



Guilherme Moreira Bessa

**Estudo do Escoamento em Modelo de Aorta Utilizando a
Velocimetria por Imagens Estereoscópicas de Partículas**

Tese de Doutorado

Tese apresentada ao Programa de Pós-graduação em Engenharia Mecânica da PUC-Rio como requisito parcial para obtenção do grau de Doutor em Engenharia Mecânica.

Orientador: Prof. Luis Fernando Alzuguir Azevedo
Coorientador: Dr. Bruno Alvares de Azevedo Gomes

Rio de Janeiro
Fevereiro de 2019

Todos os direitos reservados. É proibida a reprodução total ou parcial do trabalho sem autorização da universidade, do autor e do orientador.

Guilherme Moreira Bessa

Graduou-se em Engenharia Mecânica pela Universidade Federal Fluminense em 2007. Concluiu o Mestrado em Engenharia de Mecânica pela PUC-Rio em 2012. Atualmente participa de projetos de pesquisa no Laboratório de Engenharia de Fluidos da PUC-Rio.

Ficha Catalográfica

Bessa, Guilherme Moreira

Estudo do escoamento em modelo de aorta utilizando a velocimetria por imagens estereoscópicas de partículas / Guilherme Moreira Bessa ; orientador: Luis Fernando Alzuguir Azevedo ; co-orientador: Bruno Alvares de Azevedo Gomes. – 2019.

211 f.: il. color. ; 30 cm

Tese (doutorado) – Pontifícia Universidade Católica do Rio de Janeiro, Departamento de Engenharia Mecânica, 2019.

Inclui referências bibliográficas

1. Engenharia Mecânica – Teses. 2. Escoamento em aorta. 3. Válvula aórtica. 4. Implante de Prótese Percutânea (TAVI). 5. Velocimetria por Imagens Estereoscópicas de Partículas (PIV). I. Azevedo, Luis Fernando Alzuguir. II. Gomes, Bruno Alvares de Azevedo. III. Pontifícia Universidade Católica do Rio de Janeiro. Departamento de Engenharia Mecânica. IV. Título.

CDD: 621

Aos meus pais, Dayse e Luiz Fernando,
com amor.

Agradecimentos

Aos meus orientadores, Professor Luis Fernando Azevedo e Bruno A. Azevedo, pelo estímulo e parceria para realização deste trabalho.

À PUC-Rio pelos auxílios concedidos, sem os quais este trabalho não poderia ter sido realizado.

Ao Prof. Luiz Felipe Moreira, ao Dr. Ilan Gottlieb, ao Prof. Igor Braga e à Prof^a. Mônica Naccache por aceitarem participar da Comissão Examinadora.

Ao colega Ivan Aguilar e à Profa. Angela Nieckele pela parceria neste trabalho, desenvolvendo um modelo para simulações em CFD. Os resultados numéricos obtidos foram fundamentais para as análises e interpretações dos resultados experimentais.

Sou grato ao amigo Leonardo Fernandes pelo seu suporte na etapa de processamento dos dados. A presente tese não seria possível sem a ajuda dele.

Aos meus colegas da PUC-Rio.

A todos os professores e funcionários do Departamento de Engenharia Mecânica da PUC-Rio pelos ensinamentos e pela ajuda.

Um agradecimento especial à minha namorada, Flávia Rosa Borges, por sua paciência, encorajamento e, claro, por momentos felizes ao seu lado.

Não tenho palavras para expressar meus sentimentos por minha família. Seu amor, apoio e compreensão me inspiraram durante toda a minha vida.

O presente trabalho foi realizado com apoio da Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior – Brasil (CAPES) – Código de Financiamento 001.

Resumo

Bessa, Guilherme Moreira; Azevedo, Luis Fernando Alzuguir (orientador); Gomes, Bruno Alvares de Azevedo (coorientador). **Estudo do Escoamento em Modelo de Aorta Utilizando a Velocimetria por Imagens Estereoscópicas de Partículas**. Rio de Janeiro, 2019. 211p. Tese de Doutorado – Departamento de Engenharia Mecânica, Pontifícia Universidade Católica do Rio de Janeiro.

A estenose aórtica é um dos mais graves problemas decorrentes de doenças valvares. O implante da prótese valvar aórtica por cateterismo (TAVI) vem se tornando o tratamento mais indicado aos pacientes de alto risco ou inoperáveis. A estenose aórtica grave pode ser uma condição de risco à vida quando não tratada. Devido à natureza do procedimento TAVI, é esperada uma variabilidade no ângulo de inclinação da válvula implantada. O presente trabalho investigou a influência das variações de inclinação e orientação do jato transvalvar sobre o escoamento em aorta ascendente. A compreensão dos padrões hemodinâmicos do fluxo sanguíneo em aorta ascendente é importante porque eles estão intimamente relacionados ao desenvolvimento de doenças cardiovasculares. Para este fim, um modelo vascular com geometria anatômica de paciente específico foi produzido a partir de imagens de tomografia computadorizada, gerando um protótipo impresso em 3D e resina de silicone transparente. Uma configuração especial foi projetada para permitir medições tridimensionais do fluxo em diferentes seções transversais do modelo aórtico. A técnica de velocimetria por imagens estereoscópicas de partículas foi implementada para produzir informações estatísticas acerca do fluxo turbulento, tais como, campos tridimensionais de velocidade média, de energia cinética turbulenta e correlações entre os componentes de flutuação de velocidade. Os resultados obtidos indicaram que o escoamento em aorta ascendente é fortemente afetado pela direção do fluxo de entrada na aorta.

Palavras-chave

Escoamento em Aorta; Válvula aórtica; Implante de Prótese Percutânea (TAVI); Velocimetria por Imagens Estereoscópicas de Partículas (PIV).

Abstract

Bessa, Guilherme Moreira; Azevedo, Luis Fernando Alzuguir (advisor); Gomes, Bruno Alvares de Azevedo (co-advisor). **Stereoscopic Particle Image Velocimetry Study of the Flow in Aortic Model**. Rio de Janeiro, 2019. 211p. Doctoral Thesis – Departamento de Engenharia Mecânica, Pontifícia Universidade Católica do Rio de Janeiro.

Aortic stenosis is one of the most serious problems arising from valve diseases. Transcatheter Aortic Valve Implantation (TAVI) has become the preferred treatment for high-risk or inoperable patients with severe aortic stenosis that could be a lifethreatening condition when left untreated. Due to the nature of the TAVI procedure, a variability on the tilt angle of the deployed valve is expected. The present work, investigated the effects on the flow field in the ascending aorta due angle variation of the transvalvular jet. Understanding the hemodynamic patterns of blood flow in the ascending aorta is important because they are closely related to the development of cardiovascular diseases. To this end, a patient-specific vascular phantom was produced by a 3D printed model and transparent silicon resin. A special setup was designed to allow measurements of the 3D flow at different cross sections of the aorta. A stereoscopic particle image velocimetry system was implemented to yield instantaneous and averaged turbulent flow information, such as three-dimensional average velocity fields, turbulent kinetic energy, and correlations between the components of velocity fluctuation. The results obtained indicated that the velocity field in the ascending aorta is strongly affected by the inlet flow direction into the aorta.

Keywords

Aortic flow; Aortic Valve; Transcatheter Aortic Valve Implantation (TAVI); Stereoscopic Particle Image Velocimetry (PIV).

Sumário

1	Introdução	24
2	Aspectos Fisiológicos	28
2.1.	Fisiologia cardiovascular	28
2.2.	Estenose aórtica	31
2.3.	Implante percutâneo de prótese valvar	33
2.4.	Doenças cardiovasculares	37
3	Revisão Bibliográfica	40
3.1.	Exames <i>in vivo</i>	40
3.2.	Estudos por simulações numéricas	42
3.3.	Estudos <i>in vitro</i>	44
3.4.	Contextualização do trabalho	48
4	PIV Estereoscópico	50
4.1.	Aspectos fundamentais	50
4.2.	Sistema estereoscópico	55
4.3.	Configurações dos sistemas estereoscópicos	57
4.4.	Métodos de reconstrução	61
5	Seção Experimental	66
5.1.	Descrição geral da seção de testes	66
5.2.	Aspectos éticos	68
5.3.	Modelo aórtico	68
5.3.1.	Geometria anatômica específica	69
5.3.2.	Aquisição de imagens	69
5.3.3.	Reconstrução tridimensional do modelo	72
5.3.4.	Prototipagem rápida	75
5.3.5.	Moldagem	78
5.4.	Conectores hidráulicos	80

5.5. Fluido de trabalho	84
5.6. Sistema PIV estereoscópico	85
5.6.1. Câmeras	85
5.6.2. Sistema de iluminação	86
5.6.3. Sincronizador	87
5.6.4. Partículas	87
5.7. Estação de medição	87
5.7.1. Sistema de aquisição de imagens	88
5.7.2. Prisma	89
5.7.3. Base móvel	90
5.7.4. Sistema de calibração	91
5.8. Sistema de bombeamento	92
5.8.1. Bomba volumétrica	92
5.8.2. Reservatório	93
5.8.3. O Circuito hidráulico	94
6 Metodologia Experimental	95
6.1. Determinação dos parâmetros experimentais	95
6.1.1. Abertura de lente	95
6.1.2. Concentração de partículas	98
6.1.3. Ponto de operação	101
6.2. Procedimento de calibração	102
6.3. Planos de medição	106
6.4. Condições de entrada do escoamento	109
6.5. Aquisição das imagens	110
6.6. Processamento de imagens	111
6.6.1. Pré-processamento	112
6.6.2. Métodos de interrogação	113
6.6.3. Pós-processamento	114
7 Resultados	116
7.1. Validação da técnica experimental	116
7.2. Campos médios de velocidade na condição de entrada neutra do escoamento	119

7.3. Campos médios de velocidade em cada plano de medição: efeito do ângulo do jato de entrada	124
7.3.1. Campos médios de velocidade no <i>plano 1</i>	125
7.3.2. Campos médios de velocidade no <i>plano 2</i>	129
7.3.3. Campos médios de velocidade no <i>plano 3</i>	133
7.3.4. Campos médios de velocidade nos planos <i>4 e 5</i>	138
7.3.5. Campos médios de velocidade no <i>plano 6</i>	146
7.4. Campos médios de velocidade nos planos 1 ao 6, para cada condição de entrada	150
7.5. Comparação entre resultados experimentais e simulações numéricas	155
8 Discussão	177
9 Conclusão	189
10 Referências bibliográficas	192
Apêndice A	207
Apêndice B	211

Lista de figuras

1.1	Procedimento cirúrgico tradicional para implante de prótese valvar aórtica (Pick, 2009).	25
1.2	Implante percutâneo de prótese valvar aórtica por cateterismo (Jones, 2018).	25
2.1	Valores tipicamente encontrados na aorta torácica ao longo de um ciclo cardíaco (a) velocidade de pico e (b) pressão sanguínea (Scotti et al., 2005).	29
2.2	Principais estruturas anatômicas do coração humano (Medmovie, 2018).	29
2.3	Causas da estenose aórtica: febre reumática, calcificação e formação bicúspide (Baumgartner et al., 2009).	31
2.4	Vias de acesso percutâneo para implante de prótese valvar, (a) transfemoral, (b) transapical e (c) transaórtico (Lifesciences, 2018).	34
2.5	(a) Edwards-SAPIEN 3, adaptado de Lifesciences, 2018. (b) Prótese posicionada no ânulo aórtico.	35
2.6	Etapas finais do procedimento de implante valvar percutâneo (Jones, 2018).	35
2.7	Momento da expansão por balão da prótese valvar no ânulo aórtico (Edwards Lifesciences, EUA).	36
2.8	Detalhes das camadas que constituem uma artéria humana (Blausen, 2014).	37
2.9	Representação de aneurisma da aorta ascendente e dissecação aórtica (Mayo, 2018).	39
4.1	Desenho esquemático de um sistema PIV bidimensional. Modificado de Schiwietz e Westermann, 2004.	51
4.2	Parâmetros envolvidos no registro de imagens PIV. Modificado de (Abrantes et al., 2012).	52
4.3	Representação esquemática da correlação cruzada entre um par de imagens aquisitado, seguido da determinação do pico de correlação e determinação do vetor de velocidade. Modificado de (Seika, 2017).	54
4.4	Exemplo da distribuição de intensidade da correlação nas imediações do pico para diferentes frações de deslocamento das partículas (Abrantes et al., 2012).	55
4.5	Erro nas medições de deslocamentos no plano devido ao movimento na direção z sob utilização da técnica de PIV convencional (Prasad, 2000).	56
4.6	PIV estereoscópico com câmeras na configuração de translação (Prasad, 2000).	57
4.7	Disposição das câmeras na configuração de rotação (Prasad, 2000).	58
4.8	Não uniformidade na magnificação ao longo do plano objeto num sistema Scheimpflug com ângulo θ de 30° e magnificação nominal compreendida entre 0,2 e 1,0 (Prasad, 2000).	59

4.9	Distorções opostas dos planos cartesianos das imagens quando mapeados no plano objeto. Adaptado de Prasad, 2000.	60
4.10	Arranjo estereoscópico com câmeras posicionadas em ambos os lados do plano de iluminação. Adaptado de Willert, 1997.	61
4.11	Erros de desalinhamento por (a) translação e (b) rotação (Scarano et al., 2005).	63
4.12	Fluxograma do método de reconstrução baseado em calibração para PIV estereoscópico conforme proposto por Soloff et al., 1997.	65
5.1	Fluxograma do circuito hidráulico da seção experimental.	67
5.2	Ilustração da aorta torácica humana com as designações das principais estruturas anatômicas (Brunicardi et al., 2014).	68
5.3	Princípio de funcionamento de um tomógrafo (Médica, 2018).	70
5.4	Imagem obtida por tomografia computadorizada; (a) seção transversal de um tórax humano, (b) conjunto de imagens geradas durante um exame por tomografia computadorizada.	70
5.5	Processo de segmentação por limiarização das imagens no software MIMICS; (a) plano coronal e (b) plano transversal.	73
5.6	Reconstrução tridimensional da aorta do paciente no software MIMICS. Vista em perspectiva.	73
5.7	Modelo aórtico adaptado para conexões hidráulicas, (a) vista lateral e (b) vista frontal.	74
5.8	Modelo aórtico impresso com substrato à base de pó de gesso e revestido com solução aquosa de PVA; (a) vista lateral e (b) vista inferior.	78
5.9	Protótipo aórtico fixado no interior da caixa de acrílico para a moldagem com resina de silicone, (a) vista frontal e (b) vista em perspectiva.	78
5.10	Fantoma aórtico de silicone, logo após a dissolução do protótipo impresso, pronto para ser retirado da caixa de acrílico e levado à seção experimental.	80
5.11	Parte fêmea do conector hidráulico para o fluxo de entrada no fantoma, (a) vista em perspectiva e (b) vista lateral em corte.	82
5.12	Parte macho do conector hidráulico para o fluxo de entrada, (a) tubo sem inclinação, caso 0° e (b) tubo com ângulo de inclinação, casos com 4° e 8° .	82
5.13	Desenho de montagem do conector hidráulico de entrada, (a) vista lateral em corte e (b) vista frontal	82
5.14	Representação esquemática da montagem do conector de entrada, do tipo $\alpha = 0^\circ$, no modelo aórtico em projeção no plano coronal.	83
5.15	Base auxiliar de apoio para o tubo do conector hidráulico de entrada no fantoma aórtico nas posições angulares (a) $\theta = 0^\circ$, (b) $\theta = 90^\circ$, (c) $\theta = 180^\circ$ e (d) $\theta = 270^\circ$.	83

5.16	Modelo para verificação da compatibilidade entre os índices de refração do elastômero de silicone e a solução aquosa de glicerina utilizada como fluido de trabalho. (a) Canal com ar, (b) canal preenchido com água e (c) canal preenchido com a solução aquosa com 60% de glicerina.	84
5.17	Caracterização do fluido de trabalho; curvas de (a) viscosidade dinâmica e (b) massa específica por temperatura.	85
5.18	Câmeras em arranjo estereoscópico de montagem.	86
5.19	Configuração de montagem das lentes para abertura do plano de laser.	86
5.20	Arranjo de montagem das câmeras no sistema PIV estereoscópico. Cruzamento dos planos da imagem, lente e objeto (laser) em uma única linha, atendendo o critério de Scheimpflug.	88
5.21	Representação esquemática em vista frontal da seção de testes.	89
5.22	Representação esquemática em vista lateral da seção de testes.	89
5.23	Prima triangular de silicone montado na seção de testes.	90
5.24	Representação esquemática da seção de testes em posição de calibração.	91
5.25	Alvo de calibração. (a) Vista frontal e (b) perspectiva isométrica.	92
5.26	Curva de calibração da bomba NM031 utilizada nos experimentos.	93
5.27	Vista lateral da seção de testes. Reservatório à direita na imagem.	93
5.28	Vista frontal da seção experimental.	94
6.1	Exemplo da influência da densidade de partículas sobre o número de vetores válidos. Nesta análise foram usadas janelas de 32 x 32 pixels e partículas com 2 pixels de diâmetro.	99
6.2	Curva característica do fluxo sanguíneo na aorta ascendente humana durante um ciclo cardíaco. Modificado de Alastruey et al., 2016.	101
6.3	Valores pré-estabelecidos para vazão nas vias de entrada e saída do fantoma aórtico nos ensaios experimentais.	102
6.4	Variação no posicionamento do alvo durante o procedimento de calibração do sistema PIV estereoscópico.	103
6.5	Alvo posicionado para aquisição das imagens durante o procedimento de calibração.	103
6.6	Imagens em perspectiva do alvo de calibração durante a calibração do sistema PIV; (a) imagem da câmera 1, (b) imagem da câmera 2. Indicados em azul, os eixos de coordenadas XY do alvo de calibração, e em vermelho, os eixos de coordenadas xy das imagens das câmeras.	104
6.7	Imagens em perspectiva do alvo de calibração após serem pré-processadas e binarizadas; (a) imagem da câmera 1, (b)	104

	imagem da câmera 2. Indicados em azul, os eixos de coordenadas XY do alvo de calibração, e em vermelho, os eixos de coordenadas xy das imagens das câmeras.	
6.8	Imagens distorcidas do alvo de calibração; (a) imagem da câmera 1, (b) imagem da câmera 2. Indicados em azul, os eixos de coordenadas XY do alvo de calibração, e em vermelho, os eixos de coordenadas xy da imagem da câmera 2 e os eixos de coordenadas x'y' da imagem câmera 1, reposicionados após a inversão da imagem.	105
6.9	Sobreposição das imagens distorcidas do alvo de calibração; imagem da câmera esquerda com pontos brancos, imagem da câmera direita com pontos vermelhos.	106
6.10	Nomenclatura utilizada para a designação dos principais eixos e planos anatômicos.	106
6.11	Alusão a como estaria posicionado um corpo humano sob as câmeras do sistema PIV devido a posição adotada para o modelo aórtico de silicone na seção experimental.	107
6.12	Representação esquemática da seção experimental; (a) vista frontal, (b) vista lateral.	107
6.13	Posição dos seis planos de medição ao longo do eixo z na aorta ascendente. Vista lateral.	108
6.14	Dimensões características da seção vascular em cada plano de medição, do 1 ao 6.	108
6.15	Sobreposição dos seis planos de medição sobre a imagem do alvo de calibração.	109
6.16	Indicações dos sentidos de orientação do jato de entrada no modelo aórtico; (a) visto frontal, (b) vista lateral.	110
6.17	Análise de convergência dos dados em função do número de imagens processadas, N; (a) valor médio do componente w da velocidade e (b) valor da flutuação turbulenta do componente w da velocidade.	111
6.18	Exemplo de passos de iteração do método de refinamento de malha. Os tamanhos das janelas de interrogação utilizadas são de (a) 64 x 64 pixels e (b) 32 x 32 pixels (Abrantes et al., 2012).	114
7.1	Nomenclatura utilizada para a designação dos principais eixos e planos anatômicos.	119
7.2	Representação da aorta torácica com os seis planos de medição nas vistas (a) lateral esquerda e (b) frontal.	120
7.3	Campos médios de velocidade medidos nos planos 1 a 6. Componente \bar{w} da velocidade representado em cores, e componentes \bar{u} e \bar{v} representados na forma de vetores. $Re_{in} = 4370$.	121
7.4	Diagrama esquemático das condições de entrada impostas ao escoamento.	125
7.5	Campo médio de velocidade no plano transversal 1, para condição neutra (0°) do jato de entrada. Componente \bar{w} da velocidade representado em cores, e componentes \bar{u} e \bar{v} representados na forma de vetores. $Re_{in} = 4370$.	125

- 7.6 Campo médio de velocidade no plano transversal 1, para inclinação do jato de entrada na direção anterior de (a) 4° e (b) 8°. Componente \bar{w} da velocidade representado em cores, e componentes \bar{u} e \bar{v} representados na forma de vetores. $Re_{in} = 4370$. 126
- 7.7 Campo médio de velocidade no plano transversal 1, para inclinação do jato de entrada na direção posterior de (a) 4° e (b) 8°. Componente \bar{w} da velocidade representado em cores, e componentes \bar{u} e \bar{v} representados na forma de vetores. $Re_{in} = 4370$. 126
- 7.8 Campo médio de velocidade no plano transversal 1, para inclinação do jato de entrada na direção direita de (a) 4° e (b) 8°. Componente \bar{w} da velocidade representado em cores, e componentes \bar{u} e \bar{v} representados na forma de vetores. $Re_{in} = 4370$. 127
- 7.9 Campo médio de velocidade no plano transversal 1, para inclinação do jato de entrada na direção esquerda de (a) 4° e (b) 8°. Componente \bar{w} da velocidade representado em cores, e componentes \bar{u} e \bar{v} representados na forma de vetores. $Re_{in} = 4370$. 127
- 7.10 Campo médio de velocidade no plano transversal 2, para condição neutra (0°) do jato de entrada. Componente \bar{w} da velocidade representado em cores, e componentes \bar{u} e \bar{v} representados na forma de vetores. $Re_{in} = 4370$. 129
- 7.11 Campo médio de velocidade no plano transversal 2, para inclinação do jato de entrada na direção anterior de (a) 4° e (b) 8°. Componente \bar{w} da velocidade representado em cores, e componentes \bar{u} e \bar{v} representados na forma de vetores. $Re_{in} = 4370$. 130
- 7.12 Campo médio de velocidade no plano transversal 2, para inclinação do jato de entrada na direção posterior de (a) 4° e (b) 8°. Componente \bar{w} da velocidade representado em cores, e componentes \bar{u} e \bar{v} representados na forma de vetores. $Re_{in} = 4370$. 130
- 7.13 Campo médio de velocidade no plano transversal 2, para inclinação do jato de entrada na direção direita de (a) 4° e (b) 8°. Componente \bar{w} da velocidade representado em cores, e componentes \bar{u} e \bar{v} representados na forma de vetores. $Re_{in} = 4370$. 131
- 7.14 Campo médio de velocidade no plano transversal 2, para inclinação do jato de entrada na direção esquerda de (a) 4° e (b) 8°. Componente \bar{w} da velocidade representado em cores, e componentes \bar{u} e \bar{v} representados na forma de vetores. $Re_{in} = 4370$. 131
- 7.15 Campo médio de velocidade no plano transversal 3, para condição neutra (0°) do jato de entrada. Componente \bar{w} da velocidade representado em cores, e componentes \bar{u} e \bar{v} representados na forma de vetores. $Re_{in} = 4370$. 134
- 7.16 Campo médio de velocidade no plano transversal 3, para inclinação do jato de entrada na direção anterior de (a) 4° e 134

- (b) 8°. Componente \bar{w} da velocidade representado em cores, e componentes \bar{u} e \bar{v} representados na forma de vetores. $Re_{in} = 4370$.
- 7.17 Campo médio de velocidade no plano transversal 3, para inclinação do jato de entrada na direção posterior de (a) 4° e (b) 8°. Componente \bar{w} da velocidade representado em cores, e componentes \bar{u} e \bar{v} representados na forma de vetores. $Re_{in} = 4370$. 135
- 7.18 Campo médio de velocidade no plano transversal 3, para inclinação do jato de entrada na direção direita de (a) 4° e (b) 8°. Componente \bar{w} da velocidade representado em cores, e componentes \bar{u} e \bar{v} representados na forma de vetores. $Re_{in} = 4370$. 135
- 7.19 Campo médio de velocidade no plano transversal 3, para inclinação do jato de entrada na direção esquerda de (a) 4° e (b) 8°. Componente \bar{w} da velocidade representado em cores, e componentes \bar{u} e \bar{v} representados na forma de vetores. $Re_{in} = 4370$. 136
- 7.20 Campo médio de velocidade nos planos transversais (a) 4 e (b) 5, para condição neutra (0°) do jato de entrada. Componente \bar{w} da velocidade representado em cores, e componentes \bar{u} e \bar{v} representados na forma de vetores. $Re_{in} = 4370$. 138
- 7.21 Campo médio de velocidade para o jato de entrada orientado na direção anterior, com inclinação (a) 4° no plano 4, (b) 8° no plano 4, (c) 4° no plano 5 e (d) 8° no plano 5. Componente \bar{w} da velocidade representado em cores, e componentes \bar{u} e \bar{v} representados na forma de vetores. $Re_{in} = 4370$. 139
- 7.22 Campo médio de velocidade para o jato de entrada orientado na direção posterior, com inclinação (a) 4° no plano 4, (b) 8° no plano 4, (c) 4° no plano 5 e (d) 8° no plano 5. Componente \bar{w} da velocidade representado em cores, e componentes \bar{u} e \bar{v} representados na forma de vetores. $Re_{in} = 4370$. 140
- 7.23 Campo médio de velocidade para o jato de entrada orientado na direção direita, com inclinação (a) 4° no plano 4, (b) 8° no plano 4, (c) 4° no plano 5 e (d) 8° no plano 5. Componente \bar{w} da velocidade representado em cores, e componentes \bar{u} e \bar{v} representados na forma de vetores. $Re_{in} = 4370$. 141
- 7.24 Campo médio de velocidade para o jato de entrada orientado na direção esquerda, com inclinação (a) 4° no plano 4, (b) 8° no plano 4, (c) 4° no plano 5 e (d) 8° no plano 5. Componente \bar{w} da velocidade representado em cores, e componentes \bar{u} e \bar{v} representados na forma de vetores. $Re_{in} = 4370$. 142
- 7.25 Campo médio de velocidade no plano transversal 6, para condição neutra (0°) do jato de entrada. Componente \bar{w} da 146

- velocidade representado em cores, e componentes \bar{u} e \bar{v} representados na forma de vetores. $Re_{in} = 4370$.
- 7.26 Campo médio de velocidade no plano transversal 6, para inclinação do jato de entrada na direção anterior de (a) 4° e (b) 8°. Componente \bar{w} da velocidade representado em cores, e componentes \bar{u} e \bar{v} representados na forma de vetores. $Re_{in} = 4370$. 147
- 7.27 Campo médio de velocidade no plano transversal 6, para inclinação do jato de entrada na direção posterior de (a) 4° e (b) 8°. Componente \bar{w} da velocidade representado em cores, e componentes \bar{u} e \bar{v} representados na forma de vetores. $Re_{in} = 4370$. 147
- 7.28 Campo médio de velocidade no plano transversal 6, para inclinação do jato de entrada na direção direita de (a) 4° e (b) 8°. Componente \bar{w} da velocidade representado em cores, e componentes \bar{u} e \bar{v} representados na forma de vetores. $Re_{in} = 4370$. 148
- 7.29 Campo médio de velocidade no plano transversal 6, para inclinação do jato de entrada na direção esquerda de (a) 4° e (b) 8°. Componente \bar{w} da velocidade representado em cores, e componentes \bar{u} e \bar{v} representados na forma de vetores. $Re_{in} = 4370$. 148
- 7.30 Campos médios de velocidade nos planos transversais 1 ao 6, para o jato de entrada com (a) 0° e inclinado na direção anterior em (b) 4° e (c) 8°. Componente \bar{w} da velocidade representado em cores, e componentes \bar{u} e \bar{v} representados na forma de vetores. $Re_{in} = 4370$. 151
- 7.31 Campos médios de velocidade nos planos transversais 1 ao 6, para o jato de entrada com (a) 0° e inclinado na direção posterior em (b) 4° e (c) 8°. Componente \bar{w} da velocidade representado em cores, e componentes \bar{u} e \bar{v} representados na forma de vetores. $Re_{in} = 4370$. 152
- 7.32 Campos médios de velocidade nos planos transversais 1 ao 6, para o jato de entrada com (a) 0° e inclinado na direção direita em (b) 4° e (c) 8°. Componente \bar{w} da velocidade representado em cores, e componentes \bar{u} e \bar{v} representados na forma de vetores. $Re_{in} = 4370$. 153
- 7.33 Campos médios de velocidade nos planos transversais 1 ao 6, para o jato de entrada com (a) 0° e inclinado na direção esquerda em (b) 4° e (c) 8°. Componente \bar{w} da velocidade representado em cores, e componentes \bar{u} e \bar{v} representados na forma de vetores. $Re_{in} = 4370$. 154
- 7.34 Campos médios de velocidade nos planos transversais 1 ao 6, para o jato de entrada na condição de inclinação nula, 0° (a) resultados experimentais, com a componente \bar{w} apresentada em escala de cores e componentes \bar{u} e \bar{v} por meio de vetores e (b) resultados numéricos, com representação da componente \bar{w} em escala de cores. $Re_{in} = 4370$. 158

- 7.35 Perfis da componente w dos campos médios de velocidade nos planos transversais 1 ao 6, para o jato de entrada na condição de inclinação nula, 0° . Perfis numéricos com marcadores em vermelho e perfis experimentais com marcadores em azul, (a) seções dos planos onde os perfis foram traçados, (b) perfis horizontais e (c) perfis verticais. $Re_{in} = 4370$. 159
- 7.36 Campos médios da energia cinética turbulenta por unidade de massa (J/kg) nos planos transversais 1 ao 6 para o jato de entrada na condição de inclinação nula, 0° , (a) resultados experimentais e (b) resultados numéricos. $Re_{in} = 4370$. 160
- 7.37 Campos médios da correlação $u'w'$ (m^2/s^2) nos planos transversais 1 ao 6, para o jato de entrada na condição de inclinação nula, 0° , (a) resultados experimentais e (b) resultados numéricos. $Re_{in} = 4370$. 161
- 7.38 Campos médios da correlação $v'w'$ (m^2/s^2) nos planos transversais 1 ao 6, para o jato de entrada na condição de inclinação nula, 0° , (a) resultados experimentais e (b) resultados numéricos. $Re_{in} = 4370$. 162
- 7.39 Campos médios de velocidade nos planos transversais 1 ao 6, para o jato de entrada inclinado na direção direita em 8° ; (a) resultados experimentais, com a componente \bar{w} apresentada em escala de cores e componentes \bar{u} e \bar{v} por meio de vetores e (b) resultados numéricos, com representação da componente \bar{w} em escala de cores. $Re_{in} = 4370$. 163
- 7.40 Perfis da componente w dos campos médios de velocidade nos planos transversais 1 ao 6, para o jato de entrada com orientação para direção direita e inclinação $\alpha = 8^\circ$. Perfis numéricos com marcadores em vermelho e perfis experimentais com marcadores em azul, (a) seções dos planos onde os perfis foram traçados, (b) perfis horizontais e (c) perfis verticais. $Re_{in} = 4370$. 164
- 7.41 Campos médios da energia cinética turbulenta por unidade de massa (J/kg) nos planos transversais 1 ao 6, para o jato de entrada com orientação para direção direita e inclinação $\alpha = 8^\circ$, (a) resultados experimentais e (b) resultados numéricos. $Re_{in} = 4370$. 165
- 7.42 Campos médios da correlação $u'w'$ (m^2/s^2) nos planos transversais 1 ao 6, para o jato de entrada com orientação para direção direita e inclinação $\alpha = 8^\circ$, (a) resultados experimentais e (b) resultados numéricos. $Re_{in} = 4370$. 166
- 7.43 Campos médios da correlação $v'w'$ (m^2/s^2) nos planos transversais 1 ao 6, para o jato de entrada com orientação para direção direita e inclinação $\alpha = 8^\circ$, (a) resultados experimentais e (b) resultados numéricos. $Re_{in} = 4370$. 167
- 7.44 Campos médios de velocidade nos planos transversais 1 ao 6, para o jato de entrada inclinado na direção esquerda em 4° ; (a) resultados experimentais, com a componente \bar{w} apresentada em escala de cores e componentes \bar{u} e \bar{v} por 168

- meio de vetores e (b) resultados numéricos, com representação da componente \bar{w} em escala de cores. $Re_{in} = 4370$.
- 7.45 Perfis da componente w dos campos médios de velocidade nos planos transversais 1 ao 6, para o jato de entrada com orientação para direção esquerda e inclinação $\alpha = 4^\circ$. Perfis numéricos com marcadores em vermelho e perfis experimentais com marcadores em azul, (a) seções dos planos onde os perfis foram traçados, (b) perfis horizontais e (c) perfis verticais. $Re_{in} = 4370$. 169
- 7.46 Campos médios da energia cinética turbulenta por unidade de massa (J/kg) nos planos transversais 1 ao 6, para o jato de entrada com orientação para direção esquerda e inclinação $\alpha = 4^\circ$, (a) resultados experimentais e (b) resultados numéricos. $Re_{in} = 4370$. 170
- 7.47 Campos médios da correlação $u'w'$ (m^2/s^2) nos planos transversais 1 ao 6, para o jato de entrada com orientação para direção esquerda e inclinação $\alpha = 4^\circ$, (a) resultados experimentais e (b) resultados numéricos. $Re_{in} = 4370$. 171
- 7.48 Campos médios da correlação $v'w'$ (m^2/s^2) nos planos transversais 1 ao 6, para o jato de entrada com orientação para direção esquerda e inclinação $\alpha = 4^\circ$, (a) resultados experimentais e (b) resultados numéricos. $Re_{in} = 4370$. 172
- 8.1 Sentidos de rotação dos fluxos helicoidais em aorta ascendente reportados por Ha et al., 2016. 179
- 8.2 Sentidos das correntes secundárias do escoamento em aorta ascendente de acordo com as direções de orientação impostas ao fluxo de entrada no fantoma aórtico, identificadas a partir dos resultados obtidos no presente estudo. 180
- 8.3 Ilustração da aorta torácica em projeção no plano coronal com representação esquemática das regiões de colisão do jato na parede vascular. 181
- 8.4 Campo médio de velocidade no plano transversal 1 para condição de inclinação nula, 0° , do jato de entrada, com representação em escala de cores das WSS, obtidas por simulações em CFD (Aguilar, 2018), no contorno de parede. Componente w apresentada em escala de cores e componentes u e v por meio de vetores. $Re_{in} = 4370$. 183
- 8.5 Campos médios de velocidade no plano transversal 1, para inclinação de 8° do jato de entrada, nas direções anterior, posterior, direita e esquerda, com representação em escala de cores das WSS, obtidas por simulações em CFD (Aguilar, 2018), no contorno de parede. Componente w apresentada em escala de cores e componentes u e v por meio de vetores. $Re_{in} = 4370$. 183
- 8.6 Campo médio de velocidade no plano transversal 4 para condição de inclinação nula, 0° , do jato de entrada, com representação em escala de cores das WSS, obtidas por 184

	simulações em CFD (Aguilar, 2018), no contorno de parede. Componente w apresentada em escala de cores e componentes u e v por meio de vetores. $Re_{in} = 4370$.	
8.7	Campos médios de velocidade no plano transversal 4, para inclinação de 8° do jato de entrada, nas direções anterior, posterior, direita e esquerda, com representação em escala de cores das WSS, obtidas por simulações em CFD (Aguilar, 2018), no contorno de parede. Componente w apresentada em escala de cores e componentes u e v por meio de vetores. $Re_{in} = 4370$.	184
8.8	Campos médios da energia cinética turbulenta por unidade de massa (J/kg) nos planos transversais 1 ao 6, para o jato de entrada com (a) inclinação nula e (b) orientação para direção esquerda e inclinação $\alpha = 8^\circ$. $Re_{in} = 4370$.	186
A.1	Campos médios da energia cinética turbulenta por unidade de massa (J/kg) nos planos transversais 1 ao 6, para o jato de entrada com (a) inclinação nula, (b) orientação para direção <i>anterior</i> e inclinação $\alpha = 4^\circ$ e (c) orientação para direção <i>anterior</i> e inclinação $\alpha = 8^\circ$. $Re_{in} = 4370$.	207
A.2	Campos médios da energia cinética turbulenta por unidade de massa (J/kg) nos planos transversais 1 ao 6, para o jato de entrada com (a) inclinação nula, (b) orientação para direção <i>posterior</i> e inclinação $\alpha = 4^\circ$ e (c) orientação para direção <i>posterior</i> e inclinação $\alpha = 8^\circ$. $Re_{in} = 4370$.	208
A.3	Campos médios da energia cinética turbulenta por unidade de massa (J/kg) nos planos transversais 1 ao 6, para o jato de entrada com (a) inclinação nula, (b) orientação para direção <i>direita</i> e inclinação $\alpha = 4^\circ$ e (c) orientação para direção <i>direita</i> e inclinação $\alpha = 8^\circ$. $Re_{in} = 4370$.	209
A.4	Campos médios da energia cinética turbulenta por unidade de massa (J/kg) nos planos transversais 1 ao 6, para o jato de entrada com (a) inclinação nula, (b) orientação para direção <i>esquerda</i> e inclinação $\alpha = 4^\circ$ e (c) orientação para direção <i>esquerda</i> e inclinação $\alpha = 8^\circ$. $Re_{in} = 4370$.	210
B.1	Vista lateral da projeção em plano coronal do modelo aórtico.	211
B.2	Vista inferior da projeção em plano transversal do modelo aórtico.	211

Lista de tabelas

2.1	Parâmetros recomendados para classificação do grau de severidade da EA. (a) ESC, (b) AHA/ACC (Baumgartner et al., 2009).	32
5.1	Dimensões das estruturas incorporadas ao modelo aórtico para as conexões hidráulicas.	74
5.2	Especificações da máquina de prototipagem utilizada para impressão do modelo aórtico.	76
5.3	Especificações dos conectores hidráulicos.	81
6.1	Diâmetro em pixels da partícula na imagem para diferentes valores de abertura das câmeras.	97
7.1	Vazão calculada nos planos 1 ao 6 para cada condição de entrada do escoamento. Vazão em l/min.	117
7.2	Erro percentual na vazão calculada tomando como referência a vazão entregue pela bomba no circuito hidráulico (%).	117

Lista de variáveis

Letras latinas

A	Lado anatômico anterior do corpo humano
A_p	Área média de uma partícula na imagem (pixel ²)
C	Concentração de partículas (partículas/m ³)
D	Lado anatômico direito do corpo humano
D	Distância entre as câmeras (m)
D_{in}	Diâmetro do tubo do conector de entrada (m)
D_h	Diâmetro hidráulico médio da região ascendente da aorta (m)
d_p	Diâmetro real da partícula (m)
d_{im}	Diâmetro efetivo da imagem da partícula (pixel)
d_{diff}	Diâmetro do disco de Airy (m)
d_o	Distância do plano do objeto ao plano da lente (m)
d_i	Distância do plano da imagem ao plano da lente (m)
d_p	Diâmetro real da partícula (m)
E	Lado anatômico esquerdo do corpo humano
$f\#$	Abertura focal das lentes das câmeras (adimensional)
f	Distância focal (m)
k	Número identificação de cada imagem tomográfica (adimensional)
k_{turb}	Energia cinética turbulenta por unidade de massa (J/kg)
L_S	Tamanho do sensor (m)
L_{FOV}	Tamanho do campo de visão (m)
M	Magnificação (adimensional)
M_{part}	Massa total de partículas (kg)
m_{part}	Massa de uma partícula (kg)
N	Número de pares de imagens adquiridas
N_S	Densidade de partículas na imagem (partículas/pixel ²)
n_p	Número total de partículas em suspensão (partículas)
ppp	Número médio de partículas por pixel (partículas)
P	Lado anatômico posterior do corpo humano
Q	Vazão entregue pela bomba (l/min)
Q_{cal}	Vazão calculada através dos campos de velocidade (l/min)
R	Raio do tubo (m)
Re	Número de Reynolds (adimensional)
Re_{in}	Número de Reynolds do fluxo de entrada (adimensional)
S	Distância entre as lentes (m)
u	Componente do vetor velocidade na direção x (m/s)

u'	Flutuação da componente do vetor velocidade na direção x (m/s)
\bar{u}	Componente média do vetor velocidade na direção x (m/s)
v	Componente do vetor velocidade na direção y (m/s)
v'	Flutuação da componente do vetor velocidade na direção y (m/s)
\bar{v}	Componente média do vetor velocidade na direção y (m/s)
V_{sol}	Volume da solução (m ³)
V_{part}	Volume da partícula (m ³)
x, y, z	Eixos de coordenadas cartesianas (m)
w	Componente do vetor velocidade na direção z (m/s)
w'	Flutuação da componente do vetor velocidade na direção z (m/s)
\bar{w}	Componente média do vetor velocidade na direção z (m/s)

Letras gregas

α_w	Número de Womersley (adimensional)
α	Ângulo de inclinação do conector de entrada (radianos)
Δx	Deslocamento na direção do eixo x
Δy	Deslocamento na direção do eixo y
Δz	Deslocamento na direção do eixo z
ΔZ_{pl}	Espessura do plano de laser (m)
Δ_{pixel}	Tamanho de um pixel (m)
δ_Z	Profundidade de foco (m)
ε_x	Distância entre o plano do laser e o plano de calibração (m)
μ	Viscosidade dinâmica (Pa.s)
ρ	Massa específica do fluido de trabalho (kg/m ³)
ρ_{part}	Densidade da partícula (kg/m ³)
θ	Ângulo entre o plano do objeto e o plano da lente (radianos)
θ	Ângulo de rotação do tubo de entrada (radianos)
ν	Viscosidade cinemática
ω	Frequência angular

Lista de siglas

ACC	American College of Cardiology
AHA	American Heart Association
AVA	Área valvar aórtica
BCP	Bomba de cavidade progressiva
CFD	Computational fluid dynamics
CT	Computed tomography
CMOS	Complementary Metal Oxide Semiconductor
DCV	Doenças cardiovasculares
DNS	Direct Numerical Simulation
DICOM	Digital Imaging and Communications in Medicine
EOA	Valvar effective orifice area
EA	Estenose aórtica
ESC	European Society of Cardiology
FOV	Field of view
FDM	Fused Deposition Modeling
LEF	Laboratório de Engenharia de Fluidos da PUC-Rio
LES	Large eddy simulation
LDA	Laser doppler anemometry
MRI	Magnetic resonance imaging
MJM	Multi-Jet Modeling
OMS	Organização Mundial da Saúde
PVA	Acetato de polivinila
PDMS	Polímero polidimetilsiloxano
PIV	Particle image velocimetry
PVC	Policloreto de polivinila
RANS	Reynolds averaged Navier-Stokes
RP	Rapid prototyping
SAS	Scale–adaptative simulation
SLA	Stereolithography Apparatus
SLS	Selective Laser Sintering
TAVI	Transcatheter aortic valve implantation
TKE	Turbulence kinetic energy
WSS	Wall shear stress
2D-2C	Duas dimensões e duas componentes
2D-3C	Duas dimensões e três componentes

1 Introdução

O sistema cardiovascular funciona principalmente para o transporte de nutrientes, oxigênio e resíduos celulares por todo o corpo humano. O coração bombeia o sangue através de uma sofisticada rede de tubos ramificados. As artérias, longe de serem tubos inertes, adaptam-se às condições variáveis de fluxo e pressão, dilatando e contraindo para atender às mudanças nas demandas hemodinâmicas (Ku, 1997).

O fluxo sanguíneo, tanto sob condições fisiológicas saudáveis quanto em condições patológicas, é um campo de estudo tradicionalmente importante. As doenças cardiovasculares (DCV) são uma das principais causas de morte no mundo. Segundo a OMS, Organização Mundial de Saúde, aproximadamente 18 milhões de pessoas morrem todos os anos por DCV, 31% das causas totais de morte no mundo (Organization, 2011). No Brasil, cerca de 430 mil pessoas morrem anualmente por esse tipo de enfermidade (Avezum *et al.*, 2009). Dentre as doenças cardiovasculares, podemos destacar: angina, cardiomiopatia, acidente vascular cerebral, aterosclerose, aneurismas e dissecação da aorta, hipertensão arterial, doenças valvares, arritmia, doenças reumáticas e doenças congênitas do coração. A maioria destas está de alguma forma correlacionada a algum tipo de fluxo sanguíneo anormal nas artérias (Frydrychowicz *et al.*, 2009; Gunning *et al.*, 2014; Kopanidis *et al.*, 2015; Ha *et al.*, 2016; Gomes *et al.*, 2017).

A estenose aórtica (EA) é uma das doenças valvares cardíacas de maior prevalência. De acordo com Lindroos *et al.*, 1993, em um estudo ecocardiográfico de avaliação das doenças valvares, aproximadamente 3% da população acima dos 75 anos de idade apresenta EA grave de etiologia degenerativa. Pacientes portadores de estenose aórtica grave em fase sintomática são geralmente recomendados à cirurgia de troca valvar (Katz *et al.*, 2010). No procedimento convencional, realizado através da abertura do peito do paciente (Figura 1.1), o cirurgião tem acesso direto ao coração, o que permite a substituição da válvula nativa degenerada pela prótese valvar com precisão (Freeman e Otto, 2005).

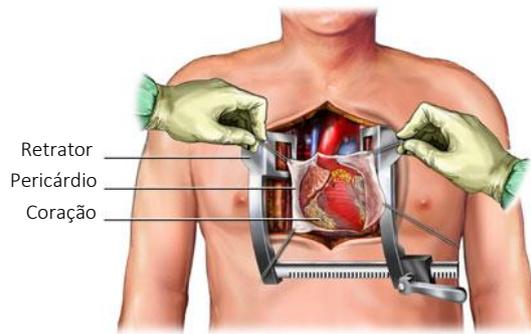


Figura 1.1 – Procedimento cirúrgico tradicional para implante de prótese valvar aórtica (Pick, 2009).

No entanto, nem todos os pacientes podem ser submetidos a uma cirurgia com esse nível de complexidade e risco atribuído, principalmente os mais idosos ou reincidentes. Nesse contexto, o implante percutâneo de prótese valvar aórtica (*transcatheter aortic valve implantation – TAVI*) vem se apresentando como terapia alternativa àquela convencional (Cribier *et al.*, 2002). O procedimento é geralmente realizado através da artéria femoral do paciente, por onde a prótese é introduzida e conduzida via cateter ao longo de toda aorta até ser posicionada adequadamente no ânulo aórtico. A Figura 1.2 ilustra o momento em que prótese valvar é expandida e posicionada no ânulo aórtico.

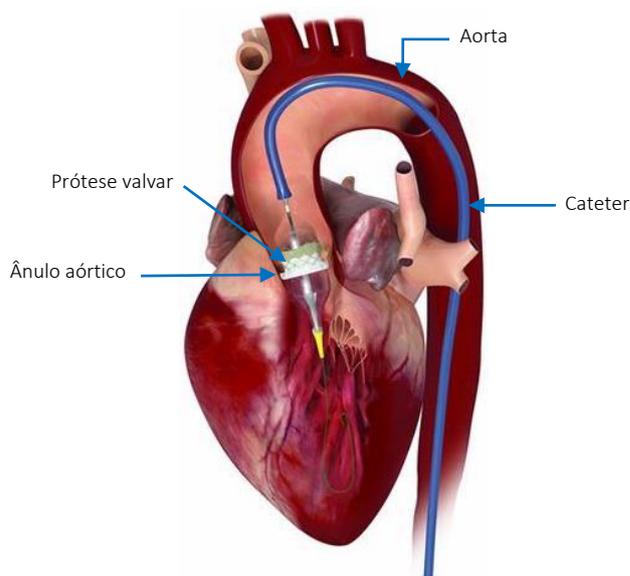


Figura 1.2 - Implante percutâneo de prótese valvar aórtica por cateterismo (Jones, 2018).

