



**Hannah Alves Pinho**

**Análise numérica do escoamento em aorta ascendente**

**Projeto Final de Graduação**

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

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

Rio de Janeiro  
Dezembro de 2016



**Hannah Alves Pinho**

## **Análise numérica do escoamento em aorta ascendente**

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

**Profa. Angela Ourivio Nieckele**

Orientadora

Departamento de Engenharia Mecânica - PUC-Rio

**Bruno Alvares de Azevedo Gomes**

Co-orientador

Dedico este trabalho à minha família, aos meus colegas de estudo na  
PUC.

## **Agradecimentos**

Gostaria de agradecer a todos que me ajudaram a vencer os desafios desta trajetória, seja no aspecto pessoal ou diretamente profissional.

À minha família pelo apoio incondicional e estímulo para o desenvolvimento acadêmico.

À meu namorado Jean Vito Iannone por estar ao meu lado nos momentos mais prazerosos e também nos mais difíceis desta etapa da minha vida.

À minha orientadora Angela Ourivio Nieckele, e meu co-orientador Bruno A. de Azevedo Gomes que se disponibilizaram a orientar esta pesquisa e forneceram apoio imprescindível para o meu entendimento e modelagem do problema.

A todos os professores que me ensinaram muito ao longo das aulas da graduação que frequentei.

A toda equipe do departamento de engenharia mecânica da PUC.

## Resumo

Pinho, Hannah Alves; **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.

Durante toda a vida de um indivíduo saudável, a parede arterial deve se regenerar e remodelar continuamente e também resistir a esforços repetitivos devido às tensões na parede. Em alguns casos, esse sistema supostamente estável se desestabiliza, devido a doenças ou outros processos complexos, e a porção da parede arterial se torna enfraquecida e conseqüentemente se distende permanentemente. A determinação da distribuição de velocidades, pressão e tensões referente ao escoamento do fluxo sanguíneo na entrada da aorta ascendente pode auxiliar no projeto de válvulas, auxiliando a evitar o agravamento e/ou surgimento de doenças cardiovasculares. Dessa forma, neste trabalho foi desenvolvido um estudo numérico utilizando o software comercial FLUENT referente a influência da vazão e inclinação do escoamento na entrada da válvula aórtica. Observou-se que com ângulos negativos, o jato incide na parede aórtica anterior, podendo aumentar o stress mecânico desta região. Recomenda-se ângulo positivo para poupar a região anterior, pois reduz-se a pressão e tensão cisalhante nessa região. Verificou-se que com o aumento da vazão (número de Reynolds), o comprimento de penetração do jato no interior da aorta é maior, com diminuição nos níveis de tensão na parede, especialmente para ângulos de injeção positivos. Com essas indicações é possível aprimorar o posicionamento da uma válvula aórtica artificial, melhorando a qualidade de vida do paciente.

## Palavras-chave

simulação numérica, aorta ascendente, ângulo de incidência

## **Abstract**

Pinho, Hannah Alves; **Numerical analysis of the flow in ascending aorta**. Rio de Janeiro, 2016. 46p. Final Project - Department of Mechanical Engineering, Pontifícia Universidade Católica do Rio de Janeiro.

Throughout the life of a healthy individual, the arterial wall should regenerate and remodel continuously and also withstand repetitive stresses due to stresses on the wall. In some cases, this supposedly stable system is destabilized due to diseases or other complex processes, and the portion of the arterial wall becomes weakened and consequently distends permanently. The determination of the velocity, pressure and tension distribution related to the blood flow at the entrance of the ascending aorta can help in the design of valves, helping to avoid the aggravation and / or development of cardiovascular diseases. In this work, a numerical study was performed employing the commercial software FLUENT to analyze the influence of the flow rate and flow angle at the entrance of the aortic valve. It was observed that with negative angles, the jet affects the anterior aortic wall, which may increase the mechanical stress of this region. Positive angle is recommended to save the anterior region because it reduces the pressure, and shear stress in that region. It was verified that with the increase of the flow rate (Reynolds number), the jet penetration length inside the aorta is larger, with decrease in the tension levels in the wall, especially for positive injection angles. With these indications, it is possible to improve the positioning of an artificial aortic valve, improving the quality of life of the patient.

## **Keywords**

numerical simulation, ascending aorta, incidence angle

# Sumário

1	Introdução	13
1.1	Objetivo	15
1.2	Organização do Trabalho	15
2	Revisão Bibliográfica	16
3	Modelo Matemático	19
3.1	Condições de Contorno	22
3.2	Parâmetros do Problema	24
4	Método Numérico	25
4.1	Teste de Malha	25
5	Resultados	29
5.1	Efeito da Ângulo de Entrada do Jato	30
5.2	Efeito da Variação do Reynolds	37
6	Conclusões e Sugestões	43
	Referências Bibliográficas	44

## Lista de Figuras

Figura 1.1 - Câmaras cardíacas. <a href="https://www.tuasaude.com/sistema-cardiovascular/">https://www.tuasaude.com/sistema-cardiovascular/</a> .....	14
Figura 1.2 - Vista superior da válvula aórtica. <a href="http://lucasnicolau.com/?v=publicacoes&amp;id=1">http://lucasnicolau.com/?v=publicacoes&amp;id=1</a> .....	14
Figura 1.3 - Artéria Aorta. <a href="http://www.auladeanatomia.com/novosite/sistemas/sistema-cardiovascular/vasos-sanguineos/sistema-arterial/">http://www.auladeanatomia.com/novosite/sistemas/sistema-cardiovascular/vasos-sanguineos/sistema-arterial/</a> .....	14
Figura 3.1 – Modelo 3D da aorta de um paciente .....	19
Figura 3.2 – Geometria da aorta .....	20
Figura 3.3 - Representação da direção do escoamento, ilustração dos ângulos de influência e as condições de contorno.....	22
Figura 4.1 - malha na parede. Malha 1.....	26
Figura 4.2 - malha na entrada e saída. Malha 1.....	26
Figura 4.3 Convergência de malha com relação a queda de pressão ao longo da aorta.....	27
Figura 4.3 - Somatório da força x Número de nós.....	28
Figura 5.1 - Variação do ângulo de entrada no módulo do vetor velocidade. $Re=178$ .....	30
Figura 5.2 - Variação do ângulo de entrada no módulo do vetor velocidade. $Re=734$ .....	30
Figura 5.3 - Variação do ângulo de entrada no módulo do vetor velocidade. $Re=1185$ . .....	31
Figura 5.4 - Variação do ângulo de entrada no campo de pressão. $Re=178$ . .....	31



Figura 5.5 - Variação do ângulo de entrada no campo de pressão. Re = 734.....	31
Figura 5.6 - Variação do ângulo de entrada no campo de pressão. Re = 1185.....	32
Figura 5.7 - Pressão na parede com Re = 178 .....	32
Figura 5.8 - Pressão na parede com Re = 734 .....	33
Figura 5.9 - Pressão na parede com Re = 1185 .....	33
Figura 5.10 - Região de entrada. Linhas de partículas. Re=178 .....	33
Figura 5.11 - Variação do componente y de velocidade ao longo do eixo z, em x=y=0.....	34
Figura 5.12 - Variação do ângulo de entrada no campo do módulo do tensor taxa de deformação. Re = 178. ....	35
Figura 5.13 - Variação do ângulo de entrada no campo do módulo do tensor taxa de deformação. Re=734. ....	35
Figura 5.14 - Variação do ângulo de entrada no campo do módulo do tensor taxa de deformação. Re=1185 .....	35
Figura 5.15 - Variação do ângulo de entrada na tensão cisalhante na parede da aorta. Re = 178.....	36
Figura 5.16 – Variação do ângulo de entrada na tensão cisalhante na parede da aorta. Re = 734.....	36
Figura 5.17 - Variação do ângulo de entrada na tensão cisalhante na parede da aorta. Re = 1185.....	37
Figura 5.18 - – Influência de Reynolds no módulo do vetor velocidade. Ângulo $-4^\circ$ .....	37
Figura 5.19 - – Influência de Reynolds no módulo do vetor velocidade. Ângulo $=0^\circ$ .....	38
Figura 5.20 - – Influência de Reynolds no módulo do vetor velocidade. Ângulo: $5^\circ$ .....	38

Figura 5.21 – Influência da do Reynolds no campo de pressão. Ângulo $-4^\circ$ .....	39
Figura 5.22 - Influência da do Reynolds no campo de pressão. Ângulo $0^\circ$ .....	39
Figura 5.23 – Influência da do Reynolds no campo de pressão. Ângulo = $5^\circ$ .....	39
Figura 5.22 - Pressão na parede com ângulo de $-4^\circ$ .....	40
Figura 5.24 - Pressão na parede com ângulo de $0^\circ$ .....	40
Figura 5.26 - Pressão na parede com ângulo $5^\circ$ .....	40
Figura 5.27 - Variação de Reynolds com ângulo de $-4^\circ$ no campo do módulo do tensor taxa de deformação. ....	41
Figura 5.29 - Variação de Reynolds com ângulo de $0^\circ$ no campo do módulo do tensor taxa de deformação. ....	41
Figura 5.31 - Variação de Reynolds com ângulo de $5^\circ$ no campo do módulo do tensor taxa de deformação. ....	41
Figura 5.28 - Tensão na parede com ângulo de $-4^\circ$ .....	42
Figura 5.30 - Tensão na parede com ângulo de $0^\circ$ .....	42
Figura 5.32 - Tensão na parede com ângulo de e $5^\circ$ .....	42

## Lista de Tabelas

Tabela 3.1 - Distribuição da Vazão.	23
Tabela 4.1 – Malhas para Teste	26
Tabela 4.2 - Resultado do $\Delta p$ *	27
Tabela 4.3 – Variação das forças com relação a malha mais fina de 1200 mil nós.	28
Tabela 5.1 - Casos Estudados	29

*“The secret of getting started is breaking your complex, overwhelming tasks into small manageable tasks, and then starting on the first one.” –*

*Mark Twain*

# 1 Introdução

Segundo a Organização Mundial de Saúde - OMS, as doenças cardiovasculares são ainda as principais causas de morte no mundo. Dados divulgados mostram que 17,5 milhões de pessoas morreram vítimas dessas doenças em 2012, representando 31% de todas as mortes globais. Conforme disponível no site <http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs317/en/>.

O sistema circulatório tem como objetivo transportar os nutrientes e o oxigênio para o corpo e retirar os resíduos do metabolismo celular para fora deste, eliminando-os através do sangue. O coração, um dos órgãos mais importantes do corpo humano, compõe o sistema cardiovascular e é subdividido em quatro cavidades: átrio direito e esquerdo, ventrículo direito e esquerdo.

O coração funciona como uma espécie de bomba, que se contrai e relaxa provocando um fluxo pulsátil transiente na região de aorta ascendente. A contração do coração é chamada de sístole e o relaxamento é chamado diástole. Primeiro ocorre a sístole atrial, impulsionando o sangue para os ventrículos. Posteriormente, ocorre a sístole ventricular, bombeando o sangue para as artérias pulmonar e aorta. Após a sístole, ocorre a diástole da musculatura cardíaca nos átrios e nos ventrículos, os átrios se enchem de sangue e o processo da sístole recomeça.

O sangue venoso chega ao átrio direito através da veia cava, atingindo o ventrículo direito. Após deixar o ventrículo direito, pela artéria pulmonar, o sangue chega aos pulmões, onde se dão as trocas gasosas. O átrio esquerdo recebe o sangue arterial, vindo dos pulmões, através das veias pulmonares e posteriormente, passando para o ventrículo esquerdo. A Figura 1.1 apresenta um desenho esquemático das câmaras cardíacas coração.

