão e tensão cisalhante médios e máximos na região de interesse.....	59

## Lista de Símbolos

$A_t$	Área Transversal
CFD	Computational Fluid Dynamics
$Q$	Critério-Q
$D$	Diâmetro Efetivo Valvar
FSI	<i>Fluid Structure Interaction</i>
DNS	<i>Direct Numerical Simulation</i>
BAV	<i>Bicuspid Aortic Valve</i>
$y^+$	Distância da Parede Adimensional
$\omega^+$	Dissipação Específica nas Paredes
$x$	Eixo de Coordenada
$y$	Eixo de Coordenada
$z$	Eixo de Coordenada
$\kappa$	Energia Cinética Turbulenta
$\kappa_{in}$	Energia Cinética Turbulenta na Entrada
$\xi$	Fator de Mistura
$S$	Intensidade da Taxa de Deformação
$I$	Intensidade de Turbulência
$Hg$	Mercúrio
$m$	Metros
$cm$	Centímetros
$mm$	Milímetros
$\dot{m}$	Taxa de vazão mássica
$min$	Mínimo
$max$	Máximo
$w$	Componente da velocidade em z [m/s]
$\rho$	Densidade do fluido
$\sigma_k$	Número de Prandtl Turbulento da Energia Cinética

$\sigma_\omega$	Número de Prandtl da Taxa de Dissipação Específica
$Re$	Número de Reynolds
$Pa$	Pascal
$\hat{p}$	Pressão Modificada
$p$	Pressão Termodinâmica
$p_{in}$	Pressão na Entrada
$P$	Produção de Energia Cinética Turbulenta
RANS	<i>Reynolds-averaged Navier-Stokes</i>
$k_s$	Rugosidade da Parede
$s$	Segundos
SST	<i>Shear Stress Transport</i>
$\varepsilon$	Taxa de Dissipação Turbulenta
$\omega$	Taxa de Dissipação Turbulenta Específica
$\omega_{in}$	Taxa de Dissipação Turbulenta Específica na Entrada
$t$	Tempo
$\tau_w$	Tensão Cisalhante
$\tau_{ij}$	Tensor de Tensões Viscosas
TAVI	<i>Transcatheter Aortic Valve Implantation</i>
$\Omega_{ij}$	Tensor de Vorticidade
$S_{ij}$	Tensor Taxa de Deformação
$Q$	Vazão Mássica
$u$	Componente da Velocidade em x
$v$	Componente da Velocidade em y
$w$	Componente da Velocidade em z
$V$	Magnitude de Velocidade
$u^*$	Velocidade de Atrito
$\mu$	Viscosidade
$\mu_t$	Viscosidade Turbulenta
WSS	<i>Wall Shear Stress</i>

# 1 INTRODUÇÃO

De acordo com a organização mundial da saúde (OMS), devido a doenças cardiovasculares, somente em 2019 foram a óbito aproximadamente 9 milhões de pessoas (World Health Organization, 2019), sendo uma das principais causas de mortes no mundo. Em 2016, cerca de 16% dos óbitos mundiais se deram devido a esse grupo de doenças, as patologias mais comuns acontecem nas valvas do coração, nas artérias coronárias ou são provenientes de defeitos congênitos.

O sistema cardiovascular é responsável por garantir o transporte de sangue pelo corpo, e esse, por sua vez, tem como função primária levar oxigênio e nutrientes à todas as células do corpo. Também é função do sangue recolher substâncias resultantes do metabolismo celular. Esse transporte é realizado através das artérias e veias, que se ramificam por todo o corpo humano.

O coração, ilustrado na Figura 1.1, é o principal componente desse sistema, já que ele atua como uma bomba para distribuição de sangue no corpo. Ele é dividido em quatro seções: átrio direito e ventrículo direito, separados pela valva tricúspide, átrio esquerdo e ventrículo esquerdo, separados pela valva mitral.

O caminho do sangue começa no átrio direito, que recebe o sangue venoso pobre em oxigênio através das veias cavas inferior e superior, em seguida, o sangue é despejado no ventrículo direito. O sangue venoso é, então, bombeado pelo coração pela artéria pulmonar até os pulmões, onde o sangue, fluindo por pequenos capilares, realiza trocas gasosas nos alvéolos pulmonares, sendo enriquecido de oxigênio e destituído de dióxido de carbono (CO<sub>2</sub>).

O sangue, agora rico em oxigênio, retorna ao coração através da veia pulmonar e entra no átrio esquerdo, seguidamente, é despejado no ventrículo esquerdo e posteriormente distribuído para todo o corpo pelas

artérias. As etapas explicadas acima ocorrem simultaneamente e diversas vezes por minuto (Cleveland Clinic, 2019).

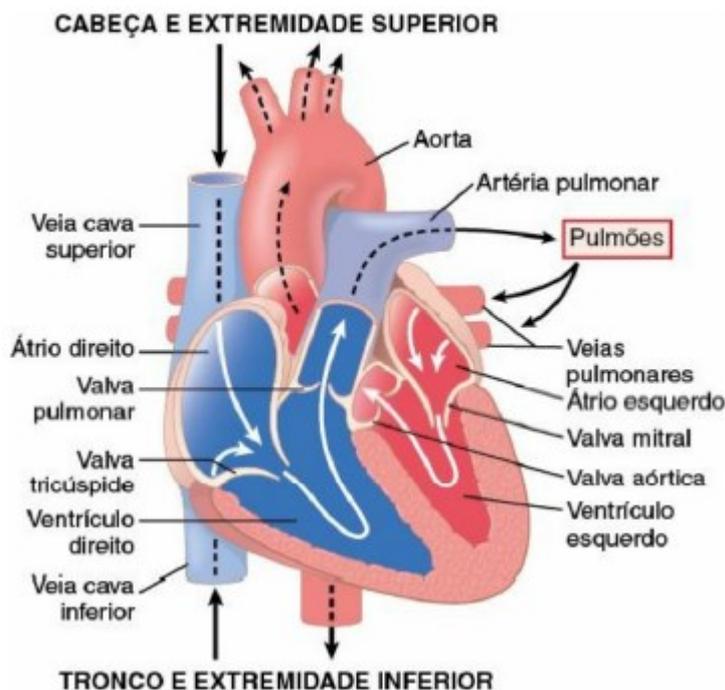


Figura 1.1 – Anatomia do coração e fluxo de sangue,  
Fonte: (Guyton, 2017, p.344)

Outro importante componente do sistema cardiovascular é a artéria aorta, sendo o maior vaso sanguíneo do corpo humano, dela se ramificam todas as outras artérias. Ela é conectada no coração em sua base, chamada de raiz da aorta, e forma um arco para baixo, de onde se originam as artérias para os membros superiores e para a cabeça. Após o arco, a aorta descende para a região abdominal e por fim se ramifica para os membros inferiores (Seiger et al., 2003). A Figura 1.2 ilustra a aorta e suas divisões.

Uma das patologias mais perigosas na aorta é o aneurisma aórtico, frequentemente assintomático, é caracterizado pelo crescimento anormal em uma das seções desse vaso, causado pelo enfraquecimento de suas paredes (Tan et al., 2009). Em muitos casos, o diagnóstico dessa doença é feito através de exames não relacionados com a doença.

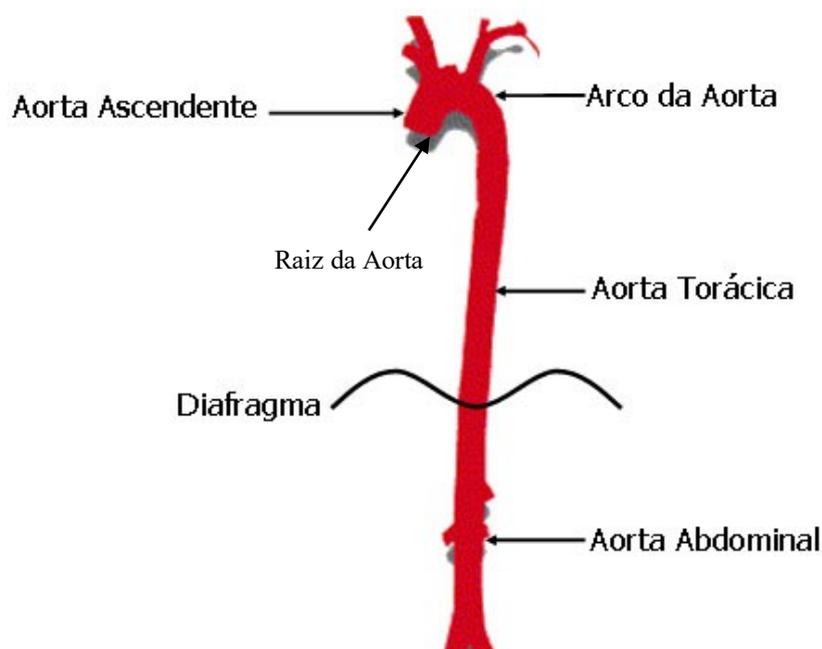


Figura 1.2 – Divisões da aorta,

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

As valvas do coração também desempenham um papel essencial para o funcionamento do sistema cardiovascular. Durante o ciclo cardíaco, elas se abrem e fecham através de contrações musculares, regulando o fluxo sanguíneo e garantindo que o mesmo seja unidirecional (Thubrikar, 1990).

A valva aórtica tricúspide (TAV), situada na raiz da aorta, normalmente é composta por três folhetos conectados, em suas bases, a um anel tubular que fornece suporte e proporciona à valva uma geometria próxima de uma circunferência (Piazza et al., 2008). No entanto, assim como na aorta, existem patologias que podem acometer essa valva, a mais comum sendo a deformidade da valva em si. Conforme mencionado acima, a valva aórtica é dotada de três folhetos, mas em cerca de 1 – 2% da população mundial, predominantemente na população masculina, a valva aórtica pode apresentar apenas dois folhetos (Yuan S. et al., 2010). Nesse caso, elas são chamadas de valvas aórticas bicúspides (BAV). A Figura 1.3 ilustra um corte da raiz da aorta com ambas as valvas saudável e bicúspide. Uma outra possibilidade de deformação valvar é a diminuição da área livre do orifício valvar por causa de calcificações localizadas nos folhetos da

valva, esse tipo de doença é identificado com o nome de estenose valvar. A Figura 1.4 exemplifica uma valva estenótica.

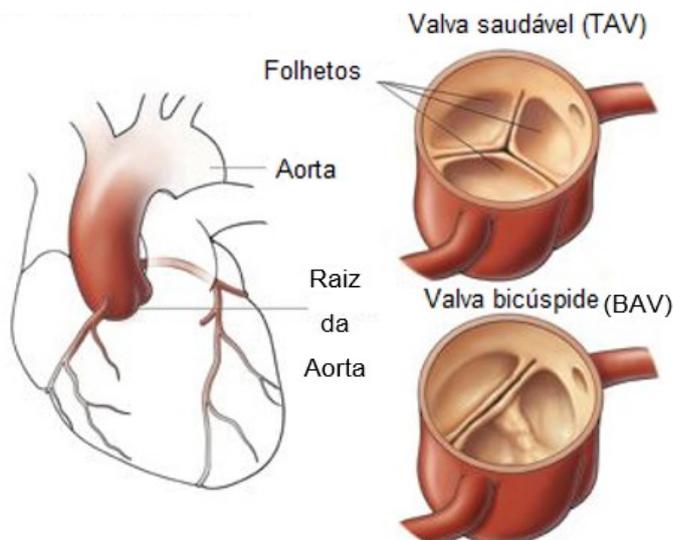


Figura 1.3 – Raiz da aorta, valvas aórticas saudável e patológica  
Adaptado de: <https://blog.escolaecope.com.br/o-que-e-a-valva-aortica-bicuspide/>



Figura 1.4 – Valva aórtica saudável e valva estenótica  
Adaptado de: <https://seucardio.com.br/estenose-aortica/>

Em relação ao sangue que escoar pela valva aórtica, o ciclo cardíaco abrange dois períodos, chamados de sístole e diástole, o período sistólico refere-se ao tempo durante o qual a valva aórtica abre e fecha, já o período diastólico faz referência ao tempo no qual a valva aórtica está totalmente fechada. A Figura 1.5 esquematiza cada um destes períodos.

Portanto, tendo em vista a complexidade e importância do sistema cardiovascular, é crucial que haja maiores esforços investigativos a respeito de doenças que afetem esses órgãos. Utilizando conceitos de mecânica

dos fluidos, é possível mensurar campos de pressão, velocidade e distribuição de tensões cisalhantes resultantes do escoamento sanguíneo. Variáveis essas, que podem servir como ferramentas de diagnóstico, como no caso de aneurismas aórticos, conforme exemplificado em Weigang *et al.*, (2008).

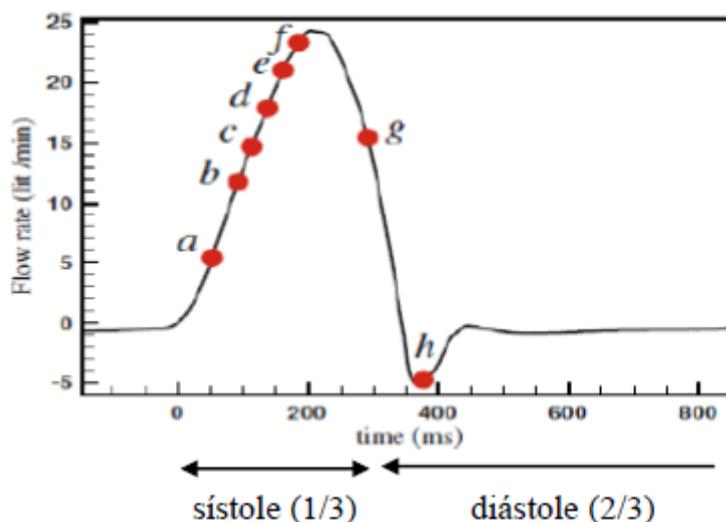


Figura 1.5 – Esquema do ciclo cardíaco, sístole e diástole. (Borazjani *et al.*,2010)

A seguir é apresentado um levantamento bibliográfico que busca principalmente examinar a relevância de variáveis hemodinâmicas associadas à mecânica dos fluidos e relacionadas ao desdobramento de doenças cardiovasculares.

## 1.1 Revisão da literatura

A pesquisa bibliográfica apresentada a seguir faz referência a estudos que trataram sobre a anatomia e cinemática da valva aórtica; trabalhos que avaliam o desdobramento de aneurisma aórtico e pesquisas referentes ao mapeamento do escoamento sanguíneo na região da aorta ascendente. O intuito deste enfoque é apresentar a influência da anatomia da valva aórtica na hemodinâmica dentro da artéria mencionada e sua possível relação com o desdobramento de doenças na parede aórtica.

A respeito da anatomia valvar, Leyh *et al* (1999) realizaram um estudo das características de abertura e fechamento da valva aórtica durante a

sístole, momento de contração do coração. Nesse estudo, foram traçadas curvas de abertura da valva em função do tempo para três grupos distintos, dois com doenças na raiz aórtica e que passaram por técnicas cirúrgicas diferentes, e um grupo com a valva natural e saudável. O resultado obtido indica que características de abertura e fechamento muito próximas às naturais podem ser obtidas com técnicas cirúrgicas que preservam o formato e mobilidade da valva e raiz da aorta.

Fries *et al* (2006) procuraram analisar o movimento da valva aórtica durante o ciclo cardíaco de forma *in vitro* após reimplantação e remodelagem. Foram utilizadas aortas suínas, que apresentam um comportamento muito semelhante as dos humanos, para medir os tempos de abertura, fechamento, diâmetro de abertura da valva e velocidades de abertura e fechamento da valva. Os resultados obtidos indicam que a remodelagem da valva fornece movimentos aórticos significativamente mais suaves, o que pode contribuir para uma melhor performance no paciente.

Becsek *et al* (2020) investigaram o escoamento sanguíneo em pacientes que receberam valvas cardíacas prostéticas. Uma caracterização detalhada do fluxo turbulento após as valvas foi realizada através de simulações computacionais, e os resultados foram validados em comparação com medições experimentais. O estudo indicou que aproximadamente 26% da resistência hidrodinâmica da valva foi devido a dissipação turbulenta e que essa mesma dissipação ocorreu, principalmente, muito próxima a valva. Além disso, o escoamento turbulento levou a elevadas tensões cisalhantes ao longo da parede da aorta ascendente, com padrões bastante caóticos.

Sobre as patologias da aorta, um dos primeiros trabalhos relacionados com aneurisma aórtico abdominal fora desenvolvido por Raghavan *et al*. (2000). Neste trabalho, os autores relacionam o surgimento da doença com valores das tensões na parede da aorta superiores à resistência do tecido local. Nesse trabalho, foi desenvolvido um método *in vivo* não invasivo para calcular uma estimativa da distribuição de tensões na parede da aorta.

De acordo com Fraudenfelder *et al* (2007), foi confirmada uma relação vital entre o risco de ruptura de vasos sanguíneos, mais especificamente da aorta abdominal, e a pressão na parede da mesma. O estudo foi feito com base em modelos virtuais da estrutura física da aorta e propriedades do sangue, com isso, foi reforçado a necessidade de maior estudo nesse campo.

Weigang *et al.* (2008) mostraram que a intensidade do jato incidente na parede aórtica pode influenciar negativamente o desdobramento das doenças na parede aórtica.

Do mesmo modo, Cecchi *et al* (2010), realizaram um estudo que associou tensões cisalhantes e danos nas paredes de vasos sanguíneos ao paciente. Nesse trabalho, foi demonstrado como alterações da tensão cisalhante podem causar aneurismas de aorta, seu posterior crescimento e possível ruptura.

Hope *et al* (2012), produziram um estudo focado na aorta ascendente, para investigar a relação entre padrões de escoamento hemodinâmico e a taxa de crescimento de aneurismas. O trabalho foi feito em pacientes com BAV, e os resultados, comparados com pacientes possuindo TAV. Os dados obtidos apontam que a formação de aneurisma está relacionada com elevados valores de tensão de cisalhamento na parede da aorta. Adicionalmente, pacientes com BAV apresentam uma alteração da dinâmica do escoamento sanguíneo, e isso exerce um importante papel sobre a dilatação da aorta. Youssefi *et al.* (2017) também observou que válvulas aórticas com algum tipo de patologia (BAV ou estenose valvar) geram um incremento de tensão de cisalhamento na parede aórtica e nestes casos o fluxo sanguíneo apresenta uma alta helicidade.