Portanto, na TAVI, devido à natureza do procedimento, os médicos não têm completo controle sobre o posicionamento final da prótese valvar percutânea (Groves *et al.*, 2014). Ademais, a calcificação degenerativa e irregular dos folhetos valvares nativos pode impedir que o *stent* da prótese percutânea se expanda completamente no ânulo aórtico. Diversos estudos já demonstraram que a configuração anatômica de cada paciente, bem como a posição final que a prótese valvar irá assumir no ânulo aórtico quando implantada, exercem influência sobre o ambiente hemodinâmico na raiz da aorta e segmento ascendente (Gunning *et al.*, 2014; Trauzeddel *et al.*, 2016). No entanto, até o presente momento, pouco se sabe especificamente sobre os efeitos que as variações angulares no posicionamento da prótese valvar podem causar sobre o fluxo aórtico. Inclusive, é recorrente a correlação de algumas características do escoamento sanguíneo com a patogênese de doenças vasculares, tais como dilatação e formações aneurismáticas, lesões no endotélio e trombose (Hope *et al.*, 2012; Barker *et al.*, 2014).

O presente trabalho propôs-se a investigar as características do escoamento nas regiões da raiz da aorta e porção ascendente de um modelo aórtico com geometria anatômica específica de um paciente submetido à TAVI. Foram analisados os efeitos hidrodinâmicos correspondentes às variações angulares de uma válvula protética idealizada. Para esta abordagem, foi utilizada a técnica velocimetria por imagens estereoscópicas de partículas (*stereoscopic particle image velocimetry* – PIV). Até o presente momento, ainda não haviam sido realizados estudos experimentais com a utilização da técnica PIV estereoscópico para a investigação das alterações no campo de escoamento, em segmento aórtico ascendente, causados por variações na inclinação do fluxo transvalvar. A partir da revisão bibliográfica levantada, e que será apresentada no Capítulo 3, é notório que a literatura ainda carece de dados de campos médios contendo as três componentes dos vetores velocidade. Este trabalho tem como objetivo preencher, em parte, esta lacuna.

Devido à natureza interdisciplinar do assunto desta tese, alguns aspectos de caráter introdutório da fisiologia cardiovascular humana, bem como a relação intrínseca entre hemodinâmica e alguns tipos de doenças cardiovasculares, serão abordados no Capítulo 2. O leitor com conhecimento nesta área poderá direcionar-se diretamente ao Capítulo 3, onde foi feita a revisão bibliográfica sobre o tema proposto para o estudo, sem comprometer o entendimento do trabalho. O Capítulo

4, por sua vez, foi inteiramente destinado à fundamentação teórica da técnica PIV estereoscópica. De maneira análoga, o leitor que dispuser dos conhecimentos sobre este assunto poderá seguir a leitura a partir do Capítulo 5, destinado à descrição da seção experimental.

2 Aspectos Fisiológicos

Neste capítulo, serão abordados em caráter introdutório os principais aspectos médicos relacionados ao tema deste trabalho, tais como a fisiologia do sistema cardiovascular humano, a estenose valvar aórtica, o tratamento por implante percutâneo de próteses valvares e os possíveis efeitos deletérios dessa terapia sobre a região vascular da aorta ascendente. Portanto, caso o leitor possua conhecimento sobre esses assuntos, pode seguir a leitura a partir do próximo capítulo sem riscos de comprometer o entendimento do trabalho.

2.1. Fisiologia cardiovascular

O sangue é uma complexa mistura constituída por uma fase líquida (plasma), contendo proteínas, lipoproteínas e íons pelos quais os nutrientes e resíduos celulares são transportados, e uma fase discreta, que incluem os glóbulos vermelhos, glóbulos brancos e plaquetas. O plasma é um fluido newtoniano com viscosidade entre 1,16 e 1,35 cP à 37°C. No entanto, o sangue não apresenta viscosidade constante, tornando-se especialmente não-newtoniano no sistema micro-circulatório, principalmente devido à presença dos glóbulos vermelhos, que constituem 40% da dispersão em volume. O comportamento não-newtoniano é mais evidente sob baixas taxas de cisalhamento, quando os glóbulos vermelhos se aglutinam formando aglomerados compactos. Contudo, na maioria das artérias, o sangue se comporta de maneira newtoniana, e sua viscosidade pode ser tomada como uma constante de 4 cP — quatro vezes mais viscoso que a água (Ku, 1997).

O fluxo sanguíneo e a pressão arterial variam com o tempo. A natureza cíclica do coração cria condições pulsáteis em todas as artérias. O coração trabalha em ciclos alternados de contração e relaxamento chamados sístole e diástole. É na sístole ventricular esquerda que o sangue é ejetado na aorta. No descanso ventricular, ou diástole, os ventrículos recebem sangue dos átrios. A pressão e o fluxo sanguíneo têm formas pulsáteis características que variam em diferentes partes do sistema arterial. Valores de velocidade e pressão ao longo de um ciclo

cardíaco, tipicamente encontrados na aorta torácica, estão apresentados na Figura 2.1 (Scotti *et al.*, 2005).

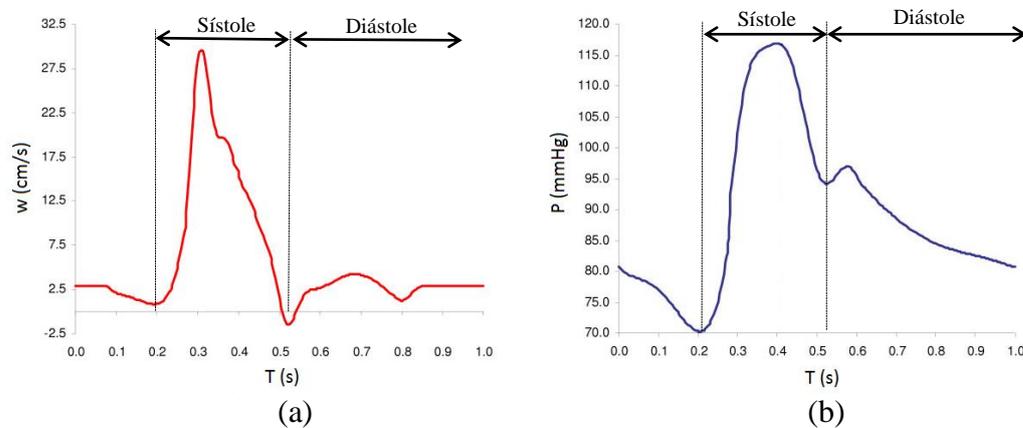


Figura 2.1 – Valores tipicamente encontrados na aorta torácica ao longo de um ciclo cardíaco (a) velocidade de pico e (b) pressão sanguínea (Scotti *et al.*, 2005).

Como pode ser observado na Figura 2.1, o fluxo arterial é intermitente, sendo totalmente interrompido quando a válvula aórtica é fechada. A aorta, devido à sua característica estrutural complacente, funciona como um acumulador hidráulico no sistema cardiovascular garantindo limites de pressão durante o ciclo cardíaco, principalmente na diástole. Dessa forma, a pressão sanguínea não vai a zero durante o fechamento da válvula aórtica. Para auxiliar o entendimento da mecânica operacional da válvula aórtica, a Figura 2.2 ilustra seu posicionamento, assim como as principais estruturas anatômicas do coração humano (Medmovie, 2018).

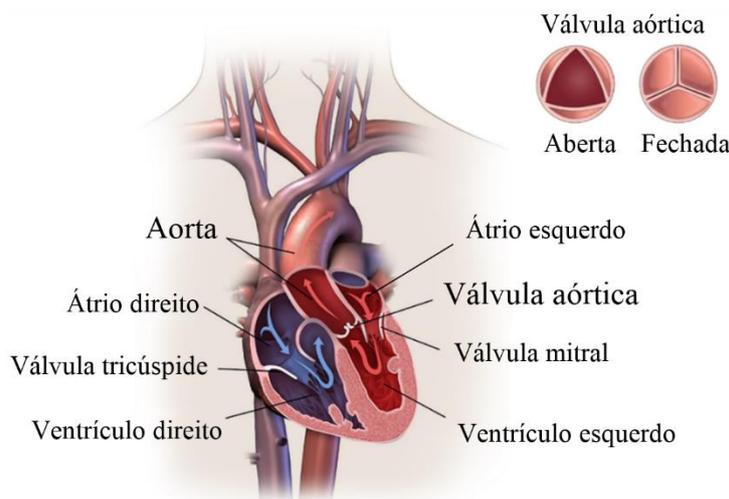


Figura 2.2 – Principais estruturas anatômicas do coração humano (Medmovie, 2018).

A característica pulsátil do fluxo sanguíneo por todo sistema cardiovascular força a inclusão de um termo de aceleração local na maioria das análises. O número de Reynolds varia tipicamente de 1, nas menores artérias, a cerca de 4000 na aorta, a maior artéria do corpo humano. Portanto, o fluxo sanguíneo abrange uma faixa na qual as forças viscosas são dominantes para determinados segmentos arteriais, enquanto que em outros são os efeitos inerciais que governam o escoamento. Uma análise dimensional das equações de Navier-Stokes nos levaria a número adimensional comumente referido como parâmetro de Womersley (α), representado na equação (2.1) (Womersley, 1955):

$$\alpha = R \sqrt{\frac{\omega}{\nu}} \quad (2.1)$$

onde R é o raio do tubo, ω é a frequência angular e ν é a viscosidade cinemática.

O número de Womersley pode ser interpretado como a razão entre forças de inércia transientes e forças viscosas. Quando o parâmetro de Womersley é baixo, as forças viscosas são dominantes, os perfis de velocidade tendem a ser parabólicos e a velocidade na linha de centro do perfil oscila em fase com o gradiente de pressão (Womersley, 1955). Para números de Womersley elevados, acima de 10, por exemplo, as forças de inércia transientes governam o problema e o fluxos tornam-se essencialmente em movimentos de pistão, com perfis de velocidade praticamente planos, à exceção óbvia da região da parede (Ku, 1997).

Embora a instabilidade inerente ao fluxo sanguíneo, assim como outras características biológicas, tais como elasticidade das paredes dos vasos, viscosidade não-newtoniana, partículas em suspensão no fluido, movimentos corporais e temperatura, sejam fisiologicamente relevantes, a análise fluidodinâmica do escoamento em modelos vasculares torna-se muito mais simplificada quando esses fatores são justificadamente negligenciados, o que é o caso na maioria dos estudos hemodinâmicos *in vitro*. No presente trabalho, não foi considerado um regime pulsátil de escoamento, os estudos foram todos realizados em regime permanente e para uma única vazão. Esta e outras simplificações adotadas serão melhor explicadas no Capítulo 6, destinado à metodologia experimental.

2.2. Estenose aórtica

Conforme mencionado no Capítulo 1, a estenose aórtica (EA) é uma das doenças valvares cardíacas mais comuns. Caracterizada pelo estreitamento na abertura da válvula aórtica, a etiologia da EA é comumente a calcificação valvar, doença congênita (formação de válvula aórtica bicúspide), ou ainda, a doença valvar reumática — exemplificadas na Figura 2.3. Pacientes com EA grave têm indicação formal ao tratamento cirúrgico para substituição da válvula disfuncionante por uma prótese valvar. O implante percutâneo de prótese valvar aórtica por meio de cateteres, *transcatheter aortic valve implantation* – TAVI, vem se apresentando como terapia alternativa aos pacientes impossibilitados de se submeterem ao risco cirúrgico do procedimento convencional, onde o cirurgião realiza a toracotomia para ter acesso direto à válvula nativa. A natureza do procedimento TAVI, no entanto, não permite que os médicos tenham completo controle sobre o posicionamento final da prótese valvar. Portanto, a configuração anatômica de cada paciente, bem como as variações angulares admissíveis no posicionamento final da prótese valvar quando implantada, podem exercer influência sobre o ambiente hemodinâmico na raiz da aorta e segmento ascendente (Gomes *et al.*, 2017). São justamente os efeitos causados pelo TAVI na hemodinâmica da região da aorta ascendente, o objeto de estudo do presente trabalho.

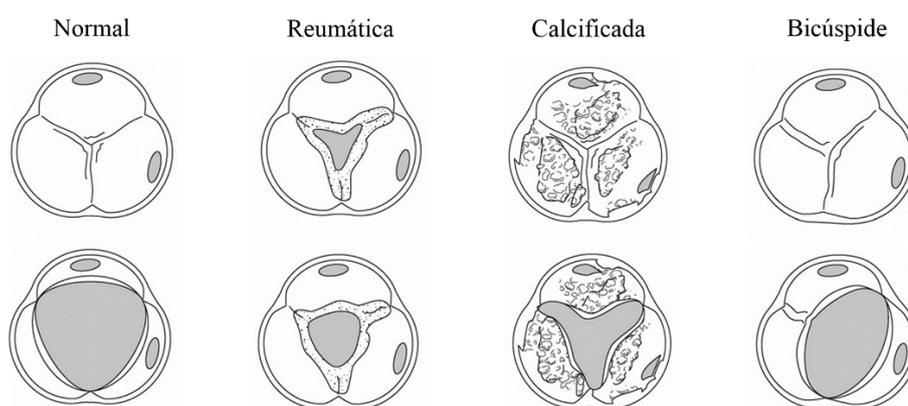


Figura 2.3 – Causas da estenose aórtica: febre reumática, calcificação e formação bicúspide (Baumgartner *et al.*, 2009).

Em estágio avançado, a EA pode levar o paciente a desenvolver insuficiência cardíaca; uma disfunção do coração que ocasiona o suprimento inadequado de

sangue para atender todas as necessidades metabólicas do corpo humano (Samesina e Amodeo, 2001).

O nível de severidade da EA pode ser melhor definido a partir das medidas de velocidade máxima do jato sanguíneo durante a sístole ventricular, do gradiente médio de pressão transvalvar e da área valvar aórtica — área da seção transversal de abertura das cúspides valvar. A fim de auxiliar a tomada de decisão médica, as associações *American College of Cardiology* (ACC) e *American Heart Association* (AHA), em colaboração da *European Society of Cardiology* (ESC) (Baumgartner *et al.*, 2009), estabeleceram diretrizes para categorizar o nível de severidade da estenose aórtica como leve, moderada ou grave. Para a maioria dos pacientes, estes parâmetros estabelecidos pela ACC/AHA e ESC em conjunto com os demais dados clínicos, avaliações de insuficiência aórtica e das funções do ventrículo esquerdo são suficientes para uma tomada de decisão quanto ao tipo de tratamento adequado. Contudo, para determinados grupos de pacientes, tal como aqueles acometidos por grave disfunção no ventrículo esquerdo, alguns exames clínicos adicionais podem ser úteis para que indicação do tratamento seja feita de forma segura e adequada. A Tabela 2.1 apresenta os valores de referência para velocidade do jato, gradiente médio de pressão transvalvar, área valvar aórtica (AVA), área valvar indexada e velocidade adimensional do jato, recomendados pela ACC/AHA e ESC para a classificação da EA (Bonow *et al.*, 2006).

Tabela 2.1 – Parâmetros recomendados para classificação do grau de severidade da EA. (a) ESC, (b) AHA/ACC (Baumgartner *et al.*, 2009).

	Estenose Aórtica		
	Suave	Moderada	Severa
Velocidade do jato (m/s)	2,6 – 2,9	3,0 – 4,0	> 4,0
Gradiente médio de pressão (mmHg)	< 20 (< 30 ^a)	20 – 40 ^b (30 – 50 ^a)	> 40 ^b (> 50 ^a)
AVA (cm²)	> 1,5	1,0 – 1,5	< 1,0
AVA indexada (cm²/m²)	> 0,85	0,60 – 0,85	< 0,60
Razão de velocidade	> 0,50	0,25 – 0,50	< 0,25

Em estudos clínicos, a velocidade máxima do jato de 4 m/s corresponde a um gradiente médio de pressão transvalvar de aproximadamente 40 mmHg, enquanto que para um valor de 3 m/s, o gradiente de pressão correspondente é de aproximadamente 20 mmHg. Embora haja correlação entre as velocidades de pico

e os gradientes médios de pressão transvalvar, a relação entre ambos depende da forma do perfil de velocidade, que varia com a gravidade da estenose e da vazão. A área valvar aórtica de um adulto está entre 3,0 e 4,0 cm². Caracteriza-se como estenose aórtica grave aquela quando a área valvar é reduzida para menos 25% do tamanho normal, de modo que um valor de 1,0 cm² é uma referência razoável de estenose aórtica grave em adultos. O papel da indexação para o tamanho do corpo é controverso — isto é, estabelecer uma razão entre a AVA e a área da superfície corpórea do paciente — principalmente porque tanto o tamanho da válvula quanto a área do orifício valvar não aumentam necessariamente com a estatura ou, em última instância, o peso da pessoa. Principalmente em crianças e adolescentes, pois a área da válvula pode ser erroneamente diagnosticada como severamente estreitada enquanto há apenas a ocorrência de estenose em nível moderado (Bonow *et al.*, 2006; Vahanian *et al.*, 2007; Baumgartner *et al.*, 2009).

Portanto, quando um paciente é diagnosticado com estenose aórtica, esses valores classificatórios apresentados na Tabela 2.1 devem ser vistos com cuidado, nenhum número meramente estabelecido *a priori* deve ser utilizado para dar o diagnóstico final de um paciente. Uma abordagem completa e integrada, considerando área valvar aórtica (AVA), velocidade do fluxo e gradiente de pressão transvalvar médio, ambiente hemodinâmico e, obviamente, uma avaliação clínica são necessárias (Bonow *et al.*, 2006; Vahanian *et al.*, 2007; Baumgartner *et al.*, 2009).

2.3. Implante percutâneo de prótese valvar

Os pacientes com estenose aórtica grave têm indicação formal ao tratamento cirúrgico para substituição da válvula disfuncionante por uma prótese valvar. A cirurgia para troca valvar aórtica com auxílio do equipamento de circulação extracorpórea é o procedimento padrão no tratamento de pacientes com estenose aórtica. De um modo geral, este procedimento apresenta-se como exitoso, com baixos índices de mortalidade. Entretanto, este índice pode alcançar valores alarmantes de até 50% (Culliford *et al.*, 1991) em pacientes idosos ou reincidentes, com disfunção ventricular grave ou doenças associadas à EA. Neste sentido, o tratamento percutâneo das doenças valvares aórticas com implante de próteses por cateter (*Transcatheter aortic valve implantation* - TAVI) vem sendo utilizado como

alternativa para pacientes nos quais o procedimento cirúrgico convencional é contraindicado (Verri *et al.*, 2015). O implante da prótese valvar é geralmente realizado com acesso percutâneo à artéria femoral do paciente, mas também pode ser realizado pelas vias *transapical* ou *transaórtica* através de uma pequena toracotomia (Figura 2.4) (Lifesciences, 2018).

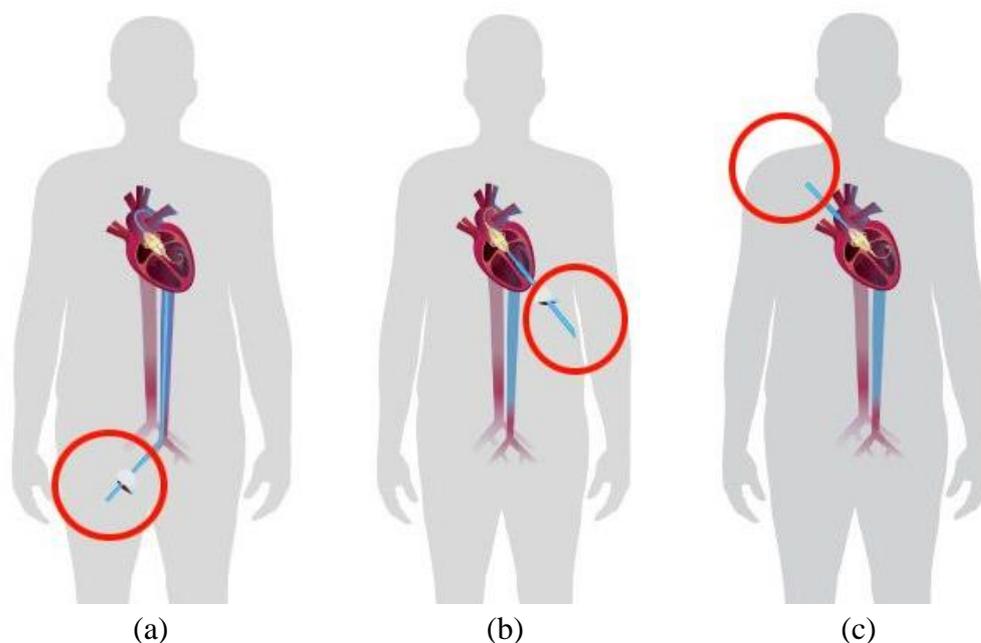


Figura 2.4 – Vias de acesso percutâneo para implante de prótese valvar, (a) transfemoral, (b) transapical e (c) transaórtico (Lifesciences, 2018).

Segundo o relatório do CONITEC intitulado Implante por Cateter de Bioprótese Valvar Aórtica (TAVI) para o Tratamento da Estenose Valvar Aórtica Grave em Pacientes Inoperáveis, publicado em 2013 (Queiroga *et al.*, 2013), existem três válvulas de diferentes fabricantes aprovadas pela ANVISA para o procedimento de TAVI no Brasil: CoreValve® (Medtronic), Sapien® (Edwards Lifescience) e Inovare® (Braile Biomédica). A prótese SAPIEN 3 (Edwards Lifesciences, EUA), como pode ser vista na Figura 2.5, é formada por uma estrutura de aço inoxidável na qual são inseridos três folhetos de pericárdio bovino. A Figura 2.5 (a) apresenta a prótese com os três folhetos totalmente abertos, indicando a área valvar de abertura (AVA) ou EOA, do inglês *effective orifice area*. Os folhetos valvares são mais comumente chamados por cúspides (Lifesciences, 2018).



Figura 2.5 – (a) Edwards-SAPIEN 3, adaptado de Lifesciences, 2018. (b) Prótese posicionada no ânulo aórtico.

Como pode ser observado nas ilustrações da Figura 2.6, essa prótese é expansível por um cateter-balão, e o seu implante é realizado em um formato compactado, ou seja, com sua estrutura metálica totalmente retraída. Quando inflado, o balão se expande e abre a prótese contra a válvula nativa estenótica, posicionando-a definitivamente no ânulo aórtico. Em seguida o cateter é recolhido e a prótese valvar começa a trabalhar imediatamente (Chieffo *et al.*, 2013).

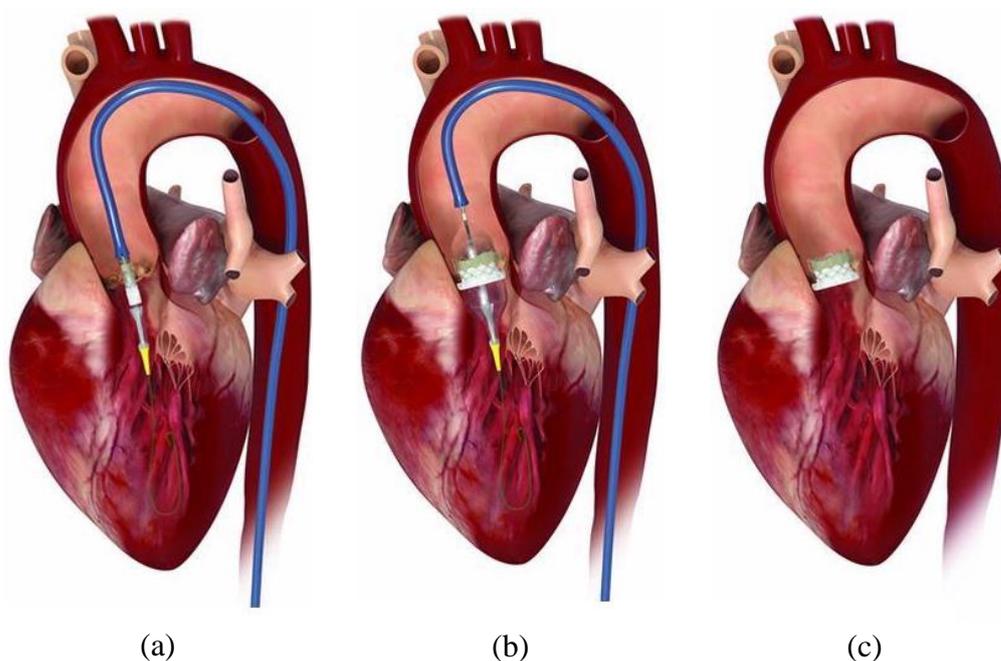


Figura 2.6 – Etapas finais do procedimento de implante valvar percutâneo (Jones, 2018)

A Figura 2.7 apresenta com maior riqueza de detalhes o momento que o balão se expande, abrindo a prótese valvar e comprimindo as cúspides da válvula nativa contra o anel aórtico (Lifesciences, 2018).

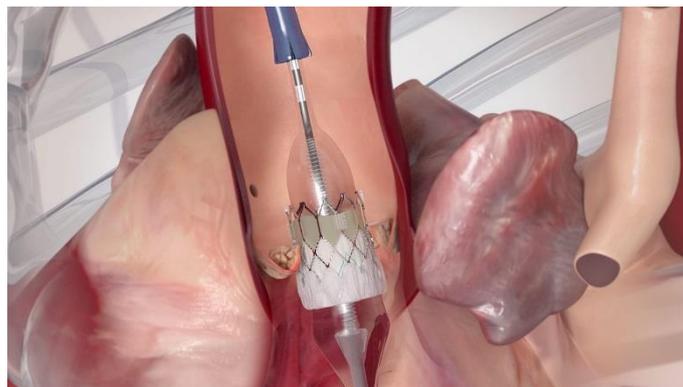


Figura 2.7 – Momento da expansão por balão da prótese valvar no ânulo aórtico (Edwards Lifesciences, EUA).

Assim como as indicações para tratamento de EA via TAVI vêm crescendo nos últimos anos, maior atenção vem sendo dada às implicações deste procedimento nos pacientes a longo prazo. Os efeitos de posicionamento da prótese valvar no fluxo sanguíneo na aorta, principalmente nas regiões do ânulo aórtico e aorta ascendente, são características importantes do processo e que ainda não foram estudadas detalhadamente. Diferentemente do transplante valvar via procedimento cirúrgico convencional, onde o posicionamento da válvula no paciente é preciso e bem controlado, na TAVI, uma maior variabilidade no implante da prótese valvar é admissível devido à natureza do próprio procedimento (Tarasoutchi *et al.*, 2011). Estas variações de posicionamento do *stent* valvar podem, inclusive, comprometer o fluxo sanguíneo para as artérias coronárias e provocar alterações na hemodinâmica valvar, afetando a performance do ventrículo esquerdo e comprometendo o funcionamento e a durabilidade do implante, além de alterar as distribuições das tensões de cisalhamento nas regiões supra valvar (Al-Attar *et al.*, 2009). A falha no implante percutâneo por erro de posicionamento da valva aórtica pode levar à embolização valvar e/ou refluxo paraprotético, fazendo-se necessário o implante imediato de uma nova prótese valvar. Até o presente momento, existem poucos dados disponíveis na literatura sobre os efeitos hemodinâmicos decorrentes das variações de posicionamento da prótese valvar na TAVI. No entanto, como será melhor explicado nas seções subsequentes, é recorrente a correlação de algumas características do escoamento sanguíneo com a patogênese de doenças vasculares, tais como dilatação e formações aneurismáticas, dissecção aórtica e lesões no

endotélio (Hope *et al.*, 2012; Barker *et al.*, 2014; Groves *et al.*, 2014; Gunning *et al.*, 2014; Ha *et al.*, 2016; Trauzeddel *et al.*, 2016).

2.4. Doenças cardiovasculares

Embora o implante percutâneo de prótese valvar aórtica venha se mostrando um procedimento cada vez mais promissor, seus efeitos fisiológicos em curto, médio e longo prazos ainda estão sendo estudados. Uma das consequências investigadas é a alteração do ambiente hemodinâmico supra valvar em decorrência da imprecisão no posicionamento da prótese no ânulo aórtico — região anular onde se localiza a válvula aórtica nativa. As variações nos padrões dinâmicos do escoamento podem alterar as distribuições de pressão e tensão de cisalhamento na parede dos vasos, levando certas regiões vasculares a níveis de tensão capazes de provocar, por exemplo, lesões no endotélio aórtico, remodelamento vascular, aneurismas e dissecação aórtica (Katritsis *et al.*, 2007; Frydrychowicz *et al.*, 2009). A Figura 2.8 indica as camadas que constituem uma artéria humana.

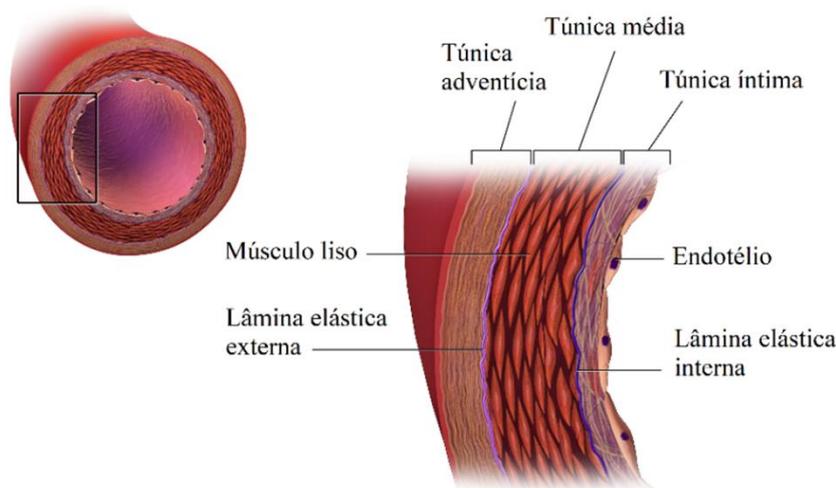


Figura 2.8 – Detalhes das camadas que constituem uma artéria humana (Blausen, 2014).

Estudos indicam que a magnitude das tensões cisalhantes na parede dos vasos é muito pequena (1 – 20 Pa), quando comparada à magnitude da pressão arterial média (100 mmHg, aproximadamente 13 kPa). No entanto, as células endoteliais são muito sensíveis às variações da tensão de cisalhamento na parede vascular (*wall shear stress* – WSS) (Hammer *et al.*, 2009). Pesquisas em biologia

celular têm proporcionado uma melhor compreensão destes mecanismos subjacentes. (Dolan *et al.*, 2011) demonstrou que elevados valores de tensão de cisalhamento na parede (28,4 Pa), reproduzidos em uma câmara de cultura de células, aumentou o nível de apoptose — uma forma de morte celular programada, ou "suicídio celular" — em relação às condições de baixas WSS (3,5 Pa). Segundo Newman *et al.*, 1994 e Longo *et al.*, 2002, a exposição do tecido endotelial vascular a elevados valores de tensão de cisalhamento pode provocar o aumento da proteólise — reação de decomposição da proteína — que contribui para a degradação dos componentes celulares e intersticiais da parede vascular. A degradação, portanto, da *fibrilina*, *elastina* e do *colágeno*, como consequência de tal atividade proteolítica, provavelmente está por trás da deterioração das propriedades mecânicas da parede da aorta. Essas complexas reações bioquímicas que ocorrem no tecido endotelial, em resposta às tensões de cisalhamento, também podem fornecer os mecanismos pelos quais os fatores de risco tradicionalmente conhecidos agem para promover certas doenças vasculares (Traub e Berk, 1998). Portanto, o mapeamento dos campos de velocidade pode um dia vir a se tornar parte da abordagem multifatorial e multidisciplinar no diagnóstico das doenças ainda em fase inicial de desenvolvimento.

Conforme sugerido na literatura (Hope *et al.*, 2011; Hope *et al.*, 2012), a caracterização do fluxo sanguíneo na região da aorta ascendente pode ajudar a identificar pacientes em situação de risco para o desenvolvimento de aneurismas. No entanto, segundo os próprios autores, a relação entre os padrões anômalos de fluxo e o surgimento e progressão dos aneurismas em aorta torácica ainda se encontra em discussão.

Rajagopal *et al.*, 2007, em estudo sobre dissecação aórtica, sugerem que os fatores mecânicos que influenciam a doença estão relacionados aos esforços de origem hemodinâmica e às propriedades da estrutura constitutiva e geometria da aorta. Qualquer explicação sobre a mecânica da dissecação aórtica deve levar em conta esses fatores. Segundo os autores, no que diz respeito aos estímulos hemodinâmicos, o início da dissecação é influenciado principalmente pelos níveis de pressão sistólica média e máxima, enquanto que a propagação da dissecação é influenciada principalmente pela frequência cardíaca, embora os efeitos das pressões sistólicas média e máxima também estejam associados ao processo. A dissecação aórtica é definida como a “delaminação” da camada íntima que constitui

a parede do vaso aórtico. As lesões são caracterizadas por fendas que podem se propagar no sentido anterógrado ou retrógrado — definido em relação ao fluxo sanguíneo — criando um lúmen vascular “falso”. Para ilustrar as explicações apresentadas anteriormente, a Figura 2.9 exemplifica tanto o aneurisma da aorta ascendente quanto a dissecação aórtica (Mayo, 2018).

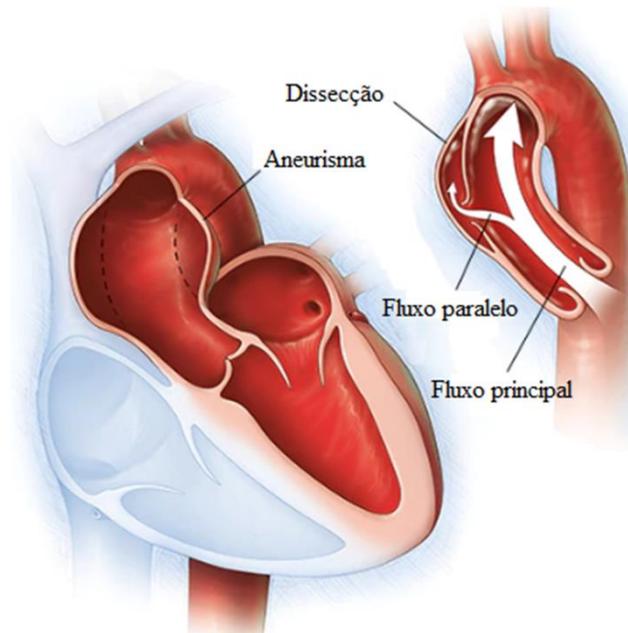


Figura 2.9 – Representação de aneurisma da aorta ascendente e dissecação aórtica (Mayo, 2018).

Portanto, tomando como referência os aspectos médicos relacionados ao tema deste trabalho, o capítulo seguinte fará o levantamento dos principais estudos encontrados na literatura que buscaram investigar a relação entre certas características do fluxo sanguíneo e seus efeitos sobre o ambiente vascular, sobretudo os trabalhos diretamente relacionados à TAVI.

3 Revisão Bibliográfica

Neste capítulo será feita uma revisão bibliográfica dos principais trabalhos que buscaram caracterizar o escoamento sanguíneo, principalmente aqueles diretamente relacionados à aorta ascendente, a fim de compreender a relação entre certos padrões fluidodinâmicos e seus efeitos no ambiente vascular. A abordagem a seguir será dividida por métodos de investigação: exames *in vivo*, simulações numéricas e estudos *in vitro*.

3.1. Exames *in vivo*

O sistema cardiovascular desperta a curiosidade humana desde épocas remotas. A inspeção visual do paciente, apalpação do pulso, percepção das vibrações e a ausculta de ruídos ou sopros cardíacos através da região anterior do tórax, representam as primeiras tentativas de se perceber diversos sinais indicativos de alterações hemodinâmicas, vascular, da função cardíaca e valvar (Gomes *et al.*, 2017). Em 1816, o médico francês René Laennec inventou o primeiro estetoscópio, tornando-se um marco na história da clínica médica. Nessa linha evolutiva, com o passar do tempo, vieram o fonocardiograma, o ecocardiograma com fluxometria Doppler e, mais recentemente, a velocimetria por imagens de ressonância magnética (*magnetic resonance imaging* – 4D MRI) (Hanna e Silverman, 2002; Markl *et al.*, 2012).

A primeira utilização da ressonância magnética (RM) com a finalidade de realizar medições do fluxo sanguíneo foi sugerida por Singer, 1959. Através de estudos *in vivo* com ratos, o método por ele proposto, baseado nos princípios de instabilidade e turbulência do escoamento, fornecia uma estimativa angiográfica do grau de severidade da estenose vascular. Anos mais tarde, a partir de estudos laboratoriais com amostras de água em microtubos de vidro, Lauterbur, 1973, obteve as primeiras imagens através da RM. No entanto, as primeiras utilizações de MRI *in vivo* para obtenção de campos de velocidade num fluxo sanguíneo só vieram

ocorrer no início dos anos 1980 (Kaufman *et al.*, 1981; Battocletti *et al.*, 1982; Grant e Back, 1982; Van As e Schaafsma, 1982).

A obtenção de imagens médicas por ressonância magnética só é possível mediante as variações no momento angular (*spin*) do núcleo dos átomos de hidrogênio quando excitados por ondas de radiofrequência em um campo magnético. A partir dos desvios de fase dos *spins* nucleares em movimento no sangue, informações sobre velocidade e direção de deslocamento podem ser obtidas no plano perpendicular ao escoamento (Young, 1985).

Tradicionalmente, a velocimetria por MRI era usada para resolver medidas de velocidade num único sentido em espaços bidimensionais. No entanto, a aquisição sequencial de planos ortogonais ao escoamento possibilitou, de forma precursora, a obtenção das três componentes da velocidade (Kilner *et al.*, 1993). A versão mais recente, popularmente conhecida como *4D Flow*, possui melhores resoluções temporal e espacial, permitindo a visualização de certas características do escoamento, tais como padrões helicoidais de fluxo e formação de vórtices, além da quantificação dos campos de velocidades e de tensões de cisalhamento (Frydrychowicz *et al.*, 2009; Markl *et al.*, 2012; Stankovic *et al.*, 2014).

A técnica *4D Flow* alcançou larga aplicação nos estudos hemodinâmicos. Frydrychowicz *et al.*, 2008, além de visualizar as características gerais do escoamento em pacientes com coarctação no arco aórtico, quantificaram as tensões de cisalhamento nas paredes da região vascular comprometida (*wall shear stress* – WSS) a fim de avaliar os riscos à formação aneurismática. Dyverfeldt *et al.*, 2013, também através de estudos *in vivo*, buscaram estimar perda de pressão do escoamento na aorta ascendente de pacientes portadores de estenose valvar aórtica, avaliando a energia cinética turbulenta (*turbulence kinetic energy* - TKE) do escoamento. Segundo os autores, a queda de pressão causada pela dissipação de energia no fluxo pós-estenótico é um fator hemodinâmico determinante na caracterização do grau de severidade da estenose aórtica.

Trauzeddel *et al.*, 2016, a partir das medições dos campos de velocidades e WSS na porção médio ascendente da aorta, avaliaram as características hemodinâmicas em três grupos: pacientes submetidos à TAVI, pacientes submetidos a troca valvar aórtica convencional e indivíduos saudáveis, utilizados como referencial de controle no estudo. Segundo os autores, os pacientes dos dois primeiros grupos apresentaram distribuição assimétrica da WSS nas regiões da

aorta ascendente, aumentando a carga sobre a parede vascular anterior direita. O terceiro grupo, conforme esperado, apresentou distribuição circunferencial uniforme da WSS das seções examinadas. De acordo com o trabalho publicado, ambas terapias de intervenção, tanto a cirurgia convencional quanto a TAVI, alteram significativamente o ambiente hemodinâmico supra valvar. Porém, quando comparado com o procedimento convencional, a TAVI implicou em um padrão de fluxo helicoidal menos intenso e com menor formação de vórtices.

Detalhes técnicos adicionais sobre a técnica *4D Flow*, além de uma maior diversidade de aplicações diretas *in vivo*, podem ser encontrados no artigo de revisão publicado por Stankovic *et al.*, 2014.

3.2. Estudos por simulações numéricas

O fluxo sanguíneo tem sido extensivamente estudado por métodos computacionais para dinâmica de fluidos (*computational fluid dynamics* - CFD). O método CFD convencional é baseado na solução das equações de Navier–Stokes com médias de Reynolds (*Reynolds averaged Navier-Stokes* - RANS), que fornece uma abordagem de baixo custo computacional para descrever fluxos turbulentos. Neste modelo, as componentes de flutuação da velocidade, que aparecem como tensões de Reynolds nas equações de RANS, devem ser resolvidas para fechar o sistema. Há uma variedade de abordagens para RANS baseada na hipótese de Boussinesq, incluindo modelos algébricos e modelos com uma ou duas equações diferenciais, nos quais a viscosidade turbulenta é considerada isotrópica (Ge *et al.*, 2003).

Um método mais poderoso para a previsão de escoamentos turbulentos transiente, é a Simulação Numérica Direta (*Direct Numerical Simulation* - DNS), onde todas as escalas de turbulência são totalmente resolvidas. Varghese *et al.*, 2007(a; b) aplicaram o DNS para obter as características instantâneas e estatísticas do escoamento através de um canal estenótico com 75% de redução de área, tanto sob condições de fluxo constante quanto nas de fluxo pulsátil. O estudo, porém, não levou em consideração as características anatômicas realísticas da artéria de um paciente. Segundo os autores, os ensaios conduzidos em geometria idealizada objetivavam apenas auxiliar a compreensão da dinâmica do escoamento, em termos dos parâmetros adimensionais que governam o problema. Nas simulações,

Varghese *et al.*, 2007(a; b) utilizaram o método de elemento espectral, que fornece precisão de alta ordem nos resultados. Para aumentar a relevância dos trabalhos, os autores buscaram permanecer o mais próximo possível dos ensaios experimentais realizados por Ahmed e Giddens, (1983; 1984), nos quais também foram estudadas diferentes condições de escoamento através de um canal estenótico com geometria idealizada.

Apesar das vantagens do DNS em resolver escoamentos complexos com excelentes resoluções temporal e espacial, o custo computacional deste método é altíssimo, o que impõe diversas limitações. Surge como alternativa o método de simulação de grandes escalas (*large eddy simulation* - LES), que de acordo com o custo computacional está entre os métodos estatísticos RANS e a simulação numérica direta (DNS). O LES calcula diretamente as maiores escalas turbulentas do escoamento, modelando as menores escalas através de aplicação de filtros. Mittal *et al.*, 2001 utilizaram o modelo LES para simular o fluxo em um tubo com estenose de 50% e observaram o desprendimento de vórtices ao longo da camada limite de cisalhamento. O fluxo na região imediatamente após a seção estenosada era transiente, tornando-se em seguida completamente turbulento. Segundo os autores, o modelo LES é capaz de simular com sucesso fluxos arteriais em condições de números de Reynolds moderadamente altos.

Modelagens em CFD podem resolver escoamentos complexos com boa resolução temporal e bom custo-benefício. No entanto, a fim de se obter plena credibilidade em seus resultados, a validação de modelos com medidas experimentais é de extrema importância (Varghese *et al.*, 2007a; b).

Os exames por MRI vêm sendo uma importante plataforma de assistência às modelagens em CFD, fornecendo as geometrias dos modelos (Taylor e Steinman, 2010), condições de contorno de fluxo (Groen *et al.*, 2010) e validações baseadas nas medidas dos campos de velocidade. Tan *et al.*, 2012 investigaram os efeitos da TAVI sobre a hemodinâmica na região da aorta ascendente a partir dos resultados obtidos nos exames por MRI e das simulações numéricas do escoamento. Um paciente voluntário com estenose aórtica foi examinado via *4D Flow* antes e após a TAVI. Em seguida, a partir das imagens obtidas nos exames, um modelo paciente-específico foi reproduzido para ser utilizado nas simulações por CFD. As medidas de fluxo obtidas no exame foram utilizadas como condições de contorno do problema. O método de solução empregado pelos autores foi o SAS (*scale-*

adaptative simulation), um modelo híbrido constituído por RANS e LES. Os campos de velocidade obtidos nas simulações com as condições pré-TAVI demonstraram um fluxo turbulento com altos níveis de perturbação no segmento ascendente da aorta, além da formação de um jato, devido à abertura restrita da válvula aórtica estenótica, que colidia com a parede vascular do paciente na região do arco aórtico. Nas simulações com o modelo pós-TAVI, os perfis de velocidade obtidos foram semelhantes àqueles tipicamente encontrados em pacientes saudáveis, com WSS distribuídas de modo simétrico e menores níveis de turbulência, demonstrando os efeitos favoráveis do procedimento TAVI no restabelecimento do fluxo aórtico normal. O estudo publicado por Tan *et al.*, 2012 demonstrou tanto o potencial de eficiência da TAVI, quanto as vantagens de se combinar os métodos MRI e CFD para uma avaliação completa e específica dos padrões de escoamento em um paciente em pré e pós-TAVI.

Técnicas experimentais *in vitro*, na maioria dos casos, são as melhores plataformas fornecedoras de dados para validação de modelos em CFD. Tan *et al.*, 2008 e Banks e Bressloff, 2007, por exemplo, validaram seus modelos numéricos para escoamentos em canais estenóticos com base no estudo experimental de Ahmed e Giddens, 1984, no qual perfis de velocidade do escoamento em um canal circular estenótico foram obtidos por anemometria laser Doppler (*Laser Doppler Anemometry – LDA*). Devido à boa concordância na comparação dos resultados, Tan *et al.*, 2008 e Banks e Bressloff, 2007, aplicaram posteriormente seus modelos numéricos para simular o fluxo em modelos de estenóticos de carótida.

3.3. Estudos *in vitro*

Assim como a enorme aplicabilidade da MRI em exames *in vivo*, a técnica também se tornou uma importante ferramenta nos estudos hemodinâmicos *in vitro*. A exemplo disto, Ha *et al.*, 2016, utilizando a *4D Flow* em estudos com modelo vascular anatomicamente realístico, investigaram a influência do ângulo de inclinação do fluxo através da válvula aórtica sobre o escoamento em aorta torácica. Foram estudados dois níveis de inclinação, 15° e 30°, orientados nas quatro direções anatômicas do corpo humano: direita, esquerda, anterior e posterior. Cada caso foi caracterizado em regime permanente e com um único nível de vazão: 8,1 l/min. Neste trabalho, os autores estavam particularmente interessados no

desenvolvimento de padrões helicoidais de escoamento e nas relações entre os fluxos helicoidais e os vários indicadores fluidodinâmicos, tais como as tensões de cisalhamento e energia cinética turbulenta. Conforme reportado no trabalho publicado, o sentido e intensidade do fluxo helicoidal na aorta torácica varia de acordo com o ângulo de inclinação do fluxo transvalvar. Foi também identificado que padrões de escoamento com componentes de velocidade helicoidal mais elevados implicam em maiores valores de WSS. Além disto, os autores verificaram que o escoamento, quando desenvolve padrões helicoidais com sentido anti-horário, apresenta níveis mais elevados de TKE do que nos casos em que são desenvolvidos padrões helicoidais com sentido horário

No entanto, embora a utilização da *4D Flow* em estudos hemodinâmicos tenha apresentado bons resultados, além de promissores, a técnica por ressonância magnética ainda não confere a resolução espacial necessária para caracterização de escoamentos em menores escalas, sobretudo ao compará-la com outras técnicas de velocimetria disponíveis. A velocimetria por imagens de partículas (*particle image velocimetry* – PIV) é atualmente considerada a melhor técnica experimental de medições qualitativa e quantitativa de escoamentos, fornecendo campos vetoriais de velocidade que podem ser aplicados na validação de medidas clínicas e simulações numéricas.