Para que o sentido do fluxo sanguíneo seja mantido, o coração possui quatro válvulas: pulmonar, tricúspide, mitral e aórtica. O objeto de estudo do presente trabalho será a válvula aórtica (Figura 1.2) e o fluxo sanguíneo na artéria aorta (Figura 1.3), o maior vaso do corpo humano. Após ser bombeado pelo coração, o sangue é transportado pela aorta para todo corpo. Esta artéria é dividida em raiz de aorta, porção ascendente, arco aórtico, segmento torácico e

abdominal (Figura 1.3). A região que será analisada neste estudo compreende a raiz de aorta e porção ascendente.

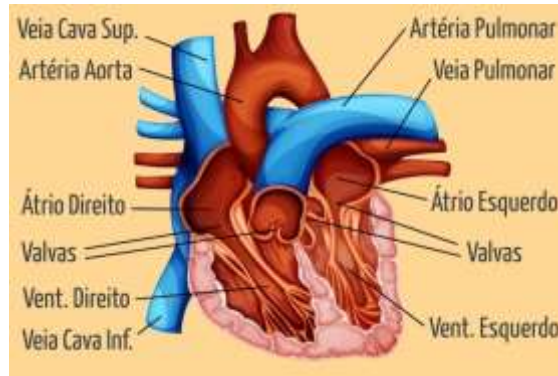


Figura 1.1 - Câmaras cardíacas.

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



Figura 1.2 - Vista superior da válvula aórtica.

<http://lucasnicolau.com/?v=publicacoes&id=1>

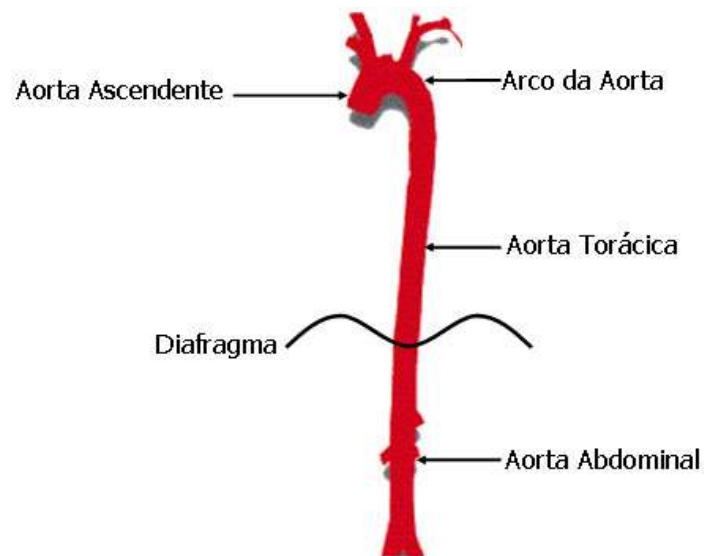


Figura 1.3 - Artéria Aorta.

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

Existem diversas doenças causadas pelo mal funcionamento da válvula aórtica, tornando necessário a implantação de uma válvula artificial. Também tem sido observado dilatação da aorta na região de entrada, o que pode causar sérios danos ao paciente. Esta deformação muitas vezes ocorre também por um defeito na válvula aórtica, mais uma vez tornando necessário a introdução de uma válvula artificial.

Uma possibilidade para a causa desta dilatação nas paredes da aorta pode ser devido a incidência do jato proveniente da válvula nas paredes da aorta. A durabilidade de uma válvula artificial também depende da saúde da aorta após a sua implantação. Um bom posicionamento da válvula, pode aumentar a qualidade de vida do paciente. A partir destas constatações, acredita-se que um estudo do escoamento no interior da aorta, através da válvula, pode auxiliar a reduzir alguns dos problemas encontrados pelos pacientes.

## **1.1 Objetivo**

Análise numérica do escoamento do sangue em modelo aórtico tridimensional que preserva anatomia de um paciente. Estudo da influência da velocidade do jato na entrada da aorta, através da válvula aórtica, e sua inclinação, na distribuição de pressão, taxa de cisalhante e tensão cisalhante nas paredes da aorta.

## **1.2 Organização do Trabalho**

O presente texto foi dividido em seis capítulos. No próximo capítulo é apresentada uma revisão bibliográfica dos vários estudos sobre a influência das próteses valvares na hemodinâmica da aorta. No Capítulo 3 apresenta-se as equações governantes e os modelos constitutivos do problema estudado. No Capítulo 4 o método numérico é descrito, além do teste de malha que foi realizado para definição desta. O Capítulo 5 apresenta os resultados obtidos do campo de velocidade e pressão. No Capítulo 6 são apresentadas as conclusões e sugestões.

## 2 Revisão Bibliográfica

Um dos primeiros trabalhos relevantes do fluxo sanguíneo do ponto de vista da mecânica dos fluidos foi realizado por Yoganathan *et al.* (1988). Os autores utilizaram a equação de Bernoulli junto com a equação da continuidade, a ainda a teoria de jatos livres para avaliar o fluxo sanguíneo. Observaram que os conceitos básicos e fundamentais de hidrodinâmica são de suma importância para a cardiologia.

Com os avanços de técnicas numéricas e recursos computacionais, diversos trabalhos começaram a ser desenvolvidos através da solução numérica das equações de conservação de massa e quantidade de movimento.

Feijó (2007) realizou um estudo numérico tridimensional da interação fluido-estrutura do escoamento sanguíneo no interior de um cilindro elástico. A solução numérica foi desenvolvida para calcular o campo de pressão, velocidade e campo de deslocamento da artéria. O escoamento foi resolvido numericamente com o método de volumes finitos e a parte estrutural com o método de elementos finitos, ambos utilizando softwares disponíveis da ANSYS pelo software comercial ANSYS. Observou algumas semelhanças entre as simulações numéricas com os resultados dos testes experimentais obtidos pelo laboratório de simulações hemodinâmicas do Instituto do Coração de São Paulo, o InCOR.

Frauenfelder *et al.* (2007) realizaram uma análise numérica do fluxo sanguíneo com o objetivo de estudar os mecanismos que conduzem ao surgimento de aneurisma aórtico, além do risco de rompimento da artéria. Os resultados foram analisados quantitativamente e qualitativamente. Mostraram que, para o escoamento da aorta abdominal, a pressão da parede é um parâmetro hidrodinâmico importante por estar relacionada ao risco de ruptura. Em modelos de correção de aneurismas com próteses vasculares, a análise numérica foi utilizada para avaliar os fatores de migração desta prótese. Apesar das limitações da análise numérica do escoamento sanguíneo, estudos recentes demonstram o potencial desta abordagem para melhorar a estimativa do risco de ruptura de aneurismas da aorta.



Hope *et al.* (2012), investigaram a relação entre o fluxo sanguíneo e a taxa de crescimento em aorta ascendente, em pacientes com válvula aórtica bicúspide (BAV). A fim de obter dados comparativos, também analisaram pacientes com válvula aórtica tricúspide (TAV). Perceberam que a relação entre a alteração hemodinâmica na aorta ascendente de pacientes com BAV desempenha um papel significativo na dilatação aórtica. No trabalho, foi explorado o mecanismo hemodinâmico que propicia o crescimento progressivo da aorta. Essa pesquisa forneceu subsídios para o presente trabalho, pois trata-se da mesma região da aorta e com parâmetros hemodinâmicos semelhantes que serão discutidos.

Kopandis *et al.* (2015) criaram dois modelos de próteses valvares, utilizando a dinâmica de fluido computacional, a fim de analisar sua influência nos padrões de fluxo, além da relação a fenômenos patológicos, tais como trombose e danos na parede vascular. Observaram semelhanças e variações nos padrões de fluxo aórtico induzido pelas duas válvulas protéticas. A formação de vórtices esteve mais presente no modelo de prótese *Medtronic*® do que no modelo *Edwards*®. A variação da pressão foi mais baixa na válvula de *Edwards*®, sendo justificada pela diferença entre as geometrias das próteses valvares. Os autores observaram que, com a simulação em cada fase da abertura da válvula, diferentes impactos nas condições de fluxo aórtico foram encontrados. Demonstraram também, que a implantação da prótese e a previsão de padrões de fluxo pós-implante, por metodologias computacionais, são viáveis.

Trauzeddel *et al.* (2015) demonstraram, através da técnica de ressonância magnética sensível ao fluxo - *4D flow*, as alterações do fluxo sanguíneo na aorta ascendente, comparando pacientes que foram submetidos ao implante de prótese percutânea (*Transcatheter Aortic Valve Implantation, TAVI*), pacientes que fizeram a cirurgia de troca valvar aórtica convencional (*Aortic Valve Replacement, AVR*) e pacientes saudáveis. O padrão de fluxo helicoidal, a presença de vórtices, a distribuição da tensão cisalhante e excentricidade de fluxo foram alguns dos parâmetros analisados pelos autores.

Em relação aos pacientes controles, as alterações de fluxo na TAVI e AVR foram caracterizadas por escoamento excêntrico e distribuição assimétrica da tensão de cisalhamento. Essas anomalias podem estar associadas à remodelamento aórtico e ao aumento da pós-carga ventricular (perda de carga a jusante do ventrículo esquerdo). Os resultados obtidos realçam o potencial da velocimetria *4D flow* na geração de informações relevantes sobre a hemodinâmica da aorta. Este fato pode contribuir para otimização de dispositivos

protéticos que mimetizam o comportamento fisiológico do fluxo sanguíneo. Além disso, auxiliar na determinação do melhor modelo de prótese para cada paciente. Este trabalho mostrou-se relevante, pois aponta a necessidade de estudos específicos, para prevenir ou corrigir problemas cardiovasculares.

Ha *et al.* (2016) observaram a influência do ângulo do fluxo aórtico sobre as características hemodinâmicas da aorta torácica utilizando espectros vasculares específicos dos pacientes. Os dados foram gerados utilizando impressão 3D e a velocimetria *4D flow*. Especificamente, analisaram o fluxo sanguíneo helicoidal, que está relacionado com a direção do fluxo da válvula aórtica. Além disso, evidenciaram as associações entre o fluxo helicoidal, tensão de cisalhamento e energia cinética turbulenta. Os resultados do trabalho demonstraram que a direção da rotação e a intensidade do fluxo helicoidal variaram amplamente de acordo com a direção do influxo na aorta. O padrão helicoidal resultou em distribuições de cisalhamento mais elevadas. Foi visto também, que as condições de fluxo com rotação para a direita e velocidades de rotação mais elevadas ocasionaram maiores valores de energia cinética turbulenta. Por fim, descobriram que o escoamento aórtico induziu diferentes valores de pressão incidente dependendo do ângulo entre o jato aórtico e a superfície de contato do vaso. Concluíram que o ângulo do fluxo da válvula aórtica pode ser um dos motivos que mais influenciam a direção e a força do fluxo helicoidal, o valor do cisalhamento e, conseqüentemente, a dilatação da aorta.

Como pode ser observado na revisão bibliográfica realizada, a combinação dos conhecimentos de mecânica dos fluidos com conhecimentos médicos pode auxiliar na prevenção e/ou correção de problemas de saúde. Como caso particular, a análise do escoamento na aorta ainda precisa ser aprofundada, o que motivou o presente estudo.

### 3 Modelo Matemático

Como mencionado, no presente trabalho investigou-se numericamente o escoamento ascendente ao longo de uma aorta. O estudo foi realizado utilizando como configuração de interesse a aorta de um paciente. A Fig. 3.1 ilustra o modelo da aorta gerado com impressão 3D, obtida a partir de dados de angiotomografia da aorta do paciente. O escoamento ascendente entra pelo lado esquerdo, e sai após a curva em U do lado direito. Parte do sangue escoava através de pequenas artérias na parte superior da curva.



Figura 3.1 – Modelo 3D da aorta de um paciente

A partir dos mesmos dados da angiotomografia foi possível gerar um domínio computacional (Fig. 3.2) com o software Mimics. Visando representar fielmente a aorta do paciente, uma análise tri-dimensional se tornou necessária. Sendo a região de interesse, a entrada do escoamento na aorta, não foi necessário analisar o escoamento ao longo de toda a aorta, como pode ser observado na Fig. 3.2.