Trauzeddel *et al* (2015) estudaram alterações no fluxo sanguíneo na parte ascendente da aorta, com as análises sendo realizadas em cima de três grupos distintos: pacientes saudáveis (grupo controle), pacientes que possuem um implanta de prótese percutânea (*Transcatheter Aortic Valve Implantation* – TAVI) e pacientes que foram submetidos a operação convencional de troca de valva aórtica (*Aortic Valve Replacement* – AVR). Diversos parâmetros de escoamento foram estudados, tais como:

vorticidade, fluxo helicoidal, excentricidade de fluxo e tensão cisalhante. A técnica utilizada foi a ressonância magnética tridimensional sensível ao fluxo (*4D-flow MRI*), e os resultados obtidos ressaltaram a necessidade de um maior foco de estudos nesse ramo da engenharia. Foram encontradas anomalias nos grupos TAVI e AVR em relação ao grupo saudável, valores significativamente maiores de vórtices, tensão cisalhante, bem como sua distribuição assimétrica.

Gomes (2017) realizou experimentos *in vitro* para avaliar alterações nos campos de velocidade, taxa de cisalhamento, vorticidade, em um modelo baseado em um paciente portador de estenose aórtica que foi submetido a uma cirurgia de implante de prótese valvar. Neste estudo foram avaliados diferentes ângulos de inclinação da prótese valvar respeito ao anel aórtico. Diversos casos com diferentes parâmetros de vazão de fluxo e ângulo de incidência do fluxo na parede foram analisados. Ao fim, foi possível identificar uma possível faixa ótima de angulação da prótese valvar que gerasse um fluxo sanguíneo com menor incidência na parede aórtica e conseqüentemente afasta-se as altas tensões da parede anterior da aorta.

O Grupo de Engenharia Cardiovascular do Departamento de Engenharia Mecânica da PUC-Rio vem realizando diversos estudos numéricos relativos ao escoamento na aorta ascendente, visando contribuir para uma melhor compreensão da relação entre o escoamento sanguíneo e o crescimento de aneurisma aórtico. Três trabalhos de conclusão e 2 dissertações de mestrado e 2 de doutorado foram concluídas entre 2017 e 2020.

Gustavo (2017) analisou os campos de pressão e tensão de cisalhamento nas paredes da aorta de 2 pacientes, em datas consecutivas. Diego (2017) avaliou numericamente a influência do posicionamento do orifício da valva protética no campo de escoamento sanguíneo. Analisou diferentes modelos de turbulência e comparou com medidas experimentais de Gomes (2017) e recomendou a modelagem de turbulência com o modelo  $\kappa$ - $\omega$  SST. Foi demonstrado que pequenas variações dos ângulos de inclinação podem modificar os padrões do escoamento.

Almeida (2019) realizou simulações em aortas de seis pacientes com aneurisma aórtico, utilizando o modelo de turbulência  $\kappa$ - $\omega$  SST, observando que o ângulo entre a direção do jato de sangue entrando na aorta ascendente e o tronco braquiocefálico pode introduzir recirculação na área posterior do jato, causada pelo impacto do mesmo na parede da aorta. Além disso, altos níveis de energia cinética turbulenta e de tensão cisalhante foram encontrados próximos à parede anterior da aorta. Kalaun (2019), complementando o trabalho de Almeida (2019), realizou simulações semelhantes em aortas com aneurismas de outros três pacientes, em dois anos consecutivos, com o intuito de correlacionar o seu possível crescimento com os campos de velocidade e grandezas turbulentas, na condição de vazão crítica.

Daniel (2019), de forma similar a Diego (2017), também avaliou a inclinação de uma valva aórtica protética, investigando as regiões de alta pressão e de tensão cisalhante na parede da aorta.

Ibanez (2019) realizou um estudo numérico, ao longo do ciclo cardíaco, investigando o posicionamento coaxial de uma prótese valvar aórtica. Foi utilizado o modelo de turbulência  $\kappa$ - $\omega$  SST, e realizadas simulações do tipo FSI (*Fluid Structure Interaction*). A partir dos resultados, foi sugerido que a posição ótima para a prótese valvar é quando está direcionada à parede esquerda da aorta com uma inclinação de 4°.

Bessa (2019) analisou experimentalmente a influência de variações de inclinação e orientação do jato transvalvar sobre o escoamento em aorta ascendente. Uma configuração especial foi projetada para permitir medições tridimensionais do fluxo em diferentes seções transversais da aorta. A técnica de velocimetria foi implementada para gerar informações instantâneas e médias do escoamento turbulento, para as variáveis de interesse. Os resultados indicam que o fluxo de sangue na aorta ascendente é afetado pela orientação do jato de sangue de entrada na aorta, corroborando as conclusões de Ibanez (2019).

Dando continuidade ao trabalho realizado por Gomes *et al.* (2017), Celis *et al.* (2020), e Ibanez *et al.* (2020) avaliaram a influência do posicionamento angular de uma prótese valvar no campo de escoamento

de um paciente específico. Os resultados apontam que uma prótese direcionada à coronária esquerda geraria padrões hemodinâmicos mais interessantes para o paciente.

Como observado na revisão bibliográfica acima, a influência da anatomia da valva aórtica pode impactar no nível das tensões na parede aórtica, afetando diretamente a da saúde dos pacientes. A avaliação numérica do escoamento sanguíneo com a determinação das tensões na parede aórtica é uma ferramenta que tem se tornado cada vez mais popular para auxiliar na compressão dos fenômenos físicos presentes nestas situações, permitindo auxiliar nos diagnósticos e no desenvolvimento de medicina personalizada.

## **1.2 Objetivo**

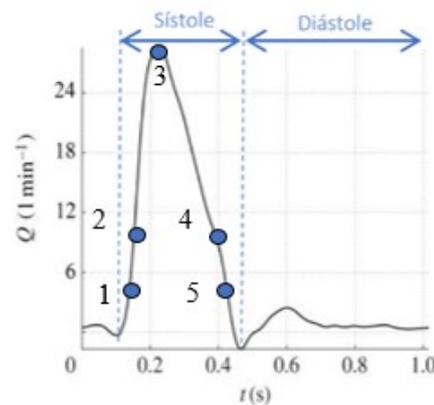
O presente trabalho de conclusão de curso se destina a analisar o campo de pressão e tensão cisalhante na superfície da aorta ascendente, durante o período da sístole, de um paciente específico submetido a implantação de uma TAVI. O escoamento sanguíneo é determinado numericamente, utilizando a ferramenta numérica Fluent, em um modelo tridimensional, gerado a partir de imagens de angiotomografia do paciente. Modelos aproximados da anatomia dos folhetos da valva aórtica, correspondentes a instantes de tempo distintos durante o período sistólico, foram desenvolvidos, de forma a permitir avaliar o impacto da valva no escoamento.

## **1.3 Organização do Trabalho**

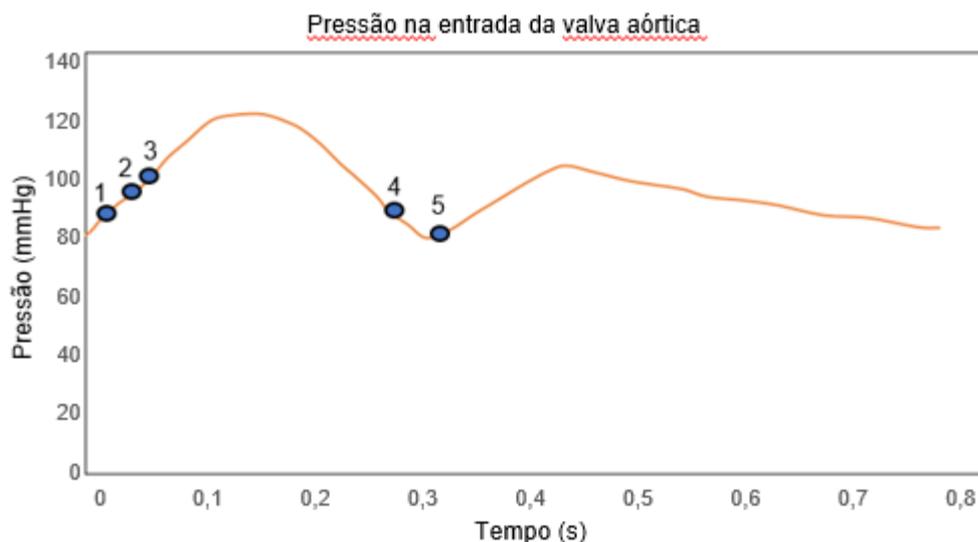
O estudo está organizado em quatro capítulos, incluindo a presente introdução e revisão bibliográfica. No capítulo 2 é apresentada a modelagem do problema, tanto matemática quanto numérica. No capítulo 3 os resultados das simulações são analisados com detalhe. Finalmente, no capítulo 4 são apresentadas as conclusões finais do trabalho, além de sugestões para ampliação dos estudos na área.

## 2 MODELAGEM

O objetivo deste estudo consiste em avaliar numericamente o escoamento sanguíneo em um modelo tridimensional de aorta ascendente de um paciente, avaliando cinco pontos distintos do período sistólico. A Figura 2.1 ilustra a variação da vazão e pressão na entrada da valva durante o ciclo cardíaco. Os pontos selecionados para análise encontram-se indicados na Figura 2.1 (a), correspondendo a (1) metade da abertura máxima, (2) abertura equivalente à do fim do fechamento lento (3) abertura máxima, (4) fim do fechamento lento e (5) abertura equivalente à metade da abertura máxima.



(a) vazão volumétrica na entrada da valva, Bessa (2019).



(b) pressão na entrada da valva Johnson et al. (2020)

Figura 2.1 – Pontos de interesse da sístole do ciclo cardíaco.

A Figura 2.2 ilustra a variação da área de abertura da valva durante a sístole, disponibilizada por Scharfschwerdt *et al.* (2011). Observa-se um período de abertura rápida, seguindo de um fechamento lento, após atingir a vazão máxima, e finalmente, um período de fechamento rápido. Dessa figura, foi obtida uma relação de porcentagem para o cálculo das áreas das valvas, a partir do valor da área da valva do ponto 3, a qual foi obtida da valva do paciente em estudo.

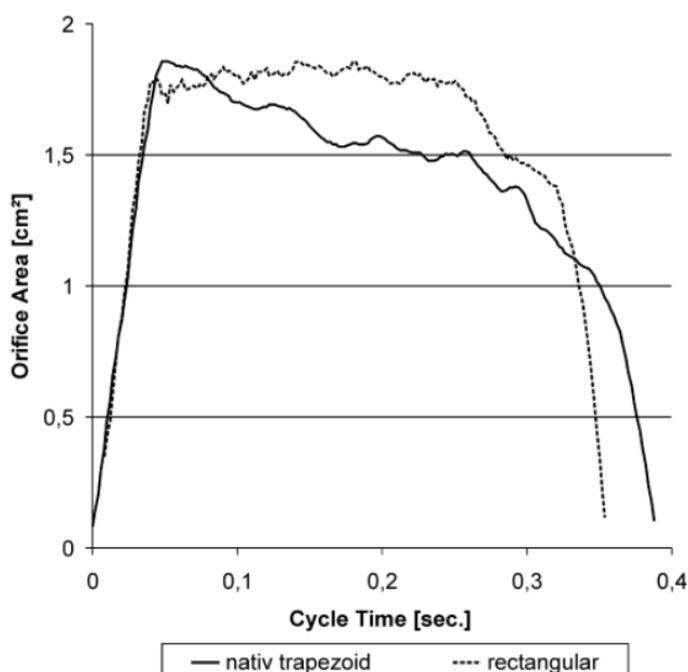


Figura 2.2 – Variação da área de abertura da valva durante a sístole. Adaptado de Scharfschwerdt et al (2011).

O presente capítulo é subdividido em três partes, na primeira, é descrito o processo de geração do domínio computacional, que considera a aorta propriamente dita e a valva resultante de uma TAVI, considerando a variação do dimensionamento das valvas em cada ponto do ciclo cardíaco. Na segunda parte, é apresentada a modelagem matemática para a determinação do escoamento no interior da aorta, e por fim, é apresentada a modelagem numérica.

## 2.1 Geração do Domínio Computacional

O escoamento através da aorta e das valvas só pode ser modelado após a obtenção da geometria de interesse. Esta foi obtida a partir de imagens geradas em um exame de uma tomografia computadorizada de um paciente específico. A escolha, uso e avaliação deste paciente em particular foi aprovada pelo Conselho de Ética em Pesquisa do Instituto Nacional de Cardiologia, Ministério da Saúde (INC-MS). A Figura 2.3 apresenta as vistas ortogonais relativas à tomografia do paciente.

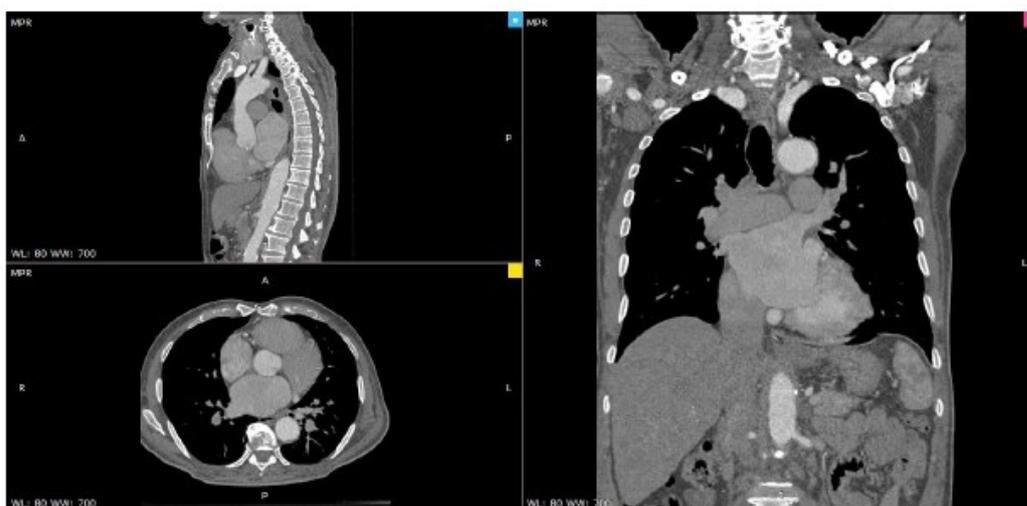


Figura 2.3 – Vistas ortogonais da tomografia computadorizada (Ibanez, 2019).

A primeira etapa do processo de pré-processamento, consiste na segmentação da região aórtica, que implica em separar da imagem disponibilizada pelo exame, o objeto de interesse, que no caso é a aorta. A seguir, um modelo tridimensional da aorta é gerado. Os processamentos das imagens foram realizados por meio de dois *softwares*: i) FIJI e ii) Mimics (Materialise, Belgium) (Ibanez, 2019). A Figura 2.4 apresenta o domínio computacional resultante, correspondente ao modelo tridimensional da aorta.



Figura 2.4 – Domínio computacional correspondo à aorta.

Vale ressaltar que apenas a aorta do paciente foi obtida da tomografia, já a anatomia da valva correspondente a cada instante de tempo do ciclo cardíaco foi construída com o auxílio do *software* SOLIDWORKS, de acordo as imagens da valva apresentadas por Johnson *et al* (2020). Cinco anatomias da valva aórtica foram construídas, sendo cada uma delas correlacionada com os cinco pontos diferentes representativos do período sistólico ao longo do ciclo cardíaco. A Figura 2.5 ilustra de forma esquemática, a variação da altura do folheto durante a abertura rápida, e fechamento lento e rápido da valva ao longo do ciclo cardíaco, indicando os pontos selecionados.

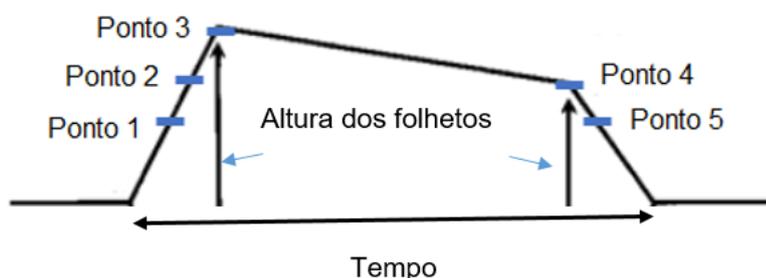


Figura 2.5 – Altura do folhetos durante abertura e fechamento da valva ao longo do ciclo cardíaco, adaptado de Leyh *et al.* (1999).

A geometria valvar foi definida com base nas vistas apresentadas por Johnson *et al.* (2020), onde são disponibilizadas uma vista superior da valva totalmente aberta e uma vista lateral do folheto, que apresenta um

perfil abaulado. Com o comando *autotrace*, disponível no SOLIDWORKS, foi possível mapear a geometria superior de saída, e foi possível combinar, através de um ressalto por *loft*, a referida geometria de saída com a entrada circular da valva. O abaulamento da valva foi obtido através de relações calculadas por Kuniyama *et al.* (2017). A Figura 2.6 ilustra as vistas tomadas para a construção das valvas.

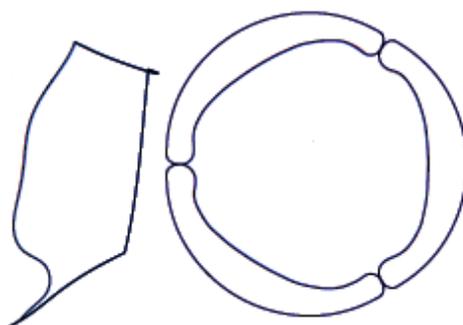


Figura 2.6 – Vistas geométricas utilizadas para construção das valvas Johnson *et al.*, (2020)

A área do orifício valvar corresponde ao instante de abertura máxima da valva (ponto (3) indicado na Figura 2.5) foi definido igual a 2 cm<sup>2</sup>, esse valor foi medido no paciente através de um electrocardiograma.

Para definir a altura dos folhetos, foi usado como base o trabalho de Matsushima *et al.* (2019) que apresentaram valores relativos à altura geométrica para valvas tricúspides e no caso de altura máxima o valor apresentado foi 17 mm.

Em seguida, foram construídas as valvas relacionadas a metade da abertura máxima, ponto (1), e para o fim do fechamento lento, ponto (4). Leyh *et al.* (1999) representaram graficamente a curva de altura dos folhetos da valva versus tempo do ciclo cardíaco. Os valores desse gráfico apresentam as médias de medidas experimentais em dez pacientes. Os dados de tempo dos pontos (3) e (4) são dados, e para o ponto (1), foi considerado metade do tempo do ponto (3). A partir dessas informações, para o fim do fechamento lento, é possível notar uma diminuição de 12,5% na altura dos folhetos em relação à vazão máxima. Para a valva no ponto (1), naturalmente foi utilizada a metade do valor de altura máxima.