Vários estudos, inclusive, já demonstraram a aplicação do PIV na caracterização do ambiente hemodinâmico em modelos vasculares. Um dos pioneiros, Lim *et al.*, 1994, investigaram as características do escoamento na região proximal de uma prótese valvar. Os autores não levaram em consideração a geometria anatômica de um paciente específico. No lugar desta, foi utilizada uma tubulação de acrílico com diâmetro interno de 26 mm. Aproximadamente na mesma época, Daily *et al.*, 1996, também utilizaram PIV para caracterizar o escoamento através de próteses valvares, buscando, inclusive, correlacionar possíveis efeitos deletérios (*ex.*: formação de trombos) às alterações nos padrões hemodinâmicos decorrentes de um implante valvar aórtico. Na ocasião, a técnica PIV ainda era limitada não só pelo longo intervalo de tempo de exposição necessário para a aquisição das imagens, mas também pela baixa capacidade de armazenamento e processamento dos dados.

Com os avanços nos algoritmos de correlação, hardwares e capacidade de processamento, o PIV convencional foi amplamente otimizado e novas variações

da técnica foram introduzidas. Uma das extensões do PIV convencional é o PIV estereoscópico (Westerweel, 1997), que possibilita a obtenção da terceira componente de velocidade por reconstrução geométrica. De acordo com Prasad, 2000, o PIV estereoscópico tornou-se uma das principais ferramentas para análise e compreensão de fluxos complexos e turbulentos, especialmente as estruturas instantâneas do escoamento.

Vétel *et al.*, 2008, utilizaram a técnica PIV estereoscópica para investigar o fluxo “transestenótico” em regime transiente através de um modelo tubular com constrição axissimétrica de 75%. Os ensaios foram realizados com número de Reynolds variando de 100 a 1100. A condição crítica foi determinada em $Re = 400$, quando o fluxo pós estenótico tornava-se altamente instável e intermitente. Para os ensaios com Reynolds acima de 900, os fenômenos oscilatórios gerados pelas instabilidades desapareciam e o regime tornava-se turbulento e permanente.

Groves *et al.*, 2014, caracterizaram o fluxo na aorta proximal sob diferentes condições de posicionamento da prótese valvar ao longo do eixo axial do ânulo aórtico. A porção proximal é o segmento da aorta ascendente compreendido entre a válvula aórtica e a junção sinotubular. Através da técnica PIV planar, os autores buscaram identificar os efeitos deletérios que porventura pudessem ocorrer ao variar a posição axial da prótese valvar. O trabalho realizado não levava em consideração a geometria anatômica de um paciente específico. No lugar desta, foi utilizada uma tubulação de acrílico com diâmetro interno de 30 mm. Foi identificado que a partir de uma distância de 5 mm, quanto mais próximo do ânulo aórtico fosse posicionada a prótese valvar, melhores seriam as condições hidrodinâmicas para o fluxo sanguíneo nos seios de Valsalva e porção ascendente. Ainda segundo os autores, para aplicações da prótese acima desse limiar, no sentido oposto de posicionamento, o paciente estaria sujeito às condições adversas de fluxo devido, principalmente, às tensões cisalhantes e intensidade de turbulência.

Gunning *et al.*, 2014, utilizaram o PIV planar para investigar os efeitos de excentricidade no implante da prótese valvar sobre o escoamento no segmento ascendente da aorta. Segundo os autores, distorções excêntricas podem provocar alterações no fluxo sanguíneo, aumentando as tensões de cisalhamento em regiões localizadas e contribuindo sobremaneira ao potencial hemolítico intravascular — destruição das hemácias. Assim como em Groves *et al.*, 2014, o estudo publicado por Gunning *et al.*, 2014, não levou em consideração as características anatômicas

da aorta. Os ensaios foram realizados em uma tubulação circular rígida e transparente. Duas configurações geométricas foram experimentadas, uma simulando um ânulo aórtico circular com diâmetro de 22 mm, e outra com ânulo aórtico elipsoidal caracterizado por excentricidade de 28%, cujos eixos mediam 18,7 e 25,8 mm. A partir dos campos de velocidade obtidos pela técnica PIV, foram calculadas as tensões de cisalhamento, tensões de Reynolds e energia cinética turbulenta na região proximal e médio ascendente do modelo aórtico idealizado.

Gomes *et al.*, 2017, investigaram os efeitos de pequenas variações de inclinação no posicionamento final da prótese valvar aórtica sobre o escoamento no segmento vascular ascendente. O estudo foi realizado em modelo aórtico que reproduziu a anatomia de um paciente submetido à TAVI. As análises do escoamento foram realizadas através dos campos de velocidade, obtidos com PIV convencional, e das tensões de cisalhamento calculadas. Naquele trabalho, o escoamento na aorta ascendente foi caracterizado para baixos níveis de vazão, cujo valor máximo foi de 3,3 l/min. Além disso, foram estudadas seis inclinações da prótese valvar; -4° , -2° , 0° , $+1^\circ$, $+3^\circ$, $+5^\circ$. O ângulo zero correspondia à prótese valvar sem inclinação, ou seja, com seu eixo axial alinhado ao eixo do ânulo aórtico. Os ângulos com valores negativos inclinavam o fluxo principal em direção à coronária direita, enquanto os ângulos com valores positivos direcionaram o fluxo para a parede vascular posterior. Os resultados apresentados por Gomes *et al.*, 2017, demonstraram que o fluxo principal, quando sujeito às condições de entrada de -4° e -2° , induziu além do aumento, uma distribuição assimétrica das tensões de cisalhamento na região vascular anterior do modelo aórtico. Em contrapartida, nas condições de $+3^\circ$ e $+5^\circ$, os resultados mostram que ambos os escoamentos possuem características semelhantes às aquelas encontradas em padrão fisiológico, caracterizado por fluxo principal centralizado e distribuição uniforme das tensões de cisalhamento.

A aplicação do PIV na caracterização do ambiente hemodinâmico em modelos vasculares é bastante diversa, estende-se ainda por estudos de formações aneurismáticas na aorta abdominal (Chen *et al.*, 2014), aneurismas cerebrais (Yagi *et al.*, 2013), bifurcação da artéria carótida (Buchmann *et al.*, 2011), confluência de veias hepáticas (Lara *et al.*, 2011) e outros estudos de casos (Heise *et al.*, 2004; Knapp e Bertrand, 2005; Spence *et al.*, 2012).

3.4. Contextualização do trabalho

A partir dos trabalhos apresentadas neste capítulo, é possível observar o enorme interesse na caracterização do escoamento sanguíneo em regiões pós estenóticas, tanto através de exames *in vivo* quanto por meio de estudos *in vitro* ou simulações numéricas. No entanto, a literatura ainda carece de trabalhos que abordem especificamente a relação entre a inclinação do fluxo transvalvar e o escoamento na região da aorta ascendente. Mais raros ainda são os trabalhos que conseguem representar os campos vetoriais médios de velocidade levando em consideração uma geometria anatomicamente realística. Atualmente, sabe-se que importantes modificações no padrão do escoamento na aorta ascendente ocorrem após o implante valvar, relacionados às alterações hemodinâmicas, aos quais os pacientes possam vir a se expor. As condições iniciais do escoamento são determinantes no desenvolvimento de padrões de fluxo e, conseqüentemente, na redistribuição espacial dos esforços mecânicos ao longo do endotélio aórtico (Groves *et al.*, 2014; Gunning *et al.*, 2014).

Nos trabalhos encontrados durante a revisão bibliográfica, apenas Ha *et al.*, 2016, e Gomes *et al.*, 2017, caracterizaram o escoamento na aorta ascendente em decorrência de variações na inclinação do fluxo transvalvar, levando em consideração um modelo vascular anatomicamente realístico. Embora Ha *et al.*, 2016, tenham obtido os campos médios de velocidade completos, ou seja, com as três componentes vetoriais, e avaliado as orientações do fluxo transvalvar nas quatro direções anatômicas do corpo humano, os próprios autores afirmam que a técnica de medição utilizada no trabalho (*4D Flow*) não possui alta resolução espacial e recomendam a utilização do PIV. Além disso, o nível de vazão levado em consideração no estudo (8,1 l/min) era baixo, não correspondendo aos valores tipicamente encontrados no pico da sístole ventricular esquerda, em torno de 25 l/min. Portanto, as condições mimetizadas por Ha *et al.*, 2016, não representam o estado mais crítico ao qual a aorta ascendente está sujeita durante o ciclo cardíaco. Gomes *et al.*, 2017, por sua vez, obteve os campos médios de velocidade através do PIV convencional. No entanto, nesta versão da técnica, também conhecida como PIV planar, apenas dois componentes dos vetores velocidade são medidos. Dessa forma, certas características do escoamento na região de medição não podem ser identificadas devido à ausência da terceira componente do vetor velocidade. Além

disso, os autores investigaram as condições de inclinação do fluxo transvalvar orientado em apenas duas direções, conforme mencionada na seção anterior. Assim como em Ha *et al.*, 2016, Gomes *et al.*, 2017, levou em consideração níveis baixos de vazão ($\leq 3,3$ l/min), quando comparados aos valores típicos da sístole ventricular esquerda.

Até o presente trabalho, ainda não haviam sido realizados estudos experimentais com a utilização da técnica PIV estereoscópico para a investigação das alterações no campo de escoamento, em segmento aórtico ascendente, causados por variações na inclinação do fluxo transvalvar. A partir da discussão nos parágrafos anteriores, é notório que a literatura ainda carece de dados de campos médios contendo as três componentes dos vetores velocidade. Este trabalho tem como objetivo preencher, em parte, esta lacuna.

4 PIV Estereoscópico

Neste capítulo, os aspectos fundamentais de um sistema PIV estereoscópico serão apresentados a fim de facilitar a abordagem mais detalhada que será realizada nos capítulos subsequentes. Assim como recomendado no Capítulo 2, o leitor já familiarizado com o assunto poderá dirigir-se prontamente ao Capítulo 5 sem comprometer o entendimento do trabalho. Recomenda-se ao leitor interessado na técnica PIV estereoscópica, que deseje aprofundar seus conhecimentos, que consulte as principais referências bibliográficas sobre o tema apresentadas ao longo do texto das seções a seguir.

4.1. Aspectos fundamentais

No sistema PIV convencional, geralmente denominado 2D-2C, duas componentes da velocidade são medidas em uma região bidimensional. Como pode ser observado na Figura 4.1, que apresenta de forma esquemática um sistema PIV padrão, a região bidimensional de medição é definida pela espessura do feixe de luz. Para a obtenção da componente normal ao plano de medição é necessário a utilização de um sistema mais sofisticado, a técnica PIV estereoscópico (2D-3C). Maiores detalhes sobre a história evolutiva, componentes básicos, arranjos sistemáticos, aplicabilidade e direções futuras podem ser encontrados no livros de Raffel *et al.*, 2007 e Adrian e Westerweel, 2011, bem como no artigo de revisão de Westerweel *et al.*, 2013. Independentemente do seu nível de complexidade, as técnicas PIV seguem principalmente os princípios semelhantes aos que serão discutidos nas seções seguintes.

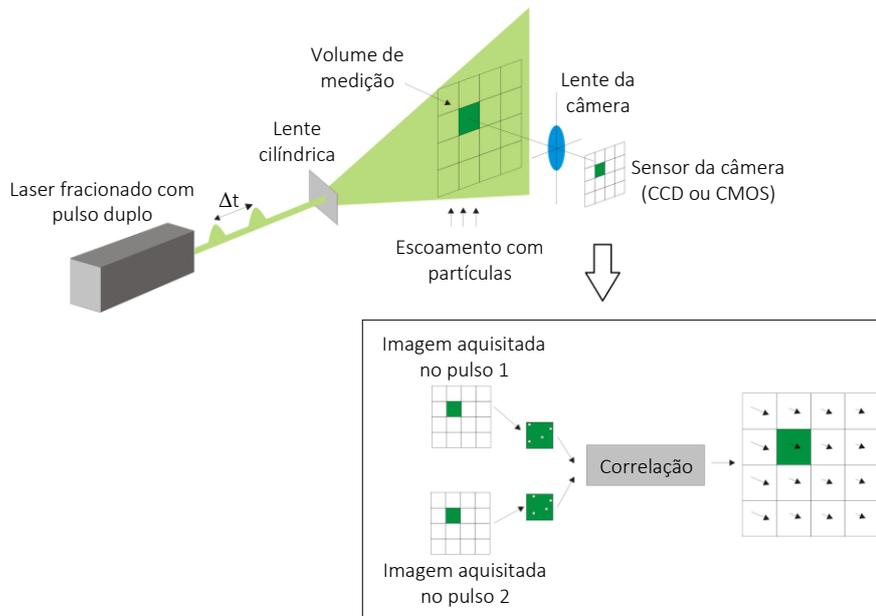


Figura 4.1 – Desenho esquemático de um sistema PIV bidimensional. Modificado de Schiwietz e Westermann, 2004.

Conforme apresentado na Figura 4.1, os pulsos de luz que formam o plano são produzidos pela fonte de iluminação, geralmente uma fonte *laser*, mas hoje em dia existem muitas aplicações utilizando LED. A espessura usual do plano de luz é de 1 *mm*, podendo atingir valores de até 2 *mm* nos sistemas estereoscópicos. A largura do plano depende da região onde pretende-se medir o escoamento, podendo variar de poucos milímetros a metros em aplicações especiais. O duplo pulso do *laser* ilumina as partículas traçadoras previamente dispersas de modo homogêneo no fluido. Estas partículas devem ser criteriosamente selecionadas de modo que sejam capazes de seguir fielmente o escoamento e ainda assim espalhar luz suficiente para que suas imagens possam ser satisfatoriamente registradas na câmera fotográfica.

De forma mais detalhada, a Figura 4.2 apresenta esquematicamente os principais parâmetros óticos envolvidos na formação da imagem em um sistema PIV convencional. A câmara fotográfica, montada ortogonalmente ao plano do *laser*, registra a posição das partículas no escoamento. A distância da lente ao plano de luz é d_o , e da lente ao plano de formação da imagem (sensor da câmera) é d_i . Uma lente bem adequada ao experimento define o grau de magnificação M da imagem, garantindo que o campo de visão abranja toda a região do escoamento investigada com resolução satisfatória no sensor da câmara. A magnificação da

imagem é definida pela razão $M = d_i/d_o$, valores entre 0,1 e 10 são tipicamente utilizados em sistemas PIV (Abrantes *et al.*, 2012).

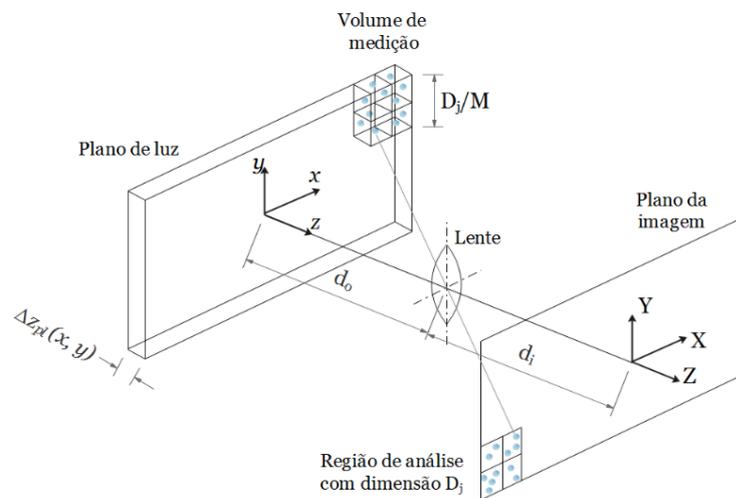


Figura 4.2 – Parâmetros envolvidos no registro de imagens PIV. Modificado de (Abrantes *et al.*, 2012).

Um circuito eletrônico é responsável por coordenar a operação de todo o sistema. Este dispositivo eletrônico, chamado sincronizador, controla cada disparo do *laser* com a aquisição da imagem pela câmera.

As imagens de dupla exposição são armazenadas digitalmente nos sensores das câmeras, geralmente dos tipos CCD ou CMOS. Os sensores das câmeras são formados por matrizes de pequenos sensores, os *pixels*, que armazenam as cargas elétricas geradas por efeito fotoelétrico. Os *pixels* têm dimensões típicas da ordem de $10 \mu\text{m}$, e sensores atuais podem apresentar de 2 milhões a 25 milhões de *pixels* (Abrantes *et al.*, 2012). O menor intervalo de tempo possível entre duas aquisições consecutivas de imagens é limitado pelo tempo de transferência das cargas armazenadas nos *pixels* para a memória da câmera. Atualmente, câmeras com capacidade de transferência de carga da ordem de microssegundos permitem que cada imagem gerada por um pulso de luz seja registrada em um quadro diferente, caracterizando o mais robusto modo de operação da técnica PIV (Abrantes *et al.*, 2012).

As imagens adquiridas podem ser afetadas por diversos fatores como variações de iluminação, reflexões provenientes de superfícies sólidas e etc. A fim de melhorar as imagens das partículas, estas devem ser tratadas e analisadas por

algoritmos desenvolvidos especialmente para este fim. Todo esse trabalho prévio realizado nas imagens armazenadas é chamado de pré-processamento.

Nesta etapa, a partir de pares de imagens associadas ao duplo pulso do laser, busca-se determinar o campo de deslocamento das partículas traçadoras. Em rigor, a confiabilidade, resolução e exatidão das medições obtidas, estão diretamente relacionadas com o pré-processamento e, principalmente, análise das imagens. Uma vez determinado o campo de deslocamentos, a velocidade é determinada através da divisão pelo intervalo de tempo conhecido entre pulsos de iluminação:

$$\vec{U} = \frac{\Delta \vec{X}(\vec{X}, t)}{M \Delta t}, \quad (4.1)$$

onde M é a magnificação da imagem, como definida na Figura 4.2, e pode ser determinada através de um procedimento de calibração.

Basicamente, o campo de deslocamentos das partículas é obtido por métodos estatísticos. Para isso, duas imagens consecutivas no tempo são divididas em pequenas áreas chamadas de janelas de interrogação. Tais janelas devem ser pequenas o suficiente para garantir que a velocidade nesta região seja uniforme, no entanto, as janelas devem ser grandes o suficiente para conter um número razoável de partículas. A dimensão da janela de interrogação determina a resolução espacial da técnica de medição. Em seguida, é realizada uma correlação espacial cruzada entre as janelas correspondentes da primeira e segunda imagem, resultando no pico de correlação, que corresponde ao deslocamento das partículas entre os instantes de tempo t . Este procedimento é repetido alterando-se a posição da janela até que toda a imagem tenha sido varrida e o campo de deslocamentos determinado. A equação (4.2) representa matematicamente o conceito estatístico de correlação cruzada.

$$R_{I_1 I_2}(\Delta i, \Delta j) = \sum_i \sum_j I_1(i, j) I_2(i + \Delta i, j + \Delta j) \quad (4.2)$$

onde I_1 e I_2 são as intensidades nas janelas de interrogação, e i e j se referem aos índices dos pixels nestas janelas. Uma descrição matemática detalhada sobre este

conceito, aplicado à correlação espacial utilizada na análise de imagens, pode ser encontrada em Adrian e Westerweel, 2011.

O deslocamento, para cada janela de interrogação, é então determinado diretamente a partir da localização do pico no mapa de correlação. A Figura 4.3 ilustra as etapas de correlação entre um par de imagens aquisitadas.

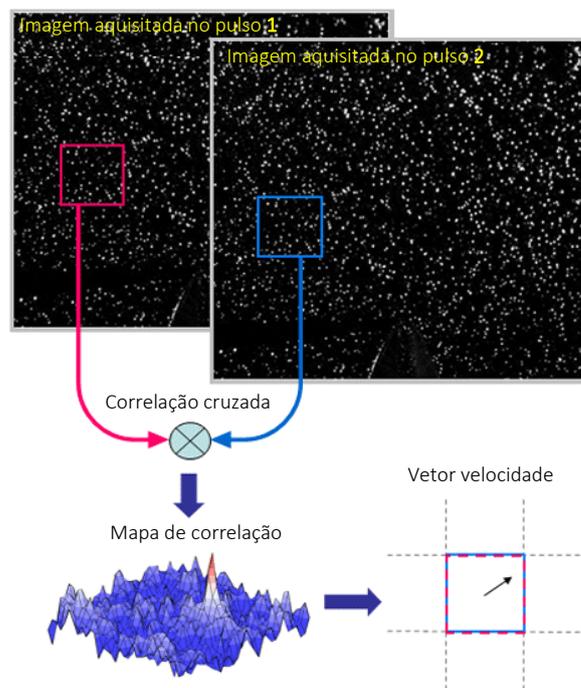


Figura 4.3 – Representação esquemática da correlação cruzada entre um par de imagens aquisitadas, seguido da determinação do pico de correlação e determinação do vetor de velocidade. Modificado de (Seika, 2017).

Um dos processos mais importantes na estimação do deslocamento das partículas é a detecção e localização do *pico de máxima correlação*. No entanto, uma vez que os dados estão discretizados em números inteiros de *pixels*, e não de forma contínua, o pico de correlação pode não representar o deslocamento da janela com resolução suficiente. Uma das formas de se melhorar a resolução na localização do pico é através do uso de alguma função de interpolação dos valores da correlação próximos ao pico. Nos primeiros algoritmos de PIV a localização do pico era feita através da estimação do centroide dos pontos. Com o desenvolvimento da técnica observou-se que funções de ajuste apresentam resultados mais robustos, estáveis e exatos (Westerweel, 1997). As funções de ajuste mais comuns são o ajuste

parabólico e o gaussiano, mas existem outras (Adrian e Westerweel, 2011). Com a aplicação adequada de interpolação pode-se chegar a uma resolução da ordem de 0.01 pixels na estimação da posição do pico de correlação. A Figura 4.4 exemplifica o comportamento da função de correlação para casos com diferentes frações de deslocamento médio.

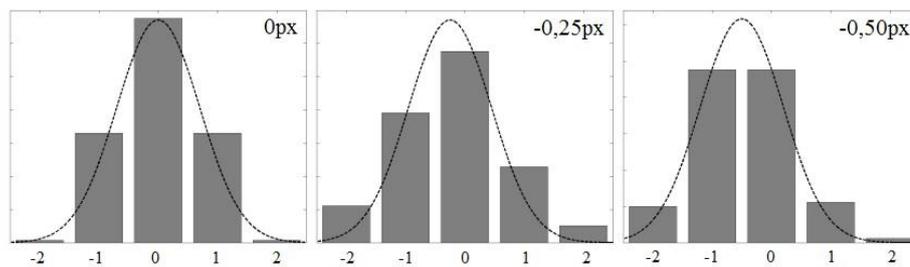


Figura 4.4 – Exemplo da distribuição de intensidade da correlação nas imediações do pico para diferentes frações de deslocamento das partículas (Abrantes *et al.*, 2012).

4.2. Sistema estereoscópico

O princípio do PIV estereoscópico é o mesmo da visão humana, onde a interpretação espacial em três dimensões é dada a partir de duas imagens distintas do mesmo objeto. No caso do PIV, estas imagens podem ser obtidas com o uso de duas câmeras ou através de uma câmera associada a um arranjo de espelhos. Para se obter as três componentes do vetor velocidade é necessário determinar os deslocamentos Δx , Δy e Δz das partículas no plano de observação. Uma única vista deste plano fornece apenas duas equações, insuficiente para resolver as três incógnitas do deslocamento. A adição de uma segunda vista diferente do mesmo plano proporciona duas equações adicionais que podem ser utilizadas para resolver as informações tridimensionais. Nossos olhos registraram essas duas vistas simultaneamente e o cérebro é capaz de combiná-las em tempo real nos fornecendo a noção de perspectiva.

Em casos práticos, um campo de fluxo nunca é estritamente bidimensional em todo o campo de observação. Além disso, o PIV convencional, que foi inicialmente desenvolvido para gerar campos vetoriais bidimensionais, pode apresentar erros significativos nas medições de fluxos tridimensionais cujas componentes normais ao plano apresentem magnitudes relevantes. Pode-se

observar na Figura 4.5 que um deslocamento de partículas na direção z influencia o deslocamento da imagem destas partículas, especialmente para grandes magnitudes de deslocamento nos bordos do campo de observação. Este efeito de perspectiva introduz uma incerteza na medição das componentes de velocidade no plano. Esta incerteza se transformará em um erro sistemático se for assumido que a técnica determina somente as componentes no plano. Raffel *et al.*, 2007, demonstrou que esse erro de medição sistemático pode aumentar em até mais de 15% a velocidade média do fluxo.

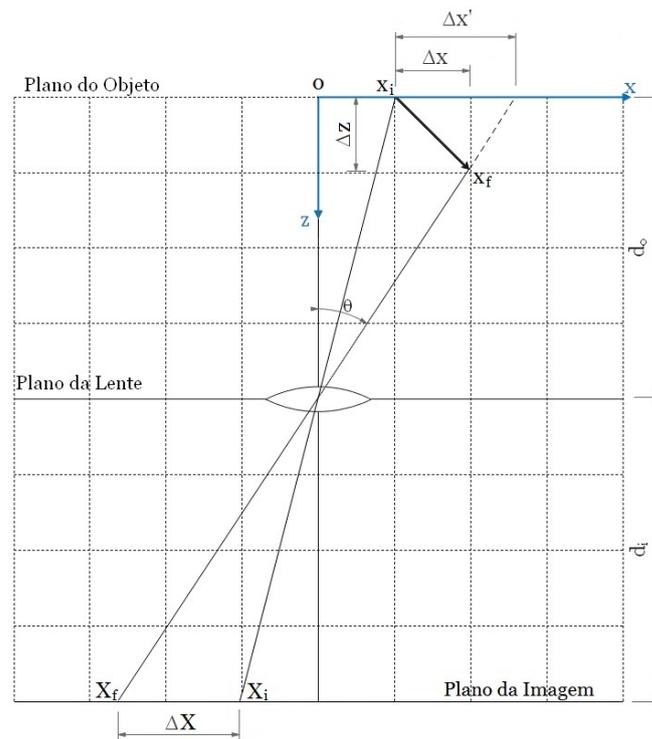


Figura 4.5 – Erro nas medições de deslocamentos no plano devido ao movimento na direção z sob utilização da técnica de PIV convencional (Prasad, 2000).

Na Figura 4.5, apesar do deslocamento real da partícula ser Δx , devido à perspectiva gerada pelo deslocamento na direção z , a imagem da partícula enxerga um percurso de $\Delta x'$, representado por ΔX no plano da imagem.

Conforme mencionado, o PIV estereoscópico elimina este problema a partir de duas imagens adquiridas simultaneamente sob diferentes perspectivas conforme ilustrado na Figura 4.6. Os deslocamentos aparentes registrados por cada câmara, ΔX_1 e ΔX_2 , são posteriormente correlacionados para obter o deslocamento correto

no plano (Δx , Δy), e mais importante, a componente do deslocamento para fora do plano, Δz .

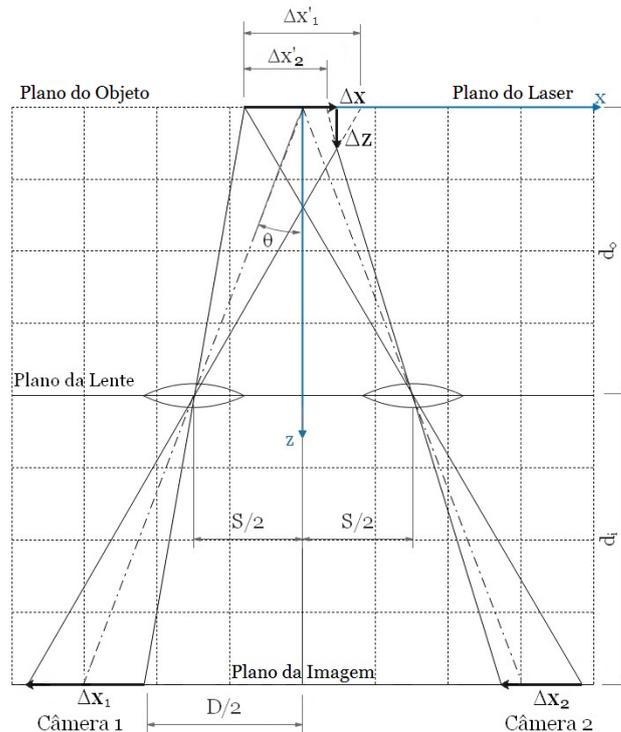


Figura 4.6 – PIV estereoscópico com câmeras na configuração de translação (Prasad, 2000).

4.3. Configurações dos sistemas estereoscópicos

Os sistemas estereoscópicos mais comumente utilizados podem ser classificados de duas formas: sistemas de translação e sistemas de rotação. No primeiro, como exemplificado na Figura 4.6, os eixos de ambas as câmaras são colocados paralelamente uns aos outros, de forma que ambos sejam ortogonais ao plano do laser. A principal vantagem desse sistema é sua simplicidade. Devido aos planos do objeto, lente e imagem estarem paralelos entre si, a magnificação (M) é uniforme em todos os pontos da imagem. Em contrapartida esse sistema apresenta uma grande desvantagem, um limite superior para o ângulo θ subtendido pelo centro da região de interesse e o centro das lentes, acima do qual as lentes das câmeras passam a operar fora das especificações previstas por fábrica. Podemos afirmar que a precisão das medições realizadas por esse sistema de translação é

limitada, visto que o erro relativo à componente fora do plano diminui com o aumento do ângulo θ .

A restrição em θ imposta pela disposição de translação é removida no sistema rotacional. Conforme ilustrado na Figura 4.7, os dois eixos da câmara não estão mais posicionados paralelos entre si, mas rodados de tal modo que ambos cruzam o plano do objeto no eixo do sistema. Neste arranjo, o ângulo θ pode ser aumentado para valores muito maiores sem incorrer em problemas associados com o desempenho da lente, permitindo assim uma maior precisão no cálculo da componente ortogonal ao plano.

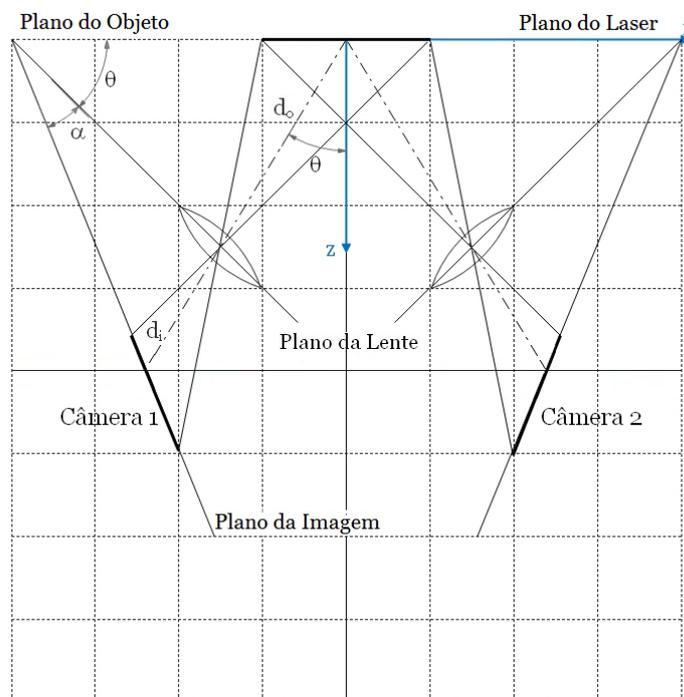


Figura 4.7 – Disposição das câmeras na configuração de rotação (Prasad, 2000).

Além disso, como mostrado na Figura 4.7, o plano de imagem tem de ser ainda rodado em relação ao plano da lente por um ângulo α de tal modo que os planos do objeto, da lente e da imagem sejam colineares. Esse requisito na disposição dos planos, conhecido como critério de *Scheimpflug*, garante que todas as partículas no campo do objeto estejam em um bom foco no plano da imagem. No entanto, a condição de *Scheimpflug* implica na não uniformidade da magnificação ao longo da imagem. Para isto, define-se então a magnificação

nominal (M_n), uma ampliação normalizada da imagem em relação ao centro do objeto, e que pode ser calculada pela equação (4.3):

$$M_n = \frac{\tan \alpha}{\tan \theta} \quad (4.3)$$

A Figura 4.8 ilustra a variação da magnificação através do plano do objeto para um sistema *Scheimpflug* com ângulo θ de 30° e magnificação nominal variando entre 0,2 e 1,0.

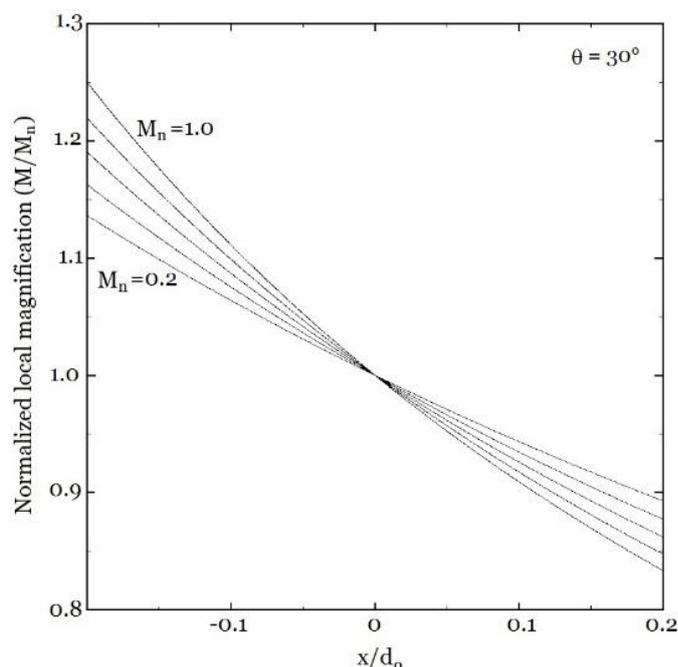


Figura 4.8 – Não uniformidade na magnificação ao longo do plano objeto num sistema *Scheimpflug* com ângulo θ de 30° e magnificação nominal compreendida entre 0,2 e 1,0 (Prasad, 2000).

Além da não uniformidade, a disposição dos deslocamentos angulares como representado na Figura 4.7 produz campos de imagem distorcidos de formas opostas. Esse efeito é melhor elucidado observando a Figura 4.9, quando comparadas e sobrepostas as duas imagens das câmeras, percebe-se que as malhas cartesianas originalmente quadradas no plano de imagem são distorcidas em trapézios com orientações opostas e localizações diferentes no plano do objeto. Conforme indicado pelas regiões sombreadas, é impossível combinar diretamente

as informações de cada vista no plano da imagem sem que antes os dados sejam interpolados sobre um mesmo referencial.

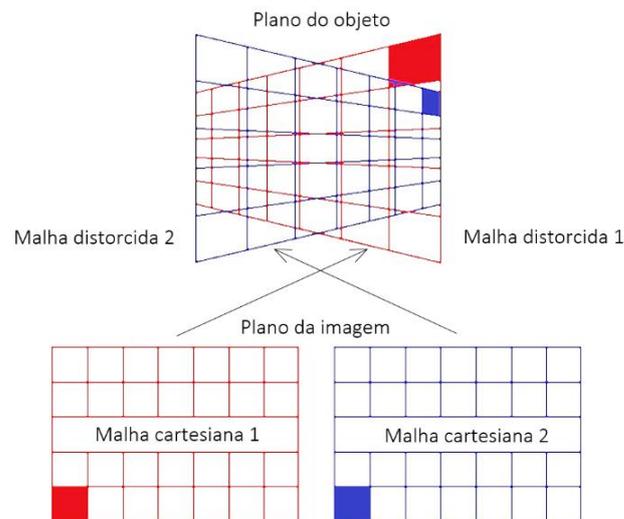


Figura 4.9 – Distorções opostas dos planos cartesianos das imagens quando mapeados no plano objeto. Adaptado de Prasad, 2000.

Willert, 1997, aplicou uma variação na configuração estereoscópica rotacional, posicionando as duas câmeras do sistema, uma de cada lado do plano do *laser* (Figura 4.10). Desta forma, dois benefícios resultam deste arranjo. Em primeiro lugar, ao orientar adequadamente a direção de propagação do feixe do *laser* no plano de observação, é possível obter maior eficiência no espelhamento de luz pelas partículas, melhorando significativamente a relação sinal-ruído das imagens das câmaras. Em segundo lugar, este arranjo impõe distorções idênticas em ambas imagens das câmaras, diferentemente das distorções opostas entre si que ocorrem quando as câmaras estão situadas do mesmo lado do plano de iluminação conforme ilustrado na Figura 4.9. Entretanto, a tarefa de interpolar ambas as imagens sobre um mesmo plano cartesiano ainda se faz indispensável. A melhor exatidão oferecida por esse sistema fez com que ele fosse escolhido para ser utilizado neste trabalho.

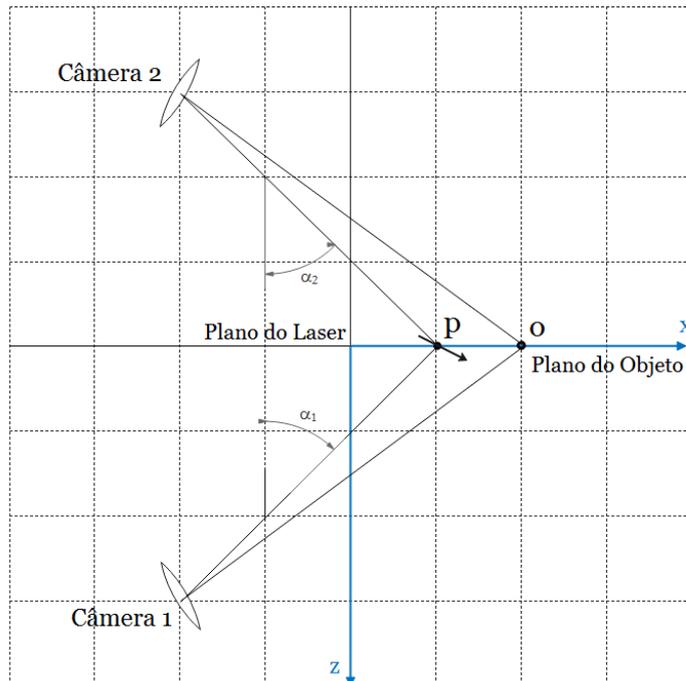


Figura 4.10 – Arranjo estereoscópico com câmeras posicionadas em ambos os lados do plano de iluminação. Adaptado de Willert, 1997.

4.4. Métodos de reconstrução

Como discutido nas seções anteriores, na configuração por rotação, cada câmera fornece uma imagem em perspectiva do objeto. O processo que leva os deslocamentos em cada plano de imagem para o plano objeto, combinando-os para se obter os dados tridimensionais, é chamado de reconstrução.

Segundo Prasad, 2000, o processo de reconstrução pode prosseguir de duas maneiras diferentes: reconstrução geométrica e reconstrução baseada em calibração. A reconstrução geométrica torna-se rapidamente mais complexa quando estão envolvidas magnificações não uniformes. O processo de reconstrução geométrica só é possível quando o arranjo de posicionamento das câmeras no sistema estereoscópico é completamente conhecido, podendo ser matematicamente modelado. Em algumas situações, essa modelagem é inviável.

A reconstrução baseada em calibração pode ainda ser classificada nos métodos de calibração bidimensional ou tridimensional. No primeiro, proposto por Willert, 1997, uma função de mapeamento é procurada para relacionar cada ponto do plano da imagem à sua posição correspondente no plano do objeto. No segundo,

proposto por Soloff *et al.*, 1997, o ambiente tridimensional no qual o plano objeto está inserido é levado em consideração, ou seja, a função de mapeamento também é capaz de fornecer uma relação direta entre um ponto situado num plano paralelo ao plano do objeto e sua posição correspondente em cada plano de imagem. Enquanto o método de calibração 2D ainda requer um conhecimento de posicionamento das câmeras em relação ao plano objeto para então serem aplicadas as equações de reconstrução, o método de calibração 3D dispensa as informações de geometria do arranjo estereoscópico. Todos os métodos baseados em calibração exigem a colocação de um alvo no plano do objeto. O alvo de calibração é geralmente uma placa contendo diversos pontos regularmente espaçados ao longo de duas direções ortogonais no plano formando uma malha cartesiana.

Além disso, nos procedimentos de reconstrução baseados em calibração, é pré-requisito essencial que o sistema seja calibrado com máxima precisão, corrigindo os erros em perspectiva e as possíveis distorções causadas pelas lentes, para que bons resultados na medição das componentes de velocidade sejam alcançados. O método proposto por Soloff *et al.*, 1997, consiste na aquisição dos dados de calibração posicionando o alvo em três pontos diferentes ao longo do eixo z , ortogonal ao plano de iluminação. Em cada posição no eixo z , uma função de calibração é definida para mapear os pontos no alvo com seus correspondentes no plano da imagem de cada câmera, enquanto que as distâncias entre os pontos de posicionamento do alvo de calibração oferecem as derivadas em z da função de mapeamento ($\partial(\cdot)/\partial z$), necessárias para reconstrução das três componentes do vetor velocidade. Esta abordagem tem a vantagem de que todas as distorções de imagem que surgem de lentes imperfeitas ou irregularidades no caminho óptico são compensadas em uma única etapa.

Desalinhamentos entre o alvo de calibração e o plano de iluminação levam a diferentes fontes de erros. Idealmente, as imagens das duas câmeras após serem distorcidas devem sobrepor-se perfeitamente. No entanto, se o plano de calibração estiver deslocado na direção z em relação ao plano de iluminação ou levemente inclinado, como mostra a Figura 4.11, as imagens distorcidas quando sobrepostas apresentarão um ligeiro desvio entre si, comprometendo a reconstrução dos dados tridimensionais.

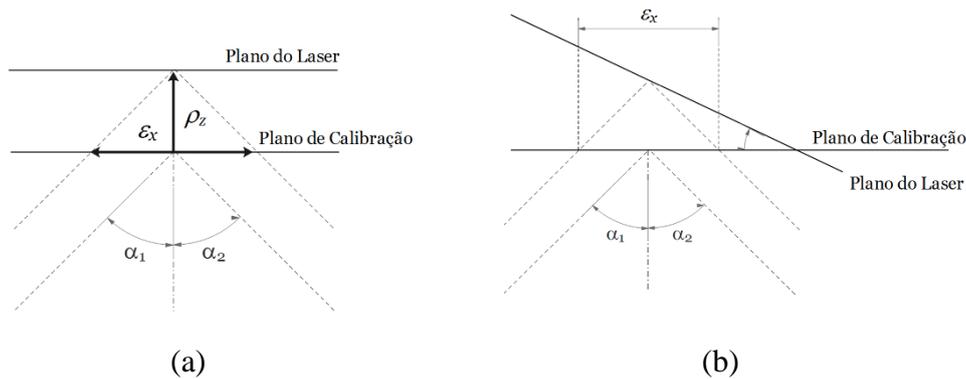


Figura 4.11 – Erros de desalinhamento por (a) translação e (b) rotação (Scarano *et al.*, 2005).

Willert, 1997, propôs um esquema de correção baseado na correlação cruzada de duas imagens aquisitadas simultaneamente pelas duas câmeras do sistema. Conforme mencionado, numa calibração perfeita o mapa vetorial de deslocamento, ou mapa de disparidades, calculado a partir da sobreposição das duas imagens aquisitadas deve ser zero. Qualquer desalinhamento entre as imagens no processo de correlação será acusado pelo aparecimento de vetores disparidade não-nulos. Assim, em um processo iterativo, pode-se simplesmente usar esses vetores de disparidade para corrigir e recalculer os vetores originais nos planos das imagens de cada câmera. Este método proposto por Willert, 1997, funciona bem para pequenos desalinhamentos corrigindo principalmente as fontes de erros oriundas dos vetores de velocidades nos planos das imagens quando sobrepostos em posições diferentes no plano objeto. Outros esquemas de correção foram propostos na literatura (Coudert e Schon, 2001; Fournel *et al.*, 2004; Scarano *et al.*, 2005; Wieneke, 2005).

Conforme proposto por (Soloff *et al.*, 1997), a função de mapeamento que transforma as coordenadas do objeto $\mathbf{x} (x_1, x_2, x_3)$ nas coordenadas das imagens $\mathbf{X}^1 (X_1^{(1)}, X_2^{(1)})$ e $\mathbf{X}^2 (X_1^{(2)}, X_2^{(2)})$ das duas câmeras, pode ser escrita como:

$$\mathbf{X} = \mathbf{F}(\mathbf{x}) \tag{4.4}$$

onde \mathbf{F} é aproximada pela expressão polinomial a seguir:

$$\begin{aligned} \hat{F}(x) = & a_0 + a_1x_1 + a_2x_2 + a_3x_3 + a_4x_1^2 + a_5x_1x_2 + a_6x_2^2 + a_7x_1x_3 \\ & + a_8x_2x_3 + a_9x_3^2 + a_{10}x_1^3 + a_{11}x_1^2x_2 + a_{12}x_1x_2^2 + a_{13}x_2^3 \\ & + a_{14}x_1^2x_3 + a_{15}x_1x_2x_3 + a_{16}x_2^2x_3 + a_{17}x_1x_3^2 + a_{18}x_2x_3^2 \end{aligned} \quad (4.5)$$

e a_i são os coeficientes determinados a partir método dos mínimos quadrados, sendo gerados quatro coeficientes, um para cada coordenada $X_1^{(1)}, X_2^{(1)}, X_1^{(2)}$ e $X_2^{(2)}$ onde o índice sobrescrito designa as câmeras 1 ou 2. Na expressão, (x_1, x_2, x_3) são usadas para representar as coordenadas físicas do objeto em vez de (x, y, z) , e (X_1, X_2) para as coordenadas do plano de imagem (X, Y) . O polinômio tem dependência cúbica nos termos x_1 e x_2 , e dependência quadrática no termo x_3 . Apesar da dependência do termo x_3 ser de ordem 2, se forem utilizados mais planos de calibração, este pode ter sua ordem elevada.

Seguindo a análise proposta por Soloff *et al.*, 1997, o deslocamento da imagem da partícula é dado por:

$$\Delta \mathbf{X} = \mathbf{F}(\mathbf{x} + \Delta \mathbf{x}) - \mathbf{F}(\mathbf{x}) \quad (4.6)$$

ou de forma aproximada:

$$\Delta \mathbf{F} \approx \nabla \mathbf{F}(\mathbf{x}) \Delta \mathbf{x} \quad (4.7)$$

onde,

$$(\nabla \mathbf{F})_{ij} = \frac{\partial F_i}{\partial x_j} = F_{i,j} \quad (4.8)$$

e $i = 1, 2$ e $j = 1, 2, 3$. Então:

$$\begin{bmatrix} \Delta X_1^{(1)} \\ \Delta X_2^{(1)} \\ \Delta X_2^{(2)} \\ \Delta X_2^{(2)} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} F_{1,1}^{(1)} & F_{1,2}^{(1)} & F_{1,3}^{(1)} \\ F_{2,1}^{(1)} & F_{2,2}^{(1)} & F_{2,3}^{(1)} \\ F_{1,1}^{(2)} & F_{1,2}^{(2)} & F_{1,3}^{(2)} \\ F_{2,1}^{(2)} & F_{2,2}^{(2)} & F_{2,3}^{(2)} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \Delta x_1 \\ \Delta x_2 \\ \Delta x_3 \end{bmatrix} \quad (4.9)$$

Os deslocamentos tridimensionais requeridos são determinados a partir desta expressão final. Esta equação reitera a observação nas seções anteriores de que o arranjo estereoscópico fornece quatro equações para três incógnitas. Erros inerentes ao sistema fazem com que as equações não sejam linearmente dependentes. Para mitigar esses erros, pode-se utilizar, conforme proposto por Soloff *et al.*, 1997, o método dos mínimos quadrados para minimizar a norma quadrática do resíduo.