Para determinar o campo de velocidade e pressão no interior da aorta ascendente é necessário resolver as equações de conservação de massa e quantidade de movimento linear. Para facilitar a solução do problema, diversas hipóteses simplificadoras foram consideradas.

Como primeira simplificação a complacência da aorta foi desprezada, i.e., esta foi considerada como rígida. Esta hipótese é bem razoável durante o escoamento ascendente.

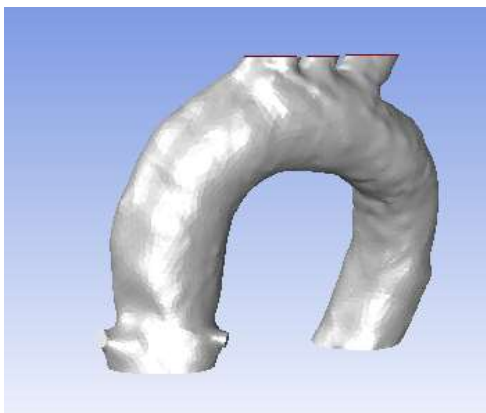


Figura 3.2 – Geometria da aorta

Outra hipótese simplificadora foi desprezar as variações temporais do escoamento. Esta hipótese reduz substancialmente o esforço computacional para a determinação do escoamento, assim como a análise e interpretação dos resultados. Naturalmente, que o escoamento é transiente, é pulsátil, dependendo diretamente do bombeamento do coração. No entanto, visando realizar uma análise com custo razoável, considera-se que o período de bombeio pode ser representado por uma série de escoamentos em regime permanente. Dessa forma, diversas velocidades são estudadas, cada uma representando um instante de tempo do processo de bombeio.

Segundo Feijó (2007), apesar da forte variação da pressão no sistema circulatório, a variação da densidade  $\rho$  do sangue é desprezível frente à variação no volume da artéria por deformação de suas paredes, por isso, a aproximação de incompressibilidade é aceitável. O autor Feijó (2007) juntamente com Scotti et al.(2002); Sun et al. (2016), também afirmaram que, em uma primeira aproximação, o sangue pode ser representado como um fluido Newtoniano, sendo a tensão viscosa diretamente proporcional à taxa de deformação do elemento de fluido. O parâmetro de proporcionalidade é a viscosidade molecular  $\mu$ , a qual também foi considerada constante.

Também foi considerado que as variações de pressão são dominantes e que as forças gravitacionais são desprezíveis.

Finalmente, considerou-se que o escoamento ocorre no regime laminar. Para um escoamento ser considerado laminar, as forças viscosas precisam ser

dominantes em relação as forças de inércia. Considera-se que as forças viscosas são dominantes e o escoamento é laminar, quando o número de Reynolds é inferior a 2300. O número de Reynolds é definido como

$$Re = \frac{\rho W_{in} D}{\mu} \quad (1)$$

onde  $W_{in}$  é a velocidade média do escoamento na entrada e  $D$  é o diâmetro da válvula na entrada da aorta.

A equação de conservação de massa ou equação da continuidade (Fox and McDonald, Prichett, 2010) é

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

sendo  $t$  o tempo,  $x_i$  cada um dos eixos coordenados e  $u_i$  são os componentes do vetor velocidade,

Com as hipóteses de incompressibilidade e de regime permanente, tem-se

$$\frac{\partial u_i}{\partial x_i} = 0 \quad (3)$$

ou em coordenadas cartesianas

$$\frac{\partial u}{\partial x} + \frac{\partial v}{\partial y} + \frac{\partial w}{\partial z} = 0 \quad (4)$$

onde  $u, v$  e  $w$  são os componentes de velocidade nas direções  $x, y$  e  $z$ , respectivamente.

A equação de conservação de quantidade de movimento (Fox and McDonald, Prichett, 2010), nada mais é do que a segunda lei de Newton por unidade de volume (massa vezes aceleração é a soma das forças)

$$\rho \left( \frac{\partial u_i}{\partial t} + u_j \frac{\partial u_i}{\partial x_j} \right) = \rho g_i + \frac{\partial \sigma_{ij}}{\partial x_j} \quad (5)$$

sendo  $\rho g_i$  a força gravitacional por unidade de volume e  $\partial \sigma_{ij} / \partial x_j$  força líquida de superfície por unidade de volume.  $\sigma_{ij}$  é a tensão que atua na superfície, possuindo uma parcela devido a pressão, a qual é sempre normal e compressiva e uma parcela viscosa, a qual é definida por um tensor  $\tau_{ij}$

$$\sigma_{ij} = -p \delta_{ij} + \tau_{ij} \quad (6)$$

O tensor viscoso é sempre simétrico e para um fluido Newtoniano é dado por

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

onde  $2S_{ij}$  é o tensor taxa de deformação

$$2S_{ij} = \frac{\partial u_i}{\partial x_j} + \frac{\partial u_j}{\partial x_i} \quad (8)$$

Introduzindo as hipóteses apresentadas, a equação de conservação de quantidade de movimento pode ser escrita em notação indicial como

$$\rho u_j \frac{\partial u_i}{\partial x_j} = -\frac{\partial p}{\partial x_i} + \mu \frac{\partial^2 u_i}{\partial x_j^2} \quad (9)$$

ou em coordenadas cartesianas como

$$\begin{aligned} \rho \left( u \frac{\partial u}{\partial x} + v \frac{\partial u}{\partial y} + w \frac{\partial u}{\partial z} \right) &= -\frac{\partial p}{\partial x} + \mu \left( \frac{\partial^2 u}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 u}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 u}{\partial z^2} \right) \\ \rho \left( u \frac{\partial v}{\partial x} + v \frac{\partial v}{\partial y} + w \frac{\partial v}{\partial z} \right) &= -\frac{\partial p}{\partial y} + \mu \left( \frac{\partial^2 v}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 v}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 v}{\partial z^2} \right) \\ \rho \left( u \frac{\partial w}{\partial x} + v \frac{\partial w}{\partial y} + w \frac{\partial w}{\partial z} \right) &= -\frac{\partial p}{\partial z} + \mu \left( \frac{\partial^2 w}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 w}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 w}{\partial z^2} \right) \end{aligned} \quad (10)$$

### 3.1 Condições de Contorno

Para determinar o escoamento na geometria representada pela Fig. 3.2, é preciso resolver as equações diferenciais de conservação, com as condições de contorno apropriadas. A Figura 3.3 representa um esquema da geometria e as condições de contorno.

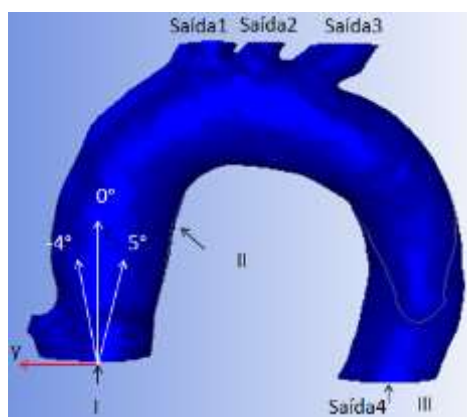


Figura 3.3 - Representação da direção do escoamento, ilustração dos ângulos de influência e as condições de contorno

A região I representa a seção de entrada de escoamento através da válvula de diâmetro  $D$  na aorta. O vetor velocidade na entrada é

$$\vec{V} = u_{in}\vec{i} + v_{in}\vec{j} + w_{in}\vec{k} \quad (11)$$

Pela Fig. 3.3 pode-se notar que o escoamento está direcionado para o eixo  $z$  e que os valores das componentes de velocidade variam com os ângulos. Logo,

$$u_{in} = 0$$

$$v_{in} = |V| \sin \alpha \quad (12)$$

$$w_{in} = |V| \cos \alpha$$

A vazão volumétrica  $Q$  através de uma seção de área  $A$ , é dada por:

$$Q = \int_A \vec{V} \cdot d\vec{A} = w_{in} A \quad (13)$$

sendo  $w_{in}$  o componente de velocidade normal ao plano de entrada.

Com isso é possível encontrar o módulo do vetor velocidade e consequentemente em função da vazão volumétrica através da válvula aórtica.

A região II corresponde às paredes da aorta, logo, a condição de contorno na parede é a condição de não deslizamento

$$u = v = w = 0 \quad (14)$$

Nas regiões de saída de escoamento (Região III), as três artérias superiores, e a saída principal da aorta, impõe-se a condição de fluxo difusivo nulo,  $\partial/\partial x_j = 0$ . Por fim, na região III há uma distribuição da vazão em cada saída conforme ilustrado na Tabela 3.1:

Tabela 3.1 - Distribuição da Vazão.

Saídas	Vazão volumétrica $Q_i/Q(\text{m}^3/\text{s})$
Saída 1	0,2439
Saída 2	0,2649
Saída 3	0,2632
Saída 4	0,2281

Uma vez que o escoamento é incompressível, o nível de pressão não é relevante, dessa forma, obteve-se a solução em função de uma pressão de referência, que foi definida como a pressão reinante no centro da válvula aórtica da entrada em  $(x = y = z = 0)$ .

### 3.2 Parâmetros do Problema

Adimensionalizando as equações de conservação com a velocidade média na entrada e com o diâmetro da entrada da válvula aórtica,

$$u_i^* = \frac{u_i}{w_{in}} \quad ; \quad x_i^* = \frac{x_i}{D} \quad p^* = \frac{p - p_{ref}}{\rho w_{in}^2} \quad (15)$$

tem-se que o escoamento é governado pelo número de Reynolds: Re, Eq.(1) e pelo ângulo de entrada do jato  $\alpha$ .

É conveniente introduzir a seguinte adimensionalização para a tensão viscosa

$$\tau_{ij}^* = \frac{\tau_{ij}}{\rho w_{in}^2} \quad (16)$$

Já o tensor taxa de deformação pode ser normalizado com

$$S_{ij}^* = \frac{S_{ij} D}{w_{in} Re} \quad (17)$$

O módulo do tensor taxa de deformação é definido como

$$|S_{ij}| = \sqrt{2 S_{ij} S_{ij}} \quad (18)$$



## 4 Método Numérico

Para resolver as equações de conservação de massa e quantidade de movimento apresentadas no Capítulo 3, foi selecionado o “software” comercial “Fluent V. 17.1” da ANSYS.

Este “software” é baseado no método de volumes finitos, onde o domínio computacional é subdividido em volumes de controles que constituem a malha computacional e cada equação de conservação é integrada em cada volume, obtendo o balanço global das grandezas de interesse.

Os fluxos convectivos e difusivos foram aproximados com o esquema “Power-Law” (Patankar, 1980). Para o acoplamento entre a pressão e a velocidade (fluido incompressível) nas equações de Navier-Stokes foi utilizado o algoritmo “SIMPLE (Semi-Implicit Method for Pressure Linked Equations)” (Patankar, 1980). Para resolver o sistema algébrico resultante, utilizou-se o algoritmo Gauss-Seidel linha/ linha com o algoritmo de *multigrid* (Hutchinson e Raithby, 1986) para acelerar a convergência.

Como as equações são não lineares coeficientes de sub-relaxação foram utilizados. As equações de quantidade de movimento foram sub-relaxadas com fator igual a 0,7 e a pressão foi sub-relaxada com coeficiente igual a 0,3, seguindo a recomendação do “software”

O sistema algébrico foi considerado convergido quando o resíduo das equações de conservação foram inferiores a  $10^{-6}$ . Para definir a malha a ser utilizada, foi realizado um teste de malhas, o qual é apresentado na seção seguinte.