No cálculo da área superior de saída das valvas, Scharfschwerdt *et*

*al.* (2011) apresentaram uma análise a respeito da área do orifício de saída valvar em relação ao tempo do ciclo cardíaco. Utilizando o resultado gráfico dessa análise, ilustrado na Figura 2.2, e os valores de tempo presentes em *Leyh et al.* (1999), obteve-se o valor da área para os pontos (1) e (4) através de uma relação percentual com a valva de vazão máxima.

A Figura 2.7 ilustra a geometria da valva correspondente aos 5 instante do sístole. A vazão através dessas novas áreas foi calculada com os mesmos valores de tempo, mencionados acima. A curva usada para tal cálculo está representada Figura 2.1. Observou-se que as vazões correspondentes aos pontos (1) e (5) do ciclo, os quais apresentam a mesma altura do folheto e mesma área, também são equivalentes. O mesmo também é verdade com relação aos pontos (2) e (4) do ciclo. Na Tabela 2.1, constam os dados de tempo, altura e área de cada valva, assim como os correspondentes valores de vazão e pressão na entrada da valva, obtidos a partir dos gráficos apresentados.

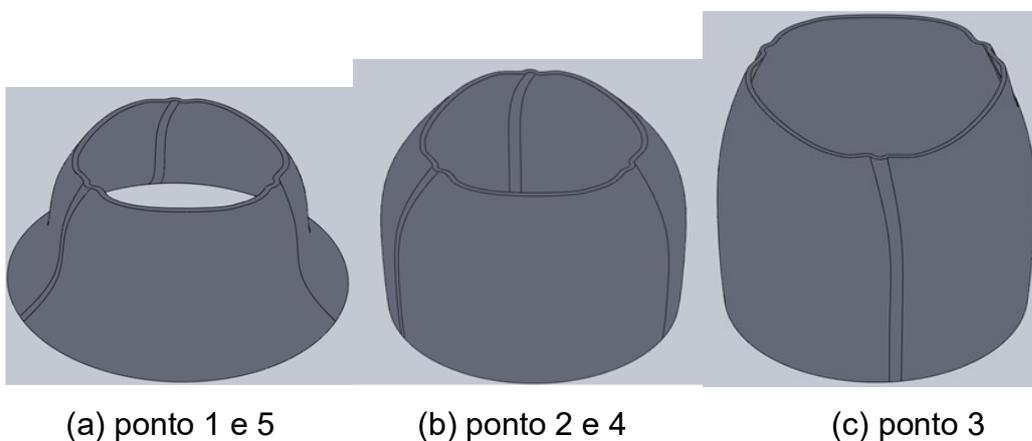


Figura 2.7 – Valvas relativas aos pontos 1, 2 e 4 respectivamente

Tabela 2.1 – Dimensões das diferentes valvas modeladas

Ponto	Tempo (ms)	Altura (mm)	Área de saída (cm <sup>2</sup> )	Vazão (kg/s)	Pressão na entrada (mmHg)
1	29	8,5	1,08	0,072	86,60
2	44	14,88	1,51	0,165	90,10
3	58	17	2,00	0,425	96,04
4	289	14,88	1,51	0,165	79,85

---

5	309	8,5	1,08	0,072	76,07
---	-----	-----	------	-------	-------

---

Uma vez que a geometria da aorta é gerada, esta pode ser importada para outro *software*: ANSYS *Workbench*. O *Workbench* é um gerenciador de projetos dentro dos quais outros programas podem ser acionados para executar as ações desejadas.

Ao importar a geometria segmentada para o *Workbench*, deve-se inicialmente acionar o *Fluid Flow Fluent*, o qual é composto por cinco etapas, a se iniciar pelo *Space Claim*, onde a segmentação previamente realizada é transformada em uma geometria para simulação. O *Space Claim* também foi utilizado para encaixar as valvas modeladas.

Depois de criar a nova geometria, a malha correspondente é gerada por outro *software* auxiliar do ANSYS *Workbench*, o *Meshing*. O programa gera a malha levando em conta as mudanças feitas no *Space Claim* na geometria original.

Na próxima etapa, a geometria e a malha são direcionadas para o *software* principal no qual ocorre a simulação do problema: *Fluent*. Aqui, são escolhidos os modelos matemáticos para determinar o escoamento, juntamente com propriedades e condições de contorno. A seguir, define-se os algoritmos de solução, parâmetros de relaxamento e critério de convergência.

Finalmente, pode-se executar o *software* para determinar os campos desejados, até que a tolerância especificada para os resíduos seja atingida. Após a obtenção da solução convergida, os campos de pressão, velocidade, tensão cisalhante e de grandezas turbulentas obtidas podem ser pós-processados, utilizando a ferramenta *CFD-Post* da ANSYS.

Nas seções seguintes, a modelagem matemática é apresentada, isto é, as equações de conservação, assim como as condições de contorno utilizadas para solucionar tais equações. Posteriormente, o método numérico selecionado, assim como os parâmetros numéricos empregados são descritos, além disso, é apresentada uma breve explicação a respeito da malha computacional.

## 2.2 Modelagem Matemática

Para determinar o escoamento, diversas hipóteses foram definidas, as quais são descritas a seguir:

- Força gravitacional desprezada: assumiu-se que são muito pequenas, quando comparadas às forças de pressão.
- Regime permanente: cada caso foi simulado com apenas uma vazão, considerando-se o processo pulsátil do escoamento como uma sucessão de regimes permanentes, de maneira semelhante a Pinho (2016) e Celis *et al* (2017).
- Complacência vascular: as variações de diâmetro da aorta devido a elasticidade de seu tecido foram desprezadas por serem de uma ordem de grandeza pequena (Ibanez, 2019).
- Fluido incompressível dentro das condições de operação, ou seja, foi considerado que a densidade do sangue é constante ao longo da região simulada, sendo  $\rho = 1054 \text{ kg/m}^3$  (Feijó, 2007).
- A viscosidade do sangue também foi considerada como constante para diferentes taxas de cisalhamento, trabalhando, assim, com uma modelagem Newtoniana (Stuart e Kenny, 1980; Crowley e Pizziconi, 2005). A viscosidade foi definida como  $0,0035 \text{ Pa}$  (Gao et al, 2006; Wang *et al*, 2011)
- Uma vez que a temperatura corporal é aproximadamente constante (Hao, 2010), o escoamento foi modelado como isotérmico,
- De acordo com diversos autores (Davies *et al.*, 1986; Celis *et al.*, 2017; Gomes, 2017) o escoamento na aorta ascendente é turbulento. Além disso Lemanov et al. (2020) indicaram que o número de Reynolds de transição turbulenta em jatos submersos é baixo, exatamente o que ocorre dentro da aorta.

Nas próximas seções são apresentadas as equações de conservação de acordo com as hipóteses listadas, assim como as condições de contorno.

### 2.2.1 Equações de conservação

O escoamento turbulento possui características complexas, sendo intrinsecamente transiente e tridimensional. Porém, realizar simulações numéricas diretas, método DNS (*Numerical Direct Simulation*), sem nenhum tipo de modelagem ou simplificação, envolve alto custo computacional e de elevado tempo de simulação. A abordagem da turbulência empregando a média de Reynolds (RANS – *Reynolds Average Navier-Stokes*) é bem mais acessível, e de acordo com Celis *et al.*, (2020) apresenta resultados satisfatórios. Esta abordagem consiste em considerar que todas as variáveis podem ser decompostas em um valor médio no tempo somado a uma flutuação

$$\phi^* = \Phi + \phi' \quad ; \quad \Phi = \frac{1}{\Delta t} \int_{\Delta t} \phi \, dt \quad (2.1)$$

Considerando as hipóteses supramencionadas, a equação de conservação de massa ou continuidade e a equação de conservação de quantidade de movimento linear, para um fluido incompressível e Newtoniano, podem ser representadas tais como

$$\frac{\partial u_j}{\partial x_j} = 0 \quad (2.2)$$

$$\frac{\partial \rho u_j u_i}{\partial x_j} = -\frac{\partial p}{\partial x_i} + \frac{\partial \tau_{ij}}{\partial x_j} - \frac{\partial \overline{\rho u'_j u'_i}}{\partial x_j} \quad (2.3)$$

onde  $u_i$  são os componentes do vetor velocidade,  $x_i$  são os eixos coordenados,  $\rho$  é a massa específica,  $p$  é a pressão,  $\tau_{ij}$  é o tensor de tensões viscosas e  $-\overline{\rho u'_j u'_i}$  é o tensor turbulento, também conhecido como tensor de Reynolds.

O tensor de tensões viscosas  $\tau_{ij}$  é sempre simétrico para um fluido Newtoniano e incompressível, sendo

$$\tau_{ij} = 2\mu S_{ij} \quad (2.4)$$

onde  $\mu$  é a viscosidade molecular e  $S_{ij}$  é o tensor taxa de deformação. Que

pode ser escrito como

$$S_{ij} = \frac{1}{2} \left( \frac{\partial u_i}{\partial x_j} + \frac{\partial u_j}{\partial x_i} \right) \quad (2.5)$$

Para modelar o tensor de Reynolds, foi utilizada a aproximação de Boussinesq, a qual define a tensão turbulenta fazendo analogia com a tensão viscosa, sendo o coeficiente de proporcionalidade a viscosidade turbulenta  $\mu_t$ , que depende do escoamento

$$-\rho \overline{u'_j u'_i} + \frac{2}{3} \rho \kappa \delta_{ij} = \mu_t 2 S_{ij} \quad (2.6)$$

Na equação 2.6, o segundo termo representa a pressão dinâmica dos turbilhões, sendo proporcional à energia cinética turbulenta do escoamento  $\kappa$ , dada por:

$$\kappa = \frac{1}{2} \overline{u'_k u'_k} \quad (2.7)$$

Substituindo as equações acima na equação (2.3), obtêm-se:

$$\frac{\partial \rho u_j u_i}{\partial x_j} = -\frac{\partial \hat{p}}{\partial x_i} + \frac{\partial}{\partial x_j} \left[ (\mu + \mu_t) \left( \frac{\partial u_i}{\partial x_j} + \frac{\partial u_j}{\partial x_i} \right) \right] \quad (2.8)$$

onde  $\hat{p}$  é uma pressão modificada que incorpora a pressão termodinâmica  $p$  e a pressão dinâmica turbulenta baseada na energia cinética turbulenta  $\kappa$ , tal como:

$$\hat{p} = p + \frac{2}{3} \rho \kappa \quad (2.9)$$

Para determinar a viscosidade turbulenta, seguiu-se a recomendação de com Celis *et al.*, (2020) que comparou o campo de velocidade obtido no interior de uma aorta com dados experimentais e recomendou o modelo de turbulência  $\kappa$ - $\omega$  SST ( $\kappa$ - $\omega$  *Shear Stress Transport*) proposto por Menter (1994). Este modelo combina os modelos  $\kappa$ - $\epsilon$  (energia cinética turbulenta e sua taxa de dissipação) e  $\kappa$ - $\omega$  (energia cinética turbulenta e dissipação específica). O modelo  $\kappa$ - $\epsilon$  é utilizado para regiões afastadas das paredes e o modelo  $\kappa$ - $\omega$  nas proximidades das paredes.

A viscosidade turbulenta é dada por:

$$\mu_t = \frac{\rho \kappa}{\omega} \xi_{\kappa-\omega} \quad ; \quad \xi_{\kappa-\omega} = \frac{1}{\max\left(\frac{1}{\alpha^* S}, \frac{F_2}{a_1 \omega}\right)} \quad ; \quad S = \sqrt{S_{ij} S_{ij}} \quad (2.10)$$

onde  $\xi_{\kappa-\omega}$  refere-se ao fator de mistura entre os modelos citados anteriormente,  $S$  é a magnitude da taxa de deformação,  $a_1$  é uma constante empírica com valor de 0.31 (Menter,1994),  $F_2$  é uma função utilizada para definir qual modelo a ser empregado, e depende do escoamento.

Para encontrar a viscosidade turbulenta, as seguintes equações de transporte para a energia cinética turbulenta  $\kappa$  e dissipação específica  $\omega$ , respectivamente, são resolvidas:

$$\frac{\partial (\rho u_j \kappa)}{\partial x_j} = P - \beta \rho \kappa \omega + \frac{\partial}{\partial x_j} \left[ (\mu + \sigma_\kappa \mu_t) \frac{\partial \kappa}{\partial x_j} \right] \quad (2.11)$$

$$\frac{\partial (\rho u_j \omega)}{\partial x_j} = \frac{\rho \gamma}{\mu_t} P - \beta \rho \omega^2 + \frac{\partial}{\partial x_j} \left[ (\mu + \sigma_\omega \mu_t) \frac{\partial \omega}{\partial x_j} \right] + 2(1 - F_1) \frac{\rho \sigma_\omega^2}{\omega} \frac{\partial \kappa}{\partial x_j} \frac{\partial \omega}{\partial x_j} \quad (2.12)$$

onde  $\beta$ ,  $\sigma_\kappa$ ,  $\sigma_\omega$  são constantes empíricas,  $F_1$  também é uma função de ponderação entre os modelos e  $P$  é a produção da energia cinética turbulenta, expressa por:

$$P = -\rho \overline{u_j' u_i'} \frac{\partial u_i}{\partial x_j} \quad (2.13)$$

### 2.2.2 Condições de contorno

Para que as equações descritas acima possam ser resolvidas, é necessário definir condições de contorno.

Conforme mencionado, durante a sístole, o sangue é bombeado do ventrículo esquerdo para a aorta e o escoamento possui vazão variável ao longo do ciclo cardíaco, como ilustrado na Figura 1.1. Porém, neste trabalho considerou-se o escoamento durante a sístole, como uma sucessão de regimes permanentes. Dessa forma, para cada instante de tempo do ciclo, selecionado para ser estudado, utilizou-se a geometria correspondente, juntamente com a vazão e pressão reinantes na entrada, com os dados apresentados na Tabela 2.1.

O jato de sangue na entrada na aorta é considerado normal ao plano de entrada do domínio, alinhado com o eixo  $z$ , ou seja,  $u = v = 0$  e a velocidade axial  $w_{in}$  é obtida pela razão da vazão volumétrica  $Q$  pela área da seção transversal da entrada da valva,  $A_t$

$$w_{in} = \frac{Q}{A_t} \quad (2.43)$$

Para as grandezas turbulentas, as condições de contorno na entrada de  $\kappa$  e  $\omega$  são calculadas da seguinte maneira:

$$\kappa_{in} = I \frac{w_{in}^2}{2} \quad ; \quad \omega_{in} = \frac{\kappa^{1/2}}{C_\mu l} \quad (2.54)$$

onde  $I$  é a intensidade de turbulência, estimada em 5% (Celis *et al.*, 2020),  $l$  é a escala de comprimento turbulento, assumindo igual ao diâmetro da área de saída da valva.  $C_\mu = 0,09$  é a constante empírica do modelo de turbulência utilizado.

Referente à condição de contorno nas paredes da aorta, foi considerado a condição de não deslizamento, isto é, nas paredes, os componentes de velocidade são nulos ( $u = v = w = 0$ ). A energia cinética turbulenta também é nula nessa região, no entanto, dissipação específica nas paredes é dada de acordo com Menter (1994), como função da rugosidade da parede  $k_s$ . A rugosidade da parede é unitária,  $k_s = 1$ .

A dissipação específica na parede é definida, de maneira adimensional, como:

$$\omega^+ = \frac{\omega_w \mu}{\rho_0 (u^*)^2} \quad ; \quad u^* = \sqrt{\frac{\tau_s}{\rho}} \quad (2.65)$$

onde  $u^*$  é a velocidade de atrito. A dissipação específica é avaliada, também, levando-se em conta a espessura da subcamada molecular, tal como:

$$\omega^+ = \min \left( 2500, \frac{6}{\beta_\infty^* (y^+)^2} \right) \quad (2.76)$$

onde  $\beta_\infty^*$  é uma constante empírica e a distância adimensional da parede é

$$y^+ = \frac{\rho u^* y}{\mu} \quad (2.17)$$

Por fim, conforme apresentado na Tabela 2.2 e Figura 2.8 , a aorta possui quatro saídas. As três primeiras se situam no arco aórtico, sendo elas: 1) tronco braquiocefálico; 2) artéria carótida comum esquerda; e 3) artéria subclávia esquerda. A saída n°4 é a saída principal, que leva à aorta abdominal. Nestas regiões, foi imposta a condição de fluxo difusivo nulo na direção normal à saída para todas as variáveis,  $\partial / \partial x_n = 0$ . A vazão da entrada é distribuída, percentualmente, nas saídas de acordo com a Tabela 2.2, conforme sugerido por Alastruey *et al.*, (2016).

Tabela 2.2 – Percentual de vazão em cada saída

Saída	Vazão Volumétrica $\frac{Q_i}{Q}$ (%)
1	6,4
2	5,2
3	19,3
4	69,1

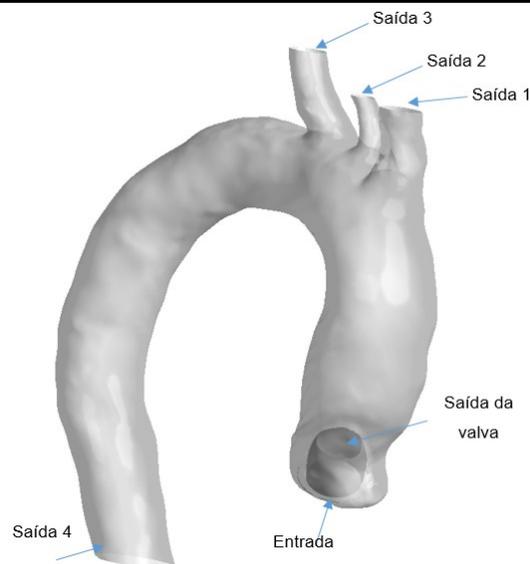


Figura 2.8 – Fronteiras de entrada e saídas de escoamento.

### 2.3 Modelagem Numérica

Conforme mencionado anteriormente, o *software* escolhido para a

simulação numérica foi o *Fluent* 2020 (Ansys inc., Estados Unidos), e para o pós-processamento dos resultados, o *CFD-Post*. Esse programa é baseado no método de volumes finitos (Patankar, 1980), que consiste em dividir o domínio a ser resolvido em vários volumes que não se sobrepõem, de forma a estabelecer um volume de controle para cada ponto da malha. Após essa etapa, as equações governantes são integradas ao longo de cada volume de controle.