Em resumo, a abordagem seguida por Soloff *et al.*, 1997, não requer conhecimento prévio do arranjo geométrico de posicionamento das câmeras e, portanto, é mais adequada em abordagens que não podem ser facilmente modeladas matematicamente. A Figura 4.12 apresenta as principais etapas na metodologia adotada por Soloff *et al.*, 1997:

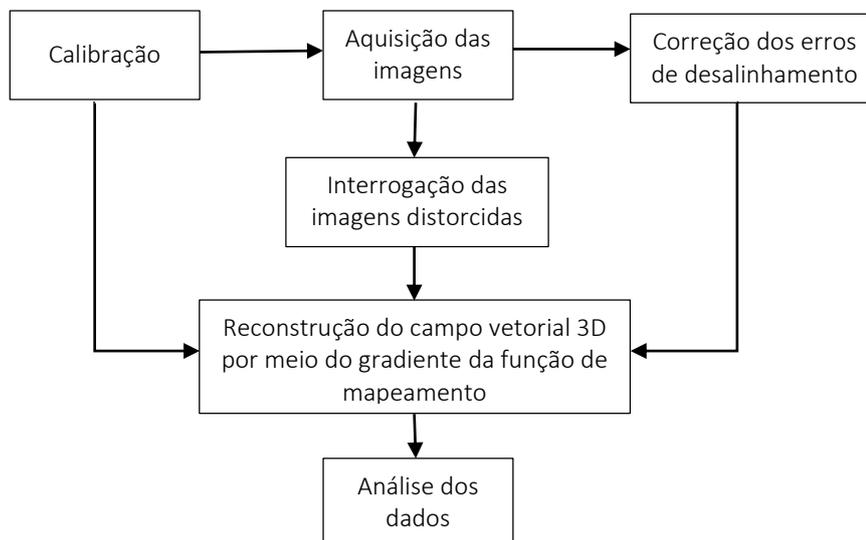


Figura 4.12 – Fluxograma do método de reconstrução baseado em calibração para PIV estereoscópico conforme proposto por Soloff *et al.*, 1997.

5 Seção Experimental

Neste capítulo será apresentada a seção de testes desenvolvida no presente trabalho. Inicialmente, será realizada a descrição geral do experimento, para, em seguida, detalhar as etapas para desenvolvimento do modelo vascular realístico, a solução utilizada como fluido de trabalho, a estação de medição e todos os aspectos correlacionados ao sistema PIV estereoscópico.

5.1. Descrição geral da seção de testes

Para a caracterização *in vitro* do escoamento na região da aorta ascendente, em modelo tridimensional representativo da anatomia de um paciente portador de prótese valvar aórtica, foi projetada e construída uma seção de testes apropriada para utilização da técnica PIV estereoscópica, incluindo a fabricação de um modelo vascular fisiologicamente realista em verdadeira grandeza. O objetivo principal do experimento foi identificar as alterações no campo de escoamento, provocadas por variações no ângulo de inclinação do fluxo de entrada no modelo aórtico, a partir da determinação dos campos de velocidade na região de interesse. A configuração do experimento, que será descrita em detalhes ao longo deste capítulo, está representada esquematicamente na Figura 5.1.

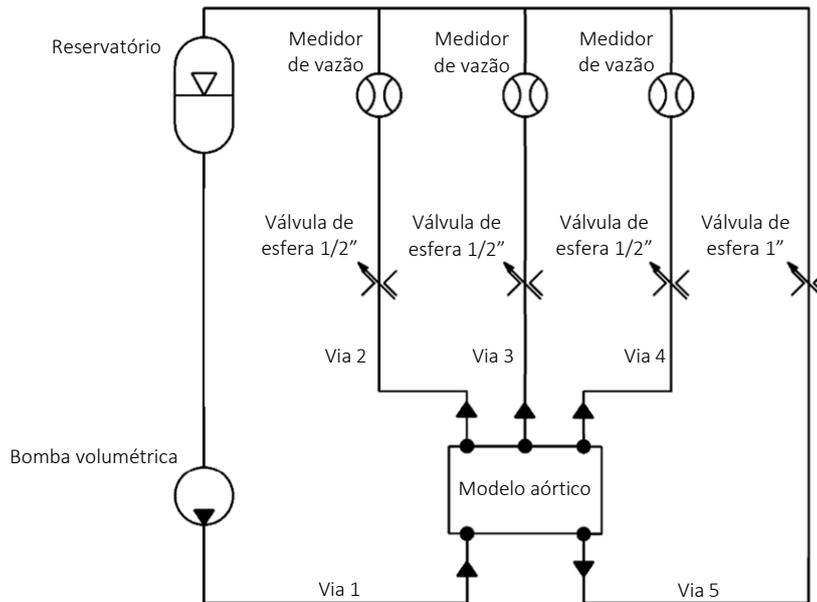


Figura 5.1 – Fluxograma do circuito hidráulico da seção experimental.

A técnica PIV requer a inserção de partículas no escoamento, por isso foi projetado um circuito hidráulico que trabalhasse em regime fechado. Como pode ser visto na Figura 5.1, uma bomba volumétrica do tipo cavidade progressiva, modelo NM031 (Netsch do Brasil, Brasil), controlada por um inversor de frequência, era responsável não só pela circulação do fluido de trabalho, mas também por definir a vazão desejada na entrada do modelo aórtico, na região anatômica denominada por raiz da aorta. Um conector hidráulico foi especialmente projetado para permitir variações angulares nas condições de entrada do escoamento no modelo aórtico. Nas vias de retorno para o reservatório, foram instaladas válvulas reguladoras de vazão para que a distribuição do fluxo no interior do modelo aórtico pudesse ser feita obedecendo às proporções com características fisiológicas (Alastruey *et al.*, 2016). Além das válvulas, as vias de saída 2, 3 e 4, conforme indicado na Figura 5.1, contavam ainda com medidores de vazão do tipo turbina FTB 2003 (Omega, EUA). Observando a Figura 5.2, pode-se identificar as estruturas anatômicas correspondentes às vias de entrada e saída representadas esquematicamente na Figura 5.1. Neste ponto, cabe ressaltar que as vias referentes às artérias coronárias direita e esquerda, embora tenham sido incluídas no modelo aórtico, foram mantidas bloqueadas por razões fisiológicas do ciclo cardíaco — no pico da sístole ventricular, a vazão para as coronárias pode ser considerada desprezível, a perfusão de sangue por estas vias ocorre principalmente na fase

diastólica do ciclo. Como o presente estudo objetivou estudar o fluxo aórtico somente com vazão representativa do ponto máximo do período sistólica, essas vias não estão representadas no fluxograma da Figura 5.1.

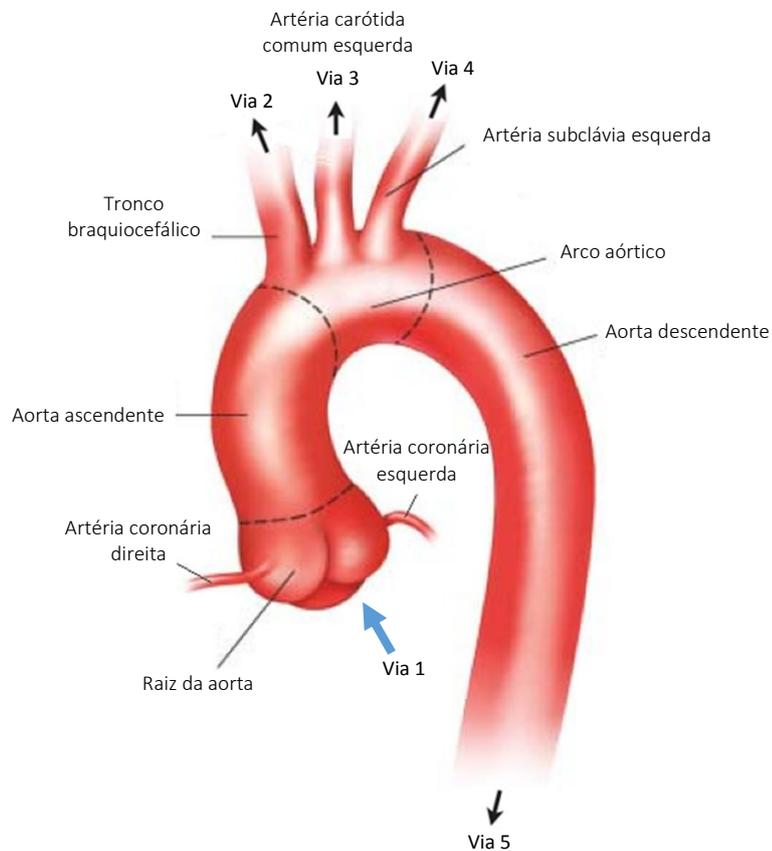


Figura 5.2 – Ilustração da aorta torácica humana com as designações das principais estruturas anatômicas (Brunicardi *et al.*, 2014).

5.2. Aspectos éticos

O presente estudo está registrado no Conselho Nacional de Ética em Pesquisa (CONEP), Ministério da Saúde, e foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa do Instituto Nacional de Cardiologia – INC/MS – CAAE número 10998912.2.0000.5272.

5.3. Modelo aórtico

Para que um modelo aórtico seja viável e compatível com a utilização da técnica PIV, alguns requisitos devem ser atendidos. Primeiramente, o índice de

refração do material utilizado para fabricação do modelo deve ser correspondente ao do fluido de trabalho. Tendo em vista a complexidade geométrica de uma estrutura vascular, a topologia da superfície luminal deve ser reproduzida com acurácia, respeitando o alto grau de detalhes anatômicos. Por fim, a técnica deve ser econômica e eficiente em termos de tempo, utilizando materiais e processos prontamente disponíveis. As seções subsequentes descrevem detalhadamente cada etapa do método de fabricação do modelo aórtico tridimensional utilizado no presente trabalho.

5.3.1. Geometria anatômica específica

Modelos genéricos idealizados são relativamente simples de serem fabricados e podem ser parametrizados. São úteis para a análise aproximada dos campos de escoamento e tensões de cisalhamento. No entanto, se o objetivo for realizar um estudo detalhado e que leve em consideração a influência das particularidades anatômicas nas características hemodinâmicas locais, serão necessários modelos cuja geometria seja precisa e anatomicamente realística.

O ponto chave do método de fabricação do modelo aórtico tridimensional, baseado na anatomia do paciente, é a prototipagem rápida (impressão tridimensional). Para isto, o primeiro passo foi selecionar um exame de imagens com alta resolução espacial, e que permitisse observar detalhadamente a topologia vascular do paciente, principalmente a região compreendida entre o ânulo aórtico e porção ascendente, trecho onde o fluxo seria analisado.

5.3.2. Aquisição de imagens

As imagens utilizadas foram provenientes de um exame de tomografia computadorizada (*computed tomography* – CT). Em comparação com as imagens por ressonância magnética (*magnetic resonance images* – MRI), a CT fornece melhor resolução espacial e temporal, minimizando os efeitos ruidosos nas imagens devido às pequenas movimentações involuntárias do paciente durante o exame (Fayad *et al.*, 2002).

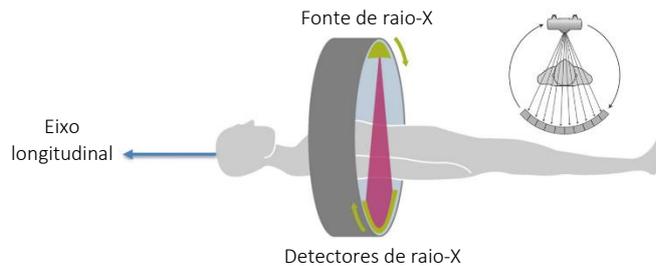


Figura 5.3 – Princípio de funcionamento de um tomógrafo (Médica, 2018).

A Figura 5.3 ilustra o princípio de funcionamento de um tomógrafo. Uma fonte emissora de raio-X, bem como seus respectivos detectores em posição diametralmente oposta, circundam o paciente realizando inúmeras medições radiográficas. Ao completar uma revolução, uma imagem num plano transversal do paciente é gerada, como exemplo apresentado na Figura 5.4 (a). O resultado final obtido pela CT é um conjunto de imagens transversais, ou cortes tomográficos, uniformemente espaçadas e indexadas ao longo do eixo longitudinal do paciente. Conforme mostra a Figura 5.4 (b), cada imagem gerada está associada a uma posição (k) no eixo coordenado z .

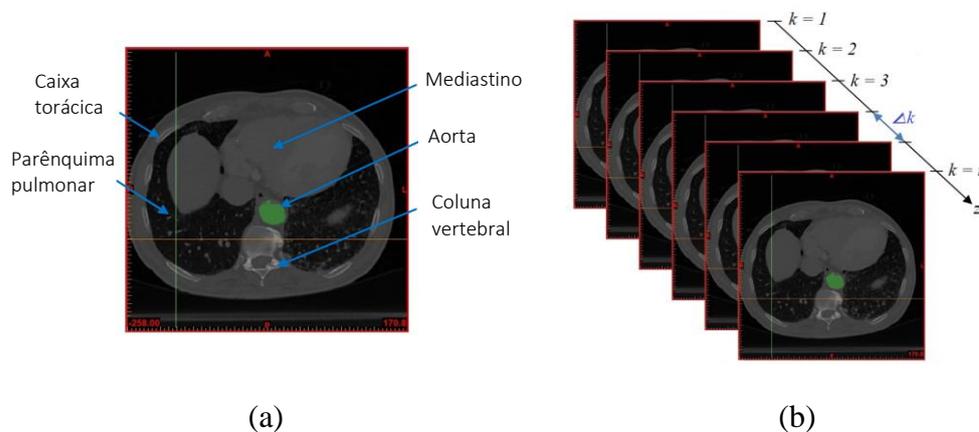


Figura 5.4 – Imagem obtida por tomografia computadorizada; (a) seção transversal de um tórax humano, (b) conjunto de imagens geradas durante um exame por tomografia computadorizada.

O espaçamento entre os cortes tomográficos (Δk) pode variar de 0,5 a 20mm (Garib *et al.*, 2007; Goldman, 2008), a depender do nível de detalhamento requerido para uma determinada estrutura anatômica. Quanto menor for a distância entre cortes, maior será a resolução espacial da região examinada. A colimação do feixe de raio-X, que depende das características de cada equipamento, determina a

espessura do corte tomográfico. As imagens utilizadas no presente trabalho foram adquiridas num tomógrafo Somatom Sensation 64 × 0,6 (Siemens Medical Systems, Alemanha) com capacidade de obter cortes tomográficos de até 0,6mm de espessura. A unidade volumétrica elementar de um corte tomográfico é o *voxel*. O nome *voxel* é uma siglificação das palavras “*volume*” e “*element*”. O valor associado a cada *voxel* é um número inteiro que corresponde a uma tonalidade em escala de cinza. Assim como *pixels* em um *bitmap*, os *voxels* não possuem coordenadas de posicionamento no espaço associadas aos seus valores. Pelo contrário, a posição de um *voxel* é deduzida a partir de sua posição em relação aos demais *voxels* (Scarfe e Farman, 2008).

O princípio físico por detrás da CT é o mesmo da radiografia convencional, a imagem é formada a partir da atenuação que sofre o feixe de raios-X ao transpassar uma determinada região do corpo. O grau de atenuação depende do tipo de tecido transpassado. Quanto maior a densidade tissular, mais atenuado será o feixe de raio-X. Tais medidas são realizadas em Unidades de Hounsfield (*Hounsfield unit* - HU), assim chamada em homenagem a Godfrey Hounsfield, um dos responsáveis pela criação do diagnóstico de doenças pela tomografia axial computadorizada. A escala de Hounsfield designa a *radiodensidade* dos materiais. Ela transforma os diferentes tons de cinza das imagens obtidas com raios-X em uma escala relativa cujos valores podem variar de -1000 HU a 3000 HU (Nadaes, 2015). Nessa escala, a *radiodensidade* da água destilada nas condições normais de temperatura e pressão é definida como zero unidades Hounsfield (HU). Portanto, a equação (5.1) determina os valores normalizados em escala Hounsfield levando em consideração o coeficiente de atenuação linear da água:

$$[HU] = 1000 \times \frac{\mu_x - \mu_{\text{água}}}{\mu_{\text{água}}} \quad (5.1)$$

onde $\mu_{\text{água}}$ é o coeficiente atenuação linear da água e μ_x é o coeficiente de atenuação linear do material observado. O ar contido nas vias respiratórias e no trato digestivo tem os valores mais negativos, aproximadamente -1000 HU. Por outro lado, os tecidos mais densos absorvem mais radiação e recebem os valores mais altos da escala. Os ossos, por exemplo, estão compreendidos na faixa entre 700 HU e 3000 HU. A partir destas transformações, a mesma imagem radiográfica

pode fornecer, através da abertura de janelas na escala Hounsfield, informações mais detalhadas sobre os diferentes tecidos da amostra.

5.3.3. Reconstrução tridimensional do modelo

As imagens obtidas por exames médicos (radiografia, tomografia computadorizada, ressonância magnética, ultrassonografia e etc.) são geralmente armazenadas em um formato normalizado. A *American College of Radiologists* e a *National Electrical Manufacturers Association* padronizaram a formatação das imagens médicas para viabilizar a intercambialidade dos dados por diferentes *softwares*, computadores e equipamentos. O padrão DICOM (*Digital Imaging and Communications in Medicine*) define além do mapa de bits das imagens, as informações gerais do paciente e a localização espacial de cada corte tomográfico no contexto do exame. A indexação dos cortes tomográficos é fundamental para reconstrução tridimensional das estruturas anatômicas do paciente (Mildenberger *et al.*, 2002).

As imagens em padrão DICOM utilizadas no presente estudo foram transferidas ao Mimics Innovation Suite (Materialise, Bélgica), um software para processamento e modelagem de imagens médicas. Um criterioso processo de segmentação das imagens foi implementado a fim de selecionar a seção vascular de interesse, região compreendida entre o ânulo aórtico e o segmento distal da aorta torácica. A segmentação por limiarização se baseia na distinção por níveis de cinza dos diferentes objetos que compõem uma imagem (Figura 5.5). A partir de um ou dois limiares no histograma, de acordo com as características dos objetos que se quer isolar, a imagem pode ser segmentada em dois grupos: aquele cujos *pixels* possuem níveis de cinza dentro do espectro selecionado e o grupo de *pixels* com níveis de cinza fora dos limites estabelecidos. Portanto, foi selecionado no histograma dos cortes tomográficos o intervalo de tons de cinza correspondente à região do lúmen vascular — diâmetro interno da aorta do paciente — com limites definidos pelo endotélio vascular. O segmento proximal de artéria coronária direita e o tronco da coronária esquerda também foram mantidos no arquivo final da segmentação. Interpolando todos quadros que compõem o exame tomográfico do paciente, pôde-se reconstruir tridimensionalmente a seção vascular de interesse para o estudo (Figura 5.6).

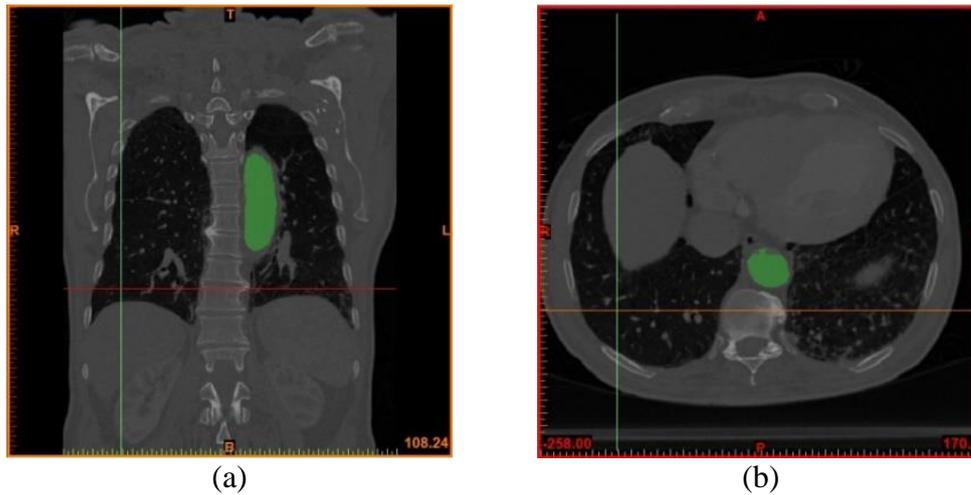


Figura 5.5 – Processo de segmentação por limiarização das imagens no software MIMICS; (a) plano coronal e (b) plano transversal.

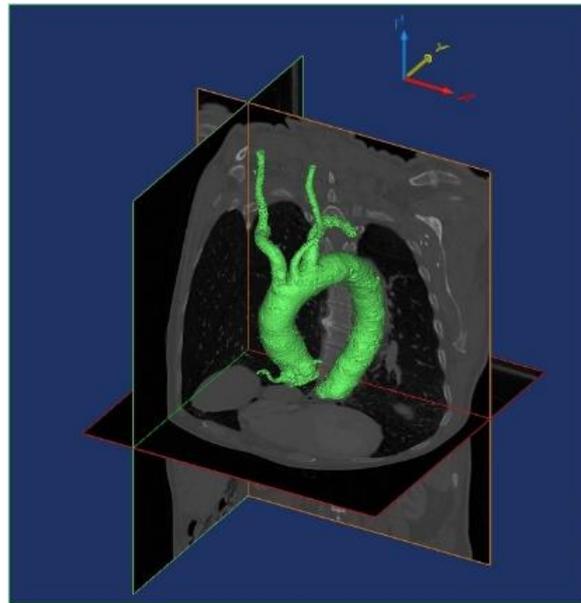


Figura 5.6 – Reconstrução tridimensional da aorta do paciente no software MIMICS. Vista em perspectiva.

O modelo tridimensional gerado foi então exportado ao Mimics Remesher, o módulo de análise por elementos finitos do Mimics Innovation Suite, para a análise da superfície topográfica e remoção de protuberâncias não fisiológicas originárias de ruídos. A geometria do modelo renderizado foi comparada aos dados originais para garantir que as dimensões do modelo final, após cumpridas todas as etapas de processamento, tivessem permanecido inalteradas.

Para que o modelo aórtico pudesse vir a ser conectado às mangueiras em um circuito hidráulico, suas terminações vasculares foram adaptadas com estruturas

cilíndricas, como podem ser vistas na Figura 5.7, projetadas para receber conectores hidráulicos. Finalmente o modelo foi então convertido para o formato de arquivo STL (*stereolithography*), padrão compatível com máquinas de prototipagem rápida.

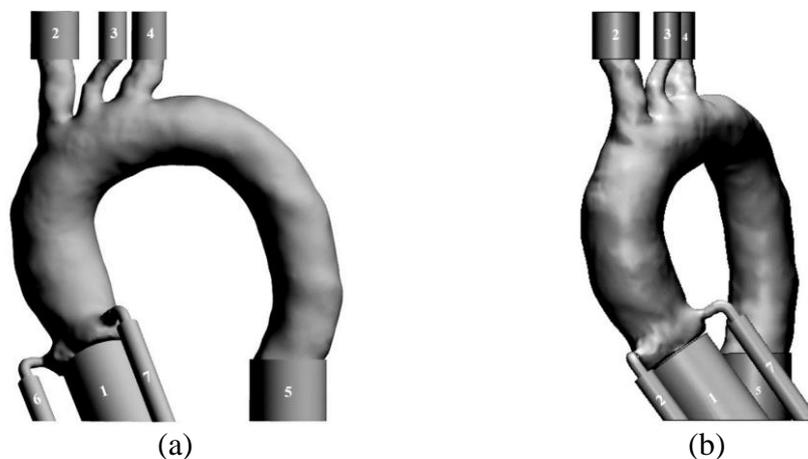


Figura 5.7 – Modelo aórtico adaptado para conexões hidráulicas, (a) vista lateral e (b) vista frontal.

O modelo aórtico projetado foi dimensionado em tamanho real. O protótipo em escala real admitia tolerância satisfatória na precisão espacial da prototipagem rápida e se adequava perfeitamente à espessura do plano de laser na técnica PIV estereoscópica. As principais dimensões do modelo se encontram no Apêndice B deste documento. No entanto, para facilitar o entendimento de alguns aspectos técnicos do projeto hidráulico da seção experimental, a Tabela 5.1 a seguir informa os diâmetros das estruturas cilíndricas adicionadas ao corpo vascular para que servissem como receptores de conectores hidráulicos.

Tabela 5.1 – Dimensões das estruturas incorporadas ao modelo aórtico para as conexões hidráulicas.

Conexão	Identificação anatômica	Orientação do fluxo	Diâmetro (mm)
1	Ânulus aórtico	Entrada	35
2	Tronco braquiocefálico	Saída	22
3	Artéria carótida Comum esquerda	Saída	13
4	Artéria subclávia esquerda	Saída	15
5	Aorta descendente	Saída	35
6	Artéria coronária direita	Fechada	10
7	Artéria coronária esquerda	Fechada	10

5.3.4. Prototipagem rápida

Está disponível no mercado uma série de tecnologias de fabricação por prototipagem rápida (*rapid prototyping* – RP). Todas possibilitam a construção de geometrias complexas de forma direta, dispensando a necessidade de se fabricar primeiramente um molde, para que este seja usado na fabricação do protótipo. Dentre as alternativas, conforme reportado em Macedo, 2011; Junior *et al.*, 2015, destacam-se:

- *Stereolithography Apparatus* (SLA): Neste sistema, o protótipo é construído a partir da polimerização de uma resina líquida fotocurável por meio da incidência de luz ultravioleta gerada através de um feixe laser. A solidificação é feita camada por camada até contemplar a formação da peça. Este processo permite obter produtos com boa transparência e excelente acabamento superficial.

- *Selective Laser Sintering* (SLS): Este sistema permite a construção dos protótipos a partir da matéria prima em forma de pó. Processando-o em ambiente inerte e termicamente isolado, ele atinge a temperatura de fusão, ou sinterização, por ação de um laser de CO₂. Depois que uma camada é sinterizada, uma nova é depositada sobre aquela, e assim sucessivamente até finalizar a construção peça. Este processo demanda um trabalho de pós processamento para melhorar o acabamento das superfícies do protótipo. A grande vantagem desta técnica é a variedade de materiais que pode ser utilizada como matéria prima, incluindo metais com baixo ponto de fusão.

- *Fused Deposition Modeling* (FDM): Neste processo de prototipagem, a peça é construída a partir da deposição de um material termoplástico extrudado. A cabeça injetora traça o perímetro da seção transversal e a preenche com o próprio material fundido. Desta forma, cada camada do modelo é construída e sobreposta uma sobre a outra até finalizar a construção do protótipo. As resinas geralmente utilizadas neste processo são o poliéster, polipropileno, ABS (acrilonitrila butadieno estireno), elastômeros e cera usada no processo de fundição por cera perdida.

- *Multi-Jet Modeling* (MJM): Ao contrário das técnicas expostas anteriormente, esta se refere a uma classe inteira de equipamentos que utiliza a tecnologia de jato de tinta. Os protótipos são construídos sobre uma plataforma situada num recipiente preenchido com material pulverulento. Um cabeçote de impressão por jato de tinta “imprime” seletivamente um agente aglutinante que

funde e aglomera o pó nas áreas desejadas. O pó não aglutinado permanece no recipiente conferindo sustentação às camadas do protótipo que vai sendo formado. A plataforma é ligeiramente abaixada, adiciona-se novamente material pulverulento ao recipiente e repete-se a impressão de uma nova camada do protótipo. Finda as etapas de impressão, se necessário, o protótipo deve ser revestido com resina epóxi a fim de lhe conferir resistência mecânica. Nesta técnica, podem ser usados pós de materiais poliméricos, cerâmicos e metálicos.

De acordo com Junior *et al.*, 2015, selecionar qual tecnologia utilizar para construir um determinado protótipo é mais abrangente do que uma simples opinião a respeito, requer conhecimento das tecnologias disponíveis e critérios de decisão bem estabelecidos para que se possa escolher a alternativa mais adequada. A escolha do melhor método geralmente está associada ao tempo disponível para obtenção do produto, no entanto, deve-se definir *a priori* as características relevantes da peça a ser prototipada, tais como: material de fabricação, precisão, acurácia, funcionalidade e custo. O critério chave na tomada de decisão foi o material de fabricação do produto. Conforme será melhor explicado a seguir, este deveria proporcionar fácil dissolução do protótipo *a posteriori*.

Contemplando todos os aspectos relacionados, pôde-se avaliar qual tecnologia melhor atenderia aos requisitos exigidos do projeto para o desenvolvimento do protótipo. Optou-se pela técnica MJM com substrato à base de pó de gesso, e o protótipo foi encomendado à empresa ART3D Prototipagem. Na Tabela 5.2, encontram-se as especificações técnicas do equipamento utilizado na impressão do protótipo utilizado neste presente trabalho.

Tabela 5.2 – Especificações da máquina de prototipagem utilizada para impressão do modelo aórtico.

	ZCorp - Spectrum Z510
Tamanho máximo para impressão (mm)	254 x 356 x 203
Espessura da camada (mm)	0,089 – 0,203
Resolução (dpi)	600 x 540
Número de cabeças de impressão	4
Número de jatos	1216
Velocidade de impressão (camadas por minuto)	2 – 4

Após a prototipagem, a peça naturalmente seria revestida superficialmente com resina à base de epóxi a fim de lhe conferir resistência mecânica. No entanto, como a resina epóxi dificultaria a dissolução do protótipo na etapa seguinte de fabricação do modelo em silicone, optou-se por fazer o revestimento com solução aquosa de acetato de polivinila (PVA). O tratamento superficial com a solução à base de PVA garantiria principalmente a impermeabilização do protótipo, não interferindo sobremaneira nos detalhes anatômicos do modelo.

O efeito do revestimento de PVA na geometria do modelo foi avaliado a partir de ensaios realizados com um corpo de prova. Uma amostra em formato cilíndrico, fabricado pela mesma impressora e com o mesmo substrato utilizados na fabricação do protótipo aórtico, foi projetada com diâmetro de 10 mm. As primeiras medidas foram realizadas no corpo de prova sem nenhum revestimento. Desta forma, o diâmetro do cilindro, aferindo-se 3 vezes em 10 pontos distribuídos aleatoriamente ao longo do eixo axial da amostra, foi em média $10,07 \pm 0,02$ mm. Esta medida representava um aumento de aproximadamente 1,5% na área da seção transversal do corpo de prova. Uma solução aquosa de PVA, 90% em volume, foi então aplicada sobre a superfície porosa da amostra. Cumprindo-se o mesmo procedimento de aferição realizado anteriormente, verificou-se um diâmetro médio de $10,09 \pm 0,02$ mm. Os dois revestimentos aplicados subsequentemente conferiram ao corpo de prova um diâmetro médio de $10,12 \pm 0,01$ mm. Portanto, o tratamento superficial adotado resultou em um aumento de 2,4% na área da seção transversal do corpo de prova.

Forças de tensão superficial poderiam fazer com que o revestimento à base de PVA se acumulasse em áreas da superfície com curvatura negativa acentuada. Uma atenção especial foi prestada nessas regiões do modelo visando preservar a anatomia original do paciente. A Figura 5.8 apresenta o protótipo aórtico ao final do tratamento superficial aplicado.

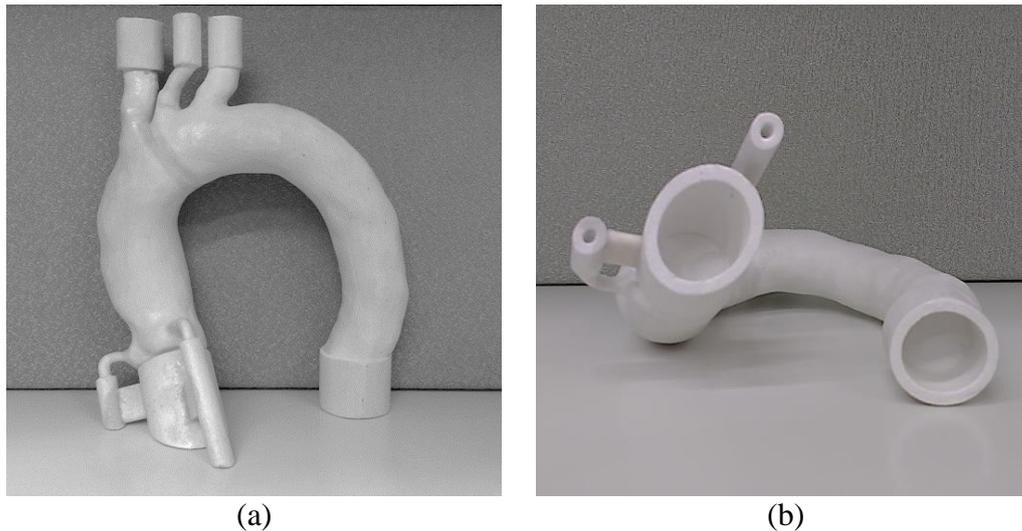


Figura 5.8 – Modelo aórtico impresso com substrato à base de pó de gesso e revestido com solução aquosa de PVA; (a) vista lateral e (b) vista inferior.

5.3.5. Moldagem

O modelo obtido por prototipagem rápida foi utilizado como inserto do tipo macho no processo de moldagem para fabricação do fantoma aórtico. O termo “fantoma” é uma tradução livre para o português da palavra inglesa *phantom*. Na terminologia médica, esse termo é geralmente utilizado para designar o modelo luminal de um membro humano. Portanto, a primeira etapa para elaboração do fantoma aórtico, como mostra a Figura 5.9, foi fabricar um recipiente em acrílico no qual o protótipo vascular seria encaixado para ser moldado com resina.

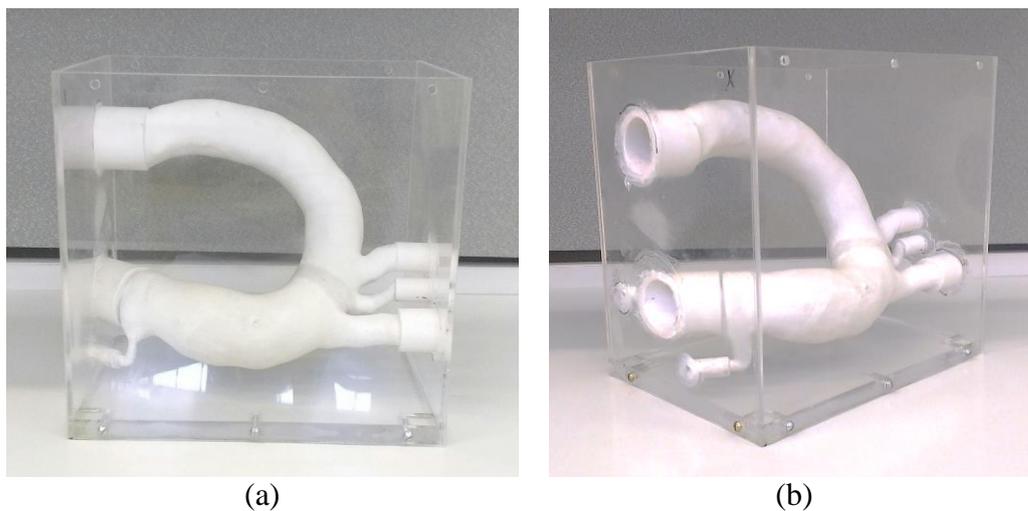


Figura 5.9 – Protótipo aórtico fixado no interior da caixa de acrílico para a moldagem com resina de silicone, (a) vista frontal e (b) vista em perspectiva.

A caixa de moldagem foi projetada para receber o protótipo de tal modo que, após o processo de resinagem, a espessura mínima da parede do fantoma seria de 15 mm, o que foi considerado suficiente para conferir rigidez ao modelo. O material utilizado foi o polímero polidimetilsiloxano (PDMS) Sylgard 184 (Dow Corning, EUA). Dentre as resinas elastoméricas disponíveis para formação do fantoma, esta foi escolhida por ser opticamente transparente, além de possuir índice de refração ($n = 1,43$) compatível com a solução prevista para ser utilizada como fluido de trabalho no experimento. De acordo com os trabalhos de Hopkins *et al.*, 2000; Buchmann *et al.*, 2009; Spence *et al.*, 2012, seria possível obter uma solução aquosa à base de glicerol com mesmo índice de refração da Sylgard 184. Conforme será melhor descrito a seguir, a compatibilidade entre os índices de refração do fluido de trabalho e da resina polimérica utilizada para fabricação do fantoma era condição indispensável para realização da técnica de PIV estereoscópica.

O PDMS possui temperatura de transição vítrea muito baixa, permanecendo em estado líquido à temperatura ambiente. Porém, quando submetido às reações de reticulação polimérica, pode assumir o estado sólido elástico (Ayers *et al.*, 2008). A Sylgard 184 é fornecida em dois componentes, uma base elastomérica líquida de PDMS e um agente catalisador de cura — um complexo de platina com copolímeros de metilhidrosiloxano e dimetilsiloxano —, que devem ser misturados na proporção mássica de 10:1 respectivamente. Entretanto, nem sempre a mistura dos componentes é feita de forma eficiente, resultando em polímeros com estrutura morfológica prejudicada pela má associação em nível molecular, com geração de domínios de diferentes composições e conseqüentemente com propriedades físicas insatisfatórias. Por exemplo, pequenas variações na concentração do catalisador podem alterar o índice de refração do elastômero. Portanto, antes da resina ser levada à caixa de moldagem, para garantir a homogeneidade das propriedades físicas do modelo, os dois componentes foram misturados com um agitador em um recipiente separado e à temperatura ambiente durante 30 min. Foram necessários 4.500 g de resina para compor todo o volume do fantoma aórtico.

Devido à alta viscosidade da Sylgard 184 (5100 cP à 20 °C), inúmeras bolhas de ar são aprisionadas à resina durante o processo de mistura dos componentes. Por isso, depois de vertida a resina na caixa de moldagem, o conjunto foi levado à uma câmara de vácuo e submetido à pressão – 90 kPa, em 10 ciclos intermitentes de 15 minutos, para que o silicone em torno do protótipo fosse completamente

degaseificado. Em seguida, o modelo foi levado à pressão atmosférica e temperatura ambiente por 72 horas para cumprir o processo de polimerização. Finda etapa de cura, o modelo foi imerso em água por 24 horas para dissolução do protótipo à base de gesso. Com auxílio de uma escova macia, algumas partes do protótipo que não se dissolveram naturalmente, tiveram que ser removidas mecanicamente do modelo de silicone. Finalmente, como pode ser visto na Figura 5.10, o fantoma aórtico estava pronto para ser retirado da caixa de moldagem e conectado ao circuito hidráulico da seção experimental.

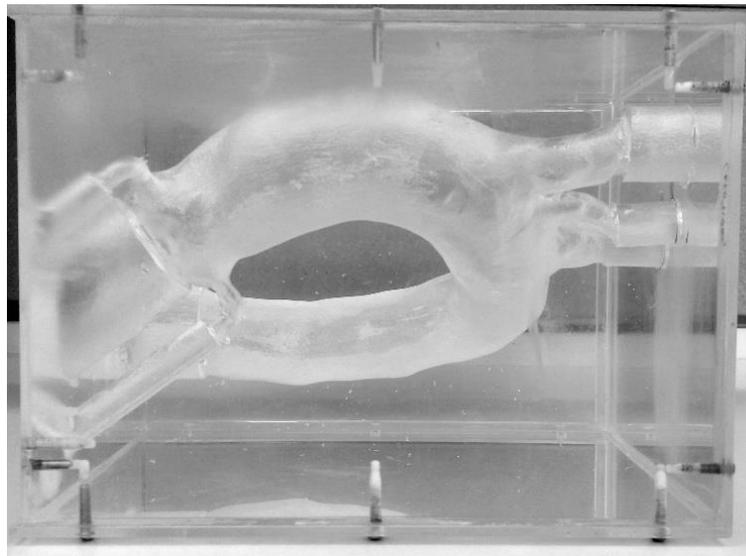


Figura 5.10 – Fantoma aórtico de silicone, logo após a dissolução do protótipo impresso, pronto para ser retirado da caixa de acrílico e levado à seção experimental.

5.4. Conectores hidráulicos

As estruturas cilíndricas incorporadas às ramificações vasculares do modelo aórtico, conforme apresentado na Figura 5.7, foram dimensionadas especialmente para receber os conectores responsáveis por interligar o fantoma aórtico às mangueiras do circuito hidráulico. Os conectores utilizados, em padrão comercialmente tabelado, foram do tipo “adaptador interno para mangueiras”. Devido às diferentes características anatômicas das ramificações vasculares, cada receptor no fantoma aórtico possuía um diâmetro específico e foi necessário especificar diferentes adaptadores para cada conexão. A Tabela 5.3 apresenta os

diâmetros dos receptores no fantoma aórtico e as dimensões dos adaptadores discriminados para cada conexão:

Tabela 5.3 – Especificações dos conectores hidráulicos.

Conexão	Orientação do fluxo	Diâmetro do Receptor (mm)	Conector (pol.)
1	Entrada	35	—
2	Saída	22	3/4" × 1/2"
3	Saída	13	3/8" × 1/2"
4	Saída	15	1/2" × 1/2"
5	Saída	35	1.1/4" × 1"
6	Fechada	10	3/8" × 3/8"
7	Fechada	10	3/8" × 3/8"

Como pode ser observado, a Tabela 5.3 não apresenta o adaptador referente à conexão 1. Por ser tratar da via vascular de entrada do fluxo, este conector, por sua vez, demandou um projeto especial que viabilizasse alterar as condições de entrada do fluxo no fantoma aórtico. Buscando, portanto, simular o posicionamento final de uma prótese valvar implantada com diferentes ângulos de inclinação, foi projetado um conector constituído por duas partes; uma que permanecia fixa internamente no fantoma, chamada de “parte fêmea” (Figura 5.11), enquanto a outra, removível, conferia ao escoamento o ângulo de inclinação desejado para o experimento (Figura 5.12). Esta, por sua vez, chamada de “parte macho”, é basicamente um tubo de acrílico colado em um corpo cilíndrico circular também de acrílico. Como mostra a Figura 5.12, foram fabricadas três “partes machos” diferentes; duas inclinadas, uma com $\alpha = 4^\circ$ e outra com $\alpha = 8^\circ$, e a terceira com ângulo nulo de inclinação, $\alpha = 0^\circ$. Dessa forma, para alterar a condição de inclinação do fluxo de entrada no interior do modelo aórtico, bastava substituir a “parte macho” da conexão. Além disto, girando-se a “parte macho” no interior da “fêmea”, conforme ilustrado na Figura 5.13, era possível alterar também a direção do fluxo de entrada. Neste trabalho, quatro orientações de fluxo foram estudadas; $\theta = 0^\circ$, 90° , 180° e 270° .

A Figura 5.14 apresenta de forma esquemática a montagem do conector de entrada no fantoma aórtico. Nesta representação consta a medida referente ao avanço do tubo de entrada no interior do modelo vascular, medido a partir do ânulo aórtico. Maiores detalhes sobre as condições de entrada impostas ao escoamento,

bem como a relação de correspondência entre cada ângulo θ e o sentido de orientação do fluxo no interior do fantoma de acordo com os eixos anatômicos do corpo humano, serão apresentados no Capítulo 6. A vedação entre ambas as partes, “macho” e “fêmea”, era garantida pela instalação de dois anéis de borracha, *o-rings*.

Os tubos utilizados na fabricação das “partes macho” possuíam diâmetro interno de 16 mm, o que significa uma área interna de 2,0 cm². Esta área é condizente aos valores típicos encontrados na literatura para as áreas de abertura máxima de uma prótese valvar (Spethmann *et al.*, 2012). Além disto, a fim de garantir que o escoamento entrasse hidrodinamicamente desenvolvido na região de medição do fantoma, os tubos possuíam 1 m de comprimento.



Figura 5.11 – Parte fêmea do conector hidráulico para o fluxo de entrada no fantoma, (a) vista em perspectiva e (b) vista lateral em corte.

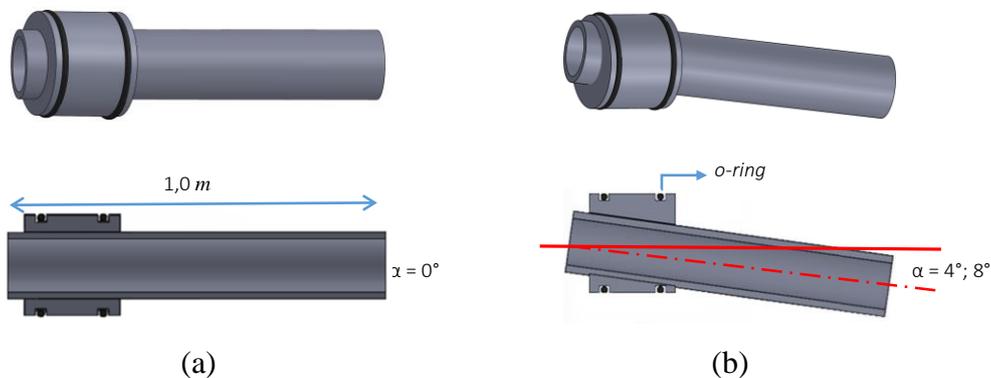


Figura 5.12 – Parte macho do conector hidráulico para o fluxo de entrada, (a) tubo sem inclinação, caso 0° e (b) tubo com ângulo de inclinação, casos com 4° e 8°.

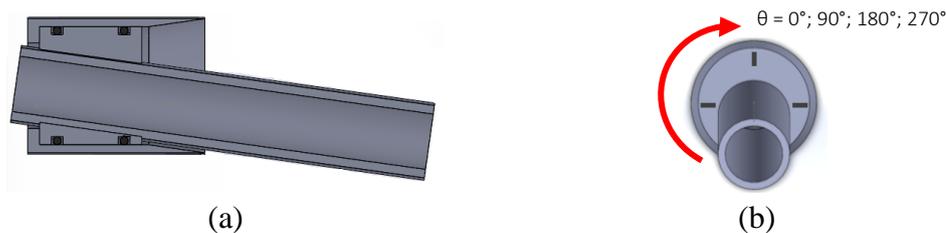


Figura 5.13 – Desenho de montagem do conector hidráulico de entrada, (a) vista lateral em corte e (b) vista frontal.

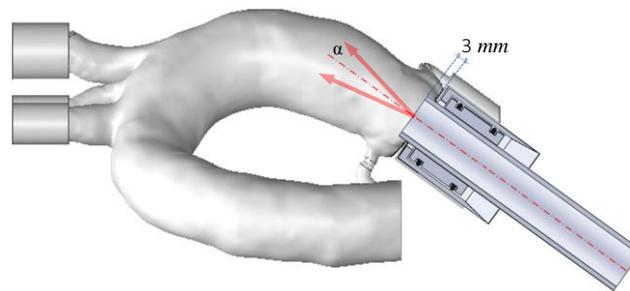


Figura 5.14 – Representação esquemática da montagem do conector de entrada, do tipo $\alpha = 0^\circ$, no modelo aórtico em projeção no plano coronal.