### 4.1 Teste de Malha

Uma vez que a geometria da aorta é complexa, uma malha não estruturada e não uniforme foi gerada, visando representar da melhor forma possível os detalhes da configuração geométrica. Procurou-se ainda refinar a malha nas regiões da parede, regiões de gradiente acentuado de velocidades. As Figs. 4.1 e 4.2 ilustram detalhes da malha computacional. Para melhor visualizar a malha, selecionou-se a malha 1 (mais grosseira) utilizada no teste de malhas.

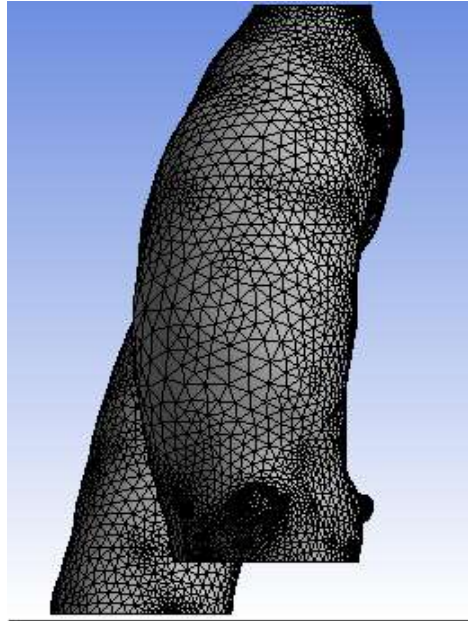


Figura 4.1 - malha na parede. Malha 1

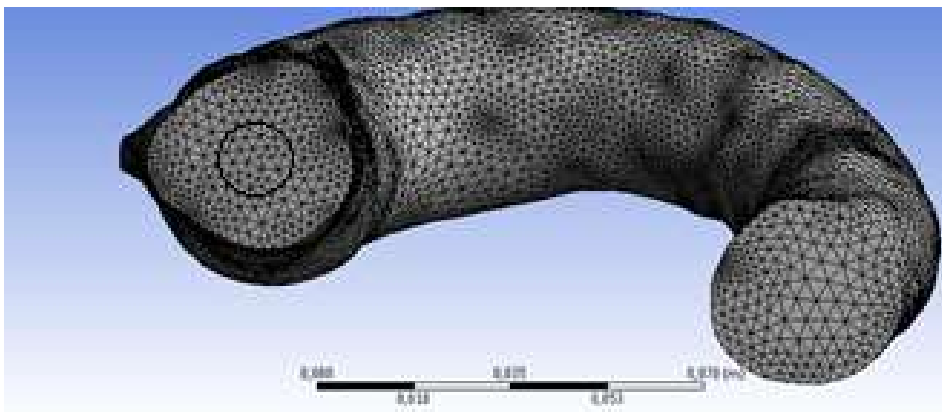


Figura 4.2 - malha na entrada e saída. Malha 1

Para realizar o teste de malha foi selecionado o caso com o escoamento alinhado com o eixo axial  $z$ , i.e., com  $\alpha = 0^\circ$  e número de Reynolds = 734, ( $w_{in} = 0,3632\text{m/s}$ ).

Quatro malhas não estruturadas com refinamentos semelhantes foram selecionadas para serem testadas. A Tabela 4.1 apresenta as quatro malhas que foram investigadas.

Tabela 4.1 – Malhas para Teste

Malha	Número de nós
Malha 1	100.000
Malha 2	400.000
Malha 3	800.000
Malha 4	1.200.000

Para avaliar a independência da solução na malha, determinaram-se os valores da queda de pressão adimensional ao longo da aorta,  $\Delta p^* = \Delta p / (0,5 \rho w_{in}^2)$ , onde  $\Delta p = p_{entrada} - p_{saída}$ . A Tabela 4.2 apresenta o valor de  $\Delta p^*$  obtido, assim como a razão obtida entre duas malhas consecutivas e a variação percentual com relação a malha mais fina. O mesmo resultado é apresentado de forma gráfica na Fig. 4.3. Observa-se que a partir de 400 mil nós, a queda de pressão tornou-se independente da malha.

Tabela 4.2 - Resultado do  $\Delta p^*$ 

Nº de mil nós	$\Delta p^*$	$\frac{\Delta p_i^*}{\Delta p_{i-1}^*}$	$1 - \frac{\Delta p_i^*}{\Delta p_4^*}$
100	$1,65 \times 10^{-4}$		20%
400	$1,94 \times 10^{-4}$	1,18	6%
800	$1,96 \times 10^{-4}$	1,01	5%
1200	$2,06 \times 10^{-4}$	1,05	

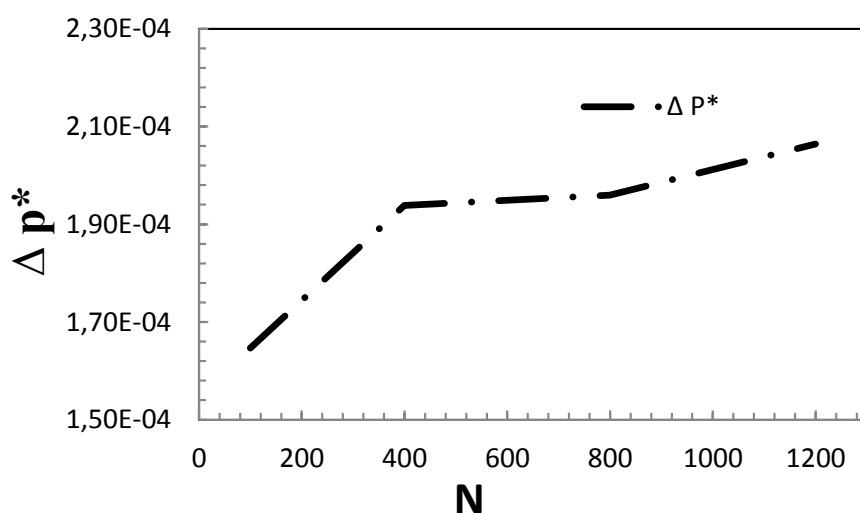


Figura 4.3 Convergência de malha com relação a queda de pressão ao longo da aorta

Ainda para avaliar a convergência da solução com a malha, determinou-se a força total atual nas paredes da aorta. Isto é, a soma da força de pressão e força viscosa, correspondendo aos componentes nas direções  $x$ ,  $y$  e  $z$ . O Fig. 4.4 apresenta a influência da malha na força total.

A variação percentual dos resultados obtidos em relação a malha mais fina, para os três componentes também é ilustrada na Tabela 4.3. O resultado obtido para as quatro malhas mostra que as malhas de 2, 3 e 4 têm resultados

similares, portanto a solução ficou independente da malha, sendo a malha do caso 2 a escolhida para as análises futuras.

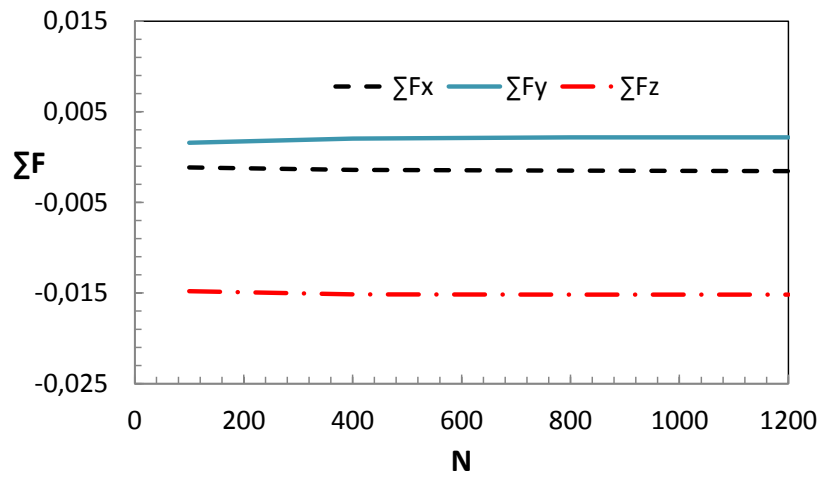


Figura 4.4 - Somatório da força x Número de nós

Tabela 4.3 – Variação das forças com relação a malha mais fina de 1200 mil nós.

Nº de mil nós	Erro $\Sigma F_x$	Erro $\Sigma F_y$	Erro $\Sigma F_z$
100	27%	27%	2%
400	9%	7%	0,1%
800	4%	0,2%	0,06%

## 5 Resultados

Conforme mencionado no Capítulo 3, a configuração de interesse neste trabalho, ilustrada na Fig. 3.2, corresponde a aorta de um paciente, sendo a configuração geométrica obtida a partir de uma angiotomografia da aorta de um paciente. O diâmetro da entrada do escoamento no interior do modelo aórtico através da válvula aórtica é igual a  $D=14$  mm, resultando em uma área aproximada de  $1,5$  cm<sup>2</sup>, representando a prótese aórtica em seu estado de total abertura. Um protótipo 3D foi criado e um estudo experimental vem sendo desenvolvido paralelamente ao presente trabalho, do Laboratório de Engenharia de Fluidos no Departamento de Engenharia Mecânica da PUC-Rio.

Para o estudo numérico do escoamento na aorta, as características do fluido foram definidas conforme as propriedades utilizadas no estudo experimental. No experimento foi utilizado uma solução em volume com aproximadamente 40% de água e 60% de glicerina que possui propriedades semelhantes ao do sangue. Assim, a massa específica e a viscosidade foram definidos como:  $\rho = 1054$  kg/m<sup>3</sup> e  $\mu = 0,0072$  Pa s.

Neste trabalho foram investigados três números de Reynolds ( $Re = \frac{4 \rho Q}{\pi D \mu}$ ), e três ângulos de entrada, resultando em 9 simulações como mostrado na Tabela 5.1.

Tabela 5.1 - Casos Estudados

Casos	Re	Vazão Q (m <sup>3</sup> /s)	Ângulo $\alpha$ (°)
I	178	0,0880	-4
II	178		0
III	178		+5
IV	734	0,3632	-4
V	734		0
VI	734		+5
VII	1185	0,5832	-4
VIII	1185		0
IX	1185		+5

Para a análise dos resultados selecionou-se o plano alinhado com o eixo z semelhante ao que foi usado nas medidas experimentais de análise do escoamento. Este processo permitirá uma futura comparação entre os resultados numéricos e o experimental.

### 5.1 Efeito da Ângulo de Entrada do Jato

Para os três números de Reynolds, investiga-se a influência do ângulo de entrada do escoamento através da válvula aórtica. Nas Figs. 5.1, 5.2 e 5.3, para cada número de Reynolds, são apresentadas as linhas de módulo do vetor velocidade constante normalizado com a velocidade média na entrada, para os três ângulos. Observa-se que com o ângulo negativo, o jato incide na parede anterior da aorta, aumentando o estresse mecânico nesta região. O ângulo positivo diminui o efeito de jato incidente na parede anterior ao realizar o efeito de centralização do fluxo. Deste modo, esta angulação reduz a pressão e tensão cisalhante na parede anterior.