A discretização espacial das equações de conservação de massa, quantidade de movimento linear e grandezas turbulentas foi realizada utilizando esquema de discretização *Upwind* de segunda ordem. Para o acoplamento entre pressão e velocidade nos cálculos, se utilizou o algoritmo *Coupled* do *Fluent*. A solução foi considerada como convergida quando todos os resíduos das equações discretizadas atingiram valores menores que  $10^{-6}$ .

A malha computacional foi gerada utilizando parâmetros de construção iguais para cada um dos quatro casos simulados. O algoritmo escolhido foi o *Patch Conforming* aliado ao método dos tetraedros. Foi realizado também um *Inflation* da malha, que consiste em refinar a mesma na região da parede para captar melhor as variações de pressão e velocidade na camada limite.

Para todos os casos simulados os números de elementos da malha ficaram em torno de 1,7 milhões de elementos. A definição da malha foi baseada no teste de malha realizado por Ibanez (2019), para exatamente a mesma aorta, porém na ausência dos folhetos da valva, i.e., a valva foi definida como um simples orifício. A Figura 2.9 ilustra a malha computacional resultante.

Para verificar adequação da malha com o modelo de turbulência selecionado, para cada caso analisado, após a obtenção de solução convergida, conferiu-se que o valor de  $y^+$  do primeiro ponto nodal ao longo de toda a superfície da aorta encontra-se abaixo de 5.

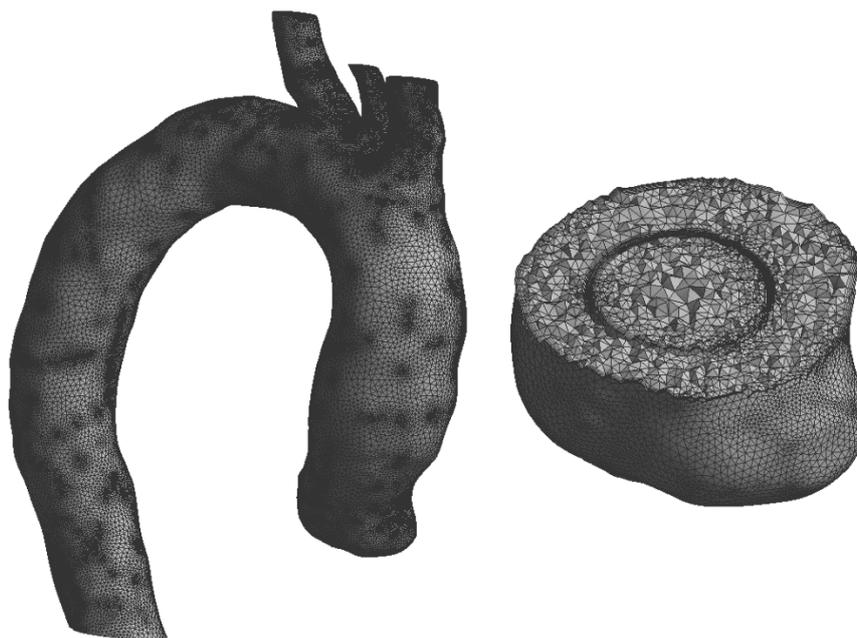


Figura 2.9 – Detalhamento da malha para o caso da valva de vazão máxima

### 3 RESULTADOS

Neste capítulo, são apresentadas as análises dos campos de velocidade, pressão e grandezas turbulentas obtidas para os diferentes instantes de tempo durante o período da sístole, na região ascendente da aorta e do arco aórtico, uma vez que esta região é a mais susceptível ao desenvolvimento de possíveis patologias como aneurisma aórtico. O principal foco desta análise está relacionado a identificar o impacto da geometria da valva aórtica no escoamento e superfície da aorta.

Inicialmente, analisa-se os campos obtidos para a condição crítica do período sistólico, a qual corresponde a vazão máxima, quando a valva encontra-se totalmente aberta. Diversos trabalhos disponíveis na literatura utilizam uma valva simplificada, i.e., representam a valva como um simples orifício circular (Celis et al, 2020, Ibanez, et al, 2020, Bessa et al, 2021). Dessa forma, a primeira etapa do presente trabalho consiste em avaliar o impacto de uma representação mais realista da valva, para esta condição crítica de escoamento.

Na sequência, analisa-se os diferentes instantes de tempo do ciclo, visando avaliar o impacto da redução da vazão, juntamente com o fechamento da valva.

Durante o período sistólico, a valva se abre e fecha, logo, para cada instante de tempo do período sistólico considerado, a valva possui uma altura e abertura diferente, associada a uma vazão e pressão na entrada, conforme descrito no Capítulo 2. Conseqüentemente, a velocidade do jato de sangue na entrada também é diferente para cada valva.

O escoamento no interior da aorta é governado pela sua forma anatômica e pelo número de Reynolds, que é expresso por:

$$Re = \frac{4 \dot{m}}{\pi D \mu} \quad (3.1)$$

onde  $\rho = 1054 \text{ kg/m}^3$ ,  $\mu = 0,0035 \text{ Pa s}$ .  $D = (4 A \pi)^{0,5}$  é o diâmetro efetivo da área de saída de cada valva, sendo a velocidade na saída da valva  $w_{ref} = \dot{m} / (\rho A)$ . A Tabela 3.1 apresenta os valores do diâmetro efetivo, velocidades de saída de cada valva, bem como os respectivos números de Reynolds. Observa-se que o número de Reynolds variou entre 2000 e 10000, caracterizando claramente que para todos os casos o escoamento turbulento, especialmente levando em consideração que a transição laminar-turbulento de jatos submersos é bem baixa, e.g.  $Re \approx 10$  (Lemanov et al., (2013)).

Tabela 3.1– Velocidades na entrada e número de Reynolds para cada ponto

Ponto	Diâmetro efetivo (cm)	Velocidade (m/s)	Reynolds
1	1,17	1,45	2239
2	1,39	1,04	4318
3	1,60	2,00	9663
4	1,39	1,04	4318
5	1,17	1,45	2239
Orifício circular	1,60	2,00	9663

A Figura 3.1 ilustra o posicionamento do eixo de coordenadas utilizado no presente trabalho na entrada da aorta. Note que o eixo z é perpendicular a entrada.

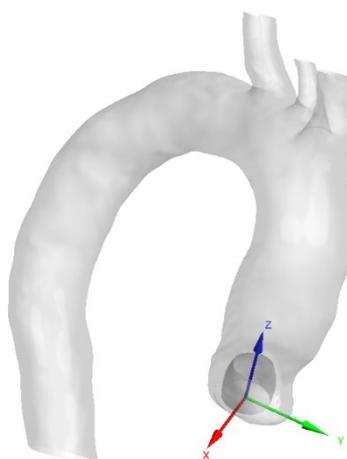
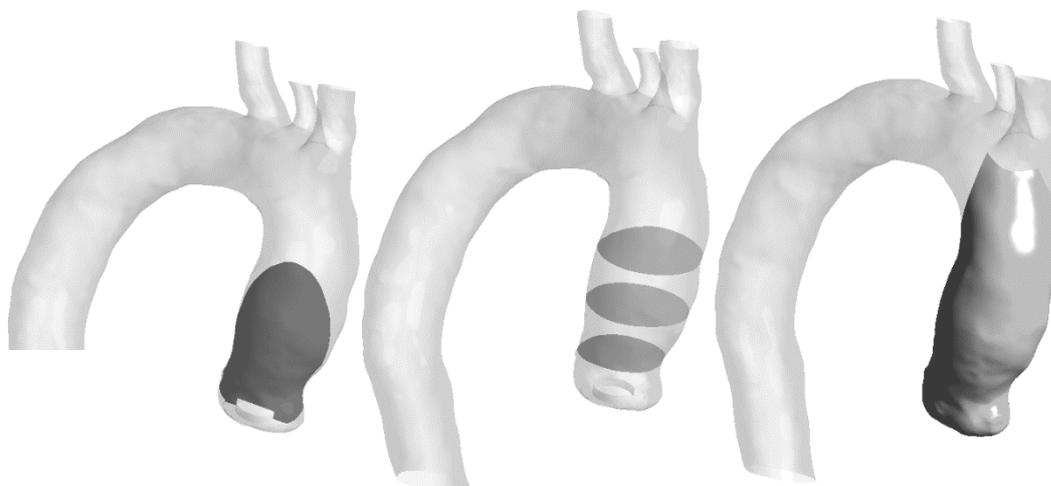


Figura 3.1– Eixo de coordenadas

Para visualizar os campos internos, um plano central paralelo ao eixo  $z$ , normal ao plano de entrada, foi selecionado. Além disso, planos transversais, paralelos ao plano de entrada também foram definidos, o primeiro plano sendo disposto logo acima da saída da valva na sua altura máxima, em  $z = 18$  mm, e o restante colocado a cada 15 mm. Adicionalmente, foi definida uma região de interesse na aorta, justamente onde há maiores chances de haver um desenvolvimento de aneurisma aórtico (Collins *et al.*, 2015), com o intuito de analisar de forma mais clara as variáveis de interesse médico. A Figura 3.2 ilustra a aorta com os planos mencionados acima, assim como a região de interesse.



a) plano paralelo ao eixo  $z$ , b) Planos transversais ao eixo  $z$  c) região de interesse  
Figura 3.2 – Planos de análise dos resultados

### 3.1 Condição crítica: valva totalmente aberta versus orifício

Nesta seção é apresentada uma comparação do escoamento para a condição crítica, correspondente a vazão e abertura máxima (ponto 3), para uma valva representada por um orifício e pela modelagem física da valva.

#### 3.1.1 Campo de velocidade

A Figura 3.3 e Figura 3.4 apresentam o impacto da presença física da valva totalmente aberta no módulo do vetor velocidade,  $|V| = \sqrt{u^2 + v^2 + w^2}$ , no plano central e em planos transversais. A comparação é feita utilizando a mesma escala, para facilitar o

entendimento. Qualitativamente, o escoamento é semelhante com um jato forte central, com recirculações ao redor do jato (identificados pela região de cor azul) e com uma região de incidência do jato na superfície da aorta semelhante. Observa-se na Figura 3.3(b) a aceleração do jato até a saída da valva, quando atinge a mesma velocidade que a existente na saída do orifício, já que nesta região apresenta-se uma redução de área.

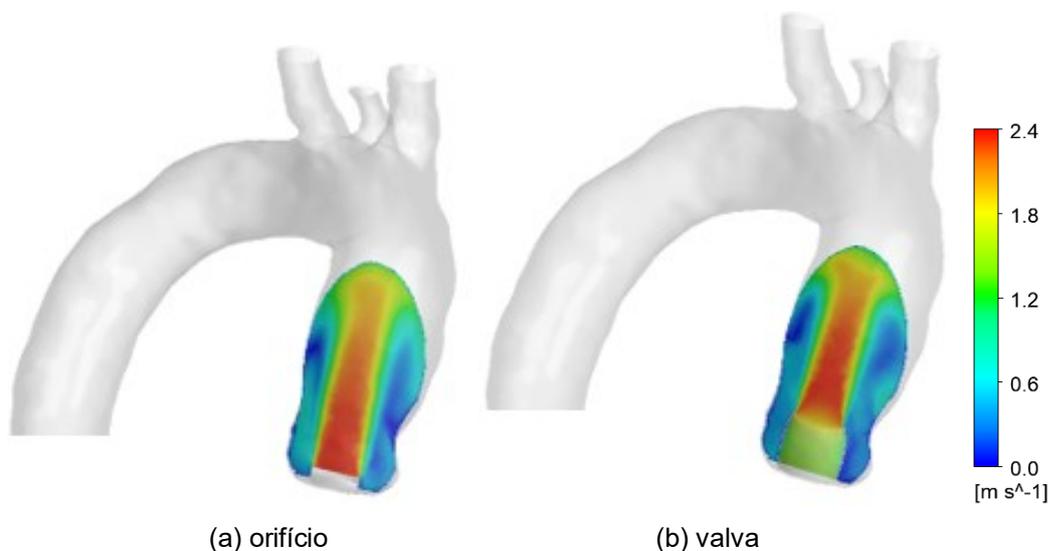


Figura 3.3 – Comparação módulo do vetor velocidade no plano central da aorta com orifício circular e aorta com valva, na condição crítica de vazão máxima.

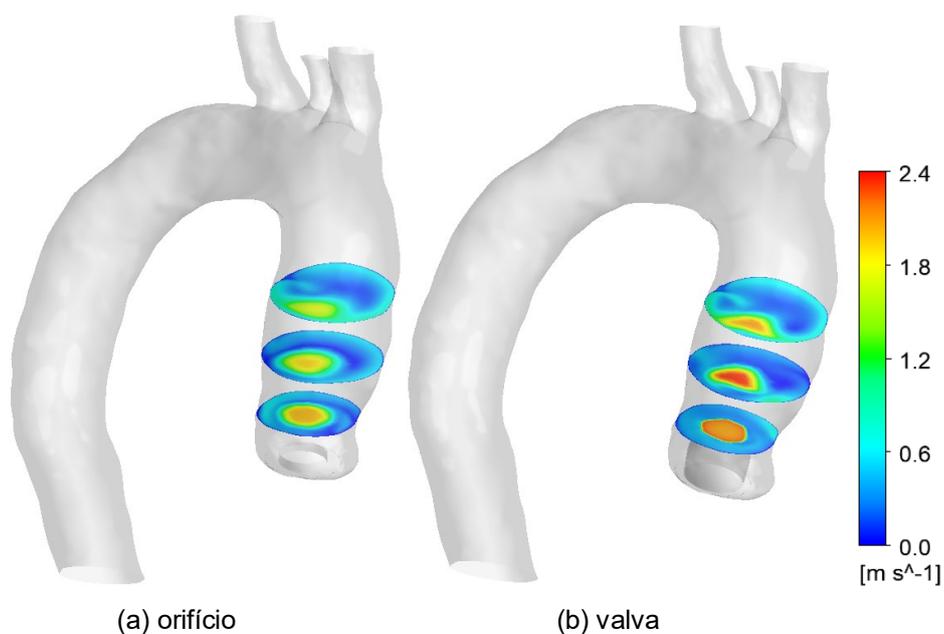


Figura 3.4 – Comparação módulo do vetor velocidade em planos transversais da aorta com orifício circular e aorta com valva, na condição crítica de vazão máxima.

Este aumento de velocidade até atingir a saída física da valva fica mais clara ao analisarmos o perfil de velocidade axial (direção  $z$ ) ao longo do eixo  $z$ , na Figura 3.5, já que nesta região apresenta-se uma redução de área. Neste gráfico ainda pode se observar mais claramente que após o escoamento sobrepassar a altura dos folhetos, a velocidade continua aumentando como consequência da aceleração produzida pela forma dos folhetos (bocal convergente), para somente após uma determinada distância começar a decair lentamente até chegar próximo a superfície da aorta, quando desacelera fortemente. Observa-se ainda que no caso do orifício, a intensidade do jato decai lentamente desde a entrada. Este fato é corroborado visualizando o campo do componente de velocidade axial nos planos transversais na Figura 3.4.

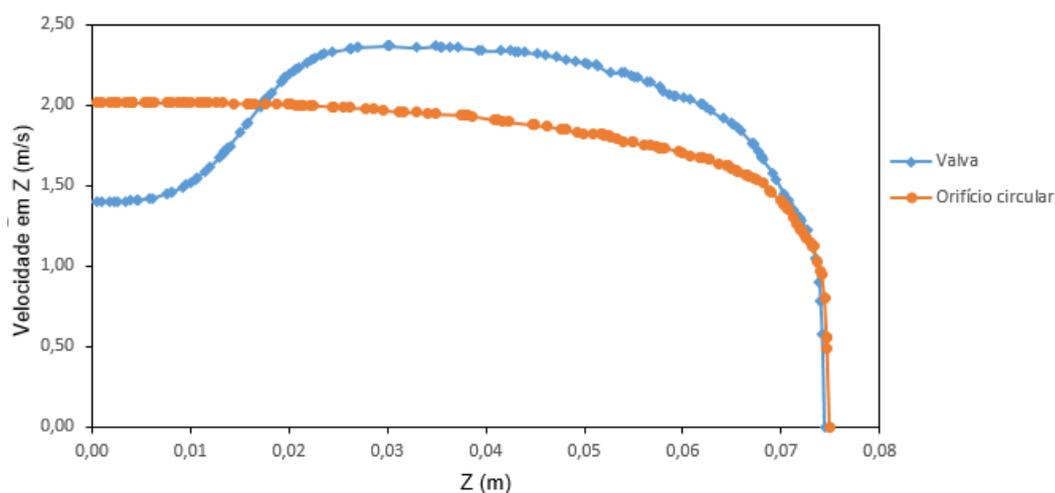


Figura 3.5 – Comparação do componente de velocidade axial (direção  $z$ ) ao longo do eixo  $z$  da aorta com orifício circular e aorta com valva, na condição crítica de vazão máxima.

Para complementar a análise do campo de velocidade, apresenta-se na Figura 3.6, linhas de corrente, e uma iso-superfície de velocidade axial, correspondentes aos dois casos (orifício e valva). A visualização da iso-superfície, é uma forma bastante intuitiva de visualização do comportamento do escoamento do jato de sangue que adentra a aorta.

Uma análise das linhas de corrente na Figura 3.6 mostra que o caminho percorrido pelo sangue ao longo da aorta é equivalente para os dois tipos de modelagens da entrada do sangue na aorta. Para visualizar o jato central foi selecionado o valor de  $w = 0,5 \text{ m/s}$ , que garante uma boa

representação do jato dentro da aorta. Dentro da iso-superfície, situam-se valores de  $w$  maiores que 0,5 m/s. A iso-superfície de velocidade axial é muito semelhante para os dois casos, atingido a superfície da aorta de forma análoga. Observa-se que devido a presença do aorta-aórtico, como o escoamento precisa ser desviado, surgem recirculações.