Na outra extremidade do tubo da “parte macho”, onde era feita a conexão com a mangueira que o interligava à bomba do circuito hidráulico, uma base de apoio foi especialmente projetada para, além de suportar os esforços mecânicos resultantes do longo comprimento do tubo (1,0 m) e da pressão imposta pela vazão, auxiliar os deslocamentos angulares, θ , garantindo precisão no posicionamento desejado. A Figura 5.15 apresenta a base auxiliar, fabricada em PVC, nas quatro posições angulares predeterminadas para os ensaios experimentais.

PUC-Rio - Certificação Digital N° 1321778/CA

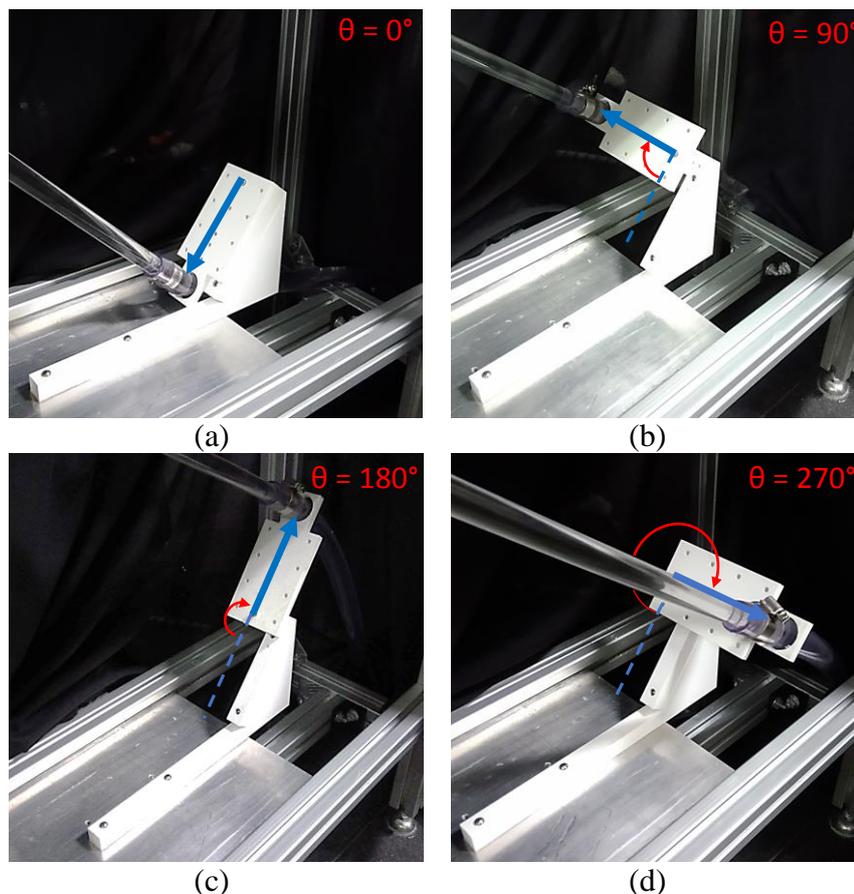


Figura 5.15 – Base auxiliar de apoio para o tubo do conector hidráulico de entrada no fantoma aórtico nas posições angulares (a) $\theta = 0^\circ$, (b) $\theta = 90^\circ$, (c) $\theta = 180^\circ$ e (d) $\theta = 270^\circ$.

5.5. Fluido de trabalho

O fluido de trabalho utilizado foi uma solução aquosa de glicerol, 60% em volume. Esta solução possui índice de refração de $1,413 \pm 0,0005$ — aferido com um refratômetro analógico de bancada —, valor compatível com o índice de refração da resina utilizada na fabricação do fantoma aórtico. Conforme mencionado anteriormente, a compatibilidade entre os referidos índices de refração era condição *sine qua non* para minimizar distorções ópticas na utilização da técnica PIV estereoscópica. A Figura 5.16 ilustra a qualidade da correspondência entre os índices de refração da solução utilizada como fluido de trabalho e da resina de silicone Sylgard 184. Como pode ser observado, o canal vazio na Figura 5.16 (a) se torna imperceptível quando preenchido pela solução aquosa de glicerol na Figura 5.16 (c). O padrão quadriculado posicionado por detrás da amostra é para auxiliar a identificação de possíveis distorções ópticas. A título de comparação, a Figura 5.16 (b) apresenta a amostra com o canal preenchido com água destilada.

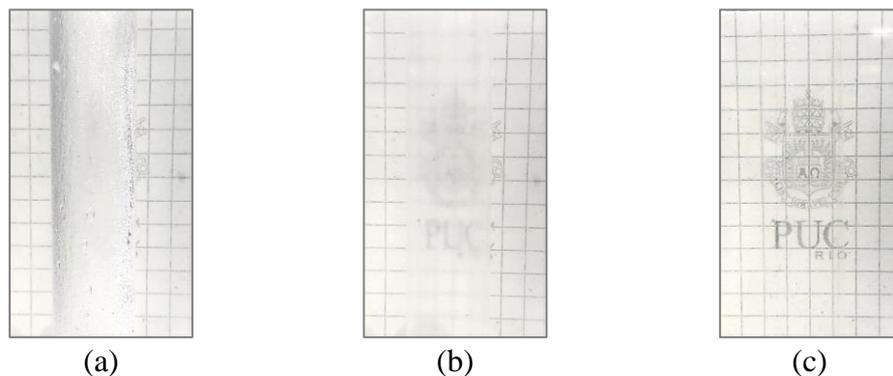


Figura 5.16 – Modelo para verificação da compatibilidade entre os índices de refração do elastômero de silicone e a solução aquosa de glicerina utilizada como fluido de trabalho. (a) Canal com ar, (b) canal preenchido com água e (c) canal preenchido com a solução aquosa com 60% de glicerina.

As curvas características de viscosidade dinâmica e massa específica da solução utilizada como fluido de trabalho foram medidas no Laboratório de Caracterização de Fluidos (LCF) da PUC-Rio, e estão apresentadas na Figura 5.17 (a) e (b). Foram utilizados, respectivamente, os valores, $8,786 \times 10^{-3}$ Pa.s e $1157,4 \text{ kg/m}^3$, ambos referentes à $25 \text{ }^\circ\text{C}$, temperatura média da solução durante a realização dos ensaios experimentais.

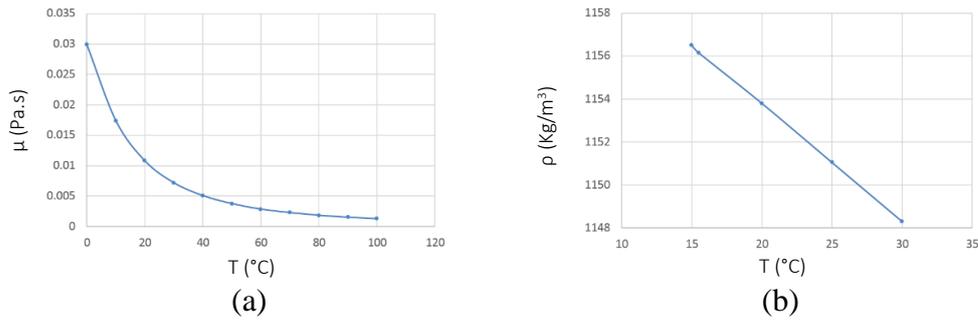


Figura 5.17 – Caracterização do fluido de trabalho; curvas de (a) viscosidade dinâmica e (b) massa específica por temperatura.

5.6. Sistema PIV estereoscópico

Conforme mencionado anteriormente, a técnica utilizada neste trabalho para medição dos campos de velocidade foi o PIV estereoscópico. Nesta seção, serão descritos os componentes fundamentais utilizados no experimento para a execução da técnica, tais como as câmeras do arranjo estereoscópico, o sistema de iluminação, o sincronizador e as partículas traçadoras.

5.6.1. Câmeras

As câmeras utilizadas no sistema foram do modelo Phantom Miro M340 (Vision Research, EUA), que possuem *pixels* de $10 \times 10 \mu\text{m}$, com resolução em níveis de cinza de 12 *bits* e capacidade de até 12 GB de memória RAM interna. No presente trabalho, as câmeras foram ajustadas com máxima resolução espacial, 2560×1600 *pixels*, e à frequência de aquisição de 24 Hz. Cada câmera continha dois adaptadores; um do tipo *XYZ*, da Manfrotto (Itália), que permitia a articulá-las em torno de três eixos cartesianos, e outro do tipo *Scheimpflug*, da LaVision (Alemanha), que permitia ajustar o foco da imagem através do deslocamento angular, indicado por θ na Figura 5.18, entre os planos da lente e do sensor CMOS — conforme descrito na seção 4.2, referente à disposição das câmeras em arranjo estereoscópico. A ampliação das imagens para este experimento, obtida através da utilização de lentes de 50 mm Micro Nikkor (Nikon, Japão) com abertura focal de $f\#11$, foi de aproximadamente 33 *pixels/mm*. Maiores detalhes sobre o ajuste de foco na imagem serão apresentados na seção 6.1 do Capítulo 6.

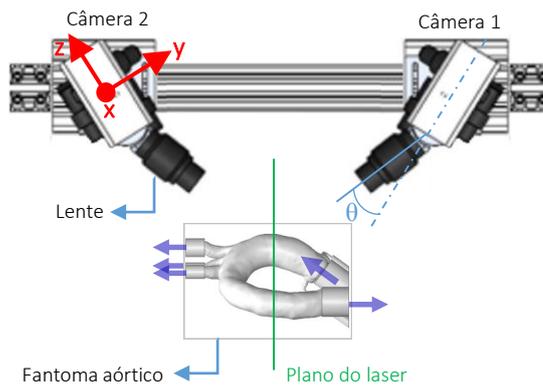


Figura 5.18 – Câmeras em arranjo estereoscópico de montagem.

5.6.2. Sistema de iluminação

O arranjo montado responsável pela formação do plano de iluminação consistia na fonte laser e num conjunto de lentes, conforme mostrado na Figura 5.19, onde ainda pode-se observar que o plano formado pelo laser cortava o fantoma aórtico transversalmente — o detalhamento dos planos transversais de medição formados pelo laser será apresentado na seção 6.3 do Capítulo 6. O Laser utilizado foi um Nd:YAG de dupla cavidade, modelo Evergreen (QuantumTech, EUA). Este equipamento, caracterizado pela capacidade de emitir feixes com alta energia a baixas frequências, foi ajustado à 145 mJ por pulso com frequência de emissão de 12 Hz. O comprimento de onda da luz emitida era de 532 nm, o que configura a cor verde. A espessura e o posicionamento do plano de iluminação eram regulados através da utilização de um par de lentes, esférica e cilíndrica, com distâncias focais de 750 mm e -25 mm, respectivamente. A Figura 5.19 apresenta as posições relativas onde foram instaladas ambas as lentes na seção experimental.

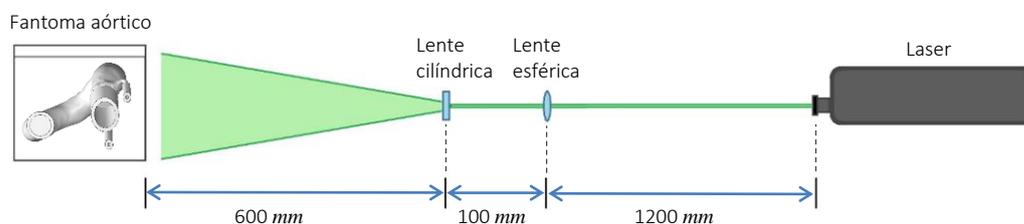


Figura 5.19 – Configuração de montagem das lentes para abertura do plano de laser.

5.6.3. Sincronizador

O equipamento responsável pela sincronia de atuação do *laser* com as câmeras, um circuito eletrônico comumente chamado de sincronizador, coordenava o tempo de disparo dos pulsos com a captura das imagens. O sincronizador utilizado, modelo 610036 (TSI, EUA), era programado através do software Insight 4G (TSI, EUA). Este mesmo programa foi utilizado para cumprir toda etapa de aquisição e processamento das imagens.

5.6.4. Partículas

Conforme mencionado no Capítulo 4, a técnica de PIV demanda a utilização de partículas traçadoras em suspensão no fluido de trabalho que sejam capazes de acompanhar o escoamento de maneira fidedigna, inclusive os detalhes nas menores escalas de turbulência. Neste trabalho, foram utilizadas microesferas de vidro borossilicato revestidas com prata, modelo SH400S20 (Potters Industries Inc., EUA), cujo diâmetro médio era de 13 μm e a massa específica de 1,60 g/cm^3 . Detalhes com relação à concentração de partículas em solução serão abordados no capítulo seguinte sobre a metodologia experimental.

5.7. Estação de medição

Estabeleceu-se como estação de medição o ambiente da seção experimental preparado para realizar as aquisições dos dados, ou seja, todo o aparato auxiliar ao sistema PIV estereoscópico para capturar as imagens precisamente nas regiões de interesse do modelo aórtico. Com intuito de minimizar as distorções nas imagens causadas por bordas e superfícies curvilíneas ou inclinadas no caminho óptico entre a região de medição no escoamento e as câmeras fotográficas, foi utilizado um prisma triangular (Figura 5.20) fabricado com o mesmo elastômero usado na fabricação do fantoma. Artífício semelhante a este foi utilizado no trabalho de Kefayati e Poepping, 2013 e será melhor explicado nas seções subsequentes. Através de uma mesa de coordenadas, era possível impor deslocamentos ao longo do segmento ascendente do modelo aórtico para que as regiões de medição do escoamento pudessem ser alteradas.

5.7.1. Sistema de aquisição de imagens

As câmeras do sistema PIV estereoscópico foram fixadas sobre a mesma estrutura a fim de garantir coplanaridade entre ambos dispositivos, como indicado na Figura 5.20. Através dos adaptadores XYZ, as câmeras foram inclinadas em 10° , e articulando os adaptadores *Scheimpflug*, as lentes foram inclinadas em 30° — ambos deslocamentos angulares em relação ao plano no qual o fantoma aórtico estava assentado. A *câmera 1* foi posicionada observando o escoamento em sentido anterógrado, enquanto a *câmera 2* para o sentido retrógrado. Dessa forma, como pode-se observar na Figura 5.20, os planos imaginários do objeto (plano do laser), da lente e da imagem se cruzavam em um único eixo no espaço, atendendo às condições de *Scheimpflug*, e, portanto, possibilitando a obtenção de foco da imagem em todo campo de visão — conforme descrito na seção 4.2, referente à disposição das câmeras em arranjo estereoscópico.

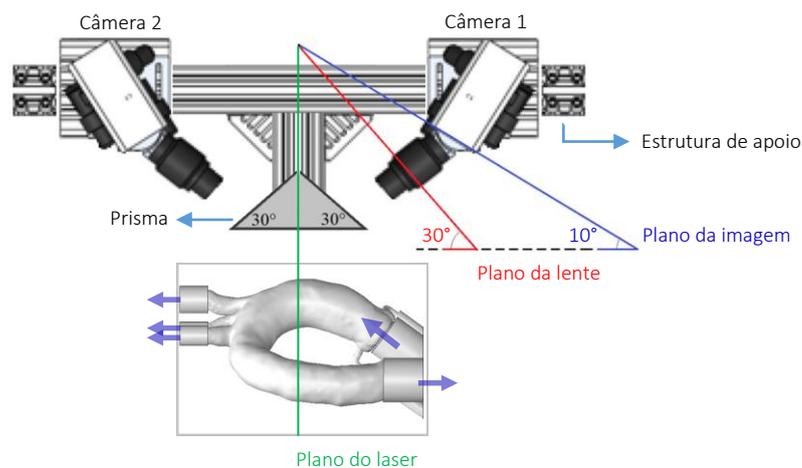


Figura 5.20 – Arranjo de montagem das câmeras no sistema PIV estereoscópico. Cruzamento dos planos da imagem, lente e objeto (laser) em uma única linha, atendendo o critério de *Scheimpflug*.

Observando a representação esquemática apresentada na Figura 5.21, pode-se perceber que o fantoma aórtico foi assentado no interior de uma caixa de acrílico retangular preenchida com a mesma solução aquosa de glicerina utilizada como fluido de trabalho. Dessa forma, o espaço entre o prisma e o fantoma aórtico foi totalmente preenchido. Com isso, o caminho óptico do prisma até o plano de medição foi ocupado por meios com os mesmos índices de refração. A Figura 5.22 apresenta a vista lateral da seção de testes, onde pode ser visto o trajeto do feixe de

laser até o fantoma. A imagem contendo todos os detalhes da seção experimental será apresentado no final deste capítulo, na seção 5.8.3.

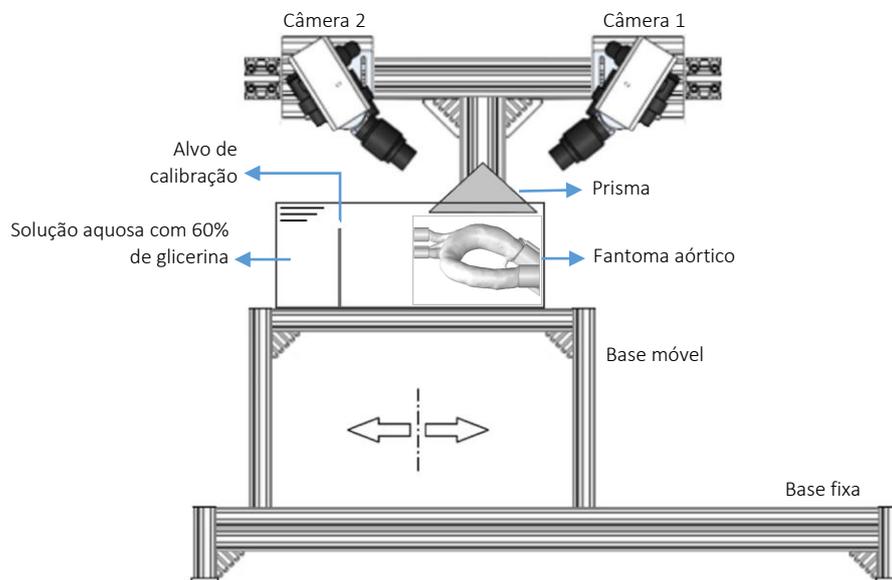


Figura 5.21 – Representação esquemática em vista frontal da seção de testes.

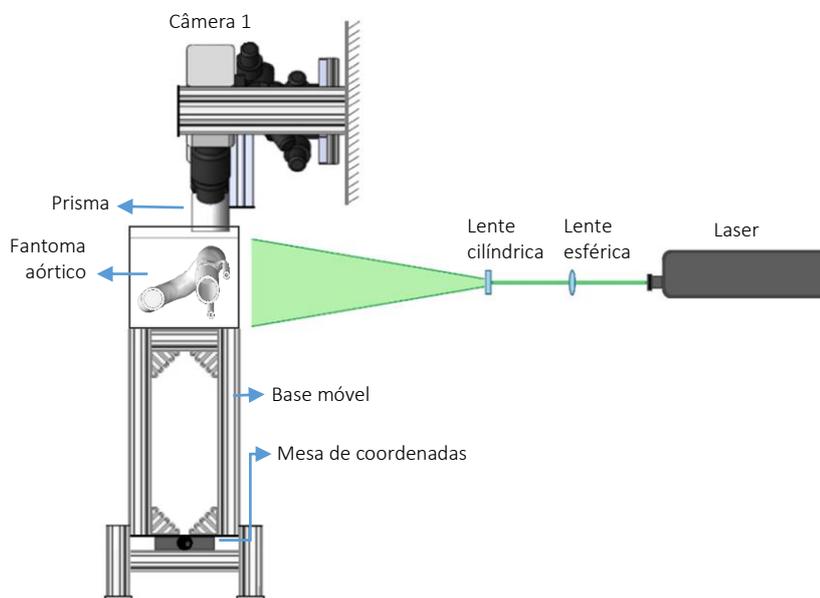


Figura 5.22 – Representação esquemática em vista lateral da seção de testes.

5.7.2. Prisma

Conforme mencionado anteriormente, um prisma triangular foi desenvolvido para minimizar os efeitos de distorção óptica na formação da imagem. Os ângulos

das faces do prisma foram projetados para que estas fossem ortogonais ao eixo das lentes das câmeras. Sua fabricação foi semelhante ao processo utilizado para o fantoma aórtico, um recipiente de acrílico foi projetado com as dimensões desejadas para a moldagem do prisma com o elastômero Sylgard 184. Como pode ser visto na Figura 5.23, uma base em PVC foi mantida junto ao corpo elastomérico do prisma para que este pudesse ser aparafusado à estrutura da seção experimental. Com base medindo 165×70 mm, e altura, 50 mm, o prisma possui as dimensões necessárias para permitir às câmeras ampla visibilidade do campo de escoamento.

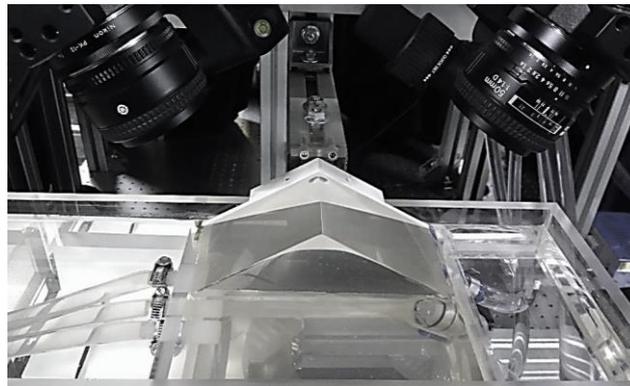


Figura 5.23 – Prisma triangular de silicone montado na seção de testes.

5.7.3. Base móvel

A estrutura sobre a qual foi apoiada caixa de acrílico com o fantoma aórtico, indicada na Figura 5.21 como “base móvel”, estava montada sobre uma mesa de coordenadas Velmex Inc (EUA), modelo A60, com resolução de 0,001 mm, que, por sua vez, foi aparafusada sobre uma base fixa e solidária ao chão do laboratório (Figura 5.22). As câmeras, o prisma e o laser, como pode ser observado nas figuras anteriores, também tinham suas posições fixadas no espaço. Dessa forma, através da mesa de coordenadas, era possível trasladar o conjunto base, caixa de acrílico e fantoma, variando o campo de visão das câmeras, e, portanto, cobrindo toda região de interesse de medição do escoamento no modelo aórtico. No Capítulo 6, destinado à metodologia experimental, será demonstrado detalhadamente os pontos de medição no segmento ascendente do fantoma aórtico.

5.7.4. Sistema de calibração

A utilização da técnica PIV demanda a calibração do sistema, onde são determinados os parâmetros da função de mapeamento, apresentada na seção 4.3. Para este fim, foi desenvolvido um procedimento de calibração onde o alvo foi posicionado fora do volume de medição, ao lado do fantoma aórtico como mostra a Figura 5.24, e através da mesa de coordenadas instalada sob a base móvel (Figura 5.22) era possível mover o alvo até a região de medição para proceder a calibração do sistema. Inclusive, era através da mesma mesa de coordenadas que se incrementavam os deslocamentos no alvo para que diversos planos transladados em distâncias conhecidas fossem utilizados na calibração. A região de medição é a extensão do espaço para a qual as câmeras estão apontadas, em foco, e por onde incide o plano do *laser*. Este procedimento de calibração funciona perfeitamente bem, como reportado por Wieneke, 2005, se tomado os devidos cuidados em posicionar o alvo em um ambiente sob condições ópticas similares àquelas do volume de medição no interior do fantoma aórtico. Esta estratégia alternativa de calibração do sistema PIV é comumente adotada quando se trata de um experimento onde é muito difícil, ou até mesmo impossível, de se posicionar o alvo exatamente na mesma região onde serão realizadas as medições do escoamento. Deve-se mencionar que este procedimento de calibração só foi possível pelo perfeito casamento dos índices de refração do material do fantoma com aquele do fluido de trabalho.

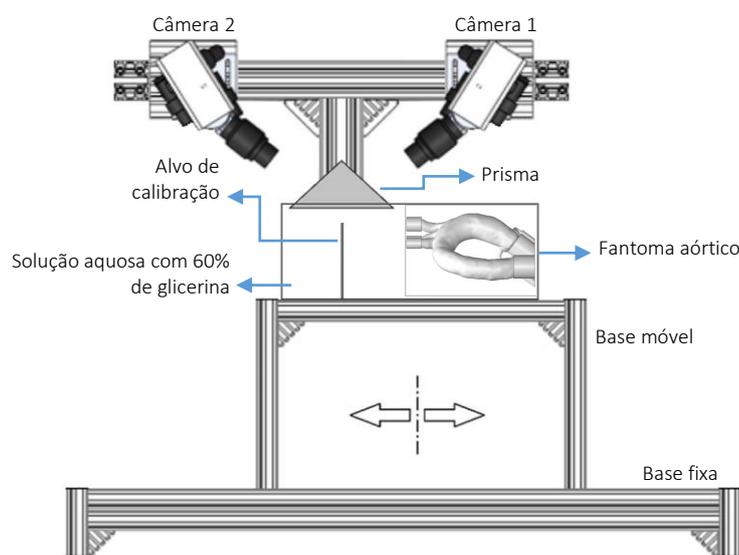


Figura 5.24 – Representação esquemática da seção de testes em posição de calibração.

Como pode ser visto na Figura 5.25, o alvo de calibração é basicamente formado por uma malha cartesiana de pontos regularmente espaçados em 6 mm e impressos num filme transparente de PVC. A espessura do filme é de 100 μm , considerada desprezível. Com isso, para ambas as câmeras, cada ponto do alvo de calibração possuía a mesma localização no espaço. Como também pode ser observado na representação esquemática da Figura 5.25, o filme de PVC foi colado sobre uma base de acrílico tomando-se o cuidado para mantê-lo esticado.

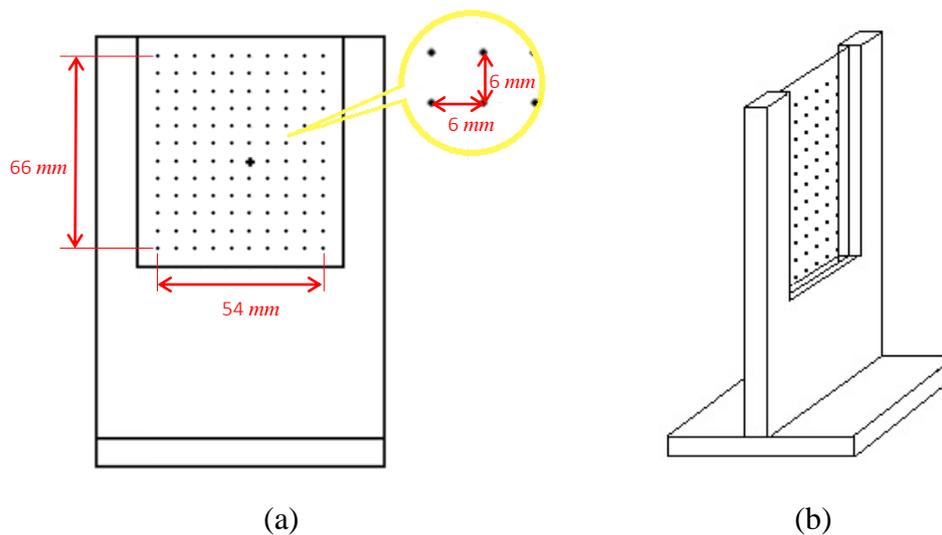


Figura 5.25 – Alvo de calibração. (a) Vista frontal e (b) perspectiva isométrica.

5.8. Sistema de bombeamento

O circuito montado para escoamento do fluido de trabalho na seção experimental consiste em uma bomba volumétrica, um reservatório e uma rede de mangueiras hidráulicas e válvulas de fluxo, como apresentando no diagrama esquemático no início deste capítulo, Figura 5.1.

5.8.1. Bomba volumétrica

A seção experimental contava com uma bomba de cavidade progressiva (BCP), modelo NM031 (Netsch, Brasil). Optou-se pela utilização de uma bomba do tipo volumétrica pela sua característica de garantir vazão constante independentemente da perda de carga do circuito hidráulico. O acionamento da BCP era feito por um inversor de frequências, modelo CFW500 (WEG, Brasil),

utilizado sobretudo para controlar a rotação da bomba e, por conseguinte, a vazão desejada no experimento. A fim de garantir melhor precisão operacional com a bomba, a curva de operação entregue pelo fabricante foi descartada e uma nova calibração foi aferida no Laboratório de Engenharia de Fluidos da PUC-Rio (LEF), como mostra a Figura 5.26.

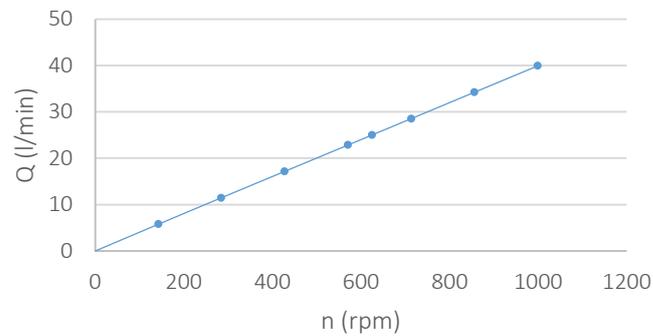


Figura 5.26 – Curva de calibração da bomba NM031 utilizada nos experimentos.

5.8.2. Reservatório

Após circular pelo modelo aórtico, a solução aquosa de glicerina retornava para um reservatório instalado no circuito hidráulico à montante da BCP, como mostra o fluxograma da Figura 5.1. O reservatório era uma caixa de acrílico com volume de aproximadamente 15 L, no entanto só foram necessários 10 L de solução para atender a demanda do experimento. A Figura 5.27 apresenta a foto de reservatório conectado às mangueiras hidráulicas da seção experimental.

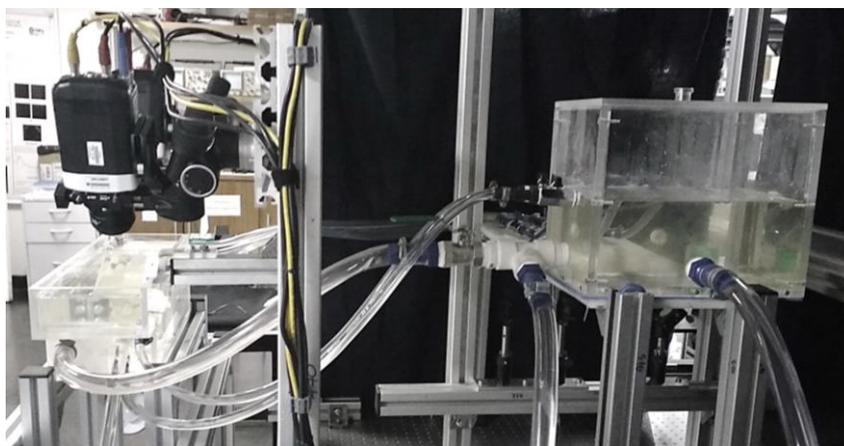


Figura 5.27 – Vista lateral da seção de testes. Reservatório à direita na imagem.

5.8.3. O Circuito hidráulico

Os elementos de interligação utilizados na maior parte do circuito hidráulico foram mangueiras flexíveis. Seguindo a designação apresentada na Figura 5.1, nas vias 2, 3 e 4 foram utilizadas mangueiras de $\frac{1}{2}$ " , e na via 5, mangueira de $1\frac{1}{2}$ " . Na via 1, além de um tubo reto com $\text{Ø}16 \text{ mm} \times 1 \text{ m}$ — parte do conector de entrada do fantoma, conforme descrito na seção 5.4 —, foi utilizada uma mangueira de $1\frac{1}{2}$ " para interligá-lo à saída da bomba BCP. A Figura 5.28 apresenta a visão geral da seção experimental.

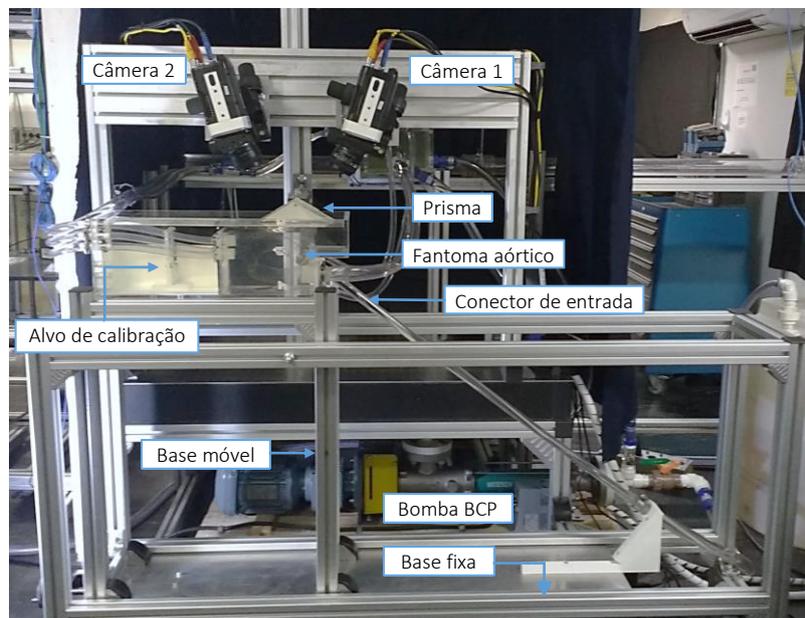


Figura 5.28 – Vista frontal da seção experimental.

6 Metodologia Experimental

Neste capítulo serão descritos os procedimentos experimentais que possibilitaram a obtenção dos campos vetoriais apresentados no Capítulo 7. Inicialmente, serão descritos como foram determinados os parâmetros experimentais relacionados à técnica PIV estereoscópica; massa de partículas adicionada à solução, abertura das lentes das câmeras e outros aspectos relevantes. Na sequência, serão detalhados o procedimento de calibração do experimento e as condições de entrada impostas ao escoamento.

6.1. Determinação dos parâmetros experimentais

Sempre que alguma técnica experimental é utilizada, é necessário determinar alguns parâmetros, que variam de acordo com o experimento, a fim de otimizar as medições efetuadas. Nesta seção, será descrito como foram determinados os principais parâmetros utilizados na técnica PIV.

6.1.1. Abertura de lente

Para que as partículas traçadoras sejam registradas com êxito, deve-se determinar primeiramente alguns parâmetros de imagem. A magnificação primária das lentes, M , conforme apresentado na seção 4.2, é a relação do campo de visão (*field of view* - FOV) e o tamanho do sensor (S) do sistema. Também definida pela razão entre as distâncias da imagem à lente, d_i , e do objeto à lente, d_o , a magnificação no sistema, expressa na equação (6.1), representa o quanto o objeto em estudo será aumentado, ou diminuído, de acordo com o tamanho da imagem projetada no sensor. Neste trabalho, a magnificação do sistema foi 0,33.

$$M = \frac{d_i}{d_o} = \frac{L_S}{L_{FOV}} \quad (6.1)$$

Se considerarmos formação de imagem de objetos no ar, e mesmo meio em ambos os lados da lente, o critério de foco é dado pela *equação de lente Gaussiana* (6.2):

$$\frac{1}{f} = \frac{1}{d_o} + \frac{1}{d_i} \quad (6.2)$$

Neste ponto é importante ressaltar que a capacidade de um sistema ótico resolver detalhes é, em última análise, limitada pela difração. Se uma onda de luz proveniente, por exemplo, de uma fonte pontual ou de uma partícula distante incide em uma lente circular de abertura D_a , ela é difratada. A luz não é focalizada em um ponto, formando, ao invés disso, um padrão de Airy.

Ao lidar com aplicações como PIV, é importante prever o diâmetro das imagens de partículas a partir de seu diâmetro físico, da equação da lente, e também da influência da difração. Em geral, senão por aberrações de lente, a equação (6.3) pode ser usada para estimar o diâmetro efetivo da imagem da partícula:

$$d_{im} = \sqrt{(d_p M)^2 + (d_{diff})^2} \quad (6.3)$$

onde d_p é o diâmetro real da partícula e M a magnificação. O diâmetro do disco de Airy, d_{diff} , representa o diâmetro mínimo da imagem limitada por difração e pode ser definido pela equação (6.4) (Raffel *et al.*, 2007):

$$d_{diff} = 2,44 f_{\#} (M + 1) \lambda \quad (6.4)$$

$f_{\#}$ é a abertura relativa da lente (“*f-number*”), definida como a razão entre sua distância focal, f , e seu diâmetro de abertura, D_a . Este diâmetro mínimo de imagem, d_{diff} , somente será relevante no caso de partículas pequenas — da ordem de poucos micrometros — a pequenas magnificações. Para partículas ou magnificações maiores, a influência da formação de imagem geométrica se torna cada vez mais dominante.

A Tabela 6.1 apresenta para diferentes aberturas de lente ($f_{\#}$), o diâmetro teórico das partículas na imagem. Para a correlação apresentada, foram levados em

consideração a magnificação, M , de 0,33 e um diâmetro real médio das partículas de 13 μm , parâmetros utilizados neste trabalho. O valor de $f_{\#} = 11$ foi escolhido por proporcionar a melhor combinação entre o tamanho da imagem da partícula e a região em foco no escoamento.

Tabela 6.1 – Diâmetro em *pixels* da partícula na imagem para diferentes valores de abertura das câmeras.

d_{im} (pixel)	$f_{\#}$
5,6	32
4,0	22
3,0	16
2,2	11
1,8	8
1,5	5,6
1,3	4
1,2	2,8

Neste ponto, é importante ressaltar o conceito *profundidade de campo*. Partículas presentes em planos correspondentes a diferentes valores de Z na proximidade do plano objeto da lente geram imagens cujos diâmetros praticamente não variam quando o processo de formação da imagem é dominado por difração. Assim, imagens de partículas que não se encontram exatamente no plano objeto são registradas na imagem com foco aceitável. Portanto, segundo Raffel *et al.*, 2007, uma vez determinada a abertura da lente, $f_{\#}$, esta faixa de valores de Z , denominada *profundidade de campo*, pode ser obtida através da equação (6.5):

$$\delta_z = 2f_{\#}d_{diff} \frac{M + 1}{M^2} \quad (6.5)$$

Assim, partículas nas regiões $\pm\delta_z/2$ do plano objeto nominal produzirão imagens que podem ser consideradas em bom foco. Com uma escolha apropriada de $f_{\#}$ e M , pode-se fazer com que a profundidade de campo seja maior que a espessura do plano de luz, $\delta_z > \Delta Z_{pl}$, de forma que todas as partículas dentro do

plano de luz produzam imagens em foco. Neste trabalho, portanto, a profundidade de campo teórica, para $f_{\#} = 11$, foi de 4,2 mm. Como o plano de laser possuía aproximadamente 1,8 mm de espessura, todas as partículas iluminadas se encontravam dentro de foco.

6.1.2. Concentração de partículas

Conforme previamente mencionado, um fator importante para utilização da técnica PIV, a ser determinado ainda na fase de preparação do experimento, é a quantidade de partículas em massa que deve ser adicionada à solução. Um parâmetro relevante utilizado para determinar essa concentração de partículas em suspensão, é a densidade da imagem, N_S , que significa o número de partículas presentes em um cilindro imaginário com a espessura do plano de laser (Adrian, 1984), e que pode ser calculado de acordo com as equações (6.6) e (6.7) (De Almeida Martins, 2016):

$$N_S = C \Delta_z \frac{\pi}{4} \left(\frac{d_{im} \Delta_{pixel}}{M} \right)^2 \quad (6.6)$$

$$N_S = ppp A_p \quad (6.7)$$

onde, nas expressões acima, C é a concentração de partículas, ppp é o número médio de partículas por *pixel*, Δ_z é a espessura do plano de laser e A_p é a área média, em *pixel*, ocupada por uma partícula nas imagens, e que pode ser definida pela equação (6.8):

$$A_p = \frac{\pi}{4} (d_{im})^2 \quad (6.8)$$

A densidade de partículas na imagem deve ser ajustada para que a razão entre o sinal de interesse e o ruído no plano de correlação seja otimizada. O objetivo é dar condições para que os picos de correlação atribuídos aos deslocamentos das partículas e aos ruídos das imagens possam ser facilmente distinguidos. A Figura 6.1 exemplifica a relação entre o número de partículas em dispersão por janela de interrogação e o número de vetores válidos resultantes da correlação das imagens. Pode-se observar que o número de vetores válidos sofre redução abrupta quando o

número de partículas por janela de interrogação é menor do que 6. Por isso é prática comum adotar um limite seguro de no mínimo 8 partículas por janela. Algumas referências sugerem um limite mais conservativo de 10 partículas, o que é prudente se considerarmos que na análise da figura abaixo não estão incluídos os efeitos de ruído nas imagens e de perda de partículas devido a componentes de velocidade para fora do plano de iluminação.

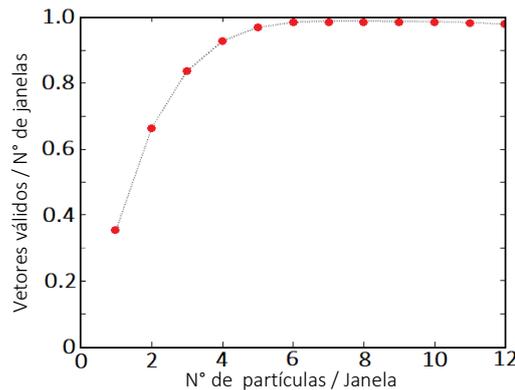


Figura 6.1 – Exemplo da influência da densidade de partículas sobre o número de vetores válidos. Nesta análise foram usadas janelas de 32×32 pixels e partículas com 2 pixels de diâmetro.

Os dados apresentados na Figura 6.1 são oriundos de imagens sintéticas, portanto, em situações reais, o comportamento pode ser ligeiramente diferente do apresentado. Contudo, a análise ainda serve como guia para auxiliar o cálculo da quantidade de partículas em massa a ser adicionada na solução utilizada como fluido de trabalho.

Portanto, combinando as equações (6.6), (6.7) e (6.8), é possível estabelecer a relação expressa na equação (6.9) para o cálculo da concentração de partículas.

$$C = \left(\frac{M}{\Delta_{pixel}} \right)^2 \frac{ppp}{\Delta_z} \quad (6.9)$$

Contudo, a concentração de partículas também pode ser obtida de forma direta através da relação entre o número de partículas colocadas na solução, n_p , e o volume total da mesma, V_{sol} , conforme apresentado na equação (6.10):

$$C = \frac{n_p}{V_{sol}} \quad (6.10)$$

Analogamente, o número de partículas também pode ser calculado diretamente a partir da simples razão entre a massa total de partículas sólidas, M_{part} , e o valor médio da massa de uma única partícula, m_{part} , conforme a equação (6.11).

$$n_p = \frac{M_{part}}{m_{part}} \quad (6.11)$$

A massa de uma única partícula pode ser facilmente determinada a partir dos valores de densidade e volume da partícula, ρ_{part} e V_{part} , respectivamente, como exposto nas equações (6.12) e (6.13):

$$m_{part} = \rho_{part} V_{part} \quad (6.12)$$

$$m_{part} = \frac{\rho_{part} \pi d_p^3}{6} \quad (6.13)$$

Finalmente, conforme proposto em Fernandes, 2017, a partir das equações (6.9), (6.10), (6.11) e (6.13), pode-se estabelecer uma única expressão para o cálculo da quantidade em massa de partículas que deve ser adicionada à solução utilizada como fluido de trabalho no experimento:

$$M_{part} = \left(\frac{M}{\Delta_{pixel}} \right)^2 \frac{ppp}{\Delta_z} V_{sol} \frac{\rho_{part} \pi d_p^3}{6} \quad (6.14)$$

De acordo com Raffel *et al.*, 2007, a concentração ideal de partículas para a técnica de PIV estereoscópico, em ppp , não deve ultrapassar o valor de 0,01, que, neste trabalho, significou uma massa de 0,17 g — levando em consideração o volume total da solução aquosa utilizada (10 litros) como fluido de trabalho. No entanto, é comum, sobretudo ao longo do tempo, as partículas depositarem em alguns pontos do circuito hidráulico da seção experimental, diminuindo a concentração em suspensão na solução. Portanto, a equação 6.13 fornece uma boa

estimativa da ordem de grandeza da massa de partículas que deve ser adicionada inicialmente ao fluido de trabalho. Neste trabalho, portanto, pôde ser observado que a concentração ideal de partículas foi obtida com aproximadamente 0.23 g, cerca de 35% a mais que o valor estimado. Além disso, a cada 5 horas de ensaio, aproximadamente, 0,08 g de partículas deveriam ser acrescentadas à solução para que a concentração da dispersão permanecesse nos valores satisfatórios.

6.1.3. Ponto de operação

Conforme descrito na seção 2.1, a natureza cíclica do coração cria condições pulsáteis de escoamento em todas as artérias. O coração trabalha em ciclos alternados de contração e relaxamento chamados sístole e diástole. É na sístole ventricular esquerda que o sangue é ejetado na artéria aorta. Valores tipicamente encontrados de vazão ao longo de um ciclo cardíaco na região da aorta ascendente estão apresentados na .

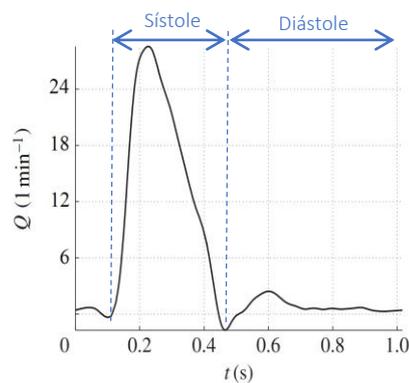


Figura 6.2 – Curva característica do fluxo sanguíneo na aorta ascendente humana durante um ciclo cardíaco. Modificado de Alastruey *et al.*, 2016.

No presente trabalho, no entanto, não foi levado em consideração a característica pulsátil do escoamento. Julgou-se que a abordagem do problema na condição de fluxo contínuo traria enormes simplificações à construção da seção experimental sem comprometer o objetivo do trabalho. Para isto, foi determinado para o estudo dos casos a vazão, $Q = 25$ l/min, valor tipicamente encontrado no pico da sístole ventricular na região da aorta ascendente (Alastruey *et al.*, 2016). Portanto, levando em consideração as propriedades físicas do fluido de trabalho ($\rho = 1157,4$ kg/m³ e $\mu = 8,786 \times 10^{-3}$ Pa.s) e o diâmetro interno do tubo utilizado para

a conexão de entrada do fantoma aórtico, $D_{in} = 16 \text{ mm}$, o número de Reynolds do escoamento na região *transvalvar* era turbulento, $Re_{in} = 4370$, definido pela equação (6.15).

$$Re = \frac{4Q}{v\pi D} \quad (6.15)$$

onde v , a viscosidade cinemática do fluido de trabalho, é definida pela razão entre a viscosidade dinâmica, μ , e a massa específica, ρ . No entanto, nas regiões onde foram realizadas as medições do escoamento, o número de Reynolds caía para valores em torno de 1740. Isto se deve ao aumento das áreas das seções transversais do modelo vascular, cujo diâmetro hidráulico médio é de 40 mm.

A fim de respeitar ao máximo as condições fisiológicas do escoamento no interior da aorta torácica, de acordo com Alastruey *et al.*, 2016, as vazões nas vias de saída do modelo vascular — especificadas na seção 5.1 —, estão apresentadas na Figura 6.3. As vias referentes às coronárias permaneceram fechadas, conforme as explicações dadas na seção 5.1.