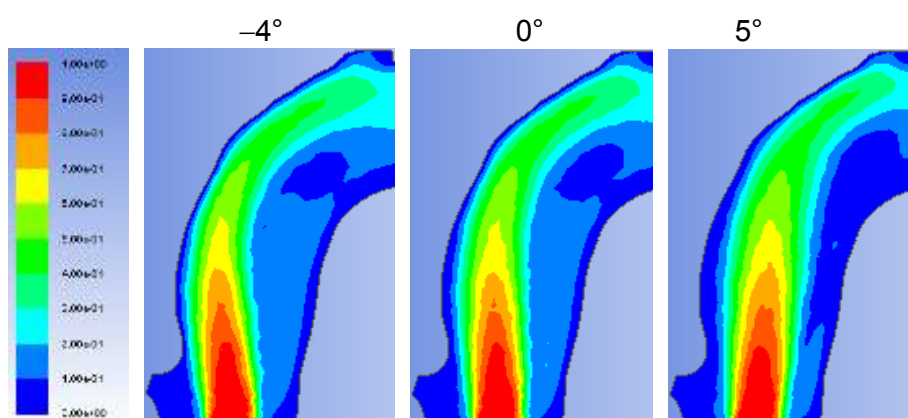


Figura 5.1 - Variação do ângulo de entrada no módulo do vetor velocidade. Re=178

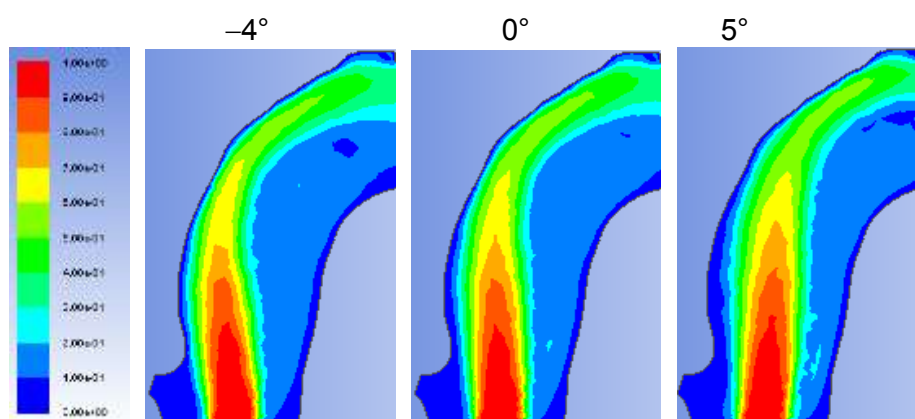


Figura 5.2 - Variação do ângulo de entrada no módulo do vetor velocidade. Re=734

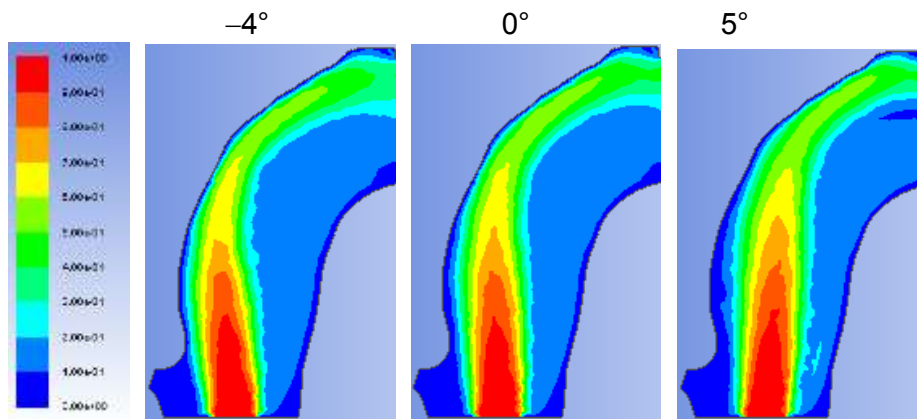


Figura 5.3 - Variação do ângulo de entrada no módulo do vetor velocidade.  $Re=1185$ .

A influência do ângulo de entrada do jato para os três Reynolds no campo de pressão adimensional,  $p^* = [(p - p_{ref})/(\rho w_{in}^2)]$ , é apresentada nas Figs. 5.4 a 5.6, para os três ângulos, no plano central selecionado. A distribuição de pressão adimensional nas paredes da aorta é ilustrada para os mesmos casos nas Figs. 5.7 a 5.9.

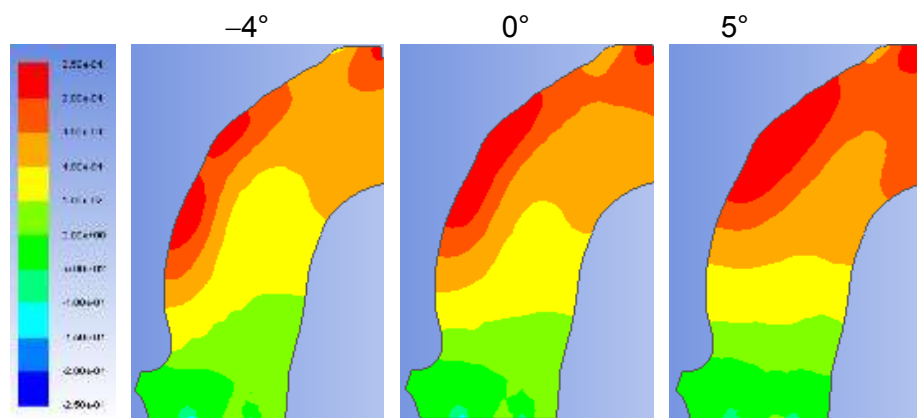


Figura 5.4 - Variação do ângulo de entrada no campo de pressão.  $Re=178$ .

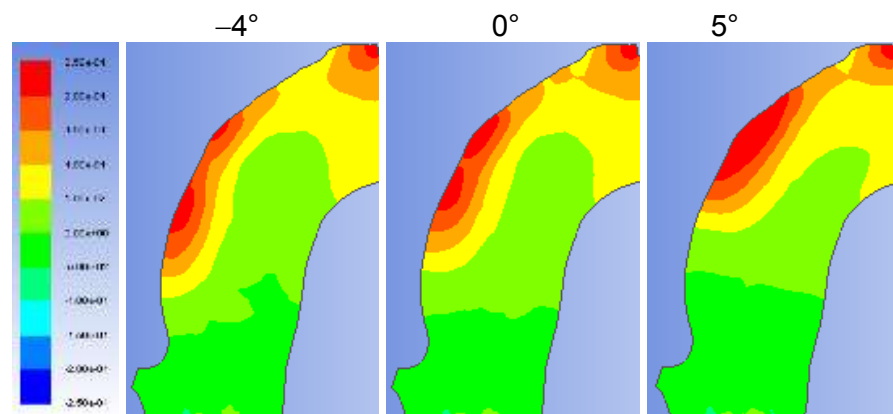


Figura 5.5 - Variação do ângulo de entrada no campo de pressão.  $Re = 734$ .

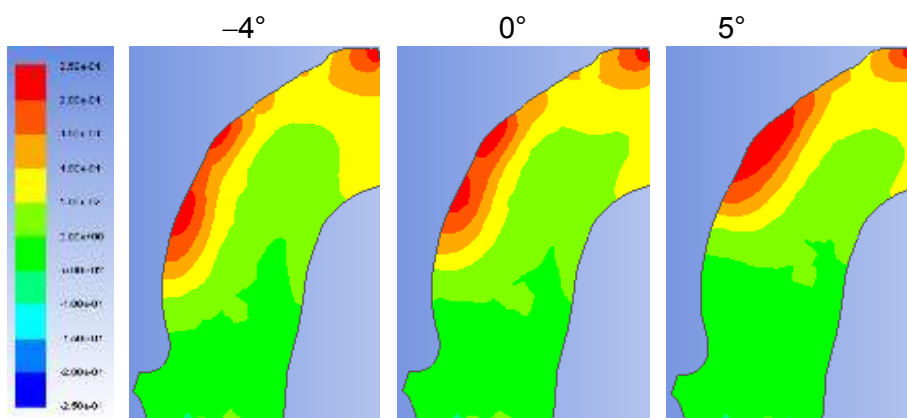


Figura 5.6 - Variação do ângulo de entrada no campo de pressão.  $Re = 1185$

Analisando as figuras, é possível observar que para todas as vazões (números de Reynolds) a região de alta pressão no plano central é deslocada para cima com a inclinação positiva. Observa-se ainda que a pressão é mais uniforme na região de entrada do jato, especialmente com a vazão mais elevada.

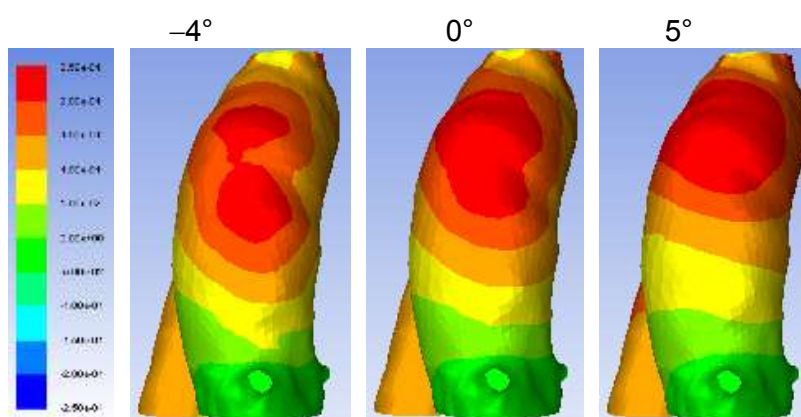


Figura 5.7 - Pressão na parede com  $Re = 178$

Analisando as Figs. 5.7 a 5.9 observa-se claramente o deslocamento da região de alta pressão para acima da curva da aorta, quando o jato está inclinado para a direita, confirmando que na inclinação de  $5^\circ$ , menor o efeito de jato incidente na parede anterior. Qualitativamente a influência do número de Reynolds na distribuição da pressão nas paredes da aorta é semelhante. Naturalmente, que como a pressão apresentada é adimensional, quanto maior a vazão (número de Reynolds) maiores será a pressão na parede.

Para visualizar a estrutura do escoamento na região de entrada, selecionou-se o caso II ( $Re=178$ ,  $Q= 0,0880 \text{ m}^3/\text{s}$ , escoamento alinhado,  $\alpha=0^\circ$ ) para ilustrar na Fig.5.10, as trajetórias das partículas de fluido na região da entrada. Podemos observar recirculações ao redor do jato central, na região



correspondente ao seio de válvula, demonstrando a complexidade do escoamento.

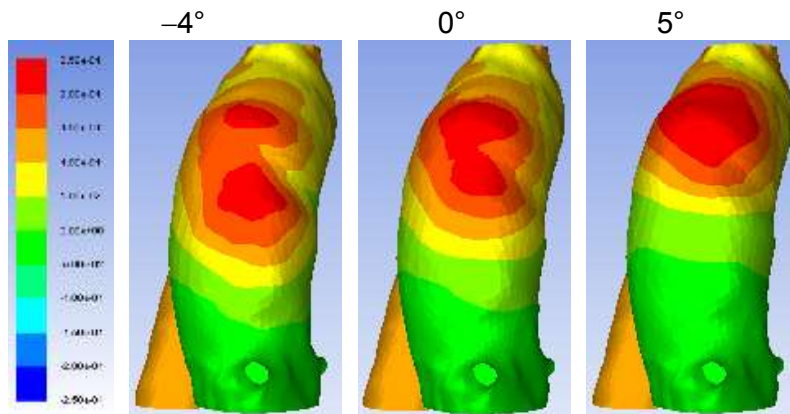


Figura 5.8 - Pressão na parede com  $Re = 734$

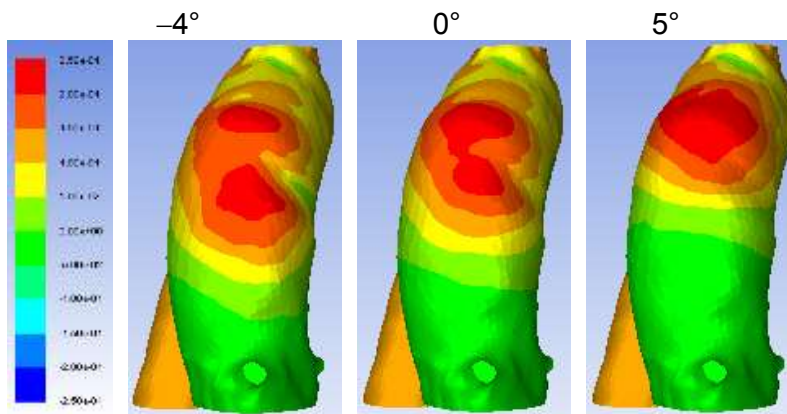


Figura 5.9 - Pressão na parede com  $Re = 1185$



Figura 5.10 - Região de entrada. Linhas de partículas.  $Re = 178$

A Fig. 5.11 apresenta o perfil do componente  $y$  de velocidade admao longo do eixo  $z$ , em  $x=y=0$ , pode-se perceber valores negativos e positivos do

componente y de velocidade, indicando que o escoamento é direcionado para a esquerda, sendo refletido para a direita, indicando uma rotação ao longo do eixo central.