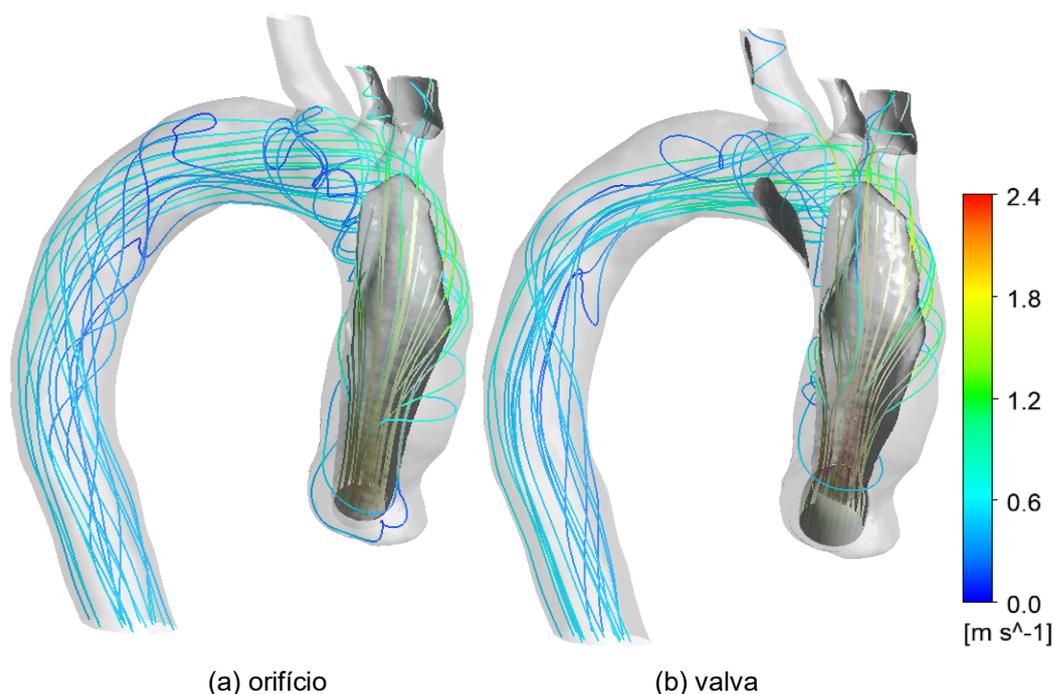


Figura 3.6 – Comparação de linhas de corrente e iso-superfície do componente de velocidade axial (direção z) da aorta com orifício circular e aorta com valva, na condição crítica de vazão máxima.

### 3.1.2 Campo de pressão e tensão cisalhante

A distribuição de pressão no escoamento hemodinâmico, e tensão cisalhantes nas paredes da aorta são fundamentais para a saúde de um ser humano, desempenhando um papel importante, podendo induzir o crescimento de aneurismas na aorta ascendente.

A Figura 3.7 apresenta a distribuição de pressão na superfície da aorta para os dois casos, utilizando a mesma escala. É importante destacar a similaridade entre os níveis de pressão, bem como da região de impacto do jato na parede. Isso confirma, mais uma vez, a hipótese de que a aproximação da valva como um orifício circular é viável para essa variável.

Além disso, é possível observar níveis um pouco mais altos de pressão na região de incidência do jato, o que é uma consequência do valor mais elevado do jato na saída da valva física, como mostrado anteriormente. Nota-se também, que na raiz da aorta, os níveis de pressão são mais altos para o caso com o orifício circular. Isso também se deve ao fato do que o escoamento é acelerado até atingir a saída da valva física, com recirculações de baixa intensidade entre a valva e a superfície da aorta nesta região.

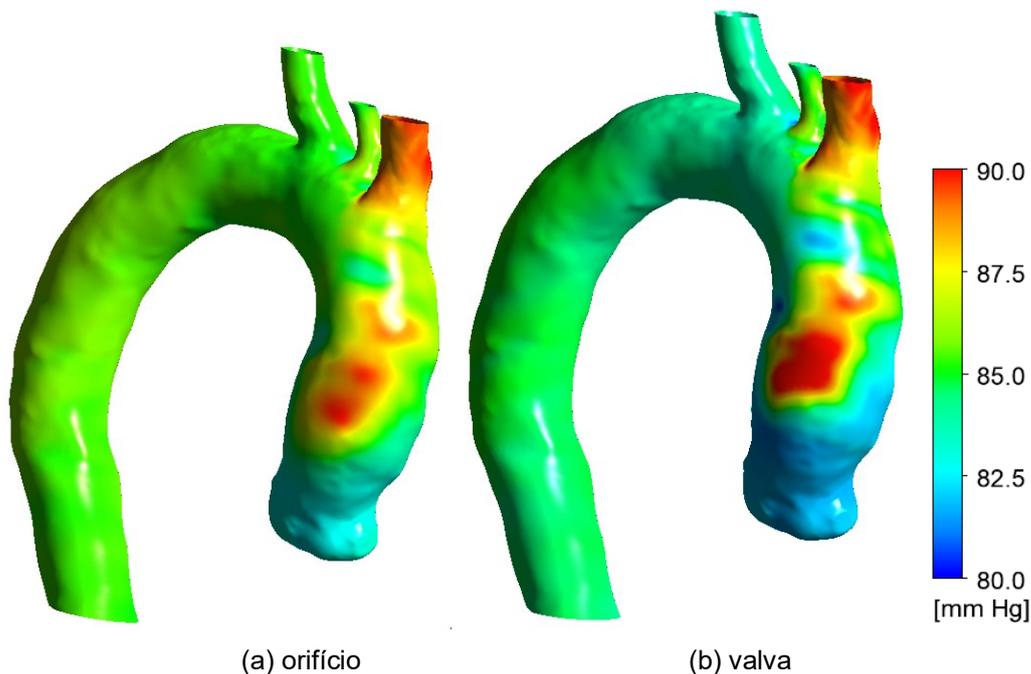


Figura 3.7 – Comparação dos níveis de pressão da aorta com ofício circular e aorta com valva, na condição crítica de vazão máxima.

A tensão cisalhante é definida como o gradiente do componente da velocidade tangente à parede na direção, sendo expressa por:

$$\tau_w = \mu \left. \frac{\partial u_t}{\partial n} \right|_w \quad (3.2)$$

Analogamente à pressão da superfície da aorta, a Figura 3.8 ilustra a tensão cisalhante (WSS) na superfície das aortas dos dois casos em questão. Conforme mencionado no início dessa seção, os efeitos da tensão cisalhante na parede da aorta é um parâmetro intimamente conectado com a dilatação da aorta e aneurismas aórticos. A distribuição de WSS é, de certa maneira, semelhante a distribuição de pressão. Tendo os seus

maiores valores na região da aorta ascendente, em torno de onde ocorre o impacto do jato na parede. Para ambos os casos, os campos de WSS são semelhantes.

Para ambos os casos, os campos de WSS são semelhantes, porém, a aorta com valva apresenta uma maior região com altos valores de tensão cisalhantes, pois a presença da valva leva a velocidades de jato mais altas, e consequentemente maiores tensões cisalhantes, quando comparado com a aorta com o orifício. Nota-se também, níveis mais baixos de tensão na raiz da aorta, que podem ser relacionados as recirculações de baixa velocidade ao redor na valva.

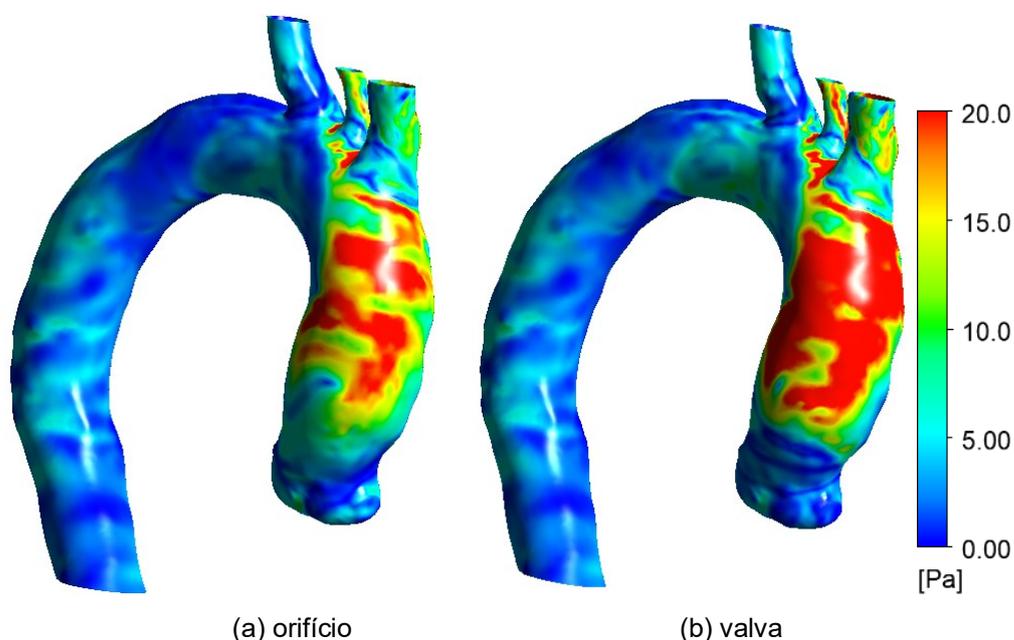


Figura 3.8 – Comparação dos níveis tensão cisalhante da aorta com orifício circular e aorta com valva, na condição crítica de vazão máxima

A Tabela 3.2 apresenta os valores médios e máximos de pressão e tensão cisalhantes na região de interesse. As pressões obtidas para os dois casos são muito semelhantes. Observa-se que a valva física leva a valores um pouco maiores de pressão máxima na superfície da aorta, enquanto a pressão média é um pouco mais baixa. Porém, a tensão máxima é bem maior no caso da valva física, confirmando a análise anterior.

Tabela 3.2 – Valores de pressão e tensão cisalhante médios e máximos na região de interesse.

Valor	Orifício	Valva
Pressão máxima [mmHg]	90,04	91,76
Pressão média [mmHg]	84,77	83,36
WSS máxima [Pa]	33,16	51,82
WSS média [Pa]	7,64	9,60

### 3.1.3 Campo de grandezas turbulentas

Nesta seção, grandezas relacionadas ao escoamento turbulento são analisadas. Em um primeiro momento, a energia cinética turbulenta é apresentada. A energia cinética turbulenta representa a ‘força’ da turbulência no escoamento, e está definida na Eq. (2.7).

A Figura 3.9 ilustra as mesmas linhas de corrente presentes na Figura 3.6, dessa vez, com contornos de energia cinética turbulenta.

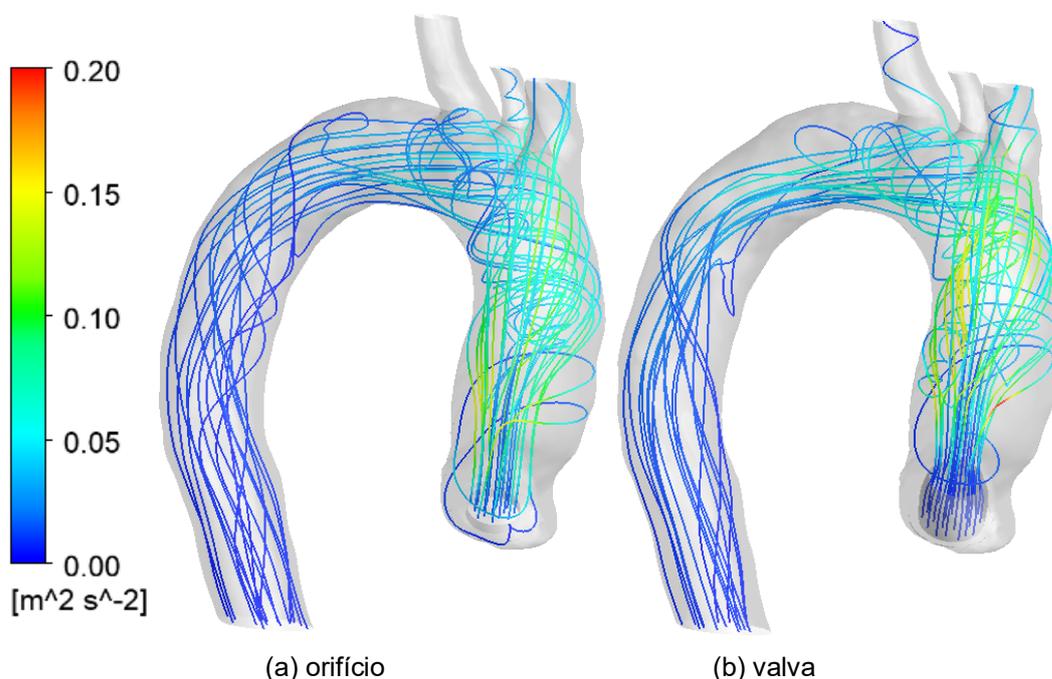


Figura 3.9 – Comparação de linhas de corrente com energia cinética turbulenta da aorta com orifício circular e aorta com valva, na condição crítica de vazão máxima.

Nota-se na Figura 3.9, que os níveis da energia são bastante semelhantes, apesar da aorta com a valva aparentar possuir maiores

valores no geral, com as linhas de cores verdes e amarelas se estendendo através do arco aórtico, enquanto que para a aorta com o orifício, as linhas com essas cores terminam no início do arco aórtico. Além disso, os valores mais altos da energia são atingidos mais rapidamente, ou seja, em valores de  $z$  mais baixos, na aorta com a valva.

Para complementar a análise da energia cinética turbulenta  $\kappa$ , apresenta-se um perfil de  $\kappa$  ao longo do eixo  $z$  para as duas aortas, na Figura 3.10. As curvas corroboram com as análises realizadas no parágrafo anterior, demonstrando que a aorta com a valva possui os maiores valores de energia, com seu pico ocorrendo para um menor valor do eixo  $z$ . Porém, nota-se que próximo à raiz da aorta (menor  $z$ ), a energia cinética é mais alta na aorta com o orifício.

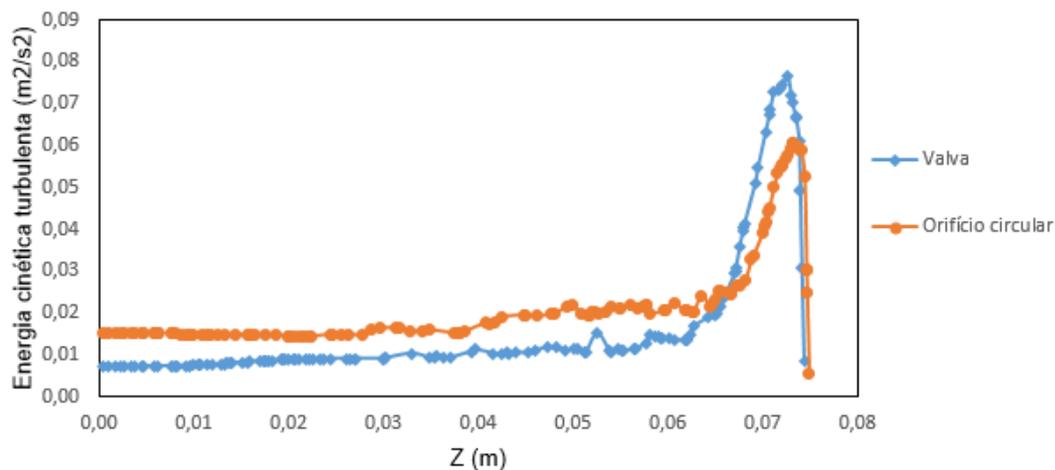


Figura 3.10 – Perfil da energia cinética turbulenta ao longo do eixo  $z$  da aorta com orifício circular e aorta com valva, na condição crítica de vazão máxima.

A segunda grandeza selecionada para ser avaliada é o Critério  $Q$  (Hunt et al., 1988) que auxilia a identificar as estruturas coerentes do escoamento, sendo definido como

$$Q = \frac{1}{2}(\Omega_{ij}\Omega_{ij} - S_{ij}S_{ij}) \quad ; \quad \Omega_{ij} = \frac{1}{2}\left[\frac{\partial u_i}{\partial x_j} - \frac{\partial u_j}{\partial x_i}\right] \quad (3.3)$$

onde  $S_{ij}$ , definido na Eq. (2.5), é a taxa de deformação do elemento de fluido e  $\Omega_{ij}$  é tensor de vorticidade. Um valor de  $Q$  positivo significa que a magnitude do vórtice se sobressai sobre a taxa de deformação.

Biasetti *et al.* (2011), correlacionou estruturas verticais com altos

níveis de tensão cisalhante em aortas dotadas de aneurisma abdominal. De maneira análoga, nessa seção, um dos objetivos é visualizar estruturas coerentes dentro da aorta ascendente, principalmente, as diferenças causadas pela adição da valva rígida. Para auxiliar nesta análise, será utilizado o Critério- $Q$ .

Juntamente com o critério- $Q$ , outra grandeza importante será utilizada. É a helicidade, normalizada

$$H = \xi_i \frac{u_i}{[\sqrt{\xi_k \xi_k} \sqrt{u_\ell u_\ell}]} ; \quad \xi_i = \epsilon_{ijk} \frac{\partial u_j}{\partial x_k} \quad (3.3)$$

onde  $\xi_i$  é a vorticidade e  $\epsilon_{ijk}$  o operador Levi-Civita. A helicidade avalia a tendência do escoamento em formar vórtices coerentes, representando a quantidade de ligação das linhas de vórtices do fluxo. O fluxo helicoidal pode promover dilatação aórtica, portanto, a helicidade normalizada pode auxiliar na caracterização de doenças valvares e cardiopatias. Os valores de helicidade de 1 ou -1 representam o núcleo do vórtice, que é caracterizado por forte enrolamento do vórtice. Diversos pesquisadores indicam que um valor de helicidade normalizado absoluto superior a 0,6 representa a possibilidade de um remodelamento vascular.

A Figura 3.11 apresenta iso-superfícies de  $Q$ , coloridas com helicidade normalizada, que pode ser interpretada como a tendência do escoamento em formar vórtices. Para a geração dessas iso-superfícies, o valor de  $Q$  foi alterado até que se encontrasse uma estrutura com um formato parecido com um “grampo de cabelo” (*hairpin*), definida em Almeida (2019) como tendo uma possível correlação com o crescimento de aneurismas aórticos.

É possível notar, qualitativamente para ambos os casos, iso-superfícies muito semelhante, além de possuírem contornos de helicidade muito parecidos. Porém, na aorta com o orifício, a estrutura do *hairpin* é mais bem definida e possui valores mais altos de helicidade na isosuperfície de  $Q$ . Já na aorta com a valva, o *hairpin* é menos aparente, e, os valores de helicidade não são muito altos.