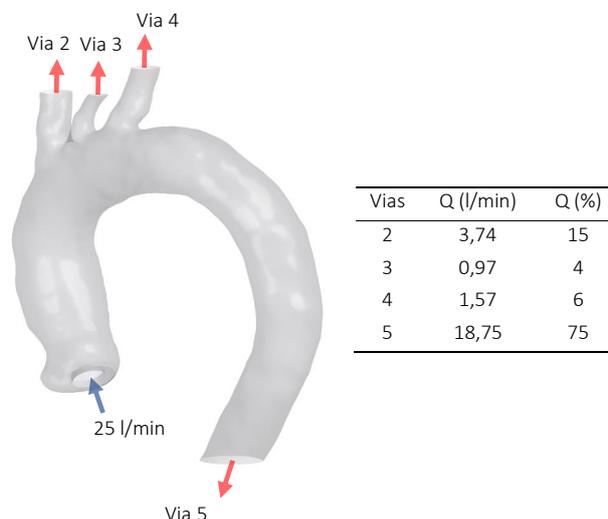


Figura 6.3 – Valores pré-estabelecidos para vazão nas vias de entrada e saída do fantoma aórtico nos ensaios experimentais.

6.2. Procedimento de calibração

Conforme descrito na seção 4.3, a técnica PIV estereoscópica demanda que todo o sistema seja previamente calibrado a partir da utilização das imagens de um padrão, no caso, o alvo de calibração apresentado na seção 5.7.4. Portanto, antes de

realizar as medições do escoamento, foram adquiridas as imagens do alvo em três posições diferentes ao longo do eixo axial da região de medição — como mostra a Figura 6.4. Através de uma mesa de coordenadas instalada sob a base móvel da seção experimental, era possível transladar o alvo para as posições 1, 2 e 3 de calibração, igualmente espaçadas em 1,0 mm entre si. O plano central, indicado como 2 na Figura, era coincidente com a linha mediana do plano do laser.

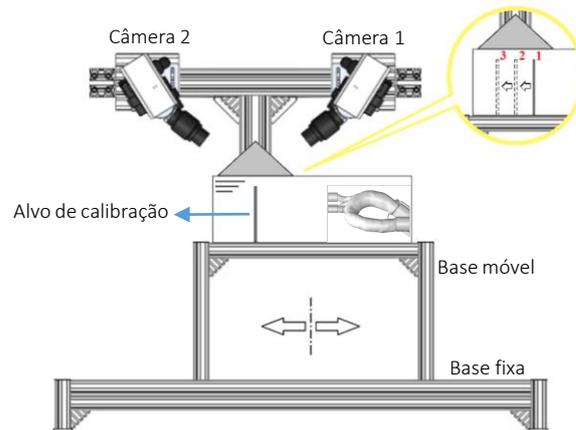


Figura 6.4 – Variação no posicionamento do alvo durante o procedimento de calibração do sistema PIV estereoscópico.

A Figura 6.5 apresenta a imagem da seção experimental durante o procedimento de calibração. Observando a figura, pode-se perceber que duas luminárias foram instaladas por trás das câmeras para garantir iluminação uniforme do alvo de calibração. O recipiente de acrílico no qual o alvo estava aparafusado, foi revestido internamente com plástico adesivo branco para melhorar o contraste das imagens capturadas.



Figura 6.5 – Alvo posicionado para aquisição das imagens durante o procedimento de calibração.

A **Figura 6.6** mostra um par de imagem, dentre os três pares adquiridos durante o procedimento de calibração. Mesmo com todos os cuidados tomadas para que as imagens aquisitadas apresentassem as melhores condições possíveis para detecção dos pontos do alvo de calibração, é possível observar a presença de sombras e impurezas, imperceptíveis a olho nu, mas que podem dificultar o reconhecimento dos pontos pelo software Insight 4G (TSI, EUA).

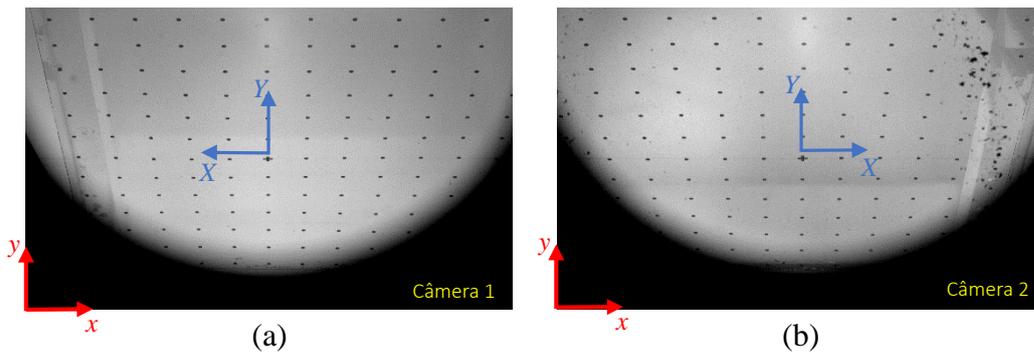


Figura 6.6 – Imagens em perspectiva do alvo de calibração durante a calibração do sistema PIV; (a) imagem da câmera 1, (b) imagem da câmera 2. Indicados em azul, os eixos de coordenadas XY do alvo de calibração, e em vermelho, os eixos de coordenadas xy das imagens das câmeras.

A fim de contornar este problema e auxiliar a detecção dos pontos do alvo, as imagens foram pré-processadas e binarizadas com o software ImageJ. A Figura 6.7 apresenta o mesmo par de imagens da Figura 6.6 após terem sido binarizadas. Pode-se observar facilmente que esta etapa de condicionamento das imagens eliminou a influência das sombras e impurezas na detecção dos pontos, viabilizando o processo de calibração.

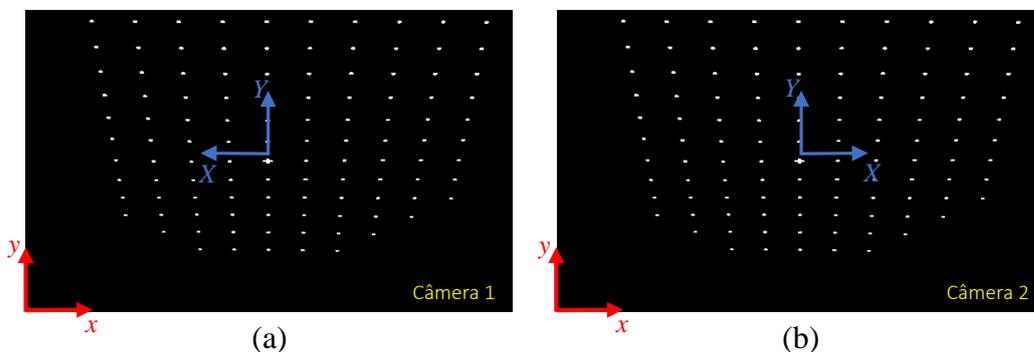


Figura 6.7 – Imagens em perspectiva do alvo de calibração após serem pré-processadas e binarizadas; (a) imagem da câmera 1, (b) imagem da câmera 2. Indicados em azul, os eixos de coordenadas XY do alvo de calibração, e em vermelho, os eixos de coordenadas xy das imagens das câmeras.

Após a realização do procedimento de calibração, foi feita a distorção das imagens do alvo de calibração com o intuito de conferir se a função de mapeamento obtida seria capaz de transformar, de maneira satisfatória, as imagens do plano da imagem para o plano de medição. A **Figura 6.8** apresenta as mesmas imagens da **Figura 6.7**, porém distorcidas. Observado a **Figura 6.8** (a), pode-se notar que no processo de distorção das imagens, a imagem da câmera 1 é devidamente invertida em torno do eixo y para que, durante o processamento dos campos de velocidade, a correlação entre as imagens das câmeras 1 e 2 seja feita corretamente.

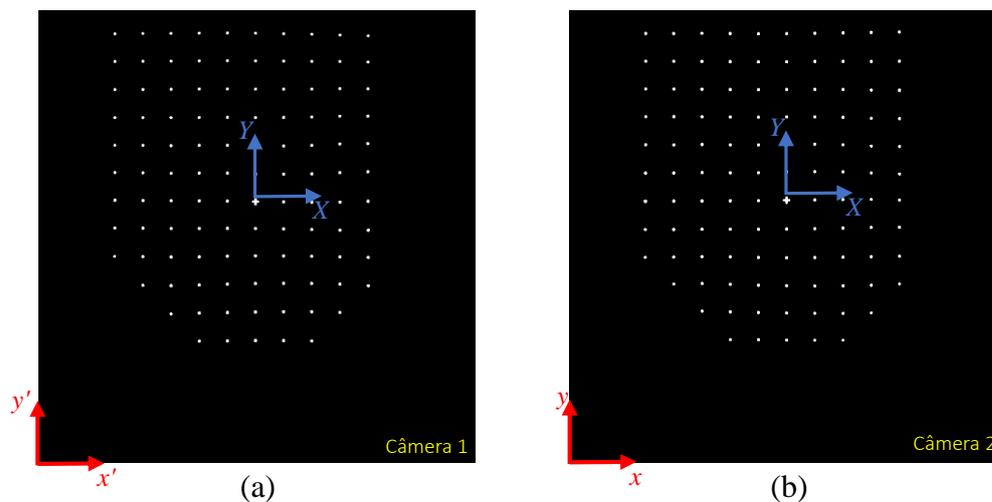


Figura 6.8 – Imagens distorcidas do alvo de calibração; (a) imagem da câmera 1, (b) imagem da câmera 2. Indicados em azul, os eixos de coordenadas XY do alvo de calibração, e em vermelho, os eixos de coordenadas xy da imagem da câmera 2 e os eixos de coordenadas $x'y'$ da imagem câmera 1, reposicionados após a inversão da imagem.

A **Figura 6.9** demonstra a sobreposição entre as duas imagens distorcidas da **Figura 6.8**. Os pontos da imagem da câmera 2 foram coloridos em vermelho para facilitar a avaliação da sobreposição. Pode-se observar que os pontos do alvo de calibração apresentam boa coincidência na imagem resultante, indicando que a função de mapeamento consegue distorcer satisfatoriamente ambas as imagens das câmeras. Alguns pontos nas extremidades do alvo não apresentaram exatidão quando sobrepostos, possivelmente devido às distorções ópticas causadas pela imprecisão na compatibilidade dos índices de refração da solução aquosa de glicerina na qual o alvo estava imerso e do prisma triangular fabricado com a resina Sylgard 184. No entanto, de maneira geral, o procedimento de calibração foi considerado satisfatório.

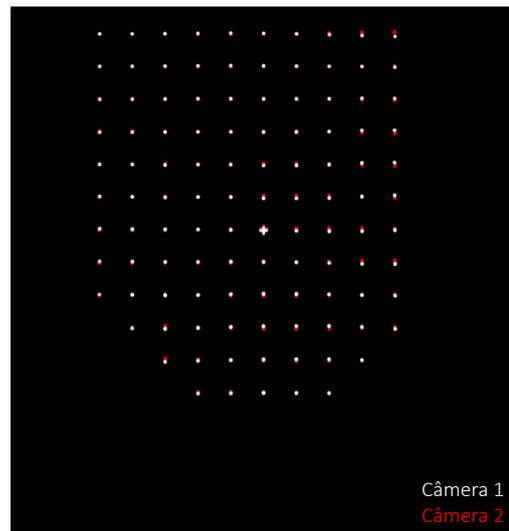


Figura 6.9 – Sobreposição das imagens distorcidas do alvo de calibração; imagem da câmera esquerda com pontos brancos, imagem da câmera direita com pontos vermelhos.

6.3. Planos de medição

Desde as primeiras etapas de concepção do fantoma aórtico, este fora desenvolvido para que no momento de seu posicionamento na seção de testes, o plano do laser pudesse ser coincidente, e transladar paralelamente, ao plano transversal do corpo humano — a Figura 6.10 apresenta os principais planos anatômicos do corpo humano. A fim de auxiliar no entendimento da orientação de posicionamento do fantoma aórtico na seção experimental, a Figura 6.11 ilustra como, caso fosse, um corpo humano estaria posicionado na bancada experimental sob as lentes das câmeras do sistema PIV. Em seguida, a Figura 6.12 apresenta novamente as vistas frontal e lateral da seção de testes.

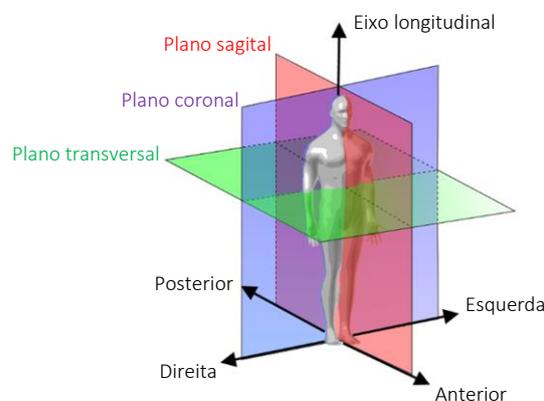


Figura 6.10 – Nomenclatura utilizada para a designação dos principais eixos e planos anatômicos.

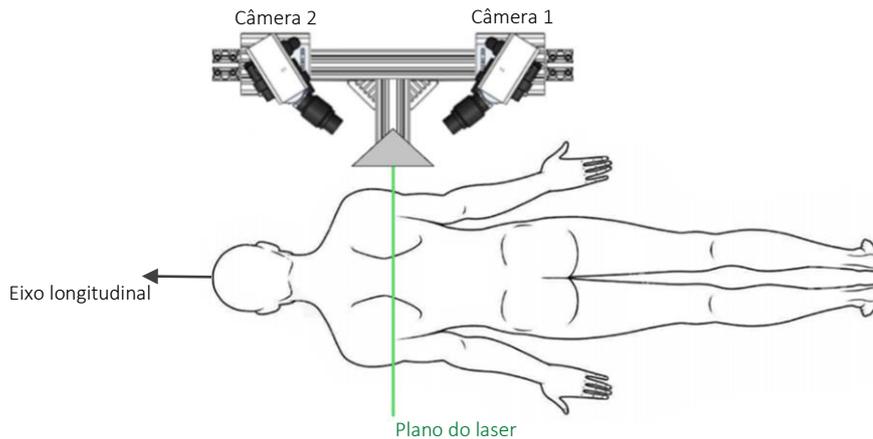


Figura 6.11 – Alusão a como estaria posicionado um corpo humano sob as câmeras do sistema PIV devido a posição adotada para o modelo aórtico de silicone na seção experimental.

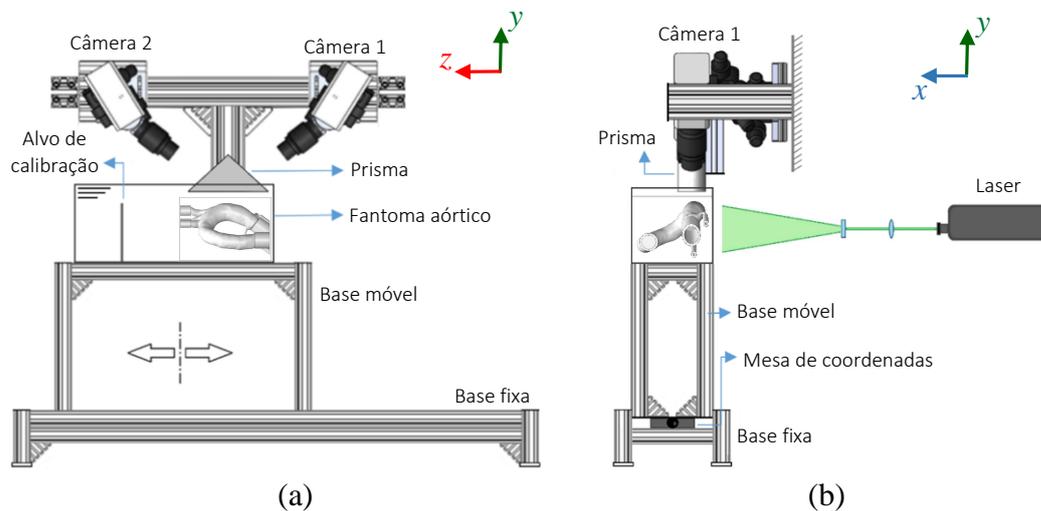


Figura 6.12 – Representação esquemática da seção experimental; (a) vista frontal, (b) vista lateral.

Dessa forma, foram definidas seis posições no eixo z , todas compreendidas ao longo do segmento ascendente do fantoma aórtico, nas quais seriam realizadas as medições dos campos de velocidade. A Figura 6.13 apresenta as posições, tomando como referência o centroide do plano definido pelo ânulo aórtico do fantoma, dos seis planos de medição do escoamento.

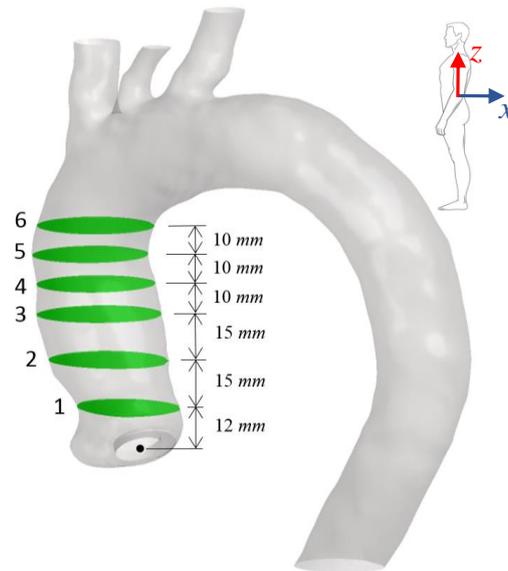


Figura 6.13– Posição dos seis planos de medição ao longo do eixo z na aorta ascendente. Vista lateral.

A Figura 6.14 apresenta o contorno da seção vascular de cada plano de medição. Em cada caso, estão contidas as principais dimensões características do modelo.

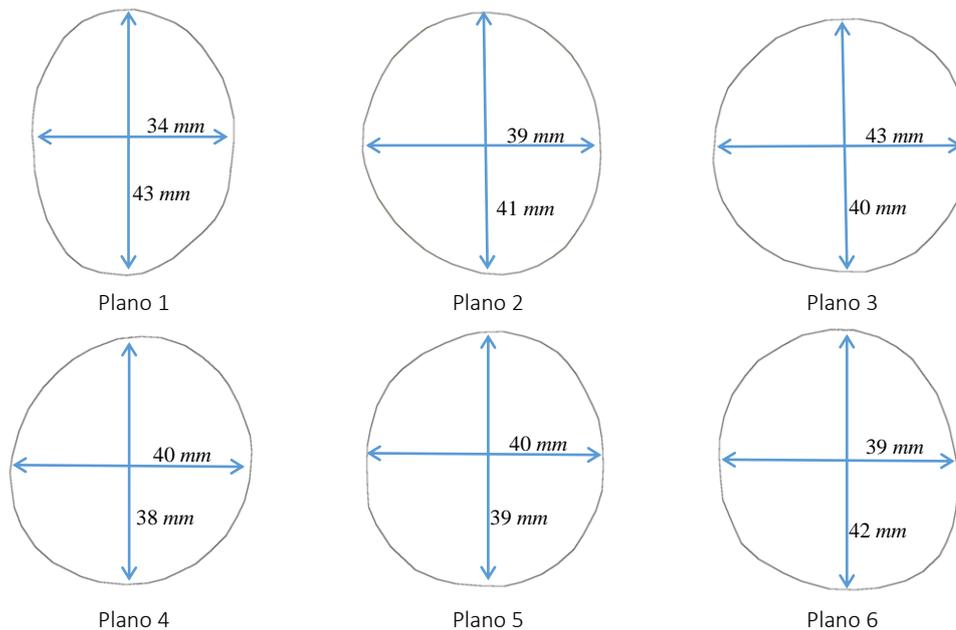


Figura 6.14 – Dimensões características da seção vascular em cada plano de medição, do 1 ao 6.

Devido à anatomia da aorta, as imagens dos seis planos de medição, quando sobrepostas, mostram que o lúmen aórtico — região vascular por onde ocorre o

escoamento — varia de posição no campo de visão das câmeras. Para exemplificar essa explicação, a Figura 6.15 apresenta as imagens distorcidas dos seis planos de medição sobrepostas sobre a imagem do alvo de calibração. Portanto, na montagem do arranjo estereoscópico, as câmeras foram posicionadas de tal forma para que seus campos de visão fossem capazes de abranger a variação de posição da região de escoamento em cada plano de medição.

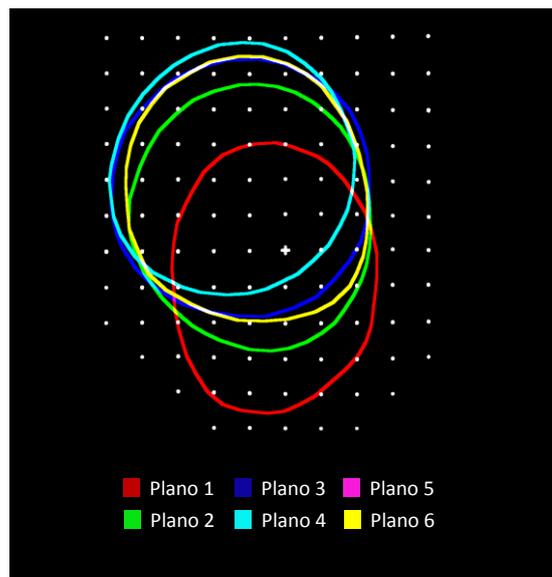


Figura 6.15 – Sobreposição dos seis planos de medição sobre a imagem do alvo de calibração.

6.4. Condições de entrada do escoamento

Conforme descrito nas seções introdutórias deste documento, o objetivo principal do trabalho foi investigar os impactos causados pela variação angular do jato de entrada no fantoma aórtico através de análises quantitativas e qualitativas do escoamento nas regiões da raiz da aorta e segmento ascendente do modelo de silicone.

Foram investigadas a condição de entrada com inclinação nula (0°) — direção normal ao plano formado pelo ânulo aórtico — e dois ângulos de inclinação (α), 4° e 8° , nos quatro sentidos de orientação do corpo humano: *anterior*, *posterior*, *direita* e *esquerda*; como indicado na Figura 6.16. Dessa forma, um total de nove condições de entrada do escoamento foram estudadas, e para cada condição, seis campos de velocidade foram medidos — representados na Figura 6.13.

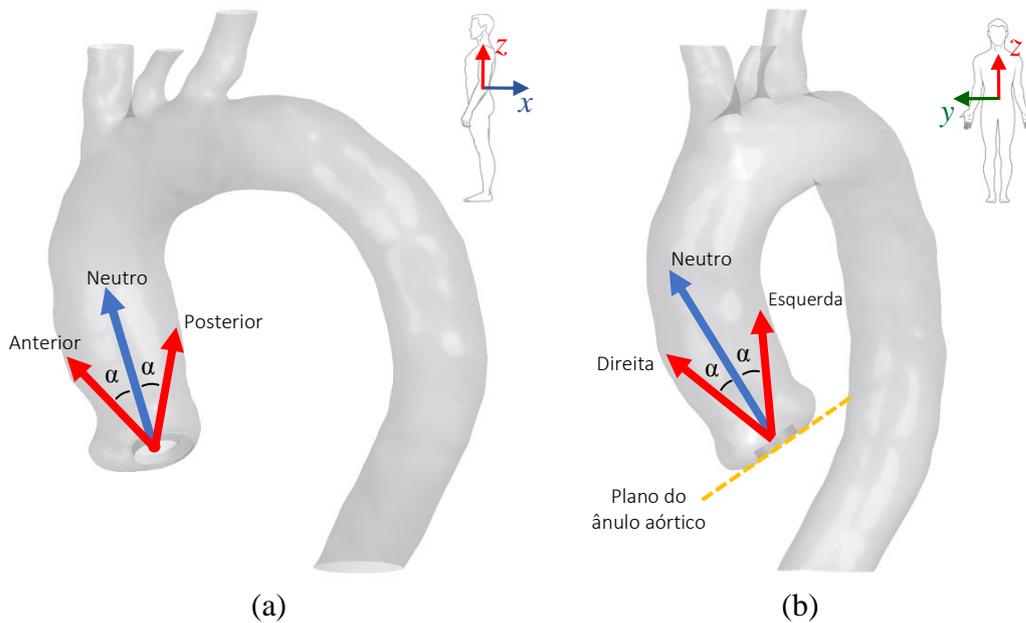


Figura 6.16 – Indicações dos sentidos de orientação do jato de entrada no modelo aórtico; (a) visto frontal, (b) vista lateral.

6.5. Aquisição das imagens

Com a resolução e frequência de aquisição das imagens descritas na seção 5.7.1, para uma dada condição de entrada — orientação e ângulo de inclinação —, eram capturados, em cada plano de medição, 1500 pares de imagens por cada câmera. Como o objetivo era calcular as grandezas a partir de um campo médio de velocidades, a aquisição do conjunto de imagens em cada plano de medição era realizada em um intervalo de tempo de 1 hora, considerado suficiente para que não houvesse o correlacionamento entre as medidas instantâneas dos campos de velocidade. Após serem adquiridos os conjuntos de imagens dos 6 planos de medição, apresentados na seção 6.3, o ciclo era reiniciado alterando a condição de entrada do ensaio e realizando uma nova calibração do sistema. Portanto, a fim de evitar erros de desalinhamento que porventura pudessem ocorrer e comprometer os dados medidos, a seção de testes era calibrada sempre que a condição de entrada do escoamento era alterada.

Para se estabelecer o número necessário de imagens por plano, foi realizada uma análise de convergência com 3000 pares de imagens, onde os campos médios e de flutuações turbulentas de velocidade eram calculados progressivamente a cada

250 pares de imagens. Tomando-se como referência para análise um determinado ponto na região de pico dos campos de velocidade — por estar na região mais crítica do escoamento —, pode-se observar pela Figura 6.17 (a) que o valor da média da velocidade calculada permaneceu constante a partir das análises realizadas com uma amostra contendo 1200 pares de imagens (N). Como esperado, a flutuação da velocidade requer um número maior de amostras para apresentar um nível satisfatório de convergência. De fato, Figura 6.17 (b) apresenta a flutuação deste mesmo ponto, em valores percentuais (w'/\bar{w}), para a mesma amostra de imagens, indicando uma convergência na flutuação do componente da velocidade para cerca de 1500 imagens. Como um número maior de imagens, que garantia uma boa convergência, leva a tempos proibitivos de processamento das imagens, optou-se para uma solução de compromisso onde foram adquiridas 1500 pares de imagens. Neste caso, utilizando um computador com processador Intel® Core™ i7-3770 de 3,40 GHz e com memória de 16,0 GB, o tempo necessário para processar 1500 pares de imagens era de aproximadamente 7 horas.

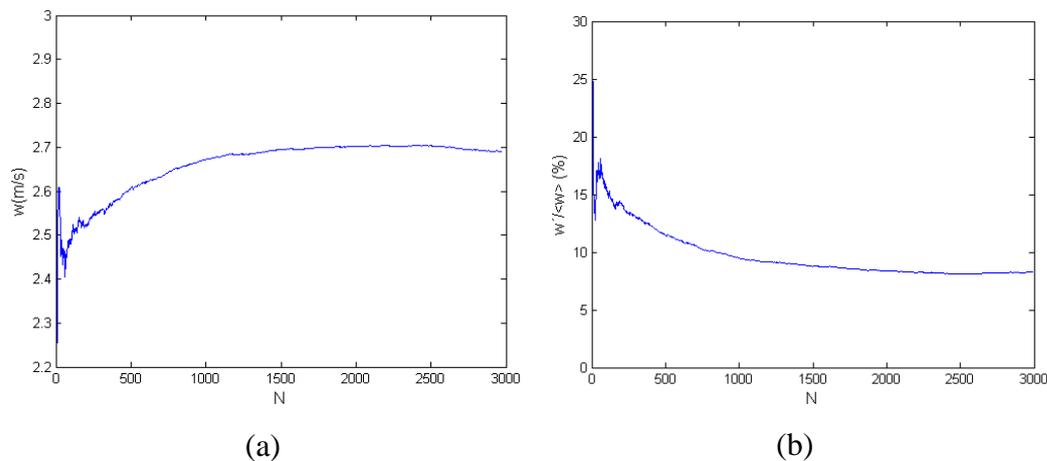


Figura 6.17 – Análise de convergência dos dados em função do número de imagens processadas, N ; (a) valor médio do componente w da velocidade e (b) valor da flutuação turbulenta do componente w da velocidade.

6.6. Processamento de imagens

O desempenho da técnica PIV está diretamente relacionado à qualidade das imagens e seu tratamento após a aquisição (Raffel *et al.*, 2007). Normalmente, quando os métodos de correlação são aplicados em imagens que apresentam boa iluminação e bom contraste, baixo ruído, tamanho e deslocamento adequado das

partículas, a obtenção dos campos de velocidade torna-se uma tarefa bastante simples. Contudo, o devido cumprimento dessas condições nem sempre pode ser obtido. Imagens com intensidades de iluminação irregulares causadas por reflexões, feixes de luz não-uniformes, partículas desformes, dentre outros fatores, podem levar ao cálculo tendencioso dos vetores velocidade. Portanto, para se obter a melhor qualidade de imagens que as circunstâncias experimentais permitam, todos os critérios inerentes às etapas antes e durante a aquisição das imagens devem ser rigorosamente cumpridos ou otimizados ao máximo possível. No entanto, ainda que a qualidade das imagens não seja ideal, pode-se lançar mãos de recursos de pré-processamento para melhorá-las, antes de submetê-las ao cálculo dos campos de velocidade.

6.6.1. Pré-processamento

Existe uma diversidade de técnicas e algoritmos que viabiliza a melhoria do sinal nas imagens após serem adquiridas (Westerweel, 1997; Lindken e Merzkirch, 2002; Honkanen e Nobach, 2005; Shavit *et al.*, 2007; Seol e Socolofsky, 2008; Theunissen *et al.*, 2008). Segundo Raffel *et al.*, 2007, de forma bem objetiva, as técnicas buscam aumentar e uniformizar a intensidade de iluminação das partículas em relação aos ruídos de fundo ou objetos alheios estacionários nas imagens. O caminho mais simples de se obter esse resultado é a subtração da iluminação de fundo das imagens. Existem diversas maneiras de se determinar qual é a iluminação, ruídos e objetos alheios que se repetem continuamente no fundo das imagens, uma delas é calculando uma imagem média a partir de uma amostra suficientemente grande de imagens adquiridas. Em seguida, subtraindo a imagem média calculada de cada uma das imagens adquiridas, obtém-se as imagens prontas para serem processadas. Neste trabalho, para cada plano de medição e em cada condição de entrada, a imagem média era calculada a partir dos próprios 1500 pares de imagens capturados para o cálculo dos campos de velocidade. Esse simples recurso de pré-processamento ajudava a evidenciar as partículas e melhorar a qualidade do processamento.

6.6.2. Métodos de interrogação

Existem hoje disponíveis vários métodos de refinamento das janelas de interrogação com o objetivo de aumentar a resolução espacial e reduzir a perda de partículas na correlação. Dentre os métodos, destacam-se os esquemas de múltiplos passes e de refinamento de malha por serem os mais utilizados. Uma revisão detalhada acerca destes algoritmos pode ser encontrada nos trabalhos de Hart, 2000; Scarano, 2001; Wereley e Meinhart, 2001; Raffel *et al.*, 2007.

No método de múltiplos passes, as janelas de interrogação são deslocadas entre si. O número de pixels e a direção são dados pelo deslocamento médio das partículas calculado através da correlação no passe inicial. Trata-se de um método iterativo que se repete até que o deslocamento das janelas atinja a convergência de ± 1 *pixel*. Desse modo, reduz-se a perda de partículas correlacionadas dentro das janelas de interrogação.

O método de refinamento da malha é uma extensão do esquema de múltiplos passes. Esse método, por sua vez, utiliza a técnica de múltiplos passes para estimar o avanço inicial das janelas de interrogação. A partir daí os deslocamentos estimados para janelas mais “grosseiras” são interpolados para uma malha mais refinada. O procedimento é então repetido continuamente até que seja feito um passe com estimativa de deslocamento da ordem de *subpixel*, utilizando, por exemplo, um ajuste gaussiano. Segundo Raffel *et al.*, 2007, esta técnica permite que sejam utilizadas janelas de interrogação de tamanho menor do que o deslocamento das partículas, o que resulta em um aumento considerável da resolução espacial. Neste trabalho, a partir da utilização do software Insight 4G (TSI, EUA), optou-se por iniciar a varredura das imagens com janelas de 64 *pixels*, para em seguida serem novamente interrogadas com janelas reduzidas de 32 *pixels*, e com 50% de sobreposição entre elas. O resultado desta operação foi uma malha contendo vetores com espaçamento de 0,98 mm entre si, resolução considerada satisfatória. A Figura 6.18 exemplifica o funcionamento do método.

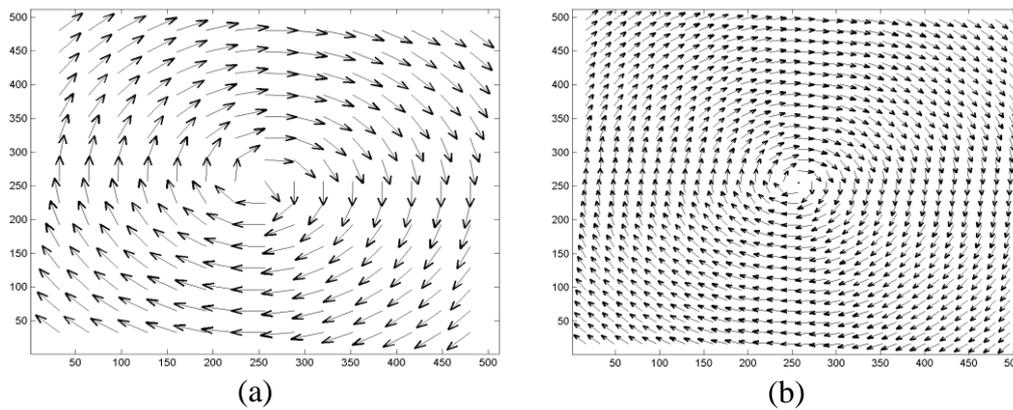


Figura 6.18 – Exemplo de passos de iteração do método de refinamento de malha. Os tamanhos das janelas de interrogação utilizadas são de (a) 64×64 pixels e (b) 32×32 pixels (Abrantes *et al.*, 2012).

Tanto no método de análise mais simples quanto nos métodos de múltiplos passes e refinamento de malha, assume-se que a posição relativa das partículas dentro das janelas de interrogação se mantém aproximadamente a mesma para os dois instantes de tempo.

6.6.3. Pós-processamento

Conforme discutido anteriormente, a qualidade dos resultados obtidos com a técnica PIV está condicionada a diversos fatores que podem não ser satisfeitos ao longo de todo o campo da imagem. Dessa forma, mesmo imagens consideradas de boa qualidade podem conter regiões onde a iluminação, o número de partículas, e outros fatores, não sejam suficientes para garantir sucesso na estimação do deslocamento das partículas. Assim, é possível que os campos de velocidade contenham vetores isolados com valores discrepantes em relação ao restante do escoamento, chamados de vetores espúrios. Normalmente, em medições de PIV com boa qualidade, a remoção de vetores espúrios não ultrapassa 1% do número total, e em casos mais difíceis pode chegar a 5%. A princípio, a existência de poucos vetores espúrios pode não parecer significativa para o campo de velocidades, no entanto, a presença de tais vetores pode influenciar severamente a extração de outras informações do escoamento como, por exemplo, a vorticidade. Por isso é necessário que seja realizada a validação dos dados e a remoção de discrepâncias antes de se proceder com a análise dos resultados. Uma discussão acerca desse tema pode ser encontrada no trabalho de Foucaut e Stanislas, 2002.

Vetores espúrios são facilmente identificados pelo olho humano, mas devido ao volume de dados, é necessário que o processo seja automatizado. Para isso foram desenvolvidos ao longo dos anos diversos algoritmos de validação dos resultados de PIV, com o objetivo de detectar e remover estes vetores. Algumas referências que tratam deste tema são os trabalhos de Hart, 2000; Liang *et al.*, 2003; Shinnee *et al.*, 2004; Westerweel e Scarano, 2005; Pun *et al.*, 2007; Liu *et al.*, 2008; Garcia, 2011. A recente atividade indica que este ainda é um tema em desenvolvimento. Entretanto, existem métodos simples e já estabelecidos que fornecem boa eficiência na remoção de dados discrepantes. Dentre estes métodos destacam-se os filtros por média global, diferença de vetores, média dinâmica, mediana, mediana normalizada e intensidade do pico. Alguns métodos apresentam maior eficiência que outros em diferentes situações, de modo que a escolha do algoritmo e o ajuste dos parâmetros cabem ao usuário e devem ser feitos com o cuidado adequado para evitar a remoção excessiva de dados. Neste trabalho, o critério de validação utilizado foi a comparação de cada vetor com a mediana dos vetores vizinhos. Quando a diferença entre o vetor avaliado e a referência calculada era maior que a tolerância estipulada — neste caso, definida em 2 *pixels* —, o vetor era considerado inválido.

Após a remoção de vetores espúrios é aceitável substituir os dados perdidos por vetores provenientes de picos de correlação alternativos ou por vetores obtidos através da interpolação dos dados válidos, que foi o recurso utilizado neste trabalho. Caso o número de vetores espúrios esteja acima dos 5%, ou estejam concentrados em regiões específicas da imagem, a substituição deve ser feita com extremo cuidado para não criar informações artificiais nos campos de velocidade. Como no presente trabalho o número de vetores removidos esteve sempre abaixo dos 5%, este recurso pôde ser utilizado sem maiores ressalvas.

7 Resultados

Neste capítulo serão apresentados os resultados obtidos a partir das técnicas descritas nos capítulos anteriores. Primeiramente, serão expostos o critério e os resultados da validação da técnica PIV. Em seguida, serão apresentados detalhadamente os resultados oriundos das análises do escoamento em cada seção transversal do fantoma aórtico, conforme descrito na seção 6.3 do Capítulo 6.

Durante a apresentação dos dados, será adotada a convenção que as componentes do vetor velocidade nas direções dos eixos x , y e z serão denominadas u , v e w . No referencial adotado, apresentado na seção 6.3, o eixo z segue a direção principal do escoamento, a direção de y é paralela à direção de ação da força gravitacional e, por conseguinte, a direção de x é ortogonal aos eixos y e z .

7.1. Validação da técnica experimental

Em qualquer trabalho experimental, a técnica implementada para extração dos dados deve ser validada através de algum critério, seja ele a medição dos dados utilizando uma técnica alternativa ou por meio da comparação com uma grandeza conhecida. Neste trabalho, devido às características do próprio escoamento e à anatomia completamente irregular da aorta, que dificultava a obtenção de resultados analíticos na região de interesse, a alternativa encontrada para a validação da técnica de PIV estereoscópico foi comparar a vazão, integrando-se os campos de velocidades medidos, com a vazão entregue pela bomba volumétrica previamente calibrada. Conforme mencionado anteriormente, a vazão imposta na bomba foi de 25 l/min em todos os experimentos. Por sua vez, a vazão, Q_{cal} , em cada plano de medição pode ser calculada através da equação (7.1):

$$Q_{cal} = \sum_{i=1}^n \bar{w}_i \cdot A_i \quad (7.1)$$

onde, \bar{w}_i é a média da componente do vetor velocidade normal ao plano de medição, A_i é a área da janela de interrogação, conforme apresentado na seção 6.6.2, e o índice indexador, i , indica o vetor em questão no campo médio de velocidade.

A Tabela 7.1 apresenta os valores da vazão calculada em cada um dos seis planos de medição, conforme discriminados na Seção 6.3. Os resultados estão dispostos na tabela de acordo com a condição de entrada do escoamento — ângulo de inclinação e orientação — no fantoma aórtico, tal como detalhado na seção 5.4. A Tabela 7.2 apresenta o erro percentual associado a cada valor de vazão calculado, tomando como referência a vazão de 25 l/min imposta pela bomba volumétrica.

Tabela 7.1 – Vazão calculada nos planos 1 ao 6 para cada condição de entrada do escoamento. Vazão em l/min.

Ângulo	Orientação	Planos					
		1	2	3	4	5	6
0°		25.08	25.17	24.71	22.79	22.56	20.20
4°	Esquerda	25.13	25.36	25.34	24.12	24.51	22.10
	Posterior	24.93	25.67	23.86	22.49	22.49	19.90
	Direita	24.84	25.51	22.57	20.78	23.43	20.62
	Anterior	24.70	24.90	25.09	21.86	21.60	18.72
8°	Esquerda	25.55	26.06	26.05	25.60	24.50	22.68
	Posterior	24.55	25.41	24.02	23.11	24.05	21.97
	Direita	24.81	24.54	23.06	22.34	23.36	21.70
	Anterior	24.55	24.84	24.98	21.57	21.80	16.89

Tabela 7.2 – Erro percentual na vazão calculada tomando como referência a vazão entregue pela bomba no circuito hidráulico (%).

Ângulo	Orientação	Planos					
		1	2	3	4	5	6
0°		0.3	0.7	-1.2	-8.8	-9.8	-19.2
4°	Esquerda	0.5	1.4	1.4	-3.5	-2.0	-11.6
	Posterior	-0.3	2.7	-4.6	-10.0	-10.0	-20.4
	Direita	-0.6	2.0	-9.7	-16.9	-6.3	-17.5
	Anterior	-1.2	-0.4	0.4	-12.6	-13.6	-25.1
8°	Esquerda	2.2	4.2	4.2	2.4	-2.0	-9.3
	Posterior	-1.8	1.6	-3.9	-7.6	-3.8	-12.1
	Direita	-0.8	-1.8	-7.8	-10.6	-6.6	-13.2
	Anterior	-1.8	-0.6	-0.1	-13.7	-12.8	-32.4

Percebe-se, principalmente analisando a Tabela 7.1, que as vazões calculadas nos planos 1 e 2 apresentam excelente concordância com o valor de referência, a

vazão entregue pela bomba volumétrica da seção experimental. Esta constatação fica ainda mais evidente na Tabela 7.2, onde são apresentados, em valores percentuais, as diferenças entre as vazões calculada e imposta pela bomba. No entanto, a partir do *plano 3*, as vazões calculadas com base na integral das medições dos campos de velocidade começam a divergir da vazão entregue pela bomba. Nos planos onde as maiores divergências foram encontradas, os erros agravam-se principalmente para negativo, e, dependendo das condições de entrada imposta ao escoamento, esses valores aumentam substancialmente. Este comportamento do erro pode ser racionalizado pela observação das características do escoamento no interior do fantoma aórtico. Como será mostrado nas seções subsequentes, o jato proveniente da seção de entrada do modelo — tal como descrito na seção 5.4 do Capítulo 5 — colide contra a parede do fantoma aórtico na região médio ascendente. Este ponto de colisão pode mover-se nos sentidos de direção *proximal* ou *distal*, dependendo do ângulo e orientação adotados como condição de entrada para o escoamento. O jato, ao colidir contra parede do modelo, segue escoando concentrado e tangencialmente à parede do lúmen aórtico em direção ao grande arco aórtico. Esta característica do escoamento, onde os vetores de maiores magnitudes dos campos de velocidade estão concentrados na região próxima à parede, somada à resolução espacial da técnica PIV utilizada, explica porque em alguns planos analisados a vazão calculada apresenta maior erro. Por esta mesma razão, nos planos que cortam o escoamento na região em que o jato ainda não colidiu contra parede, ou seja, região na qual o jato encontra-se bem distribuído na seção e posicionado no meio da malha de janelas de interrogação, a comparação entre os valores de vazão calculada e vazão entregue pela bomba divergem em menos de 2%. Para os planos posicionados na região em que o escoamento segue concentrado tangenciando a parede da aorta, a resolução da malha implementada pela técnica PIV compromete o cálculo da vazão a ponto de serem obtidos erros da ordem de 10%, e, no caso mais crítico, um erro de 32,4%.

A concordância da integral dos campos de velocidade com a vazão imposta pela bomba nos planos de entrada serve como validação da técnica experimental implementada. O fato que, para alguns planos, o escoamento apresenta velocidades elevadas em regiões próximo à parede e praticamente nula no restante da seção não invalida a técnica no que diz respeito à medição de velocidade. Apenas indica que, para estas regiões, o cálculo da vazão por meio da integração dos perfis de

velocidade medidos está associado a níveis de incerteza elevados devido às regiões da seção de medição onde a velocidade é próxima de zero. Os vetores velocidade medidos na região do jato, no entanto, apresentam incerteza aceitável.

7.2. Campos médios de velocidade na condição de entrada neutra do escoamento

Nesta seção, serão apresentados os campos médios de velocidade obtidos com a técnica PIV estereoscópica implementada. Como descrito na seção 6.5, cada campo médio de velocidade é obtido a partir de 1500 campos instantâneos de velocidade. A fim de facilitar a compreensão geral do trabalho, optou-se por apresentar primeiramente somente os resultados obtidos para condição de entrada neutra, ou seja, condição tal onde não foi imposta qualquer inclinação no jato de entrada no interior do fantoma aórtico (0°). Conforme já explicado nas seções anteriores, entende-se que esta é a condição em que a prótese valvar implantada não sofreria qualquer variação angular de posição relativa à válvula nativa do paciente. Portanto, este é o caso base que será usado como referência nas análises dos demais casos estudados, e que serão apresentados nas seções subsequentes deste capítulo.

Para auxiliar o entendimento dos resultados, a Figura 7.1 é apresentada novamente, indicando a terminologia de orientação anatômica utilizada ao longo das análises e descrições dos gráficos. A Figura 7.2, por sua vez, apresenta as ilustrações de duas vistas, frontal e lateral, do modelo aórtico com o posicionamento dos planos onde foram realizadas as medidas dos campos de velocidade do escoamento.

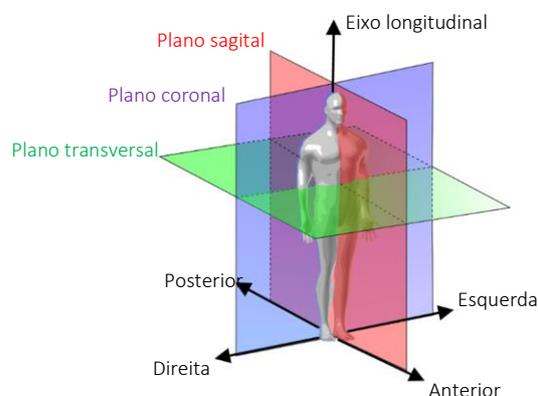


Figura 7.1 – Nomenclatura utilizada para a designação dos principais eixos e planos anatômicos.

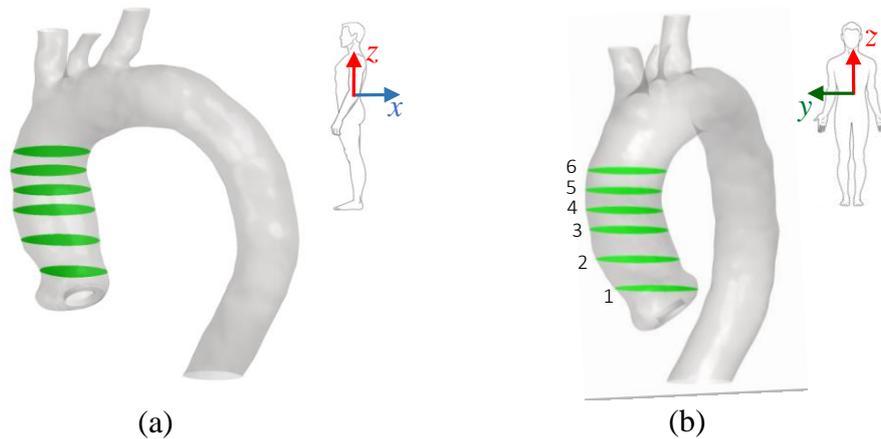


Figura 7.2 – Representação da aorta torácica com os seis planos de medição nas vistas (a) lateral esquerda e (b) frontal.