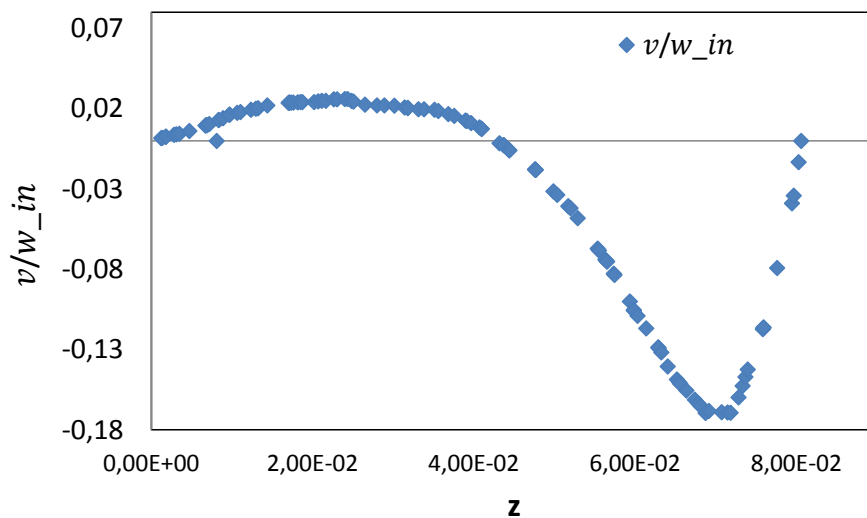


Figura 5.11 - Variação do componente y de velocidade ao longo do eixo z, em  $x=y=0$

Para melhor avaliar a influência do ângulo de entrada para os diferentes números de Reynolds no escoamento, apresenta-se o campo do módulo do tensor taxa de deformação (Eq. 18), adimensionalizado,  $|S_{ij}^*| = |S_{ij}|D/(w_{in}Re)$ . Selecionou-se novamente, analisar a distribuição no plano central, Fig. 5.12 a 5.14).

Analisando as Figs. 5.12 a 5.14, observa-se que com a inclinação positiva o jato incide menos na parede anterior, ocasionando uma menor área de alto cisalhamento. Observa-se, como esperado, regiões de alta taxa de cisalhamento ao redor do jato central e ao longo das paredes, em especial ao longo da parede esquerda, a qual precisa ser protegida.

$-4^\circ$

$0^\circ$

$5^\circ$

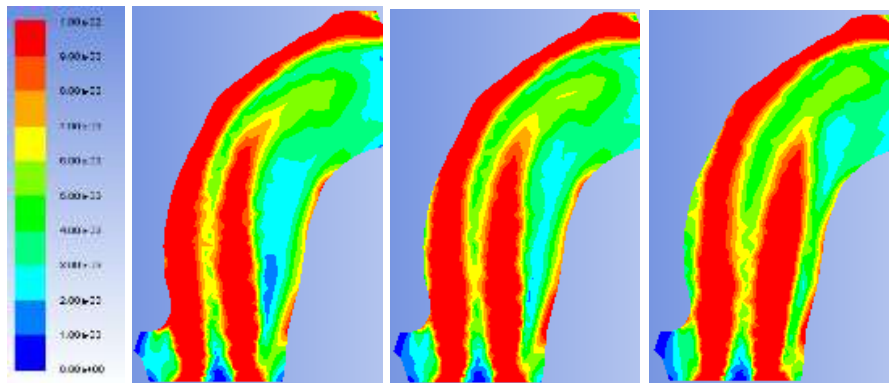


Figura 5.12 - Variação do ângulo de entrada no campo do módulo do tensor taxa de deformação.  $Re = 178$ .

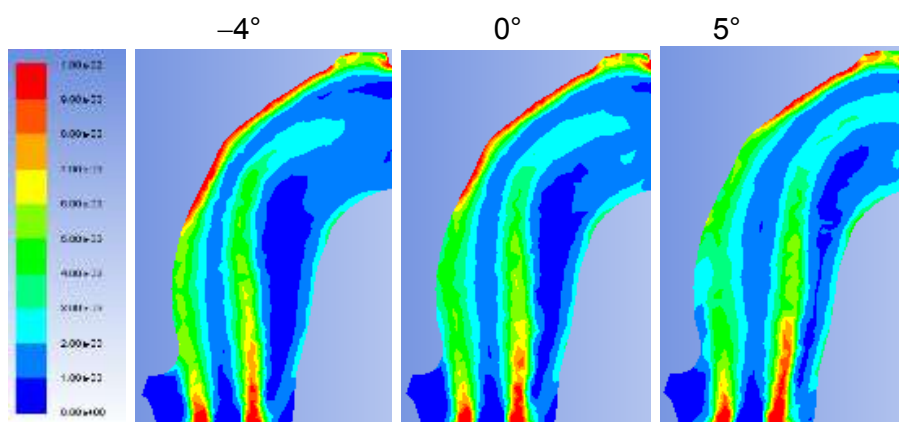


Figura 5.13 - Variação do ângulo de entrada no campo do módulo do tensor taxa de deformação.  $Re=734$ .

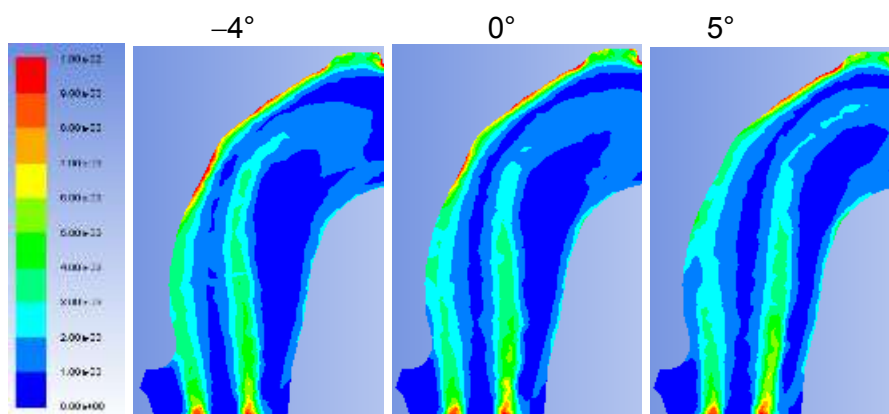


Figura 5.14 - Variação do ângulo de entrada no campo do módulo do tensor taxa de deformação.  $Re=1185$

A distribuição da tensão cisalhante adimensional,  $\tau_w^* = \tau_w / (\rho w_{in}^2)$ , ao longo das paredes da aorta, pode ser visualizada nas Figs. 5.15 a 5.17.

-4°

0°

5°

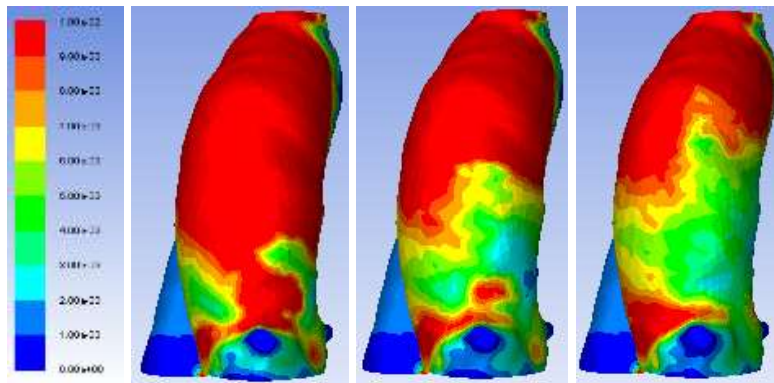


Figura 5.15 - Variação do ângulo de entrada na tensão cisalhante na parede da aorta.  $Re = 178$

Observa-se que assim como no caso da pressão, a região de alta tensão na parede é deslocada para cima, com a inclinação do ângulo positiva e com o aumento do número de Reynolds. Este resultado mostra que o ângulo positivo favorece não só reduzir o nível de pressão, mas de tensão cisalhante na região crítica da aorta.

Durante um ciclo, o número de Reynolds irá variar, logo, as regiões de alta pressão e tensão cisalhante variam ao longo da parede da aorta, mas o ângulo positivo, sempre se mostra mais favorável.

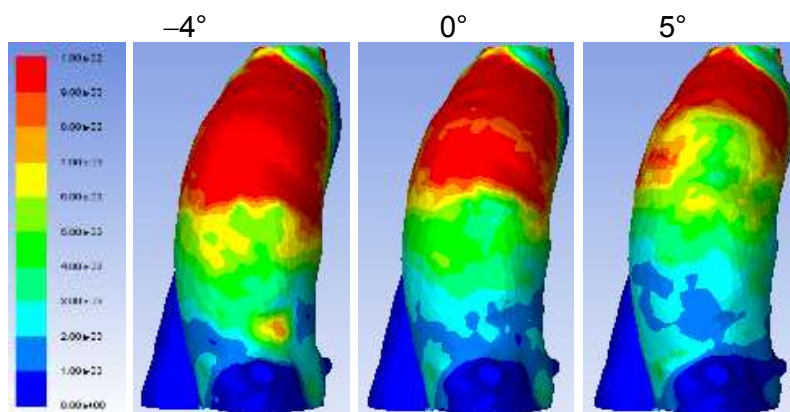


Figura 5.16 – Variação do ângulo de entrada na tensão cisalhante na parede da aorta.  $Re = 734$

–4°                      0°                      5°

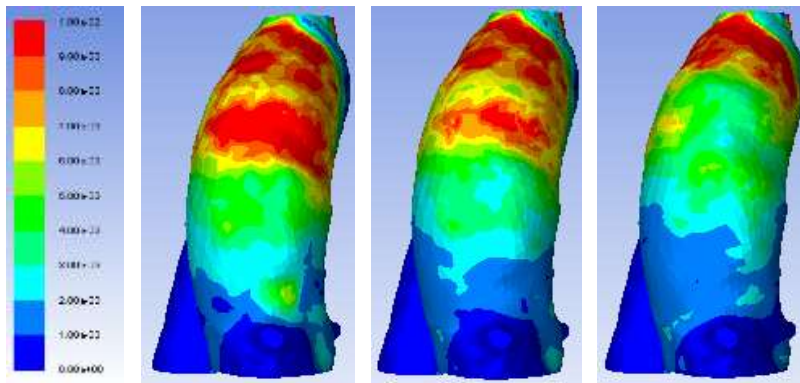


Figura 5.17 - Variação do ângulo de entrada na tensão cisalhante na parede da aorta.  $Re = 1185$

## 5.2 Efeito da Variação do Reynolds

Os mesmos resultados são apresentados agora, porém mantendo o ângulo de entrada do jato constante e variando o número de Reynolds são apresentados. Apresenta-se o módulo do vetor velocidade (Figs. 5.18 a 5.20), seguido do campo de pressão no plano central (Figs. 5.21 a 5.23) e nas paredes (Figs. 5.24 a 5.26), e tensão viscosa – taxa de deformação (Figs. 5.27 a 5.29) e tensão cisalhante nas paredes (Figs. 5.30 a 5.32).