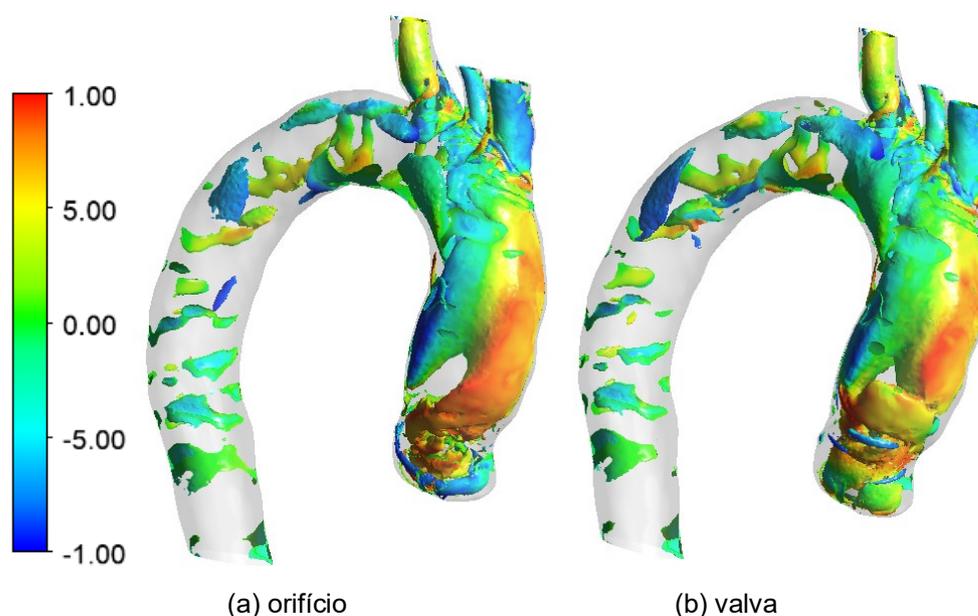


Figura 3.11 – Critério-Q com helicidade normalizada da aorta com ofício circular e aorta com valva, na condição crítica de vazão máxima.

## 3.2 Análise do Ciclo Cardíaco

Nesta seção é apresentada uma comparação do escoamento ao longo da sístole cardíaca, com a evolução das mesmas variáveis discutidas anteriormente nos cinco pontos escolhidos para análise, considerando a presença dos folhetos da valva. Para cada instante de tempo, foram impostos, como mencionado, vazão e pressão na entrada correspondente ao referido instante, em uma valva com a respectiva abertura e altura.

### 3.2.1 Campo de velocidade

Para analisar a evolução do campo de velocidade durante o ciclo cardíaco, apresenta-se na Figura 3.12 o mapa do módulo do vetor velocidade correspondentes aos cinco pontos específicos do ciclo cardíaco, no plano central e nos três planos transversais selecionados para análise. A comparação é feita utilizando a mesma escala, para facilitar o entendimento. Na figura, é indicado em cima o ponto do instante de tempo selecionado, e a imagem da valva correspondente é ilustrada na parte inferior da figura.

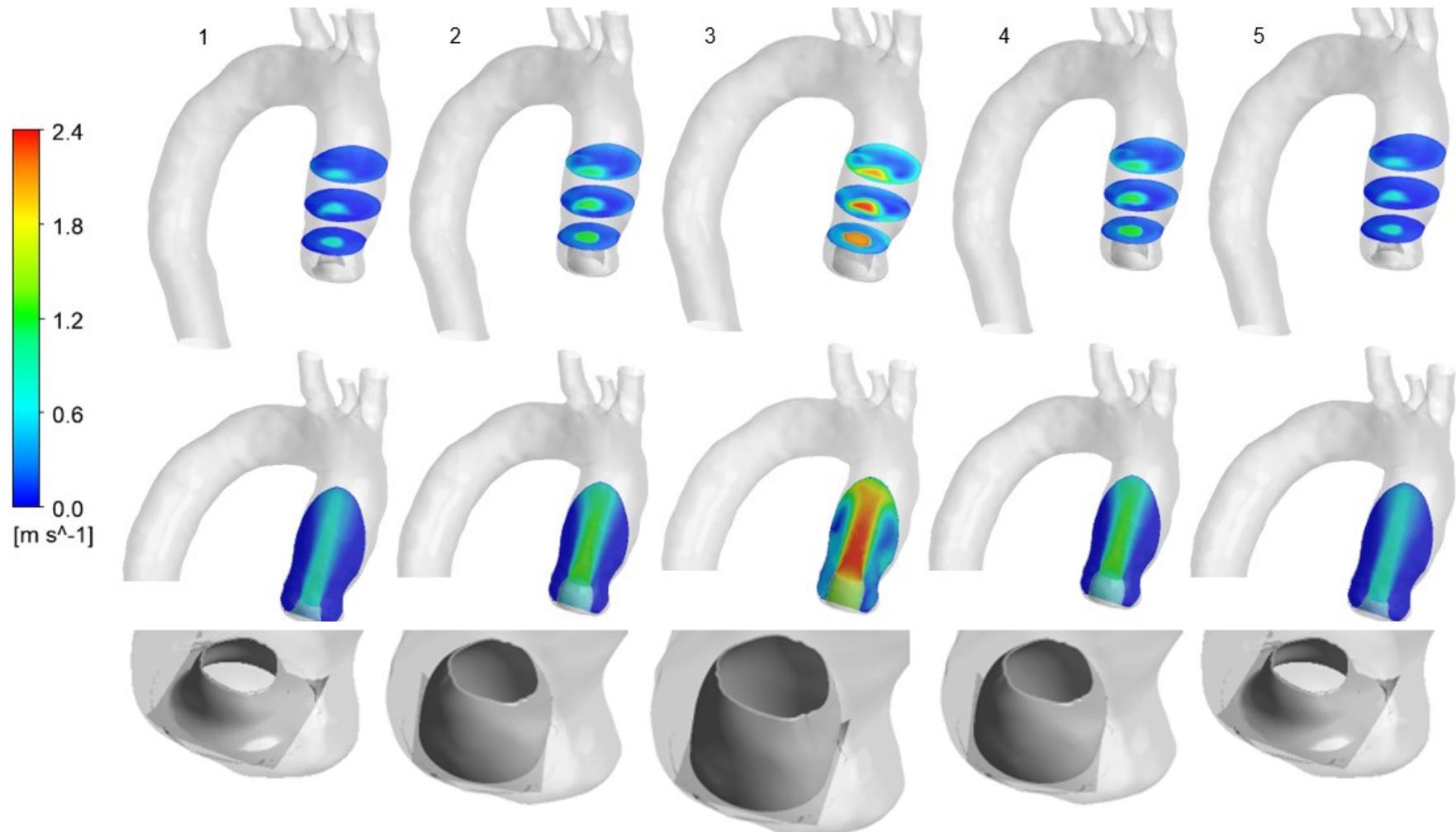


Figura 3.12 - Planos transversais e plano paralelo ao eixo z com contornos do módulo do vetor velocidade ao longo do ciclo cardíaco

Analisando a Figura 3.12 nota-se a evolução do jato de sangue ao longo do ciclo cardíaco. O campo de velocidade no instante 1 (abertura) é igual ao instante 5 (fechamento da válvula), assim como o do instante 2 (abertura) e 4 (fechamento) são iguais, uma vez que geometria da valva e vazão são iguais. Para o instante corresponde ao ponto 1, apesar da menor área da valva, a velocidade é bem mais baixa do nos outros instantes, devido a menor vazão, evidenciando seu baixo número de Reynolds, como apresentado no início deste capítulo.

Analisando os campos de velocidade dos instantes dos pontos 1, 2 e 3, observa-se que a maior velocidade se encontra após a saída da valva, e, conforme o jato percorre a aorta ascendente, o jato se aproxima da parede anterior, deixando de ser concêntrico. Isso sinaliza que o jato está perto de impactar na parede da aorta, e é confirmado quando se nota a redução dos valores da magnitude de velocidade, conforme pode ser observado nos planos paralelos ao plano de entrada.

Para todos os instantes de tempo, é possível notar também que, uma região de baixa velocidade próxima a parede posterior da aorta, onde ocorrem de forma majoritária, as recirculações.

Com o intuito de auxiliar na interpretação da Figura 3.12, é apresentado para as três aberturas o perfil do componente axial ao longo do eixo  $z$  na Figura 3.13.

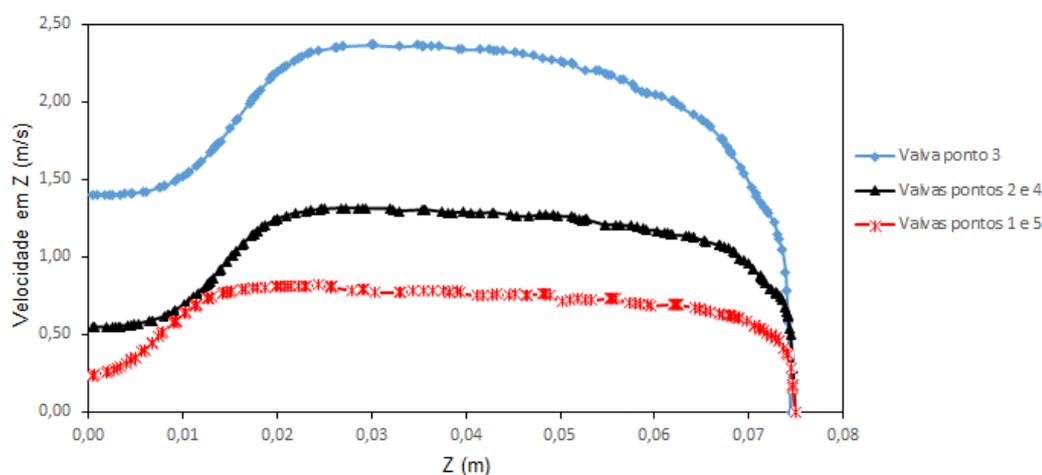


Figura 3.13 - Evolução do componente de velocidade axial,  $w$ , ao longo do eixo  $z$ , para os diferentes instantes do ciclo cardíaco.

Observa-se para as três configurações a aceleração da velocidade até atingir a borda da valva, o valor aproximadamente constante do jato na linha de centro e a queda abrupta ao atingir a superfície da aorta. É possível notar que os valores de velocidades axiais do eixo  $z$  são muito próximos dos valores da magnitude de velocidade, confirmando que a predominância do escoamento é ao longo do eixo  $z$ , paralelo ao jato de sangue entrando na aorta.

Adicionalmente, com esses gráficos quantitativos, é possível confirmar o que foi discutido anteriormente, a respeito da diminuição do valor da velocidade quando o jato está próximo de impactar a parede da aorta, atingindo  $w = 0$  no momento do impacto.

Analogamente ao realizado na comparação entra a aorta com o orifício com a aorta dotada da valva com folhetos em abertura máxima, foram analisadas as iso-superfícies e linhas de corrente ao longo do ciclo cardíaco (Figura 3.14). O valor escolhido foi o mesmo que anteriormente,  $w = 0,5 \text{ m/s}$ , lembrando que dentro da iso-superfície, situam-se valores de  $w$  maiores que  $0,5 \text{ m/s}$ .

Na Figura 3.14, observa-se a evolução das iso-superfícies ao longo do ciclo cardíaco, com as respectivas valvas presentes em cada aorta. Para os instantes de tempo dos pontos 1 e 5, nota-se que a iso-superfície não alcança as proximidades do ponto de impacto do jato na parede, indicando que a velocidade axial em  $z$  próximo da parede no momento do impacto é menor que  $0,5 \text{ m/s}$ , o que pode ser confirmado pela Figura 3.13.

Para os instantes de tempo dos pontos 2 e 4, já há um jato melhor definido, havendo uma maior proximidade entre o jato de sangue e a parede da aorta, além de aparecer um pouco da iso-superfície dentro da artéria braquiocefálica. Esse último indica que existe um redirecionamento de uma parcela do jato do sangue em direção à artéria braquiocefálica.

Por fim, para o caso do instante de tempo ponto 3 (máxima vazão na sístole), nota-se que, ao contrário dos outros pontos, a iso-superfície possui um maior volume, se expandindo a partir do momento que deixa a valva, podendo ser explicado pelo demonstrado na Figura 3.13, onde a velocidade axial  $z$  de maior valor ocorre após a saída da valva.

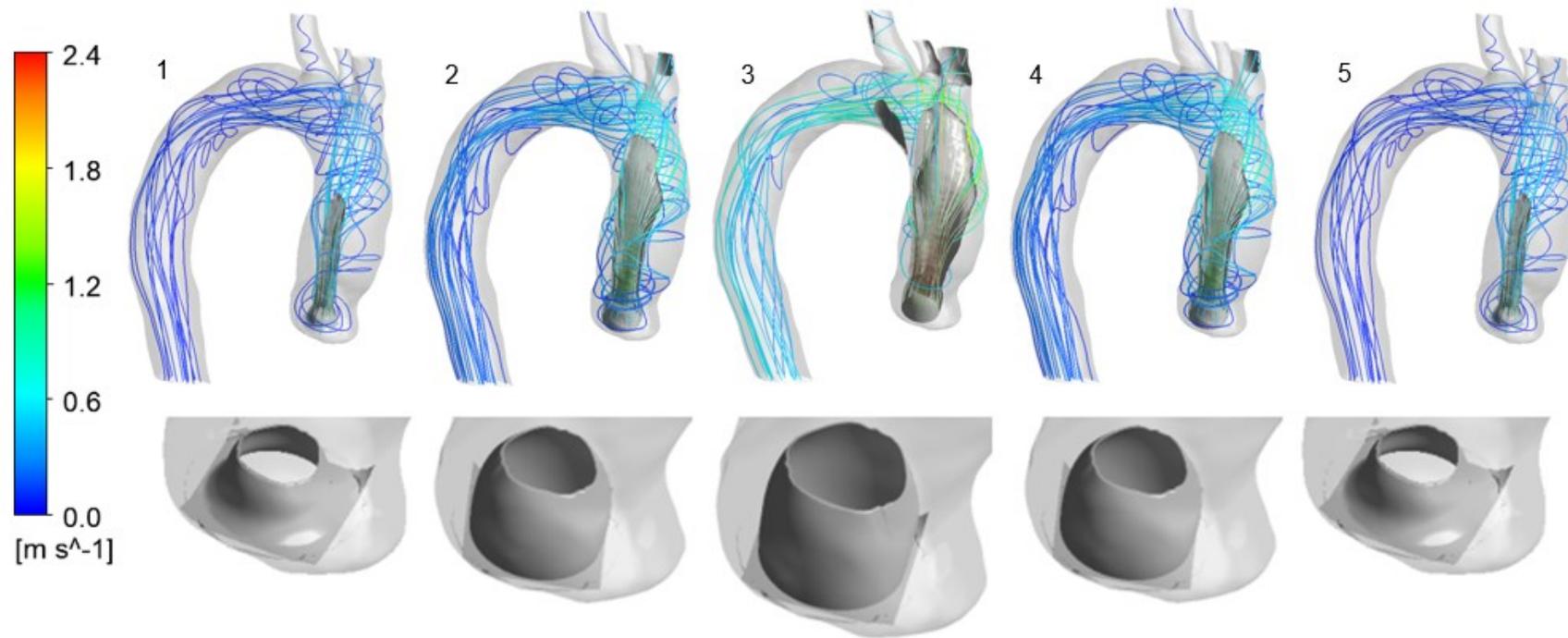


Figura 3.14 - Iso-superfícies e linhas de corrente com contornos de velocidade ao longo do ciclo cardíaco

Nas linhas de corrente da Figura 3.14 é possível observar que para os instantes de tempo dos pontos 1, 2, 4 e 5, ocorre uma maior quantidade de recirculação na aorta ascendente, especialmente instantes dos pontos 2 e 4. Isso pode ser explicado pelo fato de que na aorta com a valva com folhetos, a qual funciona como um bocal convergente, a alta velocidade do jato induz um movimento ascendente (acompanhando o jato) das partículas de fluido ao redor, fazendo com que nesse caso haja menos recirculação na aorta ascendente antes do jato impactar na parede da aorta.

### 3.2.2 Campo de pressão e tensão cisalhante

Para analisar a evolução do campo de pressão e tensão cisalhante durante o ciclo cardíaco, apresenta-se a comparação entre os contornos de pressão e distribuição da tensão na parede da aorta ao longo de cinco instantes de tempo escolhidos do ciclo cardíaco.

Na Figura 3.15 estão ilustradas os campos de pressão nos diferentes momentos escolhidos no ciclo cardíaco. Novamente, para facilitar a comparação, a mesma escala é utilizada em toda as figuras e ilustrações das valvas são apresentadas na parte inferior da figura. Vale ressaltar que a pressão na entrada  $p_{in}$  de cada instante de tempo foi obtida de Johnson *et al.* (2020) e encontram-se listados na Tabela 2.1.

O campo de pressão também é ilustrado na superfície da valva, deixando claro os níveis mais baixos de pressão na entrada. Observa-se pressões mais altas nas paredes internas das valvas, o que pode ser explicado pela aceleração do fluido devido ao formato convergente dos folhetos da valva.

O principal aspecto a ser destacado na análise da Figura 3.15 é a diferença entre os níveis de pressão apresentados pelos pontos 1 e 2, abertura da valva, em comparação com os pontos 4 e 5, fechamento da valva. Indicando que após o pico de vazão, no início do processo de fechamento da valva, as pressões caem significativamente, devido aos baixos valores na entrada da valva.