Neste ponto, cabe ressaltar ao leitor que, devido às características anatômicas e limitações da seção experimental implementada, os planos onde foram medidos os campos de velocidade, apresentados na Figura 7.2, não são ortogonais às linhas de corrente do escoamento. Estes planos, conforme a orientação dada na Figura 7.1, são planos transversais ao eixo longitudinal do corpo humano.

A seguir serão apresentados os campos médios de velocidade contendo as componentes \bar{u} , \bar{v} e \bar{w} dos vetores velocidade nos planos medidos de 1 a 6. Como mostram as equações (7.2), (7.3) e (7.4), as componentes são resultantes da média calculada a partir da amostra (N) de 1500 campos instantâneos de velocidade.

$$\bar{u} = \sum_{k=1}^N \frac{u_k}{N} \quad (7.2)$$

$$\bar{v} = \sum_{k=1}^N \frac{v_k}{N} \quad (7.3)$$

$$\bar{w} = \sum_{k=1}^N \frac{w_k}{N} \quad (7.4)$$

Os campos médios de velocidade estão representados como se o observador estivesse analisando o fluxo aórtico sob a perspectiva da vista de topo de um corpo humano, como detalhado através de representação de um corpo humano na Figura 7.3 (a). Portanto, cabe ressaltar que as figuras apresentam a componente \bar{w} na seção transversal, em cores referenciadas nas barras, e com sentido positivo para “fora do

plano da figura”, e em vetores as componentes \bar{u} e \bar{v} . A análise desses dados será feita após a apresentação sequencial das imagens contidas na Figura 7.3.

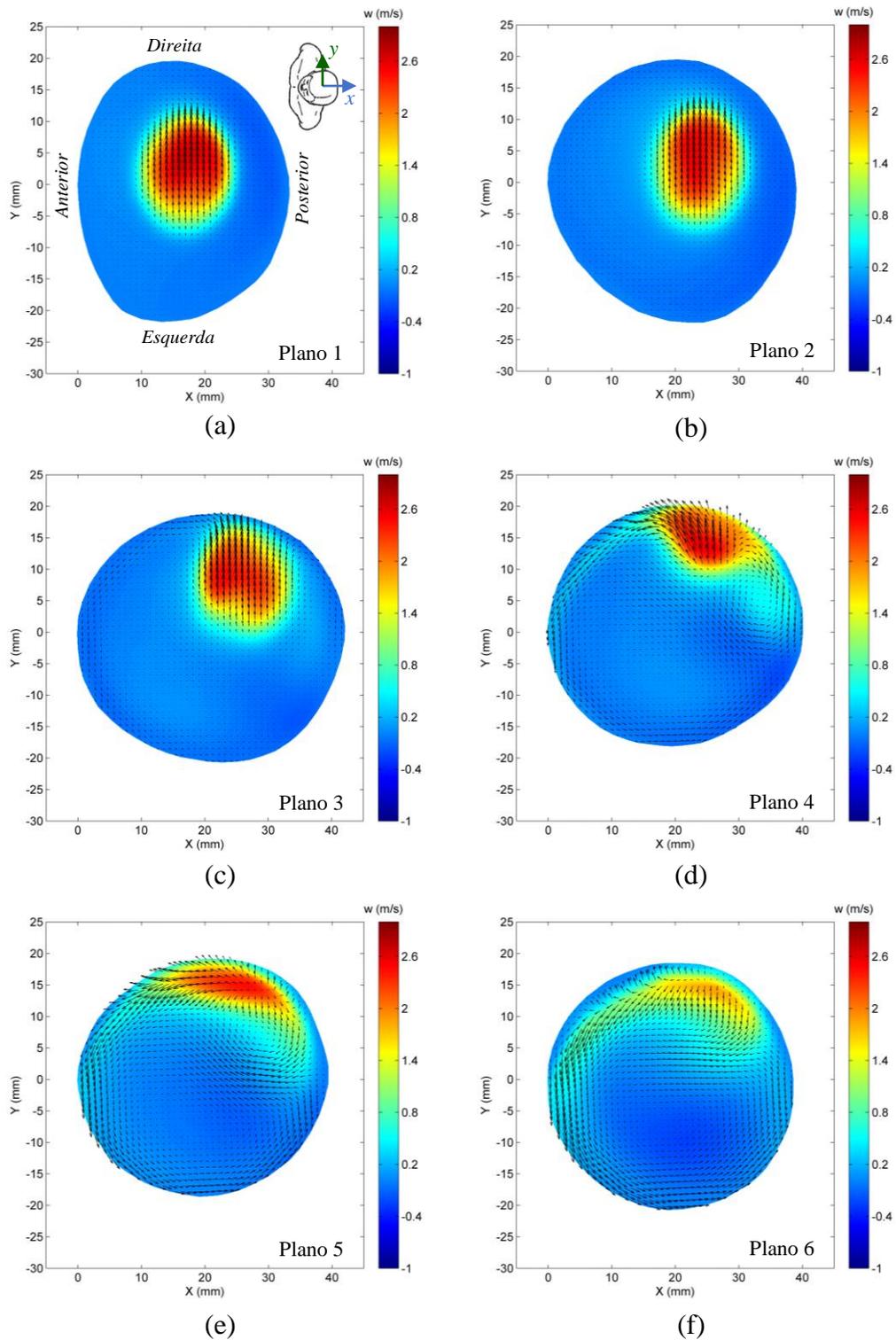


Figura 7.3 – Campos médios de velocidade medidos nos planos 1 a 6. Componente \bar{w} da velocidade representado em cores, e componentes \bar{u} e \bar{v} representados na forma de vetores. $Re_{in} = 4370$.

Analisando as seis figuras apresentadas na Figura 7.3, onde são mostrados os campos de velocidade da componente \bar{w} , em cores, e o vetores representando as componentes \bar{u} e \bar{v} , pode-se perceber as principais características de um fluxo por um canal estenótico, tipicamente identificado pela formação de um jato em ambiente confinado. Assim como observadas na literatura (Wootton e Ku, 1999; Berger e Jou, 2000; Gilon *et al.*, 2002), as principais características de um jato em um ambiente confinado são a separação do escoamento, zonas de recirculação, regiões de cisalhamento entre o jato de alta velocidade e as zonas de recirculação, desprendimento dos vórtices ao longo do jato e instabilidades à jusante do escoamento. Nos primeiros planos, 1 e 2, o jato adentra e viaja livremente através do fantoma aórtico. Percebe-se, nesta região, que o fluido ao longo de todo perímetro aórtico permanece estagnado, e que, portanto, o escoamento se dá de forma concentrada no meio do modelo. A magnitude máxima da componente \bar{w} em ambos os planos foi de aproximadamente 2,6 m/s, resultado coerente com vários trabalhos que investigaram o ambiente hemodinâmico *in vitro* e *in vivo* nesta mesma região da aorta, e sob os mesmos parâmetros de EOA — *valvar effective orifice area*, apresentado nas seções 2.3 e 5.4 — e vazão no pico da sístole ventricular esquerda, respectivamente 2,0 cm² e 25 l/min (Baumgartner *et al.*, 2009; Spethmann *et al.*, 2012; Saikrishnan *et al.*, 2013; Gunning *et al.*, 2014).

Na região em que se encontra o plano 3, o jato se aproxima e quase encosta na parede do modelo aórtico. Devido a esse movimento, já torna-se visível, ainda que sutilmente, ao observar os vetores formados pelas componentes \bar{u} e \bar{v} , o efeito de influência da parede sobre o escoamento indicando a tendência de fluxo helicoidal no sentido anti-horário — com respeito à regra da mão direita. Este comportamento incipiente no *plano 3*, ganha expressão no *plano 4*, onde o jato ao comprimir-se contra a parede na porção direita do modelo — conforme orientação indicativa na Figura 7.3(a) —, assume majoritariamente sentido de rotação anti-horário, enquanto uma parcela minoritária do fluido escoava no sentido horário tangenciando a parede posterior do lúmen aórtico. Cabe ainda ressaltar que na região em que o *plano 4* está posicionado no fantoma aórtico, o fluxo apresenta um padrão aproximado de escoamento de estagnação.

Analisando o campo vetorial do *plano 5*, percebe-se claramente que ambas correntes formadas, horária e anti-horária, agora encontram-se na porção posterior do modelo e migram para o interior do lúmen aórtico formando duas regiões de

recirculação. Como também pode ser visto facilmente no *plano 5*, o vórtice formado pela corrente anti-horária percorre quase todo o perímetro da seção transversal do fantoma, enquanto o vórtice formado pela corrente de sentido horário fica confinado em uma pequena região onde prevalecem as componentes \bar{w} de maiores magnitudes. Verifica-se ainda, no *plano 5*, uma ligeira diminuição nas magnitudes das componentes \bar{w} no campo vetorial, justificada principalmente pela dissipação de energia do escoamento ao longo da trajetória inicial percorrida pelo jato e por seu espalhamento na seção transversal, conforme descrito anteriormente. Este comportamento, de atenuação da velocidade no sentido axial do escoamento, torna-se definitivamente perceptível no *plano 6*, onde a magnitude máxima de \bar{w} , que vinha até o *plano 4* sendo da ordem de 2,6 m/s, passa a alcançar aproximadamente o valor de 2,0 m/s. Percebe-se também que a estrutura do escoamento no *plano 6* muda levemente de aparência. De fato, a pequena região de recirculação formada pela corrente horária, identificada nos planos 4 e 5, desaparece, restando somente uma grande região de recirculação de sentido anti-horário.

Portanto, a análise geral dos seis planos nos mostra que, para condição de entrada neutra do escoamento (0°), o fluxo através do segmento ascendente da aorta torácica, imediatamente após o jato colidir-se contra parede, assume uma estrutura helicoidal com rotação em sentido anti-horário; padrão de escoamento igualmente identificado por Ha *et al.*, 2016 e em tantos outros estudos (Frydrychowicz *et al.*, 2009; Bürk *et al.*, 2012; Faggiano *et al.*, 2013; Gunning *et al.*, 2014; Kopanidis *et al.*, 2015). Esta trajetória percorrida pelo jato, somada às características anatômicas do modelo aórtico, impõem ao ambiente fluidodinâmico em questão uma grande região de estagnação e recirculação, caracterizada basicamente por estar posicionada diametralmente oposta à trajetória percorrida pelo jato e facilmente identificada nas figuras pelas magnitudes da componente \bar{w} em torno de zero.

Quanto mais estreita for a área de abertura valvar do paciente (EOA), seja ela causada por estenose valvar ou até mesmo devido à prótese não alcançar uma área valvar adequada para o paciente, espera-se que o jato formado torne-se mais rápido e estreito, impactando nos padrões de escoamento na região supra valvar, e resultando em maiores níveis de tensão de cisalhamento e turbulência (Young e Tsai, 1973; Baumgartner *et al.*, 2009; Frydrychowicz *et al.*, 2009; Bürk *et al.*, 2012; Faggiano *et al.*, 2013; Gunning *et al.*, 2014; Kopanidis *et al.*, 2015; Ha *et al.*, 2016). Por outro lado, de acordo com os dados reportados em Baumgartner *et al.*, 2009,

indivíduos adultos saudáveis possuem área de abertura valvar entre 3,0 e 4,0 cm². Isto reflete em um ambiente hemodinâmico na região da aorta torácica mais bem-comportado, onde os padrões helicoidais de escoamento não são facilmente identificados, e os valores máximos de velocidade permanecem em torno de 1,0 m/s (Stalder *et al.*, 2011; Bürk *et al.*, 2012; Faggiano *et al.*, 2013; Ha *et al.*, 2016).

7.3. Campos médios de velocidade em cada plano de medição: efeito do ângulo do jato de entrada

Conforme descrito nas seções introdutórias deste documento, o objetivo principal do trabalho foi investigar os impactos causados pela variação angular do jato de entrada no fantoma aórtico através de análises quantitativas e qualitativas do escoamento nas regiões da raiz da aorta e segmento ascendente do modelo de silicone.

Portanto, nesta seção, serão apresentados os resultados obtidos nos ensaios em que foram impostas às condições de entrada do escoamento os ângulos de inclinação (α) 4° e 8°, apontados para as direções anatômicas *anterior*, *posterior*, *direita* e *esquerda* — conforme representado anteriormente na Figura 7.1. Dessa forma, um total de oito casos serão apresentados a seguir, e, para cada qual, como descrito na seção 6.4, seus respectivos campos de velocidade nos seis planos de medição. No entanto, diferentemente da metodologia adotada para apresentação dos resultados na seção anterior, nesta seção, para cada plano de medição, serão apresentados oito campos de velocidade referentes às diferentes condições de entrada impostas ao escoamento. Para facilitar o entendimento do leitor, a Figura 7.4 ilustra um diagrama representativo das condições entrada impostas ao escoamento. Como anteriormente para o caso base, os campos médios de velocidade a serem apresentados possuem componentes normais de velocidade positiva saindo do plano da imagem.

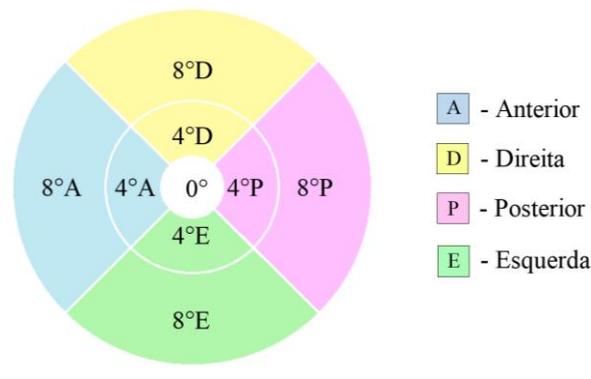


Figura 7.4 – Diagrama esquemático das condições de entrada impostas ao escoamento.

7.3.1. Campos médios de velocidade no *plano 1*

Os campos de velocidade apresentados a seguir, medidos no *plano 1* sob as diferentes condições de entrada impostas ao escoamento, estão organizados separadamente em quatro figuras; primeiramente de acordo com as orientações *anterior, posterior, direita e esquerda*, e, em cada qual, por ângulo de inclinação (α) de 4° e 8° . Para facilitar as análises e interpretações dos resultados, a Figura 7.5 apresenta novamente o campo médio de velocidade medido no *plano 1* sob condição de entrada neutra do escoamento (0°), ou seja, o caso apresentado na Figura 7.3 (a).

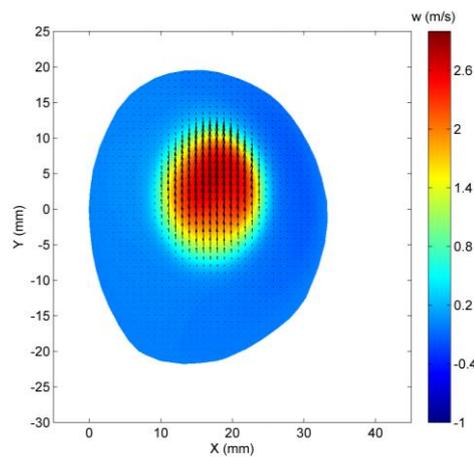


Figura 7.5 – Campo médio de velocidade no plano transversal 1, para condição neutra (0°) do jato de entrada. Componente \bar{w} apresentada em escala de cores e componentes \bar{u} e \bar{v} por meio de vetores. $Re_{in} = 4370$.

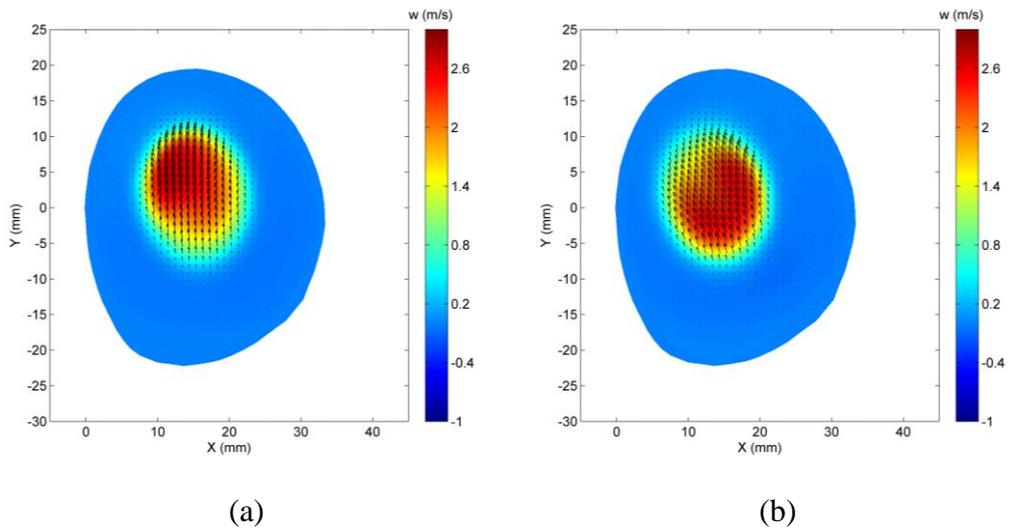


Figura 7.6 – Campo médio de velocidade no plano transversal 1, para inclinação do jato de entrada na direção *anterior* de (a) 4° e (b) 8° . Componente \bar{w} apresentada em escala de cores e componentes \bar{u} e \bar{v} por meio de vetores. $Re_{in} = 4370$.

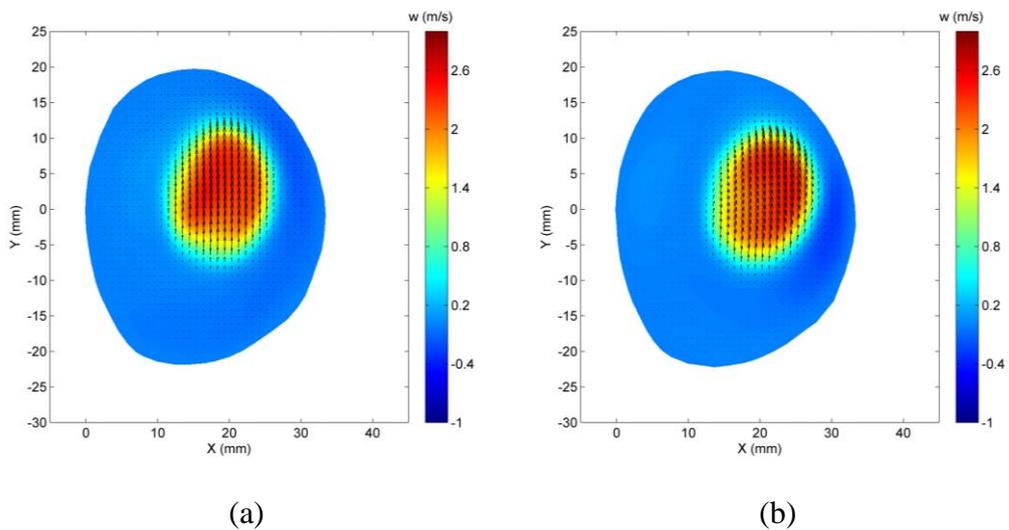


Figura 7.7 – Campo médio de velocidade no plano transversal 1, para inclinação do jato de entrada na direção *posterior* de (a) 4° e (b) 8° . Componente \bar{w} apresentada em escala de cores e componentes \bar{u} e \bar{v} por meio de vetores. $Re_{in} = 4370$.

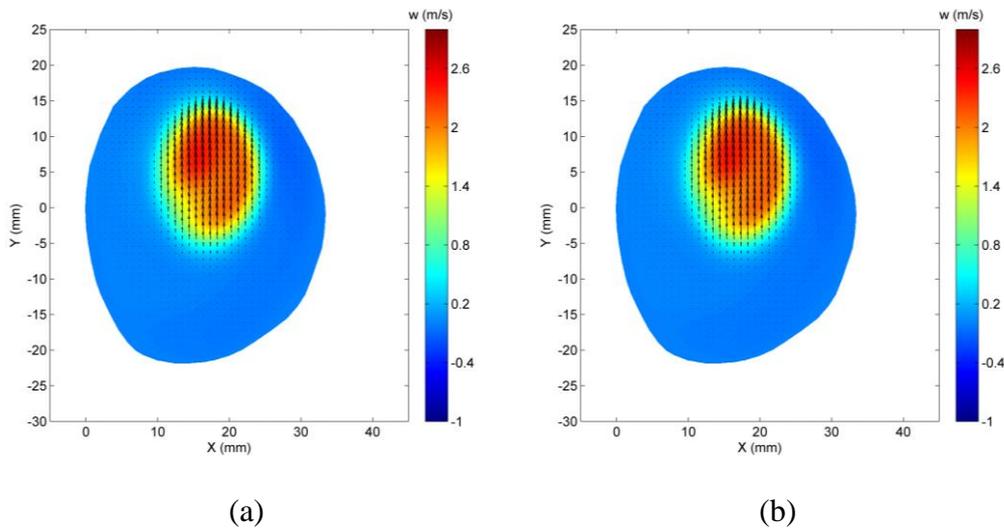


Figura 7.8 – Campo médio de velocidade no plano transversal 1, para inclinação do jato de entrada na direção *direita* de (a) 4° e (b) 8° . Componente \bar{w} apresentada em escala de cores e componentes \bar{u} e \bar{v} por meio de vetores. $Re_{in} = 4370$.

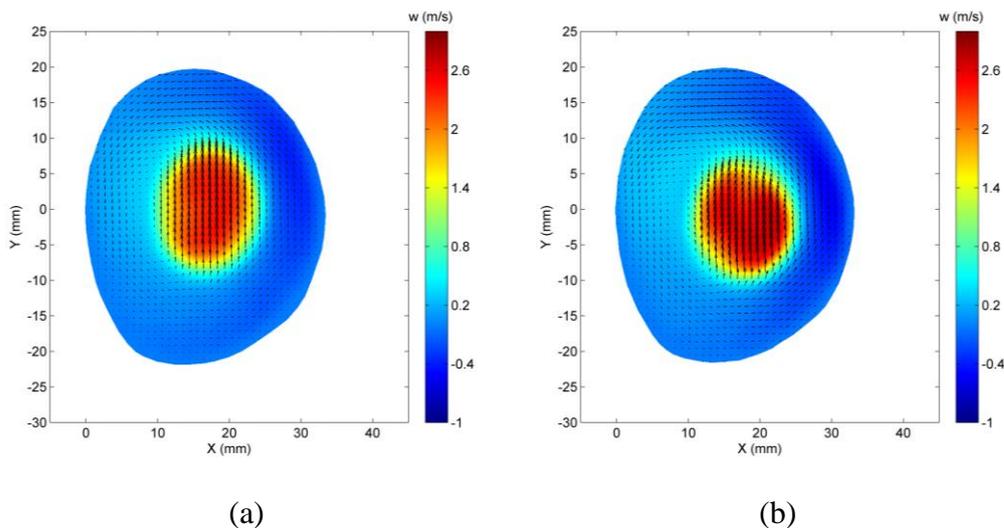


Figura 7.9 – Campo médio de velocidade no plano transversal 1, para inclinação do jato de entrada na direção *esquerda* de (a) 4° e (b) 8° . Componente \bar{w} apresentada em escala de cores e componentes \bar{u} e \bar{v} por meio de vetores. $Re_{in} = 4370$.

A observação à primeira vista dos campos de velocidade apresentados anteriormente mostra que, em alguns dos casos ensaiados, variações significativas nos resultados são facilmente perceptíveis. Isto posto, cabe ressaltar que o *plano 1* está posicionado a apenas 12 mm do tubo de entrada do escoamento no modelo aórtico, portanto, é notória a sensibilidade do ambiente fluidodinâmico na região da

raiz da aorta, onde encontra-se o *plano 1*, quando sujeito a determinadas variações nas condições de entrada do escoamento.

Na Figura 7.6 estão apresentados os resultados referentes aos ensaios nos quais o jato transvalvar foi orientado, em 4° e 8° , para a região *anterior* do modelo aórtico. Observando ambos os campos de velocidade, e levando em consideração o resultado apresentado na Figura 7.5, poucas alterações no escoamento são identificadas, senão, como esperado, apenas uma movimentação bastante sutil do jato na direção da parede *anterior* do fantoma. A magnitude máxima da componente \bar{w} , nos casos da Figura 7.5 e da Figura 7.6, permaneceu em torno de 2,6 m/s.

Analisando os resultados da Figura 7.7, referentes aos ensaios com o jato direcionado para região *posterior*, também não são identificadas variações significativas nas magnitudes de velocidade do escoamento em relação ao caso base na Figura 7.5. E assim como na figura anterior, observa-se apenas uma leve movimentação do jato, mas dessa vez em direção à parede *posterior* do modelo aórtico.

Na Figura 7.8, por sua vez, encontram-se os campos de velocidade referentes às condições de entrada do escoamento com orientação na direção *direita* do fantoma aórtico. Analisando o caso $\alpha = 4^\circ$, apresentado na Figura 7.8 (a), poucas variações no campo de escoamento são observadas, e assim como as reações descritas anteriormente, verifica-se somente um pequeno deslocamento do jato na direção da parede *direita* do modelo. No entanto, no caso $\alpha = 8^\circ$, maiores alterações no campo de velocidade são identificadas. Observando a Figura 7.8 (b), percebe-se facilmente a desaceleração sofrida pelo jato. Os valores de velocidade axial máxima encontrados são de aproximadamente 2,0 m/s. Essa variação na velocidade do escoamento é justificada pela aproximação iminente do jato à parede.

Na Figura 7.9 estão os resultados dos ensaios nos quais o jato de entrada fora direcionado para a região *esquerda* do modelo aórtico. Nesta orientação, em ambos os casos, 4° e 8° , não foram constatadas alterações na velocidade máxima do jato, mesmo quando comparados ao caso de referência na Figura 7.5. No entanto, as variações angulares (α) impostas na entrada do escoamento refletem em uma pequena movimentação do jato na direção da parede *esquerda* do fantoma. Além disso, observando os vetores formados pelas componentes \bar{u} e \bar{v} nos campos de velocidades, pode-se identificar uma grande corrente de recirculação, de baixa intensidade e no sentido anti-horário, ocupando toda a região periférica do jato.

Nesta região, na parte mais próxima à parede *posterior* do fantoma aórtico, os campos de velocidades apresentam valores negativos da componente \bar{w} , aproximadamente $-0,4$ m/s. Portanto, ainda que com baixas magnitudes de velocidade, nesta região do campo de escoamento existe um fluxo contrário ao sentido do jato, sugerindo haver neste espaço uma zona recirculação na direção axial do escoamento. Em Gunning *et al.*, 2014, por exemplo, devido às especificidades da técnica experimental implementada, a presença deste vórtice axial ficou bastante evidente.

7.3.2. Campos médios de velocidade no *plano 2*

Dando continuidade à apresentação dos resultados, avancemos axialmente no fantoma aórtico mudando o foco para o *plano 2*. Seguindo a mesma lógica de exposição adotada na seção anterior, os campos médios de velocidade apresentados a seguir estão também organizados separadamente em quatro figuras; primeiramente de acordo com as orientações *anterior*, *posterior*, *direita* e *esquerda*, e, em cada qual, por ângulo de inclinação (α) de 4° e 8° . Para facilitar as análises e interpretações dos resultados, a Figura 7.10 apresenta novamente o campo médio de velocidade medido no *plano 2* sob condição de entrada neutra do escoamento (0°).

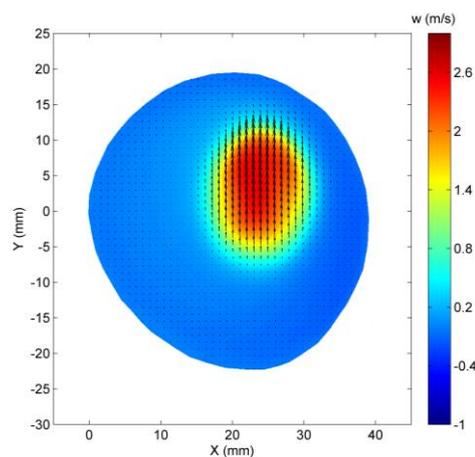


Figura 7.10 – Campo médio de velocidade no plano transversal 2, para condição neutra (0°) do jato de entrada. Componente \bar{w} apresentada em escala de cores e componentes \bar{u} e \bar{v} por meio de vetores. $Re_{in} = 4370$.

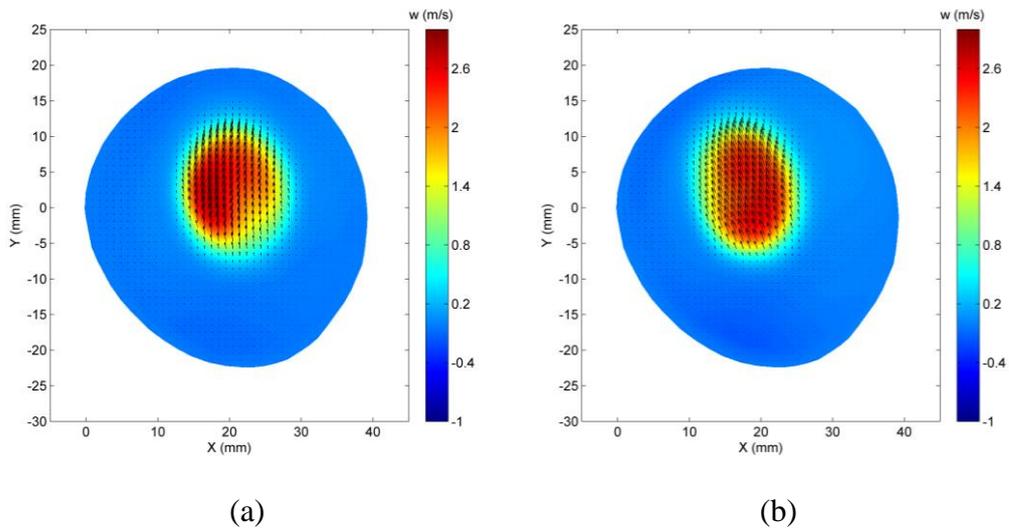


Figura 7.11 – Campo médio de velocidade no plano transversal 2, para inclinação do jato de entrada na direção *anterior* de (a) 4° e (b) 8° . Componente \bar{w} apresentada em escala de cores e componentes \bar{u} e \bar{v} por meio de vetores. $Re_{in} = 4370$.

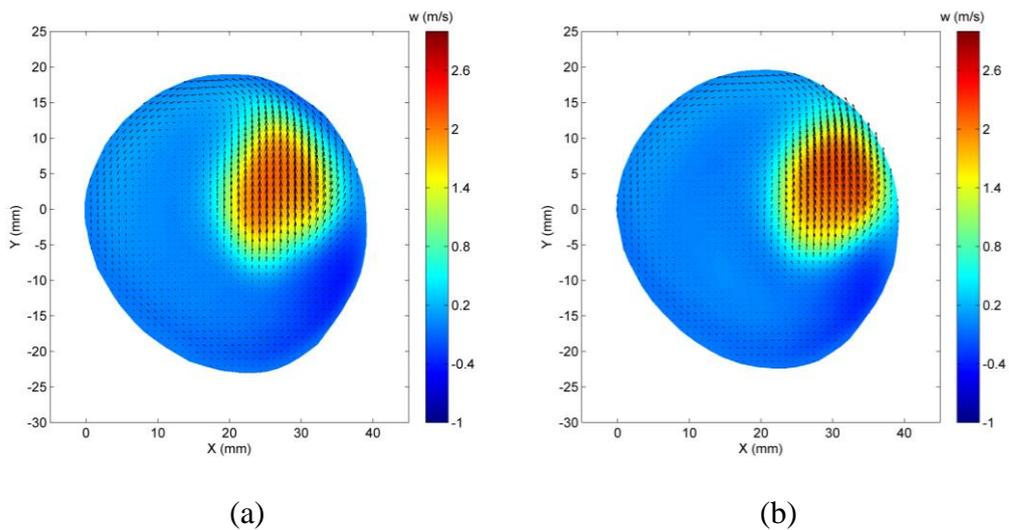


Figura 7.12 – Campo médio de velocidade no plano transversal 2, para inclinação do jato de entrada na direção *posterior* de (a) 4° e (b) 8° . Componente \bar{w} apresentada em escala de cores e componentes \bar{u} e \bar{v} por meio de vetores. $Re_{in} = 4370$.

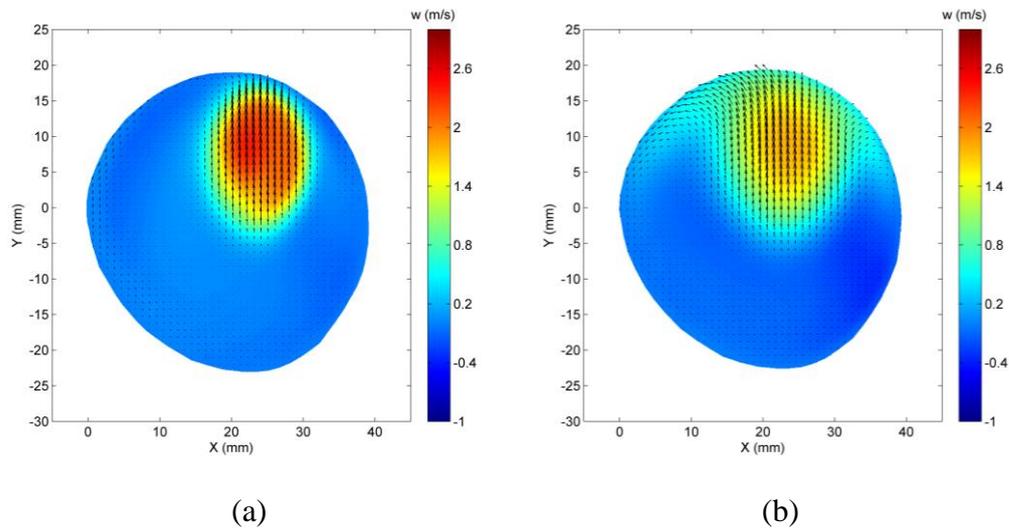


Figura 7.13 – Campo médio de velocidade no plano transversal 2, para inclinação do jato de entrada na direção *direita* de (a) 4° e (b) 8°. Componente \bar{w} apresentada em escala de cores e componentes \bar{u} e \bar{v} por meio de vetores. $Re_{in} = 4370$.

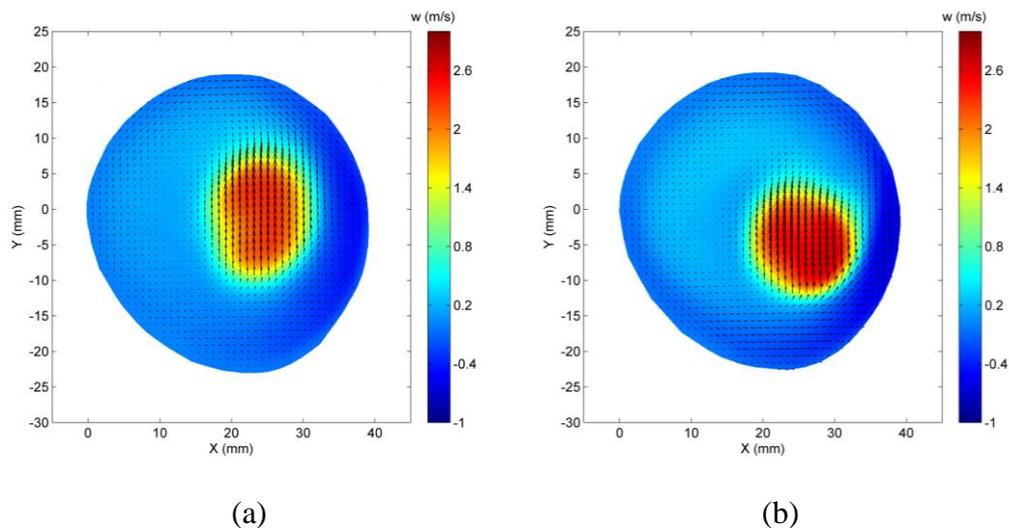


Figura 7.14 – Campo médio de velocidade no plano transversal 2, para inclinação do jato de entrada na direção *esquerda* de (a) 4° e (b) 8°. Componente \bar{w} apresentada em escala de cores e componentes \bar{u} e \bar{v} por meio de vetores. $Re_{in} = 4370$.

A observação dos campos de velocidade apresentados anteriormente mostra que, conforme o jato avança no interior do fantoma aórtico, para alguns casos, maiores são os reflexos causados no ambiente fluidodinâmico do campo de escoamento. Lembrando que, nesta seção, os resultados serão todos comparados com o campo de velocidade medido no *plano 2* sob condição de entrada neutra do escoamento, 0°, apresentado na Figura 7.10.

Na Figura 7.11 estão apresentados os campos de velocidade referentes aos ensaios nos quais o jato transvalvar fora orientado, em 4° e 8° , para a região *anterior* do modelo aórtico. Observando ambos os campos de velocidade, poucas alterações no escoamento são identificadas em relação ao caso base, senão apenas uma pequena aproximação do jato na direção da parede *anterior* e *direita* do fantoma. A magnitude máxima da componente \bar{w} , em ambos os resultados, permaneceu em torno de 2,6 m/s. Portanto, ao alcançar o *plano 2*, percebe-se que o jato, quando orientado nesta direção, vem conservando suas principais características dinâmicas desde o ponto de entrada no modelo aórtico.

Analisando os resultados da Figura 7.12, referentes aos ensaios com o jato direcionado para o lado anatômico *posterior*, pode-se perceber mudanças significativas em ambos os campos de escoamento. Já para a condição de entrada com inclinação de 4° , apresentada na Figura 7.12 (a), é notória a aproximação do jato à parede *posterior* do fantoma e os reflexos desse movimento no campo de escoamento. Em virtude dessa aproximação, os vetores formados pelas componentes de velocidade \bar{u} e \bar{v} nas regiões tangentes à parede *direita* e *anterior* indicam, ainda que de forma incipiente, o surgimento de uma corrente de recirculação em sentido anti-horário de escoamento. Como esperado, no ensaio com condição de entrada $\alpha = 8^\circ$, apresentada na Figura 7.12 (b), o jato se aproxima ainda mais da parede *posterior* do modelo, aumentando a magnitude das velocidades naquela região de parede do fantoma. Assim como na Figura 7.12 (a), verifica-se também o surgimento de um movimento de recirculação anti-horário, e de mesma intensidade.

Ainda avaliando os campos de velocidade da Figura 7.12, agora sob a perspectiva da dinâmica do escoamento, é possível apontar uma desaceleração do jato, tanto na condição de entrada com 4° quanto em 8° . Para ambos os casos, a velocidade axial máxima atingida pelo jato foi de aproximadamente 2,0 m/s. No caso tomado como referência para as análises — escoamento no *plano 2* sob condição de entrada neutra (0°), Figura 7.10 — a velocidade máxima alcançada foi de 2,6 m/s. Portanto, pode-se dizer que o jato, quando orientado na direção *posterior*, sofre uma pequena desaceleração ao avançar axialmente ao longo do interior do fantoma aórtico.

Na Figura 7.13 estão os resultados dos ensaios nos quais o jato foi apontado na direção *direita* do modelo aórtico. Para $\alpha = 4^\circ$, verifica-se além de uma maior

aproximação do jato à parede *direita* do fantoma, uma diminuição na magnitude máxima da sua velocidade axial para aproximadamente 2,2 m/s. Na condição $\alpha = 8^\circ$, porém, alterações expressivas no campo de escoamento são observadas. O jato, definitivamente, começa a colidir contra a parede *direita* do modelo e desacelera. Como pode-se observar na Figura 7.13 (b), a velocidade máxima registrada no escoamento foi de 1,6 m/s. Neste movimento, a análise das componentes \bar{u} e \bar{v} em vetores na figura, sugere que o escoamento começa também a se dividir em duas correntes, uma em sentido anti-horário e outra, de forma mais sutil, em sentido horário.

Na Figura 7.14 estão os campos de velocidade resultantes dos ensaios com o jato direcionado para a região *esquerda* do modelo aórtico. Nesta orientação, em ambos os casos, 4° e 8° , quando comparados com o caso de referência (0°) na Figura 7.10, não são constatadas alterações na velocidade axial máxima do escoamento. E assim como nas análises precedentes desses mesmos casos, realizadas na seção 7.3.1, as variações angulares (α) impostas na entrada do escoamento refletem-se em uma pequena movimentação do jato na direção da parede *esquerda* do fantoma. Além disso, os vetores formados pelas componentes \bar{u} e \bar{v} nos campos de velocidades também identificam, em ambos os resultados, a presença de uma grande corrente de recirculação, de baixa intensidade e no sentido anti-horário, ocupando toda a região periférica do jato. Nesta região, observa-se também que na parte mais próxima à parede *posterior* do fantoma aórtico, os campos de velocidades apresentam valores negativos da componente \bar{w} , com magnitude de aproximadamente -0,6 m/s. Portanto, ainda que com baixas magnitudes de velocidade, vai se confirmando nesta região do campo de escoamento a existência de um fluxo contrário ao sentido do jato, sugerindo haver neste espaço uma zona de recirculação na direção axial do escoamento.

7.3.3. Campos médios de velocidade no plano 3

Os campos de velocidade apresentados a seguir, medidos no *plano 3* sob as diferentes condições entrada impostas ao escoamento, estão também organizados separadamente em quatro figuras; primeiramente de acordo com as orientações *anterior*, *posterior*, *direita* e *esquerda*, e, em cada qual, por ângulo de inclinação (α) de 4° e 8° . Para facilitar as análises e interpretações dos resultados, a Figura

7.15 apresenta novamente o campo médio de velocidade medido no *plano 3* sob condição de entrada neutra do escoamento (0°).

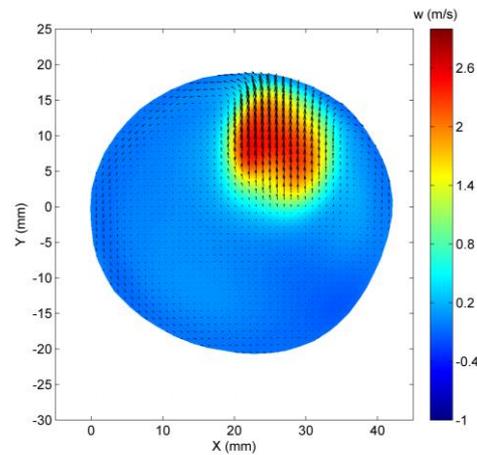


Figura 7.15 – Campo médio de velocidade no plano transversal 3, para condição neutra (0°) do jato de entrada. Componente \bar{w} apresentada em escala de cores e componentes \bar{u} e \bar{v} por meio de vetores. $Re_{in} = 4370$.

PUC-Rio - Certificação Digital N° 1321778/CA

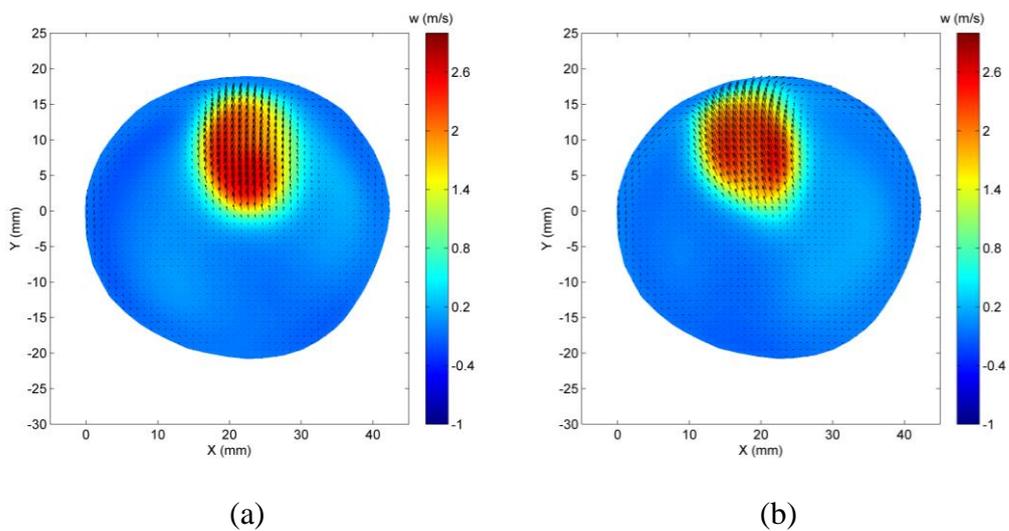


Figura 7.16 – Campo médio de velocidade no plano transversal 3, para inclinação do jato de entrada na direção *anterior* de (a) 4° e (b) 8° . Componente \bar{w} apresentada em escala de cores e componentes \bar{u} e \bar{v} por meio de vetores. $Re_{in} = 4370$.

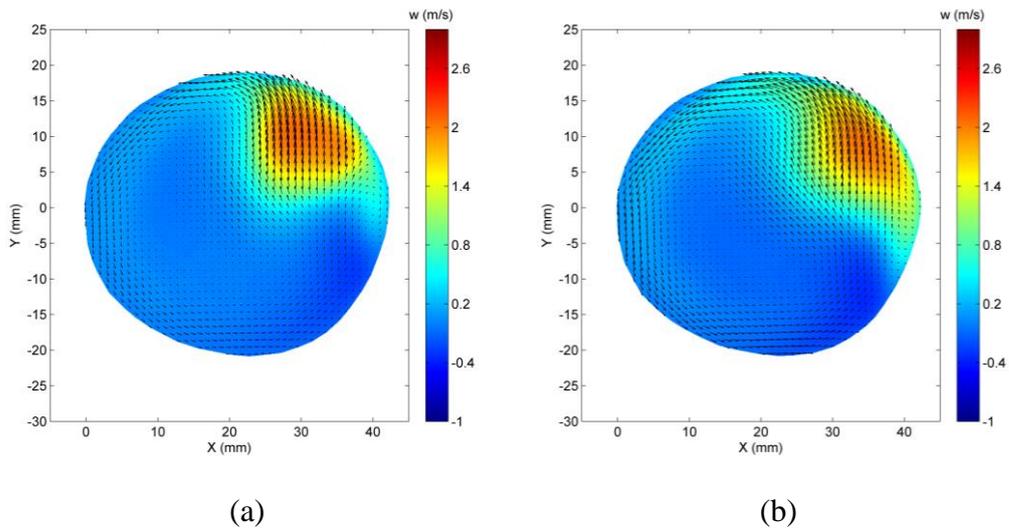


Figura 7.17 – Campo médio de velocidade no plano transversal 3, para inclinação do jato de entrada na direção *posterior* de (a) 4° e (b) 8° . Componente \bar{w} apresentada em escala de cores e componentes \bar{u} e \bar{v} por meio de vetores. $Re_{in} = 4370$.