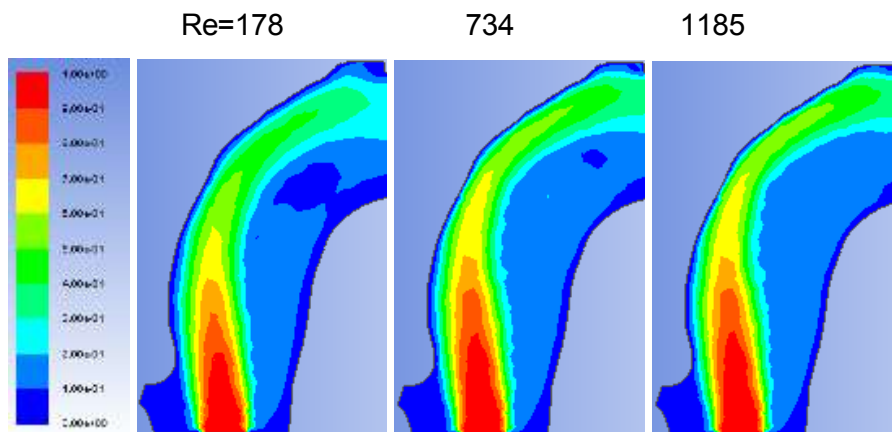


Figura 5.18 - -- Influência de Reynolds no módulo do vetor velocidade. Ângulo  $-4^\circ$

Re=178                      734                      1185

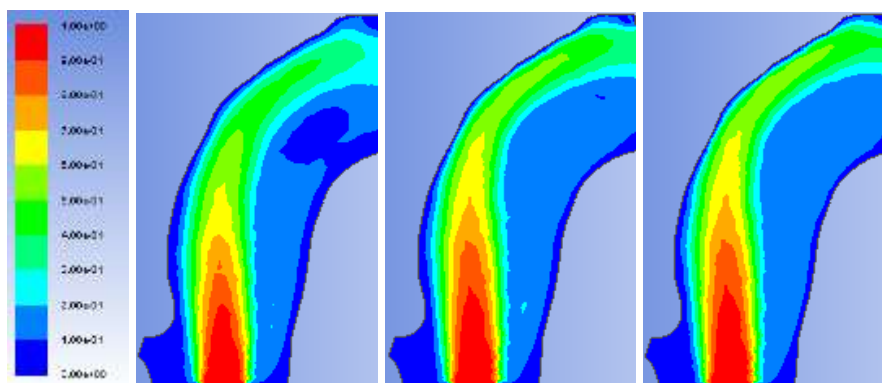


Figura 5.19 -- Influência de Reynolds no módulo do vetor velocidade. Ângulo = $0^{\circ}$

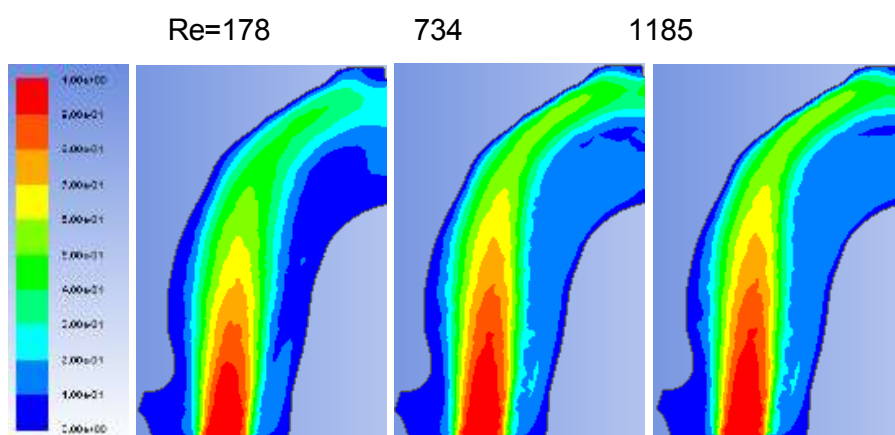


Figura 5.20 -- Influência de Reynolds no módulo do vetor velocidade. Ângulo:  $5^{\circ}$

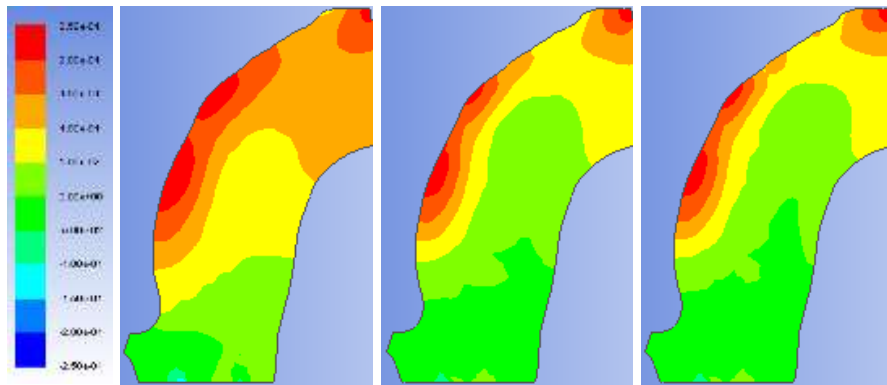
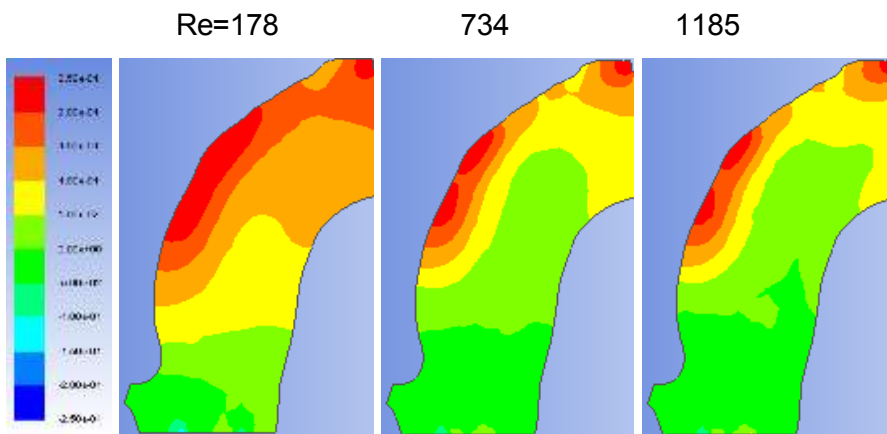
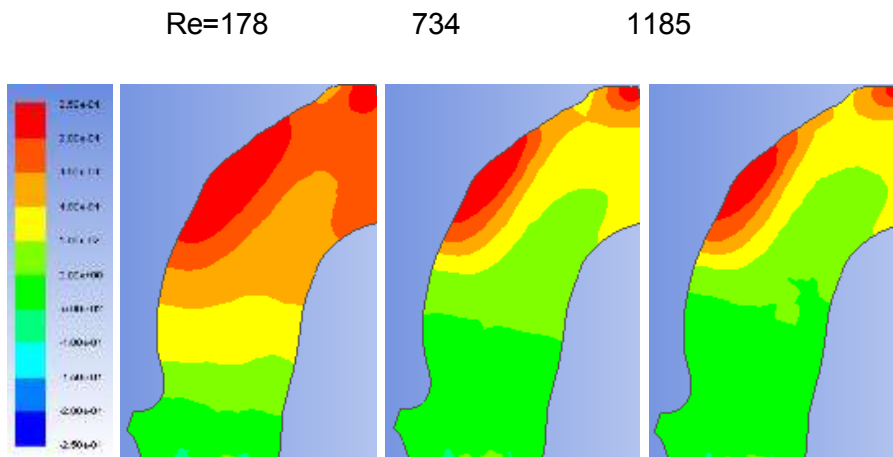
Nota-se nas Figs. 5. 18 a 5.20, que a medida que a vazão aumenta, o comportamento qualitativo é o mesmo e o comprimento de penetração do jato no interior da aorta é maior, fazendo com que a parede seja atingida em uma distância mais afastada.

Conforme mencionado anteriormente sobre o padrão de fluxo, pode-se notar uma pequena variação entre os Reynolds de 734 e 1184, com uma diferença de pressão maior quando a vazão aumenta (Figs. 5.21 a 5.26).

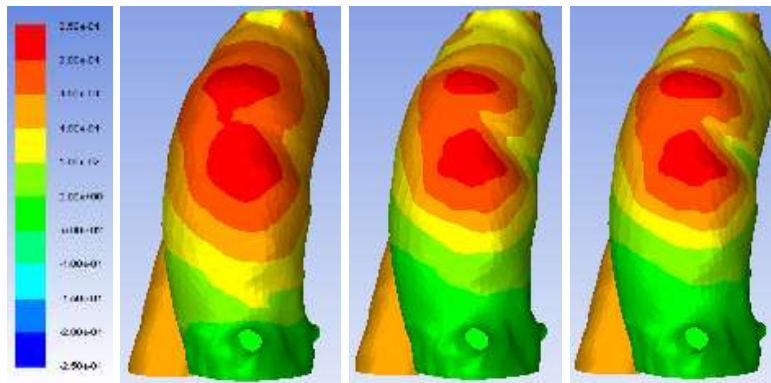
Re=178

734

1185

Figura 5.21 – Influência da do Reynolds no campo de pressão. Ângulo  $-4^\circ$ Figura 5.22 - Influência da do Reynolds no campo de pressão. Ângulo  $0^\circ$ Figura 5.23 – Influência da do Reynolds no campo de pressão. Ângulo =  $5^\circ$ 

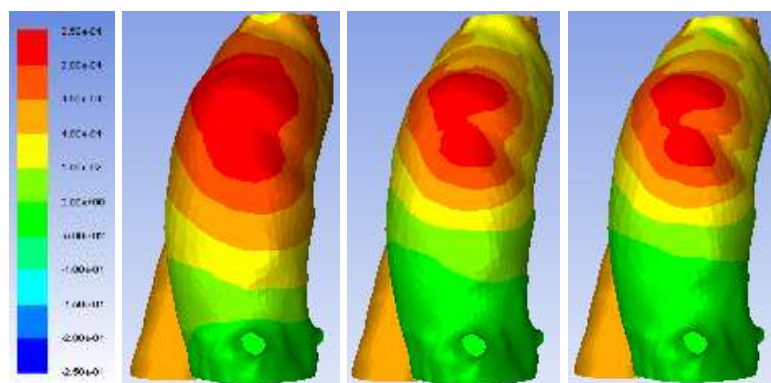
Re=178                      734                      1185

Figura 5.24 - Pressão na parede com ângulo de  $-4^\circ$ 

Re=178

734

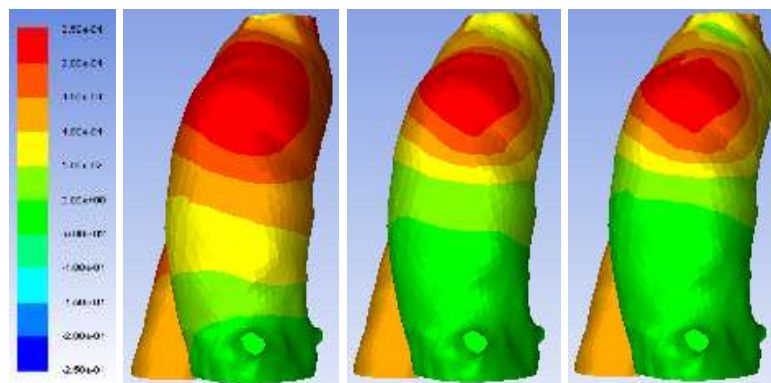
1185

Figura 5.25 - Pressão na parede com ângulo de  $0^\circ$ 

Re=178

734

1185

Figura 5.26 - Pressão na parede com ângulo  $5^\circ$ 

Em relação ao campo da tensão cisalhante (Figs. 5.27 a 5.29) e a tensão de cisalhamento na parede (Figs. 5.30 a 5.32), quando o número de Re aumenta, o jato atinge a parede em um ponto mais afastado da entrada da válvula. É visto também uma diminuição nos níveis de tensão adimensional na parede, especialmente para ângulos de injeção positivos.