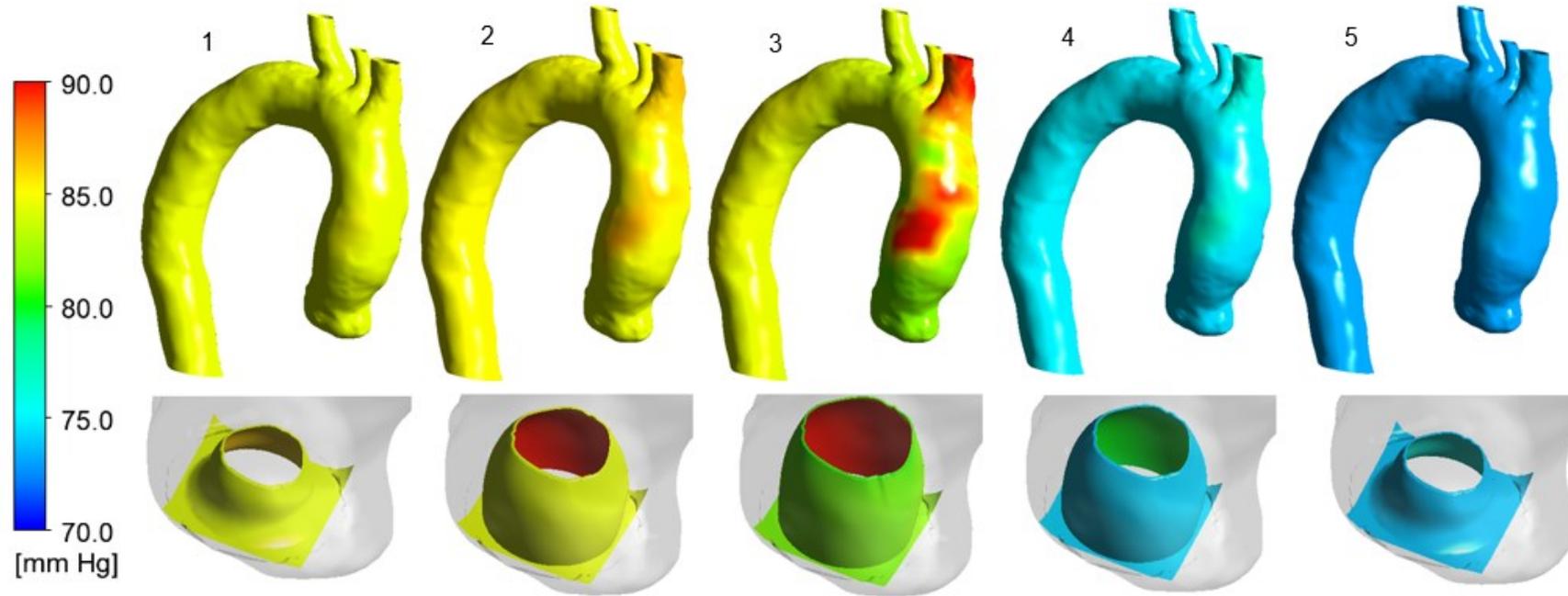


Figura 3.15 – Contornos de pressão  $p$  para cada instante de tempo selecionado ao longo do ciclo cardíaco.

Ainda analisando a Figura 3.15 é possível observar a região de impacto do jato de sangue na parede. Seu surgimento pode ser detectado na aorta correspondente ao instante de tempo do ponto 2, com níveis de pressão mais alaranjados na parede da aorta ascendente. Já no instante de tempo do ponto 3, essa região está mais aparente, devido ao maior valor de velocidade que, conseqüentemente, produz um maior valor de pressão no ponto de incidência do jato na superfície da aorta.

A Figura 3.16 ilustra a evolução da distribuição da tensão cisalhante ao longo do ciclo cardíaco. Como já mencionado, com relação a velocidade e tensão cisalhante, os instantes de tempo correspondentes aos pontos 1 e 5, e 2 e 4 são iguais, pois a vazão e geometria da valva na entrada são as mesmas. Nota-se que para os instantes de tempo correspondentes aos pontos 1 e 5, os valores de tensão cisalhante são muito baixos, havendo apenas uma região com valores acima de zero, localizada na aorta ascendente. Logo após, nos instantes de tempo dos pontos 2 e 4, é possível observar que a área com valores de tensão mais altos aumentou consideravelmente. Isso se deve ao fato do jato de sangue escoar com velocidade mais alta, induzindo aumento na taxa de cisalhamento, o que também pode ser visto nas iso-superfícies da Figura 3.12. Finalmente no instante de tempo do ponto 3, condição crítica, com máxima vazão, observa-se uma grande área superficial com altas tensões cisalhantes, a qual se situa na região de impacto do jato na aorta ascendente, pois o jato após incidir na parede é desviado e escoar ao longo de sua superfície, com a formação de uma camada limite ao longo da superfície da aorta.

Na Tabela 3.3 encontra-se a comparação dos valores médios e máximo de pressão e tensão cisalhante para todos os pontos do ciclo cardíaco avaliados. Os valores de pressão máxima e média nos instantes de tempo dos pontos relativos ao fechamento da valva (4 e 5) são menores que os mesmos valores para os pontos situados durante a abertura da valva (1 e 2). No instante de tempo correspondente ao ponto 3, estão localizados os maiores valores de pressão, e de tensão cisalhante, conforme discutido.

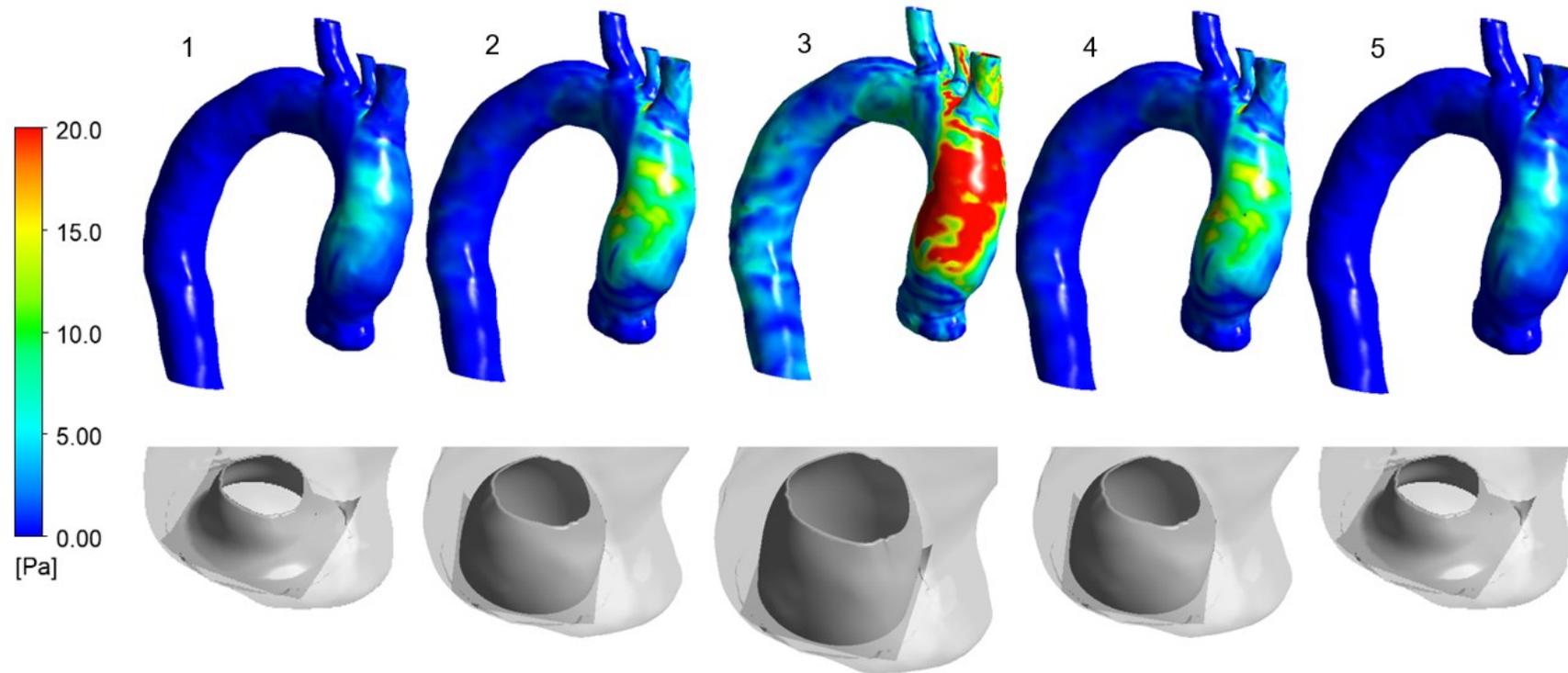


Figura 3.16 – Distribuição da tensão cisalhante na parede da aorta para cada instante de tempo selecionado ao longo do ciclo cardíaco.

Tabela 3.3 – Valores de pressão e tensão cisalhante médios e máximos na região de interesse.

Valor	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4	Ponto 5
Pressão máxima [mmHg]	85,20	87,27	91,76	77,01	74,66
Pressão média [mmHg]	84,50	84,92	83,36	74,66	73,96
WSS máxima [Pa]	6,70	18,17	51,82	18,17	6,70
WSS média [Pa]	1,13	3,20	9,60	3,20	1,13

### 3.2.3 Campo de grandezas turbulentas

Nesta seção, para os diferentes instantes de tempo selecionados do ciclo cardíaco, apresenta-se em um primeiro momento, a energia cinética turbulenta e, em seguida, as estruturas coerentes do escoamento, com base no Critério  $Q$ .

A Figura 3.17 ilustra as linhas de corrente, coloridas com os níveis da energia cinética turbulenta,  $\kappa$ . Pode-se notar que exceto para o caso crítico (instante do ponto 3), os valores de energia são muito baixos, permanecendo em sua maioria, com cores azul escuro, principalmente nos instantes dos pontos 1 e 5. Conforme esperado, para o caso crítico (ponto 3), devida ao maior valor de vazão, a energia cinética turbulenta apresenta os maiores valores encontrados no ciclo, com cores que indicam níveis mais altos começando a se formar na aorta ascendente, se intensificando na região do impacto do jato na parede e se estendendo através do arco aórtico até a aorta descendente.

Para complementar a análise referente a  $\kappa$ , apresenta-se na Figura 3.18, seu perfil ao longo do eixo  $z$ , para os diferentes instantes de tempo. Observa-se baixos de energia cinética turbulenta ao longo do eixo, no centro do jato, com aumento significativo ao se aproximar da superfície da aorta. Perfis equivalentes são observados para todos os instantes, com nível mais alto para o caso crítico (ponto 3). Este resultado é coerente, pois a geração de energia cinética turbulenta é esperada na região de alto cisalhante, periferia do jato e próximo a superfícies sólidas.

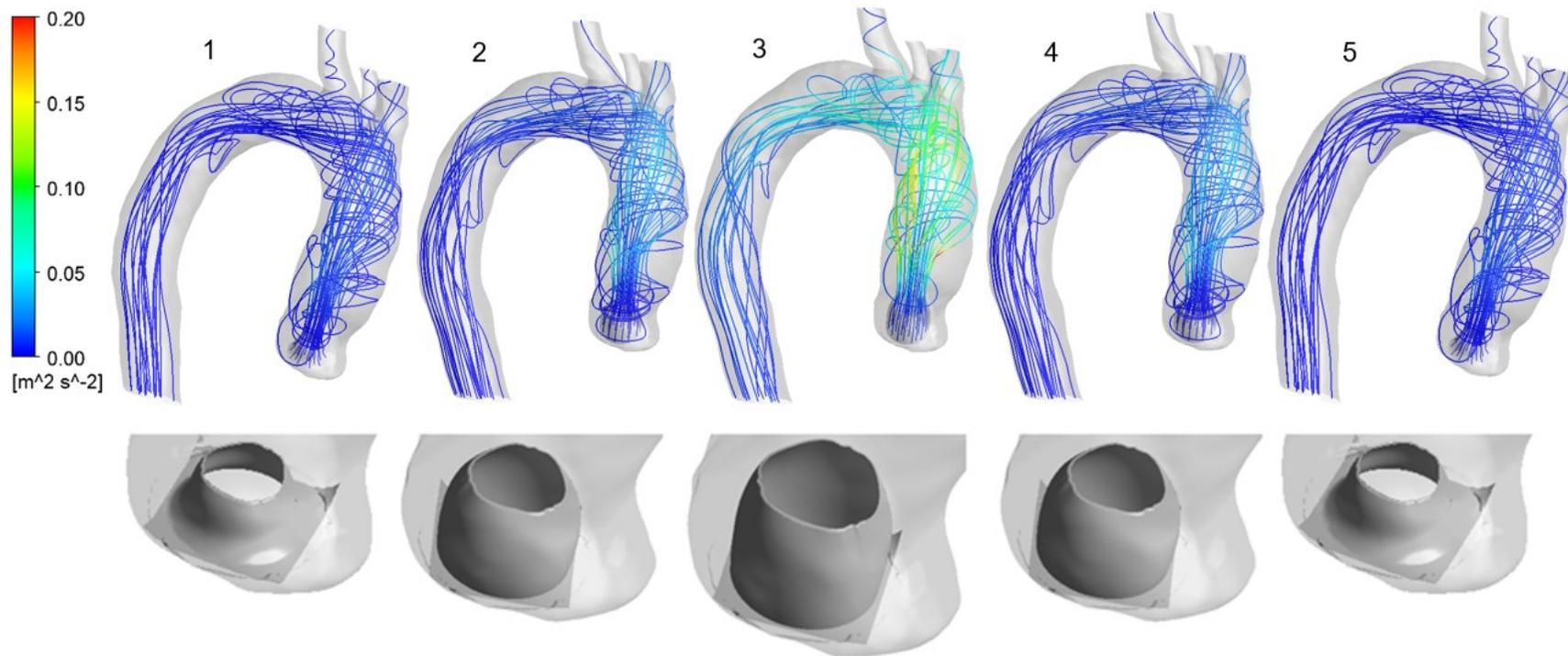


Figura 3.17 – Linhas de corrente coloridas com energia cinética turbulenta para cada instante de tempo selecionado ao longo do ciclo cardíaco.

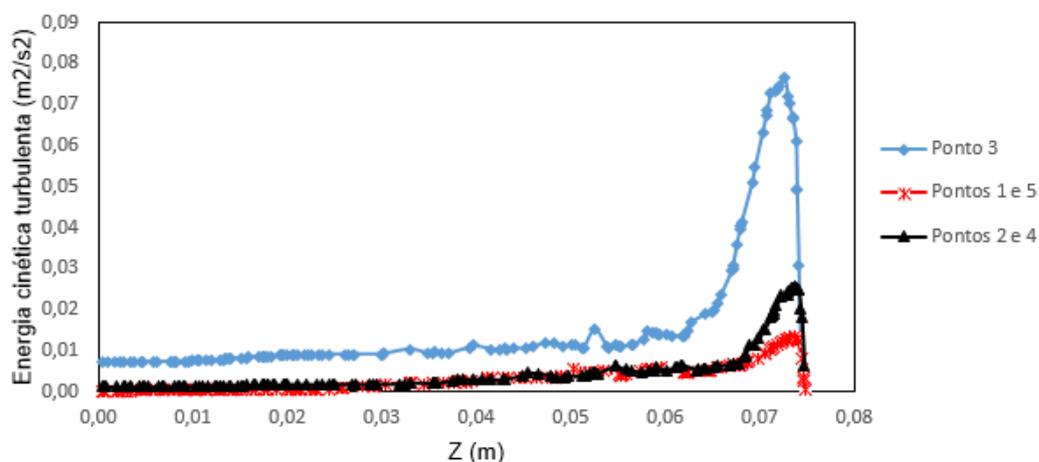


Figura 3.18 – Evolução da energia cinética turbulenta, ao longo do eixo  $z$ , para os diferentes instantes do ciclo cardíaco.

Na Figura 3.19 observa-se a iso-superfície com o Critério- $Q$  colorido com a helicidade normalizada, lembrando que este parâmetro é indicativo da tendência do rotação dos vórtices. É possível interpretar que para todos os instantes de tempo ao longo do ciclo, a estrutura semelhante a do “grampo de cabelo” (*hairpin*) está presente.

Para a helicidade normalizada, maiores valores são encontrados em torno da estrutura do *hairpin* nos instantes de tempo dos pontos 1 e 5. Porém, nota-se que próximo às valvas (pontos 1, 2, 4 e 5), há uma estrutura mais toroidal. Nota-se que o escoamento apresenta rotação em sentidos opostos em cada lado da estrutura tipo grampo de cabelo..

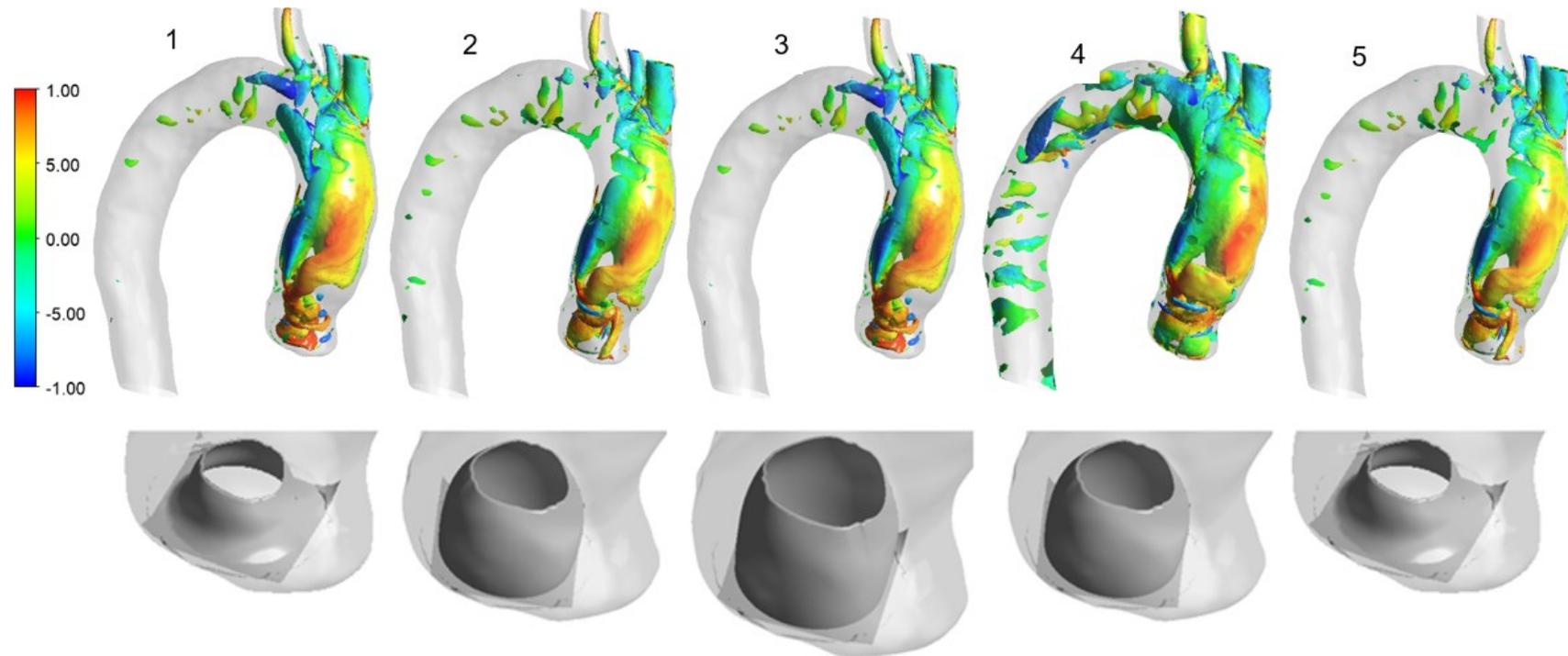


Figura 3.19 – Critério- $Q$  colorido com helicidade normalizada para cada instante de tempo selecionado ao longo do ciclo cardíaco.

## 4 CONCLUSÕES

No presente trabalho, investigou-se numericamente o impacto da anatomia dos folhetos da valva aórtica no comportamento do escoamento sanguíneo na aorta ascendente e arco aórtico. Com esta finalidade, foram escolhidos cinco instantes tempos ao longo do período da sístole cardíaca, e para cada tempo, foi construída uma valva aórtica rígida compatível. Cada simulação foi tratada como um regime permanente, com a respectiva vazão e pressão correspondente a anatomia da aorta no instante de tempo selecionado do ciclo cardíaco. Selecionou-se dois instantes de tempo durante o período de abertura rápida, o ponto crítico, correspondente a abertura e vazão máxima, e dois instantes de tempo durante o período de fechamento.

Para interpretação dos resultados, duas abordagens distintas foram utilizadas, a primeira é uma comparação entre a aorta com o orifício circular com a aorta dotada da valva com folhetos totalmente aberto, correspondente ao momento de vazão crítica. A segunda, é a construção de uma linha do tempo ao longo da sístole cardíaca, com base nos pontos selecionados. Tal estratégia se mostrou positiva, pois permitiu o surgimento de duas correntes de validação e estudo no trabalho.

Os planos de velocidades normais a entrada, os planos transversais e iso-superfícies apresentados são coerentes, demonstrando que com a valva com folhetos, os níveis de velocidade nas proximidades da região da parede são próximos quando comparado a aqueles gerados pelo caso do orifício circular, assim como o formato do jato. Já na região da raiz da aorta, as velocidades são maiores no caso da valva com folhetos, porque esta atua como um bocal convergente. Ainda no caso da valva com folhetos observou-se menores níveis de recirculação na região da aorta ascendente.

A pressão e tensão cisalhante apresentaram, qualitativamente, distribuições bastante semelhantes, para o caso de valva como um simples orifício ou com a valva física com folhetos totalmente abertos.

A análise da evolução do escoamento durante o ciclo, mostrou, que durante o ciclo o escoamento é qualitativamente igual. Sendo que de forma esperada, as pressões e tensões possuiriam maiores valores na aorta no instante de vazão máxima. Além disso, é possível observar a formação da região de impacto do jato de sangue na parede da aorta ascendente.

As grandezas turbulentas são máximas próximo à região de impacto do jato na aorta, quando há maior velocidade, onde estão concentrados os maiores valores da energia cinética turbulenta.

Finalmente, a partir de todas as grandezas hemodinâmicas avaliadas é possível concluir que a maior influência dos folhetos da valva aórtica ocorre na região da raiz da aorta. Uma vez o escoamento sanguíneo vai se distanciando da região da valva aórtica, o padrão hemodinâmico começa a ser cada vez mais similar a aquele gerado no caso do orifício circular. O anterior indica que o uso do orifício circular no lugar da valva com folhetos é uma estratégia aceitável quando deseja-se fazer uma primeira avaliação relativa ao mapa de tensões normais e tangenciais na parede da aorta ascendente e arco aórtico.

Como recomendação para trabalhos futuros, podem ser listados os seguintes itens:

- i) Incorporar a elasticidade das paredes da aorta e realizar a simulação com o regime transiente, utilizando uma valva de abertura variável, com uma modelagem de fluido estrutura;
- ii) Introduzir um modelo de turbulência que seja capaz de prever a transição de laminar para turbulento, para representar de forma realista o período da diástole, que apresenta velocidades muito baixas.

## Referências

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**. *Journal of The Royal Society Interface*, v. 13, n. 119, p. 20160073, 2016. ISSN 1742-5689.

ALMEIDA, G. D. C. **Numerical investigation of the evolution of blood flow patterns of different years in patients with ascending aortic aneurysm**. 2019. 118 (Master of Science). Mechanical Engineering, Pontifical Catholic University of Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, Brazil.

**Ansys: ANSYS, Inc. Workbench, Release 20.1**. ANSYS, Inc., Canonsburg, PA 15317, USA. 2020.

BECSEK B, PIETRASANTA L, OBRIST D. **Turbulent Systolic Flow Downstream of a Bioprosthetic Aortic Valve: Velocity Spectra, Wall Shear Stresses, and Turbulent Dissipation Rates**. *Front Physiol*. 2020 Sep 29.

BESSA, et al. **Estudo do Escoamento em Modelo de Aorta Utilizando a Velocimetria por Imagens Estereoscópicas de Partículas**. 2021. 210 (Doutorado). Engenharia Mecânica, Pontifícia Universidade Católica do Rio de Janeiro (PUC-Rio), Rio de Janeiro.

BIASETTI, JACOPO, FAZLE HUSSAIN, AND T. CHRISTIAN GASSER. **Blood flow and coherent vortices in the normal and aneurysmatic aortas: a fluid dynamical approach to intra-luminal thrombus formation**. *Journal of The Royal Society Interface* 8.63 (2011): 1449-1461.

BORAZJANI, I.; GE, L.; SOTIROPOULOS, F. **High-resolution fluid-structure interaction simulations of flow through a bi-leaflet mechanical heart valve in an anatomic aorta**. *Annals of biomedical engineering*, v. 38, n. 2, p. 326-344, 2010. ISSN 0090-6964.

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

CELIS, D., GOMES, B. A. D. A., IBANEZ, I., AZEVEDO, P. N., TEIXEIRA, P. S., & NIECKELE, A. O. (2020). **Prediction of Stress Map in Ascending Aorta-Optimization of the Coaxial Position in Transcatheter Aortic Valve Replacement**. *Arquivos brasileiros de cardiologia*, 115(4), 680-687.

CLEVELAND CLINIC, 2019. **How Does the Blood Flow Through Your Heart**. Disponível em <https://my.clevelandclinic.org/health/articles/17060-how-does-the-blood-flow-through-your-heart>. Acesso em: 10 de abril de 2021.

COLLINS, J. D., SEMAAN, E., BARKER, A., MCCARTHY, P. M., CARR, J. C., MARKL, M., MALAISRIE, S. C. **Comparison of hemodynamics after aortic root replacement using valve-sparing or bioprosthetic valved conduit**. The Annals of thoracic surgery, v. 100, n. 5, p. 1556-1562, 2015. ISSN 0003-4975

CROWLEY, T.A.; PIZZICONI, V. **Isolation of plasma from whole blood using planar microfilters for a lab-on-a-chip applications**. Lab on a Chip, v. 5, n. 9, p.922-929, 2005.

DANIEL MENDELSON GOFT. **Influência do posicionamento angular da prótese valvar na distribuição de tensões em aortas aneurismáticas**. 2020. Trabalho de Conclusão de Curso. (Graduação em Engenharia Mecânica) - Pontifícia Universidade Católica do Rio de Janeiro. Orientador: Angela Ourivio Nieckele.

DAVIES, P. F., REMUZZI, A., GORDON, E. J., DEWEY, C. F., GIMBRONE, M.A. **Turbulent fluid shear stress induces vascular endothelial cell turnover in vitro**. Proceedings of the National Academy of Sciences, v. 83, n. 7, p. 2114-2117, 1986. ISSN 0027-8424.

DIEGO FERNANDO CELIS TORRES. **Numerical study of the influence of tilt valve angle on blood flow in an aortic model**. 2017. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica) - Pontifícia Universidade Católica do Rio de Janeiro, Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior. Orientador: Angela Ourivio Nieckele.

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

FOX, R. W.; MCDONALD, A. T.; PRITCHARD, P. J. **Introdução à Mecânica dos Fluidos**. 6a. s.l.: LTC, 2006.

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.

FRIES, ROLAND, ET AL. **In vitro comparison of aortic valve movement after valve-preserving aortic replacement**. The Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery 132.1 (2006): 32-37.

GAO, F., GUO, Z., SAKAMOTO, M., MATSUZAWA, T. **Fluid-structure interaction within a layered aortic arch model**. Journal of biological physics, v. 32, n. 5, p. 435-454, 2006. ISSN 0092-0606.

GERALDO, G. D. M. **Análise numérica do escoamento para avaliação da evolução de aneurisma de aorta ascendente**. 2017. 56 (Undergraduate). Pontifícia Universidade Católica do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, Brasil.

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.

GUYTON, A.C.; HALL, J.E. **Tratado de Fisiologia Médica**. 11ª 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.

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.

IBANEZ, I. **Estudo numérico da influência da inclinação da prótese valvar aórtica no fluxo sanguíneo em aorta ascendente**. Departamento de Engenharia Mecânica, Pontifícia Universidade Católica do Rio de Janeiro. 2019. p. 205, Tese de Doutorado.

JOHNSON, E. L., WU, M. C., XU, F., WIESE, N. M., RAJANNA, M. R., HERREMA, A. J., ... & HSU, M. C. (2020). **Thinner biological tissues induce leaflet flutter in aortic heart valve replacements**. Proceedings of the National Academy of Sciences, 117(32), 19007-19016.

KUNIHARA, T. (2017). **Anatomy of the aortic root: implications for aortic root reconstruction**. General thoracic and cardiovascular surgery, 65, 488-499.

LEMANOV, V. V., ET AL. **Turbulent pulsations in the axisymmetrical submerged jet**. Journal of Physics: Conference Series. Vol. 1677. No. 1. IOP Publishing, 2020.

MATSUSHIMA, S., KARLIOVA, I., GAUER, S., MIYAHARA, S., & SCHÄFERS, H. J. (2020). **Geometry of cusp and root determines aortic valve function**. Indian Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery, 36(1), 64-70.

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

PIAZZA, N., DE JAEGERE, P., SCHULTZ, C., BECKER, A. E., SERRUYS, P.W., ANDERSON, R. H. **Anatomy of the aortic valvar complex and its implications for transcatheter implantation of the aortic valve**. Circulation: Cardiovascular Interventions, v. 1, n. 1, p. 74-81, 2008. ISSN 1941-7640.

PATANKAR, S. V. **Numerical Heat Transfer and Fluid Flow**. New York: Hemisphere Publishing Corporation, 1980. p. 197.

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.

R.G. LEYH, C. SCHMIDTKE, H.H. SIEVERS, M.H. YACOB. **Opening and closing characteristics of the aortic valve after different types of valve-preserving surgery**. Circulation 1999, 100:2153-2160

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.

SCHARFSCHWERDT, M., PAWLIK, M., SIEVERS, H. H., & CHARITOS, E. I. (2011). **In vitro investigation of aortic valve annuloplasty using prosthetic ring devices**. European journal of cardio-thoracic surgery, 40(5), 1127-1130.

SEIGER, C. M.; MARTINI, F. **Fundamentals of Anatomy & Physiology**. Addison Wesley Longman, 2003. ISBN 0130464074.

STUART, J.; KENNY, M. W. **Blood rheology**. Journal of clinical pathology. 1980, Vol. 33, n. 5, p. 417.

TAN, F., TORII, R., BORGHİ, A., MOHIADDIN, R., WOOD, N., XU, X. **Fluid-structure interaction analysis of wall stress and flow patterns in a thoracic aortic aneurysm**. International journal of applied mechanics, v. 1, n. 01, p. 179-199, 2009. ISSN 1758-8251.

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.

ZHONG, L.; ZHANG, J; SU, B.; TAN, R. S.; ALLEN, J. C.; KASSAB, G. S. **Application of Patient-Specific Computational Fluid Dynamics in Coronary and Intra-Cardiac Flow Simulations: Challenges and Opportunities**. *Front Physiol.* 2018, Vol. 9, n. 742, pp. 1-17.

WANG, X.; LI, X. **Biomechanical behaviors of curved artery with flexible wall: A numerical study using fluid–structure interaction method**. *Computers in biology and medicine*, v. 41, n. 11, p. 1014-1021, 2011a. ISSN 0010-4825.

WEIGANG, E., KARI, F. A., BEYERSDORF, F., LUEHR, M., ETZ, C. D., FRYDRYCHOWICZ, A., ... & MARKL, M. (2008). **Flow-sensitive four-dimensional magnetic resonance imaging: flow patterns in ascending aortic aneurysms**. *European journal of cardio-thoracic surgery*, 34(1), 11-16.

WORLD HEALTH ORGANIZATION, 2020. **The Top 10 Causes of Death**. Disponível em <https://www.who.int/news-room/fact-sheets/detail/the-top-10-causes-of-death>. Acesso em 10 de abril de 2021.

YOUSSEFI, P., GOMEZ, A., HE, T., ANDERSON, L., BUNCE, N., SHARMA, R., ... & JAHANGIRI, M. (2017). **Patient-specific computational fluid dynamics—assessment of aortic hemodynamics in a spectrum of aortic valve pathologies**. *The Journal of thoracic and cardiovascular surgery*, 153(1), 8-20.

YUAN, S. M., & JING, H. (2010). **The bicuspid aortic valve and related disorders**. *Sao Paulo Medical Journal*, 128(5), 296-301.

## Apêndice A: Malha computacional

A malha utilizada no presente trabalho foi baseada em recomendações de Ibanez (2019) que realizou o estudo do escoamento na mesma aorta, considerando a valva como um simples orifício. A presente malha é um pouco mais fina, devido a necessidade de representar os folhetos da valva física.

Neste apêndice, analisa-se a adequação da malha utilizada com o modelo de turbulência selecionado. Essa validação objetivou determinar o grau de refinamento da malha computacional utilizada nas simulações numéricas na região da parede. Para isso, apresenta-se na Figura A.1, contornos da variável distância adimensional à parede, definida como

$$y^+ = \frac{\rho y u_\tau}{\mu} \quad ; \quad u_\tau = \sqrt{\frac{\tau_s}{\rho}} \quad (\text{A.1})$$

onde  $u_\tau$  é a velocidade de atrito e  $\tau_s$  é a tensão cisalhante na parede.

Para o modelo de turbulência escolhido,  $\kappa$ - $\omega$  SST, valores de  $y^+$  menores do que 5 são considerados ótimos para que a malha esteja de acordo com o modelo.

Na Figura A.1., estão ilustrados os contornos de  $Y^+$  para as quatro malhas geradas, todas estando em uma mesma escala para facilitar a comparação.

Nela, é possível notar que as malhas possuem bom grau de refinamento, dado que apenas para as aortas com o orifício e com a valva com folhetos do ponto 3 possuem valores acima de 5, ocorrendo em pequenas áreas em ambos os casos na aorta ascendente.

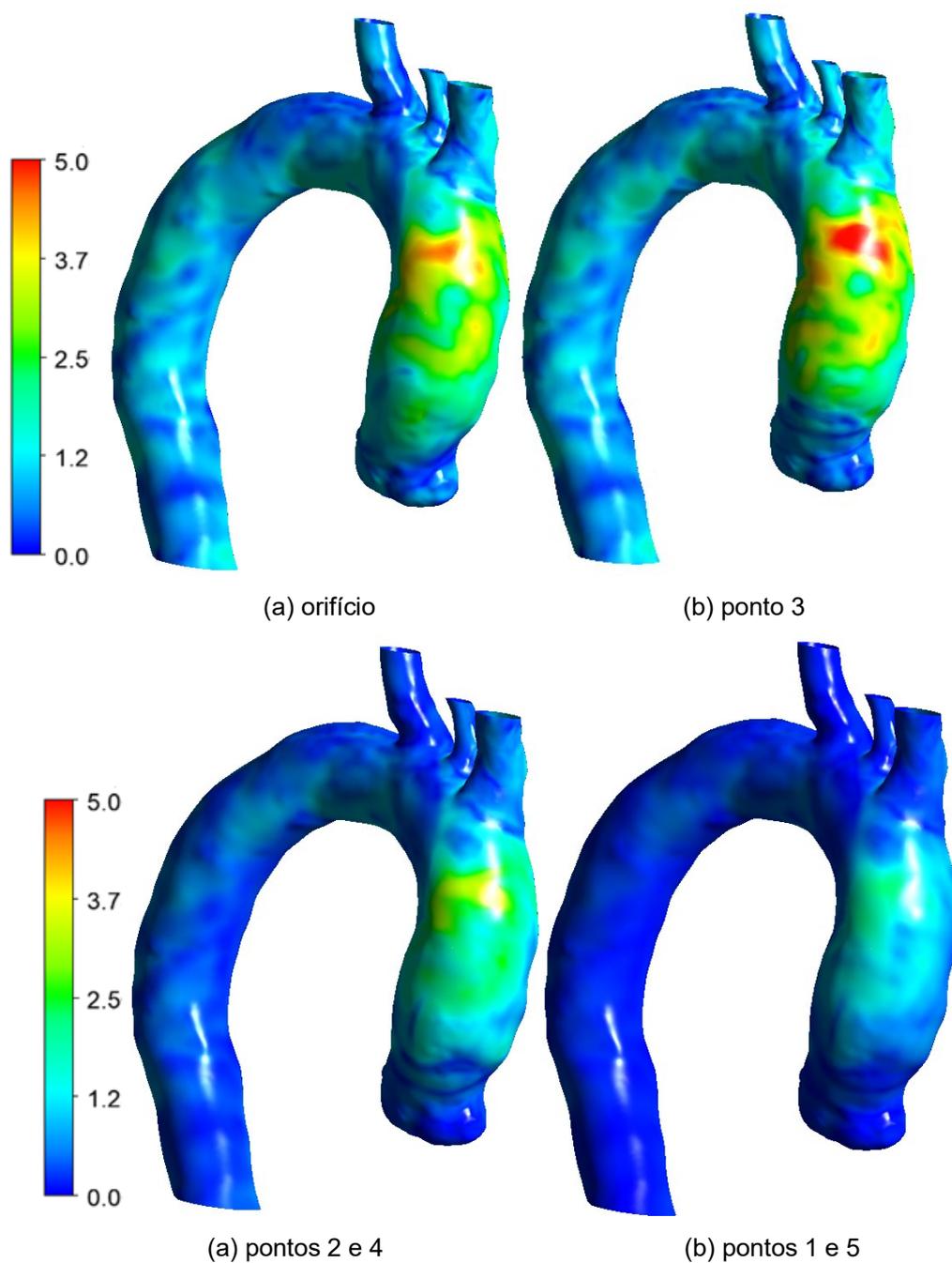


Figura A.1 - Contornos de  $y^+$  para cada malha computacional gerada.