Conforme já mencionado, a influência do número de Reynolds na



distribuição qualitativa do escoamento é pequena, indicando que ao manter o ângulo positivo, durante o período de bombeio, quando a vazão estiver variando, níveis menores de esforços atuarão nas paredes da aorta.

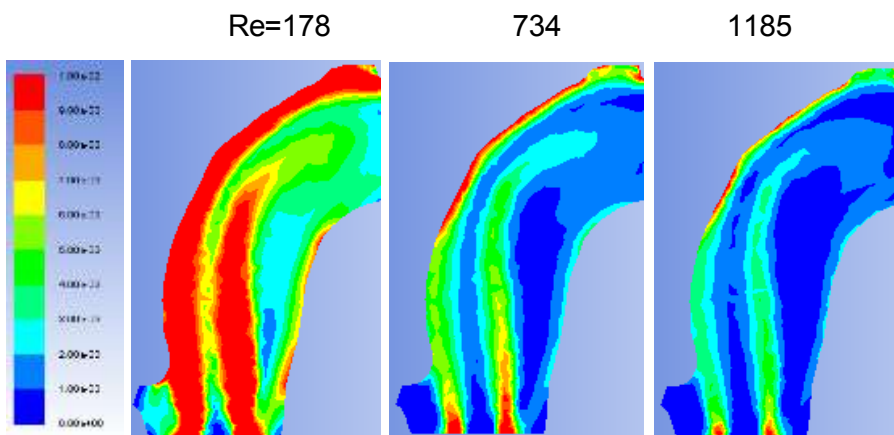


Figura 5.27 - Variação de Reynolds com ângulo de  $-4^\circ$  no campo do módulo do tensor taxa de deformação.

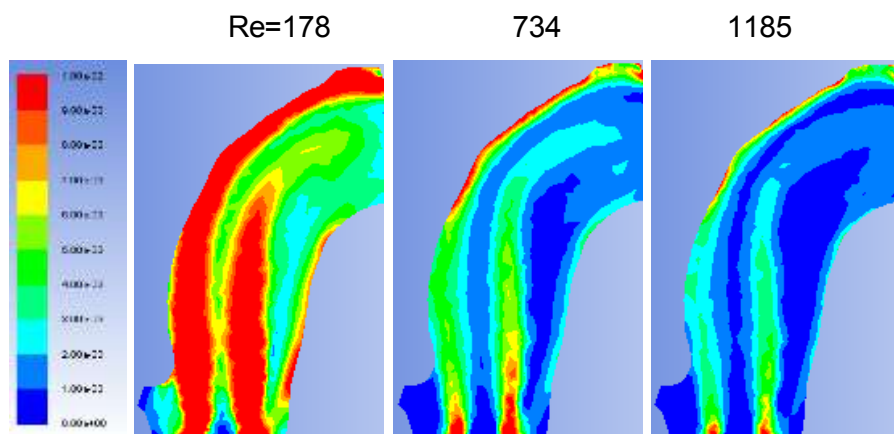


Figura 5.28 - Variação de Reynolds com ângulo de  $0^\circ$  no campo do módulo do tensor taxa de deformação.

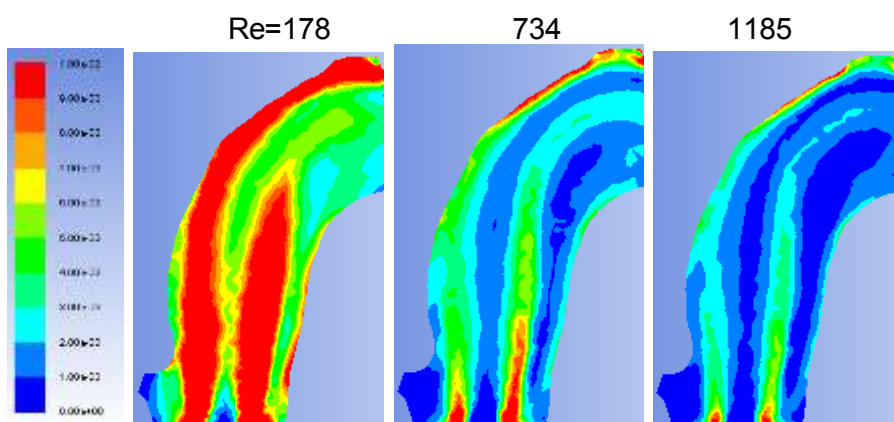


Figura 5.29 - Variação de Reynolds com ângulo de  $5^\circ$  no campo do módulo do tensor taxa de deformação.

Re=178                      734                      1185

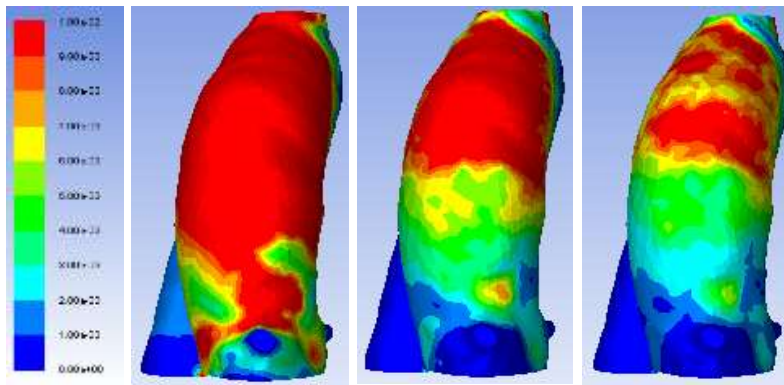


Figura 5.30 - Tensão na parede com ângulo de -4°

Re=178

734

1185

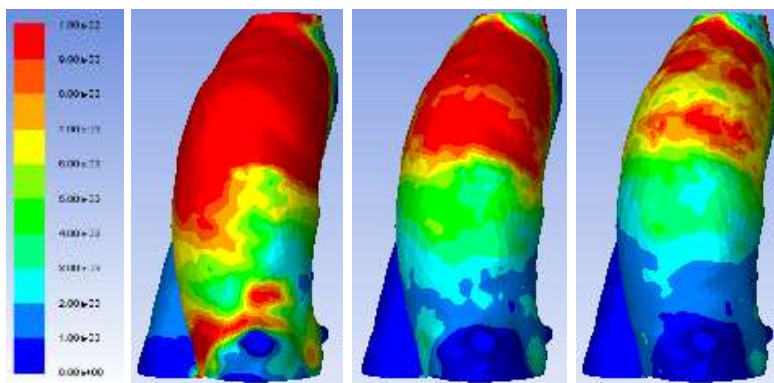


Figura 5.31 - Tensão na parede com ângulo de 0°

Re=178

734

1185

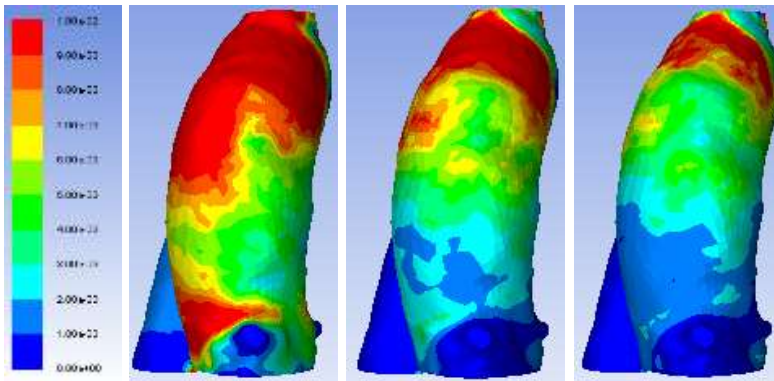


Figura 5.32 - Tensão na parede com ângulo de e 5°

## 6 Conclusões e Sugestões

No presente trabalho foi realizada uma análise numérica do escoamento ascendente em uma aorta, cujo modelo foi obtido a partir de dados de imagem de um paciente. Sabendo-se que o fluxo sanguíneo afeta a estrutura endotelial, investigou-se a influência da vazão (número de Reynolds) e da inclinação do jato na entrada da válvula aórtica.

Quanto maior o número de Reynolds, maior é a penetração do jato no interior da aorta. A maior incidência do jato na parede anterior ocorreu com a inclinação negativa, gerando altos níveis de tensão e podendo contribuir para o remodelamento aórtico.

Uma vez que o fluxo excêntrico e a tensão de cisalhamento contribuem para o desenvolvimento de patologias aórticas, mostrou-se fundamental direcionar o jato para a parede posterior, a fim de minimizar a incidência do jato na parede anterior, o que resulta em altas tensões e pressões.

## Referências Bibliográficas

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

Fox, McDonalds, & Prichett. (2010). *Introdução a mecânica dos fluidos*. GEN.

Frauenfelder, T., Boutsianis, E., Alkadhi, H., Marincek, B., & Schertler, T. (2007). Simulation of blood flow within the abdominal aorta. Computational fluid dynamics in abdominal aortic aneurysms before and after interventions. *Radio loge*, 47(11):1021-28.

Ha, H., Kim, B. G., Kweon, Lee, J. S., Kim, H. Y., Kim, N., et al. (2016). The influence of the aortic valve angle on the hemodynamic features of the thoracic aorta. *Scientific Reports*, 6:1-14.

Hope, M. D., Wrenn, J., Sigovan, M., Foster, E., Tseng, E. E., & Saloner, D. (2012). Imaging Biomarkers of Aortic Disease Increased Growth Rates With Eccentric Systolic Flow. *J Am Coll Cardiol*, 60(4):356-7.

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

Kopandis, A., Pantos, I., Alexopoulos, N., Theodororakakos, A., Efstathopoulos, E., & Katritsis, D. (2015). Aortic Flow Patterns After Simulated Implantation of Transcatheter Aortic Valves. *Hellenic Journal of Cardiology*, 56:418-28.

Lima, A. (20 de stembro de 2016). *Guia completo sobre o sistema cardiovascular*. Acesso em 29 de outubro de 2016, disponível em Tua saúde: <https://www.tuasaude.com/sistema-cardiovascular/>

Oliveira, N. L. (29 de Julho de 2014). *Anatomia Cardíaca*. Acesso em 30 de Novembro de 2016, disponível em Lucas Nicolau: <http://lucasnicolau.com/?v=publicacoes&id=1>

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

Scotti, A., & Piomelli, U. (2002). Turbulence Models in Pulsating Flows. *AIAA Journal*, 40(3):537-44.

*Sistema Arterial*. (12 de setembro de 2001). Acesso em 28 de Outubro de 2016, disponível em Aula de Anatomia: <http://www.auladeanatomia.com/novosite/sistemas/sistema-cardiovascular/vasos-sanguineos/sistema-arterial/>

Sun, Z., & Thanapong, C. (2016). A systematic review of computational fluid dynamics in type B aortic dissection. *International Journal of Cardiology*, 210:28-31.

Trauzeddel, R. F., Löbe, U., Barker, A. J., Gelsinger, C., Butter, C., & Markl, M. (2015). Blood flow characteristics in the ascending aorta after TAVI compared to surgical aortic valve replacement. *International Journal of Cardiovasc Imaging*, 32(3):461-7.

*World Health Organization*. (25 de Agosto de 2014). Acesso em 30 de Outubro de 2016, disponível em World Health Organization: <http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs317/en/>

Yoganathan, P. A., Edward, G. C., Hsing, W. S., Frank, P. W., & Jimoh, A. (1988). Review of hydrodynamic Principles for the Cardiologist: Applications to the Study of Blood Flow and Jets by Imaging Techniques. *JACC*, 12(5):1344-53.