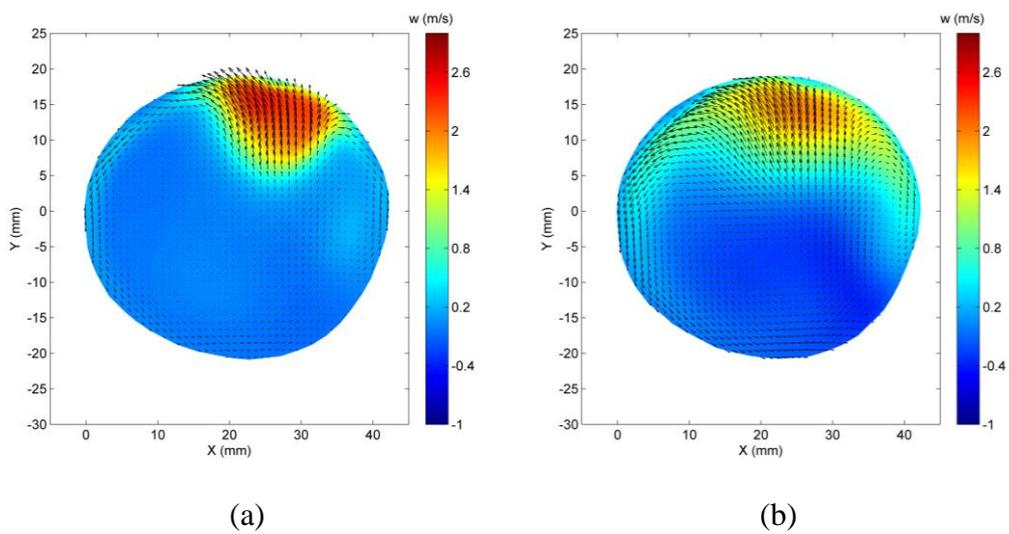


Figura 7.18 – Campo médio de velocidade no plano transversal 3, para inclinação do jato de entrada na direção *direita* de (a) 4° e (b) 8° . Componente \bar{w} apresentada em escala de cores e componentes \bar{u} e \bar{v} por meio de vetores. $Re_{in} = 4370$.

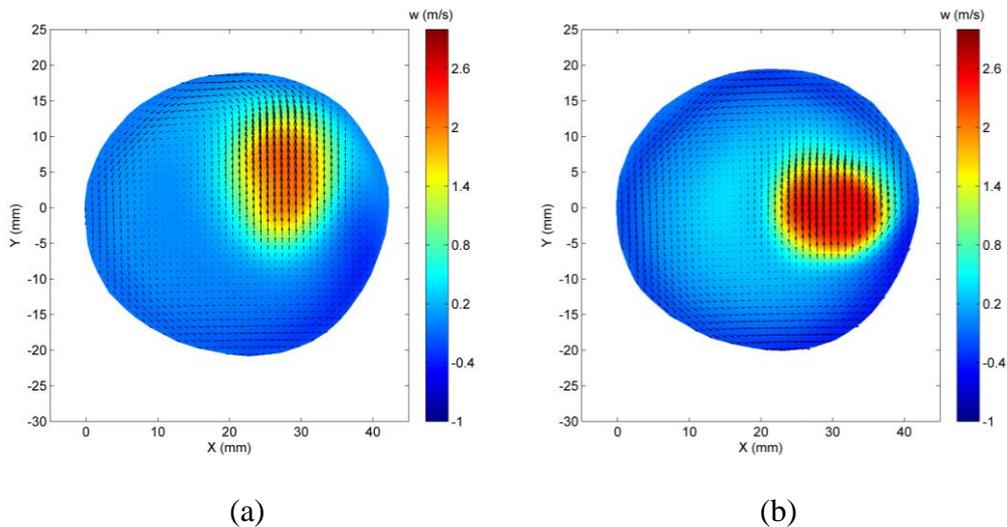


Figura 7.19 – Campo médio de velocidade no plano transversal 3, para inclinação do jato de entrada na direção *esquerda* de (a) 4° e (b) 8° . Componente \bar{w} apresentada em escala de cores e componentes \bar{u} e \bar{v} por meio de vetores. $Re_{in} = 4370$.

Uma rápida observação dos campos de velocidade apresentados nesta seção mostra que, dependendo das condições de orientação e inclinação do jato de entrada, maiores podem ser as alterações no ambiente fluidodinâmico da região vascular onde se encontra o *plano 3*. Lembrando ao leitor que, assim como nas seções anteriores, as análises dos resultados a seguir são comparativas, levam em consideração o campo médio de velocidade obtido no *plano 3* sob condição de entrada neutra do escoamento, 0° , apresentado na Figura 7.15.

Na Figura 7.16 estão apresentados os resultados referentes aos ensaios nos quais o jato transvalvar foi orientado, em 4° e 8° , para a região *anterior* do modelo aórtico. Observando ambos os campos de velocidade, poucas alterações no escoamento são identificadas em relação ao caso base na Figura 7.15, senão apenas um pequeno deslocamento do jato para o lado esquerdo dos campos de velocidade, ou seja, na direção *anterior* do corpo humano. A magnitude máxima da componente \bar{w} , em ambos os casos, segue em torno de 2,6 m/s. Portanto, ao alcançar o *plano 3*, percebe-se que o jato, quando orientado nesta direção, vem conservando suas principais características dinâmicas desde o ponto de entrada no modelo aórtico.

Observando os resultados da Figura 7.17, referentes aos ensaios com o jato direcionado para o lado *posterior* da aorta, percebe-se mudanças significativas nos campos de velocidade. Para ambos os casos, 4° e 8° , o jato finalmente encosta na

parede, entre as regiões *direita* e *posterior* da aorta. Como esperado, para $\alpha = 8^\circ$, a colisão do jato é mais intensa, e, observando os vetores formados pelas componentes de velocidade \bar{u} e \bar{v} , nota-se um aumento na intensidade da corrente de recirculação em sentido anti-horário, quando comparada ao caso $\alpha = 4^\circ$ na Figura 7.17 (a). Analisando a componente principal do escoamento, \bar{w} , é possível observar uma desaceleração do jato, tanto na condição de entrada com 4° quanto em 8° . Para ambos os casos, a velocidade axial máxima atingida pelo jato foi de aproximadamente 2,2 m/s. No caso tomado como referência para as análises nesta seção, Figura 7.15, a velocidade máxima alcançada foi de 2,6 m/s. Portanto, pode-se dizer que o jato, quando orientado na direção *posterior*, sofre uma pequena desaceleração ao avançar axialmente no interior do fantoma aórtico, assim como identificado no *plano 2*, na análise da seção 7.3.2.

Na Figura 7.18 estão os resultados dos ensaios nos quais o jato foi apontado na direção *direita* do modelo aórtico. No caso $\alpha = 4^\circ$, apresentado na Figura 7.18 (a), ao observar a escala de cores, pode-se perceber que o jato colide na parede *direita* da aorta e desacelera, alcançando a velocidade máxima de aproximadamente 2,2 m/s. Neste movimento, a análise das componentes \bar{u} e \bar{v} , em vetores na figura, indica o início da formação de duas correntes secundárias de escoamento, uma em sentido anti-horário e outra, de forma mais sutil, em sentido horário. Na condição $\alpha = 8^\circ$, Figura 7.18 (b), maiores alterações no campo de escoamento são observadas. O jato se espalha ainda mais na parede *direita* da aorta e desacelera; a velocidade axial (\bar{w}) máxima, em escala de cores, registrada no escoamento foi de aproximadamente 1,6 m/s. Assim como na Figura 7.18 (a), observando as componentes \bar{u} e \bar{v} na Figura 7.18 (b), em vetores, nota-se também a formação de duas correntes secundárias de escoamento: uma predominante, em sentido anti-horário, e outra, ocupando menor área, em sentido horário. No entanto, ambos os fluxos secundários na Figura 7.17(b), referente ao caso $\alpha = 8^\circ$, apresentam maior intensidade do que aqueles identificados na Figura 7.17(a), para $\alpha = 4^\circ$.

Na Figura 7.19 estão os campos de velocidade resultantes dos ensaios com o jato direcionado para a região *esquerda* do modelo aórtico. Para a inclinação $\alpha = 4^\circ$, tomando como referência o caso na Figura 7.15, observa-se que o jato, além de se afastar da parede *direta* da aorta em direção à parede *esquerda*, sofre uma desaceleração. Analisando a escala de cores na Figura 7.19 (a), percebe-se que a magnitude máxima da componente \bar{w} no campo de velocidade cai para níveis

aproximados de 2,0 m/s. Para $\alpha = 8^\circ$, o jato se afasta ainda mais da parede *direita* da aorta, e a velocidade máxima na direção principal do escoamento não sofre alterações em relação ao caso base, seguindo aproximadamente 2,6 m/s. Assim como nas análises precedentes desses mesmos casos, realizadas na seção 7.3.1 e seção 7.3.2, pode-se identificar nos resultados da Figura 7.19 a presença de um escoamento secundário, com baixa intensidade e em sentido anti-horário, ocupando toda a região periférica da aorta. Nesta região, para o caso $\alpha = 8^\circ$, exclusivamente, percebe-se a presença de valores negativos da componente \bar{w} da ordem de -0,3 m/s. Ainda que com baixas magnitudes de velocidade, pode-se notar nesta região do campo de escoamento a existência de um fluxo contrário ao sentido do jato.

7.3.4. Campos médios de velocidade nos planos 4 e 5

Nesta seção, devido às características semelhantes entre os resultados encontrados, optou-se por apresentar em conjunto os campos de velocidade medidos nos planos 4 e 5. Assim como nas seções anteriores, os resultados estão também organizados separadamente em quatro figuras; primeiramente de acordo com as orientações *anterior*, *posterior*, *direita* e *esquerda*, e, em cada qual, por ângulo de inclinação (α) de 4° e 8° nos planos 4 e 5. Portanto, em cada figura são apresentados quatro campos de velocidades. A Figura 7.20 apresenta os resultados obtidos nos planos 4 e 5 sob condição de entrada neutra do escoamento (0°).

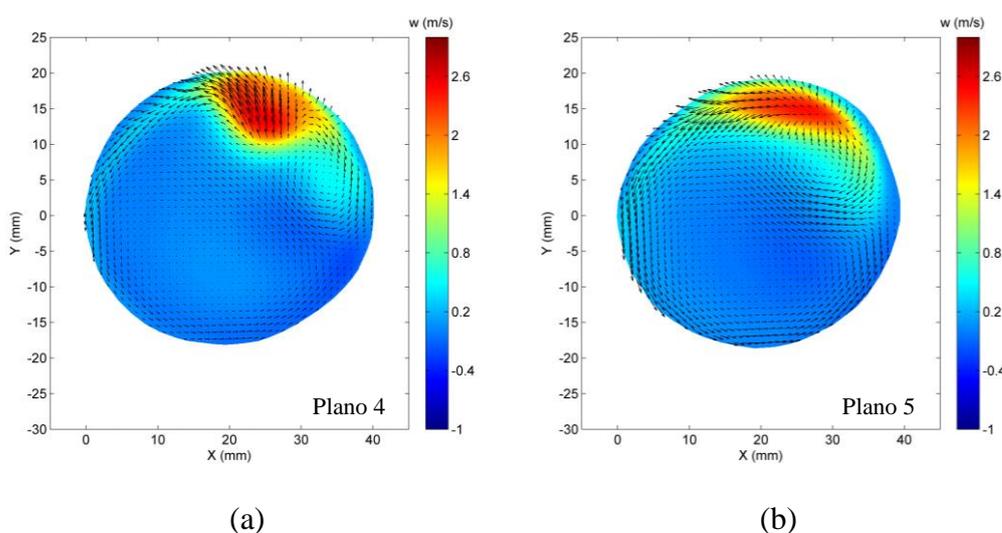


Figura 7.20 – Campo médio de velocidade nos planos transversais (a) 4 e (b) 5, para condição neutra (0°) do jato de entrada. Componente \bar{w} apresentada em escala de cores e componentes \bar{u} e \bar{v} por meio de vetores. $Re_{in} = 4370$.

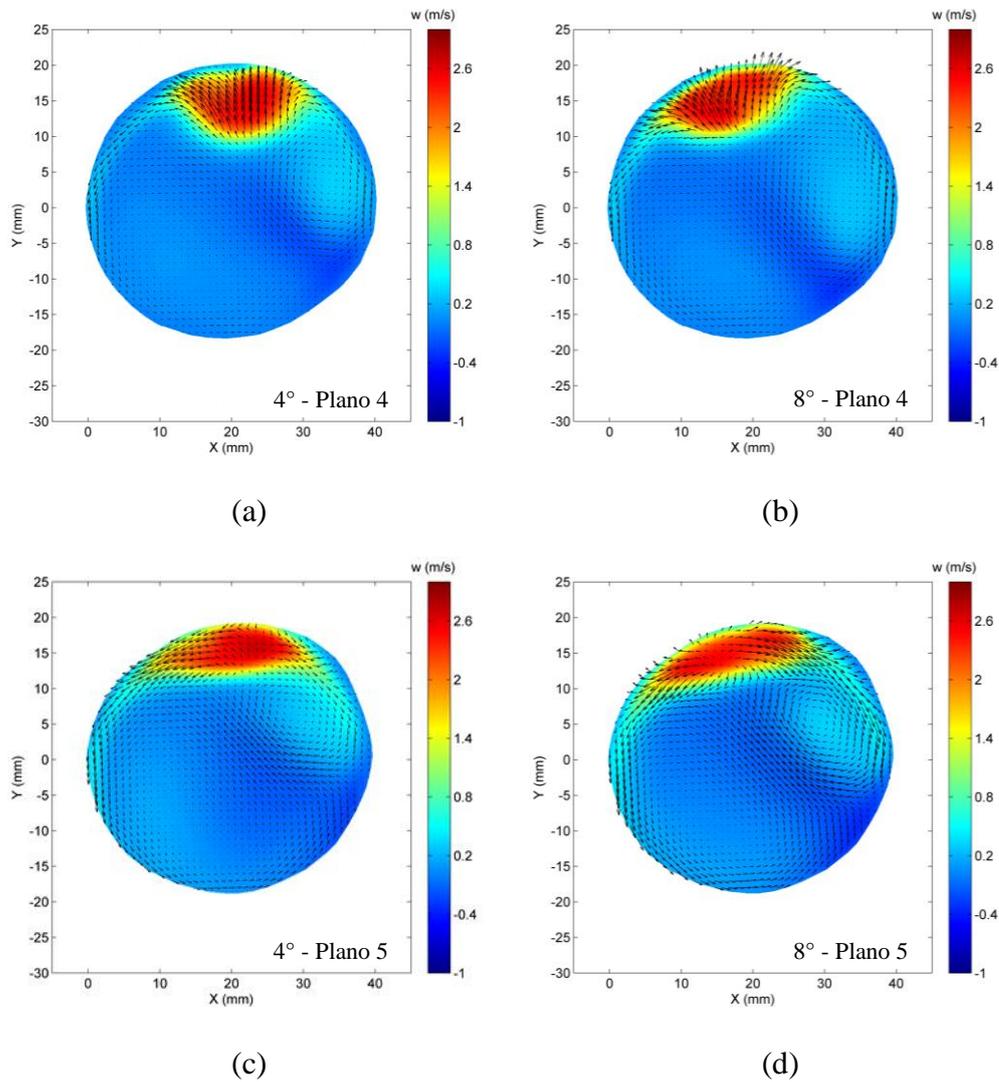


Figura 7.21 – Campo médio de velocidade para o jato de entrada orientado na direção *anterior*, com inclinação (a) 4° no plano 4, (b) 8° no plano 4, (c) 4° no plano 5 e (d) 8° no plano 5. Componente \bar{w} apresentada em escala de cores e componentes \bar{u} e \bar{v} por meio de vetores. $Re_{in} = 4370$.

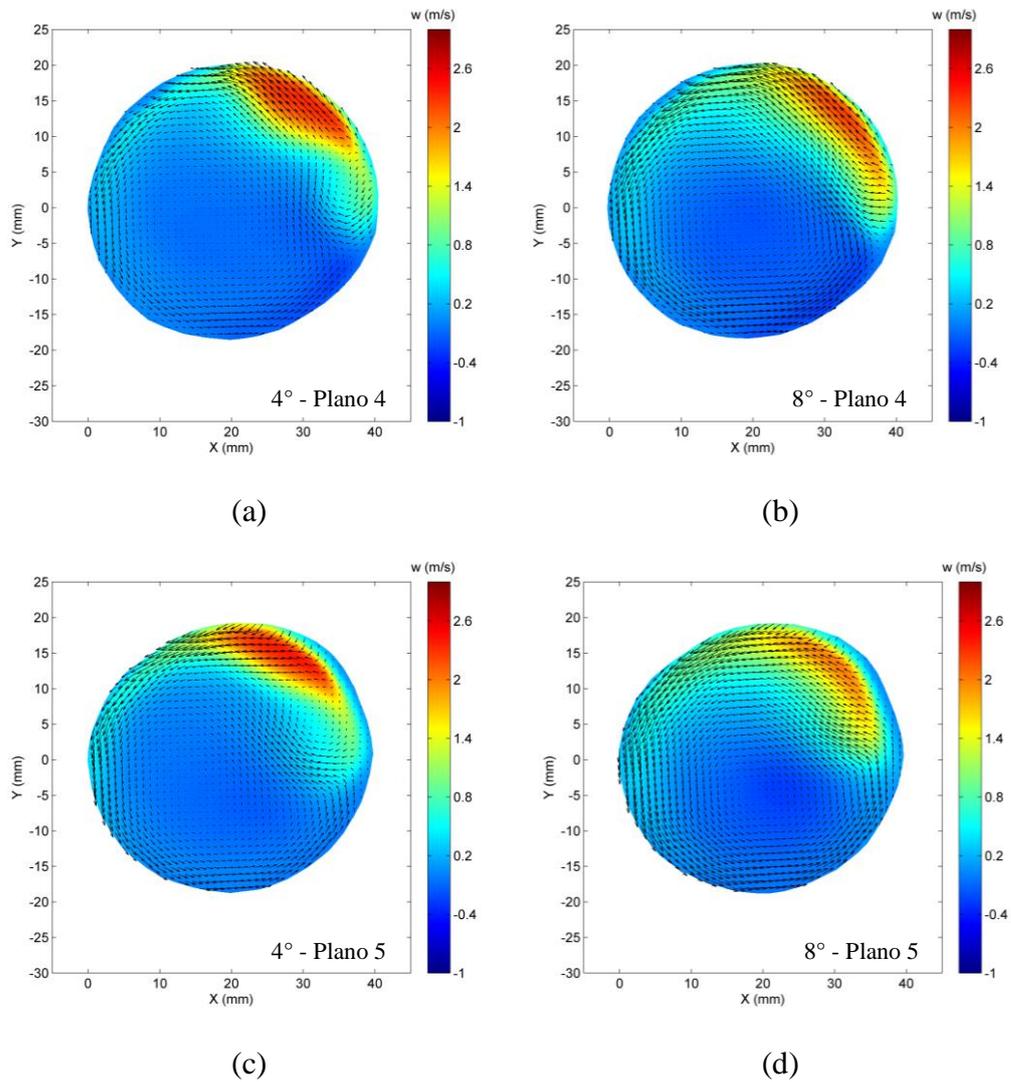


Figura 7.22 – Campo médio de velocidade para o jato de entrada orientado na direção *posterior*, com inclinação (a) 4° no plano 4, (b) 8° no plano 4, (c) 4° no plano 5 e (d) 8° no plano 5. Componente \bar{w} apresentada em escala de cores e componentes \bar{u} e \bar{v} por meio de vetores. $Re_{in} = 4370$.

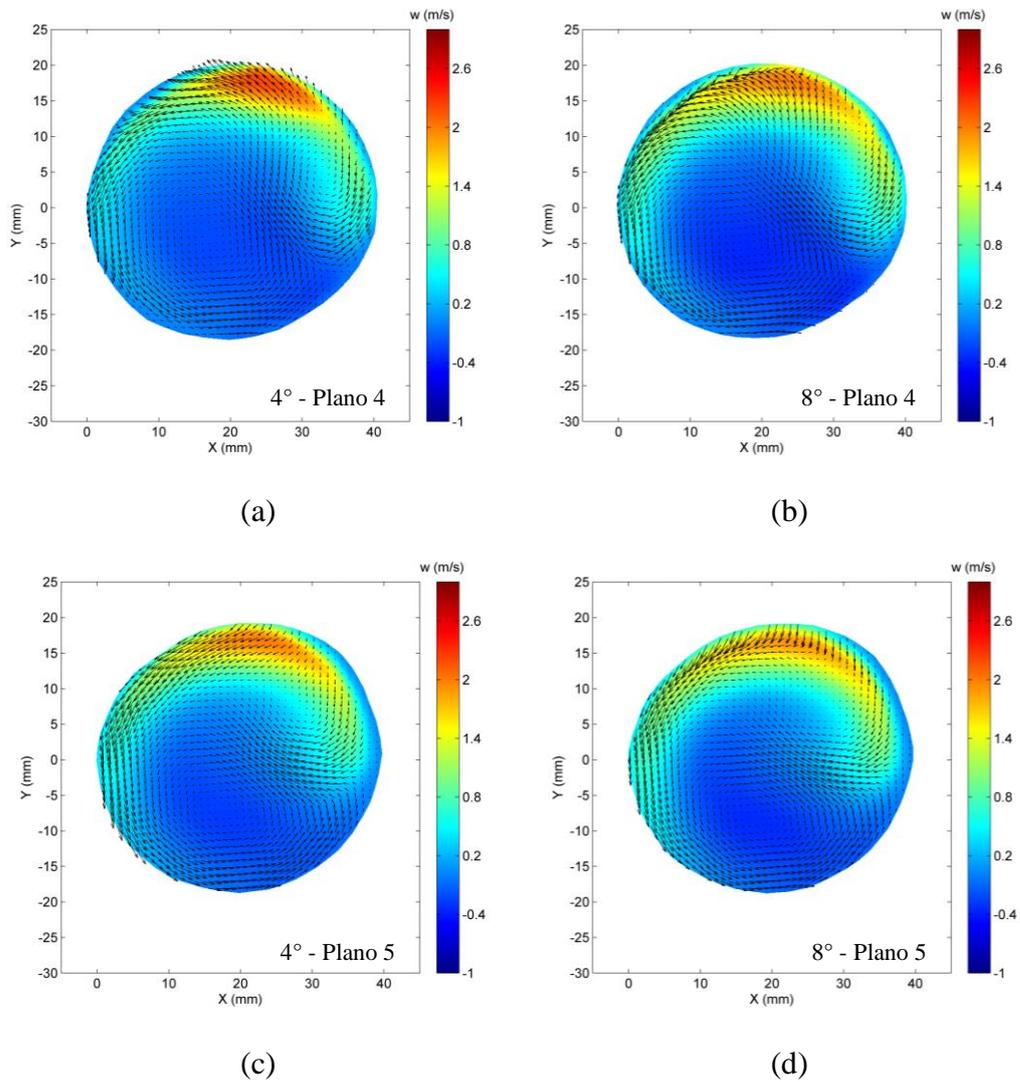


Figura 7.23 – Campo médio de velocidade para o jato de entrada orientado na direção *direita*, com inclinação (a) 4° no plano 4, (b) 8° no plano 4, (c) 4° no plano 5 e (d) 8° no plano 5. Componente \bar{w} apresentada em escala de cores e componentes \bar{u} e \bar{v} por meio de vetores. $Re_{in} = 4370$.

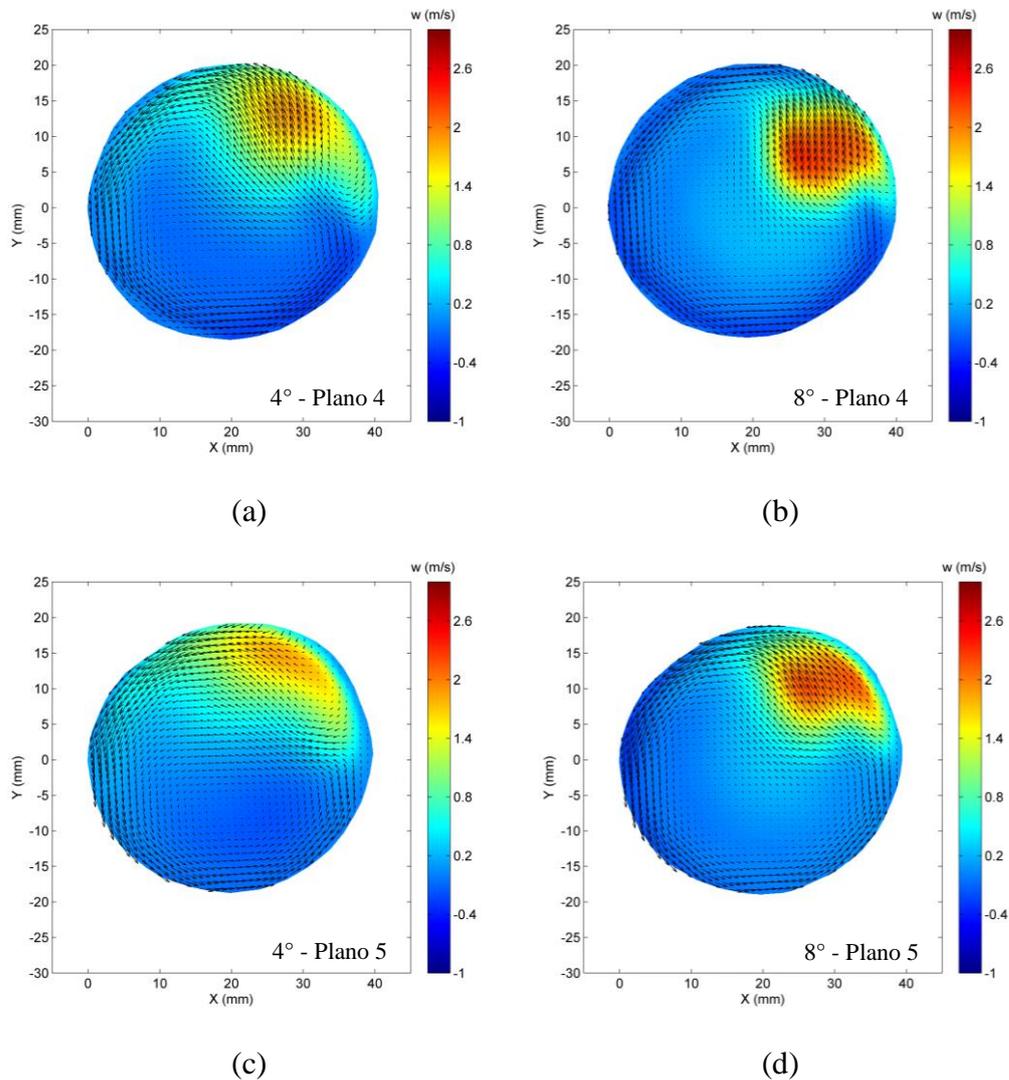


Figura 7.24 – Campo médio de velocidade para o jato de entrada orientado na direção *esquerda*, com inclinação (a) 4° no plano 4, (b) 8° no plano 4, (c) 4° no plano 5 e (d) 8° no plano 5. Componente \bar{w} apresentada em escala de cores e componentes \bar{u} e \bar{v} por meio de vetores. $Re_{in} = 4370$.

Uma breve observação dos campos de velocidade apresentados anteriormente mostra que, independentemente das condições de inclinação e orientação impostas na entrada do escoamento, o jato, ao alcançar o segmento da aorta onde estão posicionados os planos 4 e 5, avança axialmente tangenciando a parede vascular e desenvolve correntes secundárias de escoamento.

Na Figura 7.21 estão apresentados os resultados referentes aos ensaios nos quais o jato transvalvar foi orientado, em 4° e 8° , para a região *anterior* do modelo aórtico. Analisando os campos de velocidade, pode-se observar que tanto no *plano 4* quanto no *plano 5*, a variação na inclinação (α) de 4° para 8° provoca duas reações

no campo de escoamento: um sutil deslocamento do jato para esquerda da figura, ou seja, na direção *anterior* da aorta, e um aumento na intensidade das correntes de recirculação, tanto na de sentido horário quanto na de sentido anti-horário.

Observando os resultados da Figura 7.21, porém agora sob a perspectiva da mudança dos planos de medição, nota-se que o jato, ao avançar do *plano 4* para o *plano 5*, se espalha ainda mais na parede da aorta, e, conseqüentemente, as correntes secundárias do escoamento aumentam de intensidade.

Portanto, o jato, quando apontado na direção *anterior* do modelo aórtico, tanto para $\alpha = 4^\circ$ quanto para $\alpha = 8^\circ$, provoca na região vascular onde se encontram os planos 4 e 5 o surgimento de duas correntes de recirculação com sentidos opostos de escoamento. Além disto, todos os resultados apresentados na Figura 7.21 mostram que as magnitudes máximas da componente principal do escoamento, \bar{w} , não sofrem alterações ao serem comparadas com os resultados do caso base apresentados na Figura 7.20, permanecendo, portanto, em aproximadamente 2,6 m/s. Este valor, inclusive, é o mesmo identificado nas condições de entrada do escoamento no modelo aórtico.

Os quatro campos de velocidade apresentados da Figura 7.22, referentes aos ensaios com o jato direcionado para o lado *posterior* do modelo aórtico, são bastante semelhantes entre si. No entanto, algumas diferenças sutis podem ser observadas ao compará-los com os casos bases apresentados na Figura 7.20. Desta forma, analisando primeiramente os resultados referentes ao *plano 4*, Figura 7.22 (a) e Figura 7.22 (b), percebe-se que em ambos os casos, os jatos se comportam da mesma forma: se deslocam para a direita das figuras e ocupam as mesmas regiões no campo de escoamento. Assim como na Figura 7.20 (a), verifica-se na Figura 7.22 (a), $\alpha = 4^\circ$, a presença de duas correntes de recirculação: uma predominante em sentido anti-horário e outra pequena, em sentido horário, localizada às margens da parede *posterior* da aorta. Observando a Figura 7.22 (b), $\alpha = 8^\circ$, nota-se que o jato se espalha ainda mais pela parede da aorta, e, conseqüentemente, aumenta a intensidade do escoamento secundário em sentido anti-horário. Além disto, percebe-se que a pequena região de recirculação em sentido horário desaparece. Para ambos os casos, 4° e 8° , a velocidade axial máxima atingida pelo jato esteve em torno de 2,2 m/s, ligeiramente abaixo da velocidade máxima atingida pelo jato na Figura 7.20 (a), aproximadamente 2,4 m/s.

As mesmas considerações feitas sobre os campos de velocidade medidos no *plano 4*, analisados no parágrafo anterior, podem ser reproduzidas para o *plano 5*. Como pode ser visto na Figura 7.22 (c) e na Figura 7.22 (d), os efeitos que a variação na inclinação (α) do jato de entrada causam no escoamento no *plano 5* são praticamente os mesmos daqueles verificados no *plano 4*. No entanto, uma consideração deve ser feita: na Figura 7.22 (d), referente ao caso $\alpha = 8^\circ$, a magnitude da velocidade axial máxima alcançada pelo escoamento é menor, atingindo aproximadamente o valor de 2,0 m/s.

Portanto, pode-se dizer a respeito dos resultados apresentados na Figura 7.22, que o jato de entrada, quando orientado na direção *posterior* da aorta, ao alcançar o segmento vascular onde estão localizados os planos 4 e 5, desacelera e desenvolve uma grande região de recirculação em sentido anti-horário de escoamento.

Na Figura 7.23 estão os resultados dos ensaios nos quais o jato foi apontado na direção *direita* do modelo aórtico. Assim como na análise da Figura 7.22, os campos de velocidade apresentados na Figura 7.23 são bastante semelhantes entre si, apresentando maiores diferenças somente ao serem comparados aos casos bases da Figura 7.20. Portanto, comparando os resultados da Figura 7.23 (a) e da Figura 7.23 (b), ambos referentes ao *plano 4*, com o caso referência da Figura 7.20 (a), percebe-se que, tanto para $\alpha = 4^\circ$ quanto para $\alpha = 8^\circ$, o jato se comporta de maneira semelhante, se espalhando ao longo da parede *direta* da aorta. Neste movimento, observa-se também nos dois casos, que a área no campo de velocidade correspondente à velocidade axial de pico do escoamento — na escala de cores, em tons de vermelho e laranja — diminui de tamanho. Além disso, as componentes \bar{u} e \bar{v} dos campos de velocidade indicam, em ambos os casos, a formação de duas correntes de recirculação: uma em sentido anti-horário, que ocupa maior área no campo de escoamento, e outra menor, em sentido horário, localizada nas proximidades da parede *posterior* da aorta. Nos dois resultados em questão, Figura 7.23 (a) e Figura 7.23 (b), o jato atinge a mesma velocidade axial máxima de 2,0 m/s. Um pouco abaixo do valor verificado no caso base apresentado na Figura 7.20 (a), aproximadamente 2,4 m/s.

As mesmas observações feitas sobre os campos de velocidade medidos no *plano 4*, analisados anteriormente, podem ser aplicadas aos resultados referentes ao *plano 5*. A análise da Figura 7.23 (c) e da Figura 7.23 (d) mostra que os efeitos na

variação de inclinação do jato sobre o escoamento na altura do *plano 5* são os mesmos.

Portanto, a partir das análises da Figura 7.23, pode-se dizer que o jato de entrada, quando orientado na direção *direita* da aorta, ao alcançar o segmento vascular onde estão localizados os planos 4 e 5, desacelera e desenvolve uma grande região de recirculação em sentido anti-horário de escoamento. Um comportamento, inclusive, semelhante ao encontrado nos resultados apresentados na Figura 7.22, referente ao caso do jato de entrada orientado na direção *posterior* da aorta.

A Figura 7.24 apresenta os campos de velocidade medidos nos ensaios com o jato direcionado para a região *esquerda* do modelo aórtico. Observando os resultados referentes ao *plano 4*, percebe-se que para $\alpha = 4^\circ$, apresentado na Figura 7.24 (a), o jato atinge uma velocidade axial máxima de 2,0 m/s, inferior àquela observada no caso base da Figura 7.20 (a) — aproximadamente 2,6 m/s. Para $\alpha = 8^\circ$, no entanto, o jato não desacelera. Como pode ser visto na escala de cores da Figura 7.24 (b), a magnitude máxima da componente \bar{w} é de aproximadamente 2,6 m/s, mesmo valor encontrado no campo de velocidade da Figura 7.20 (a). Além disto, a distribuição de cores na Figura 7.24 (b) nos mostra que o jato, neste caso exclusivamente, atravessa o *plano 4* com um formato mais concentrado. Este comportamento observado era esperado, pois o jato ao ser inclinado em sua condição entrada para o lado *esquerdo* da aorta, se afasta da parede vascular *direita*, e, conseqüentemente, os efeitos de proximidade da parede sobre o escoamento tornam-se menos presentes. Cabe, neste momento, fazer uma observação ao leitor: devido à trajetória curvilínea da aorta humana, o jato de entrada ao ser orientado, em 4° ou 8° , na direção *esquerda* do corpo humano, apenas altera seu ponto de colisão na parede *direita* da aorta, aproximando ou distanciando-o da válvula aórtica. Para que a colisão do jato ocorresse na parede vascular *esquerda* do fantoma, a amplitude de inclinação do jato de entrada deveria ser maior do que a experimentada neste trabalho. Retornando às análises da Figura 7.24 (a) e da Figura 7.24 (b), observa-se em ambos os campos de velocidade a formação de uma grande corrente de recirculação em sentido anti-horário, sendo que, para $\alpha = 4^\circ$, a intensidade desse escoamento secundário é ligeiramente maior do que para $\alpha = 8^\circ$.

Analisando os resultados apresentados na Figura 7.24 (c) e na Figura 7.24 (d), pode-se dizer que os efeitos na variação de inclinação do jato de entrada sobre o campo de escoamento na altura do *plano 5* são os mesmos daqueles observados no

plano 4. No entanto, a respeito da velocidade máxima atingida pelo escoamento principal, na Figura 7.24 (c), referente à $\alpha = 4^\circ$, encontra-se o valor 1,8 m/s e na Figura 7.24 (d), referente à $\alpha = 8^\circ$, observa-se o valor 2,4 m/s. Além disto, percebe-se principalmente na Figura 7.24 (c), que a área no campo de velocidade correspondente à velocidade de pico do escoamento principal — em tons alaranjados — diminui de tamanho.

7.3.5. Campos médios de velocidade no *plano 6*

Nesta seção serão apresentados os campos médios de velocidade resultantes das medições realizadas no *plano 6* sob as diferentes condições de entrada propostas neste trabalho. Os resultados estão organizados separadamente em quatro figuras; primeiramente de acordo com as orientações *anterior*, *posterior*, *direita* e *esquerda*, e, em cada qual, por ângulo de inclinação (α) de 4° e 8° . Para facilitar as análises e interpretações dos resultados, a Figura 7.25 apresenta novamente o campo médio de velocidade medido no *plano 6* sob condição de entrada neutra (0°).

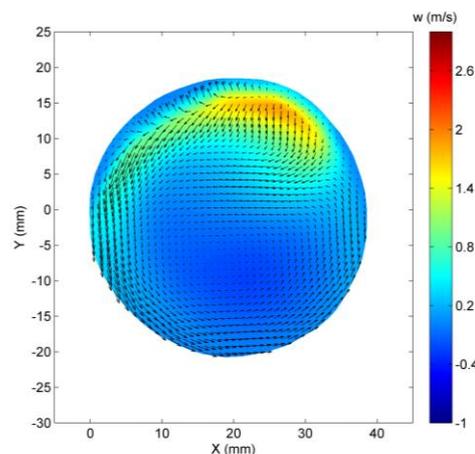


Figura 7.25 – Campo médio de velocidade no plano transversal 6, para condição neutra (0°) do jato de entrada. Componente \bar{w} apresentada em escala de cores e componentes \bar{u} e \bar{v} por meio de vetores. $Re_{in} = 4370$.

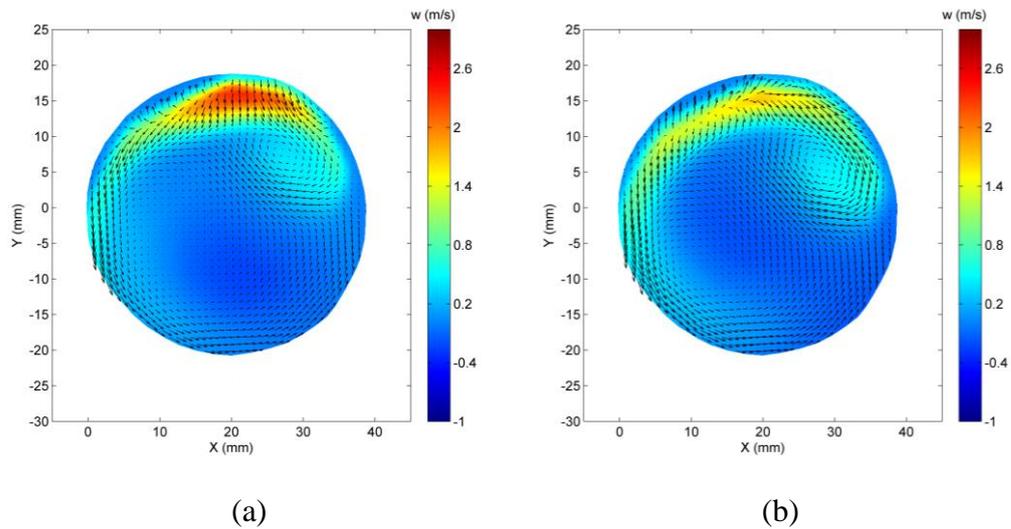


Figura 7.26 – Campo médio de velocidade no plano transversal 6, para inclinação do jato de entrada na direção *anterior* de (a) 4° e (b) 8° . Componente \bar{w} apresentada em escala de cores e componentes \bar{u} e \bar{v} por meio de vetores. $Re_{in} = 4370$.

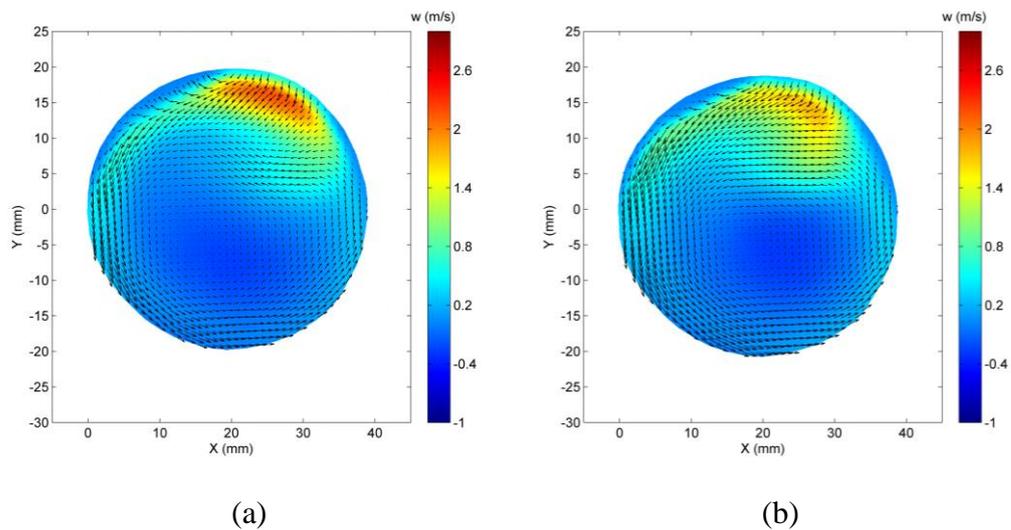


Figura 7.27 – Campo médio de velocidade no plano transversal 6, para inclinação do jato de entrada na direção *posterior* de (a) 4° e (b) 8° . Componente \bar{w} apresentada em escala de cores e componentes \bar{u} e \bar{v} por meio de vetores. $Re_{in} = 4370$.

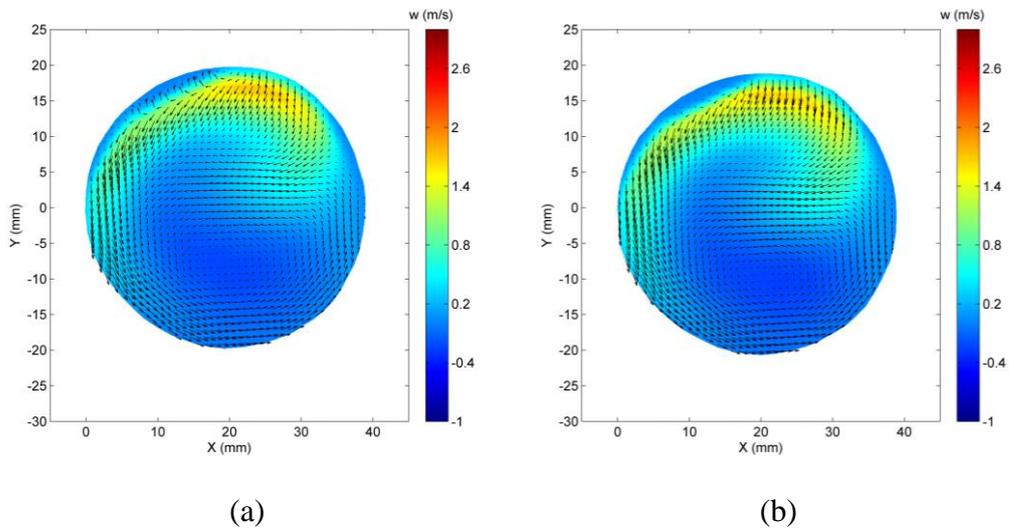


Figura 7.28 – Campo médio de velocidade no plano transversal 6, para inclinação do jato de entrada na direção *direita* de (a) 4° e (b) 8° . Componente \bar{w} apresentada em escala de cores e componentes \bar{u} e \bar{v} por meio de vetores. $Re_{in} = 4370$.

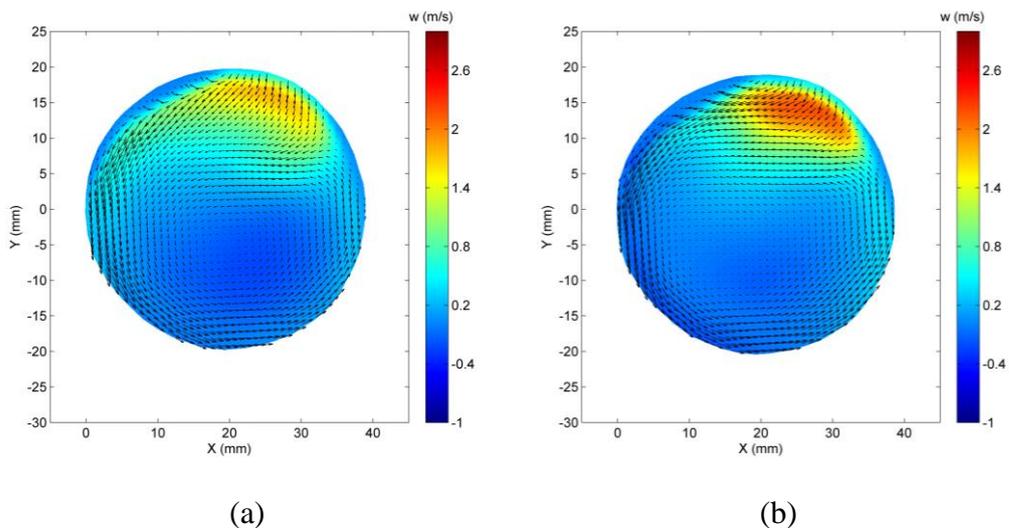


Figura 7.29 – Campo médio de velocidade no plano transversal 6, para inclinação do jato de entrada na direção *esquerda* de (a) 4° e (b) 8° . Componente \bar{w} apresentada em escala de cores e componentes \bar{u} e \bar{v} por meio de vetores. $Re_{in} = 4370$.

O plano 6 está posicionado no final da aorta ascendente, ou seja, na região de interseção com o início do arco aórtico. Os campos de velocidade apresentados nesta seção, portanto, mostram os efeitos das variações de orientação e inclinação do jato transvalvar sobre o escoamento na entrada do arco aórtico. Assim como nas seções anteriores, os resultados serão todos comparados com o campo de

velocidade medido no *plano 6* sob condição de entrada neutra do escoamento, 0° , apresentado na Figura 7.25.

Na Figura 7.26 estão apresentados os resultados referentes aos ensaios nos quais o jato transvalvar foi orientado para a região *anterior* do modelo aórtico. Para $\alpha = 4^\circ$, apresentado na Figura 7.26 (a), percebe-se que o escoamento principal alcança o *plano 6* com velocidade máxima da ordem de 2,6 m/s, superior àquela verificada no caso base da Figura 7.25, aproximadamente 2,0 m/s. Além disto, observando a distribuição de cores na Figura 7.26 (a), nota-se que a área no campo de velocidade correspondente à velocidade de pico do escoamento principal – em tons de vermelho e laranja – aumenta significativamente de tamanho. As componentes \bar{u} e \bar{v} , em vetores, indicam a presença de uma grande corrente de recirculação em sentido anti-horário e outra, ocupando uma área menor do campo de escoamento, em sentido horário.

Observando a Figura 7.26 (b), referente ao caso $\alpha = 8^\circ$, pode-se notar que a velocidade máxima atingida pelo escoamento principal foi de aproximadamente 1,5 m/s, inferior àquela verificada no caso base da Figura 7.25. Com relação aos escoamentos secundários, percebe-se as mesmas estruturas encontradas na Figura 7.26 (a); uma grande corrente de recirculação em sentido anti-horário e outra, ocupando uma área menor do campo de escoamento, em sentido horário.

Os resultados apresentados na Figura 7.27, Figura 7.28 e Figura 7.29, mostram que o jato de entrada ao ser orientado nas direções *posterior*, *direita* e *esquerda*, após percorrer todo segmento ascendente da aorta, desenvolve na região vascular onde está posicionado o *plano 6* estruturas de escoamento semelhantes. Sobretudo ao observar as componentes \bar{u} e \bar{v} nos campos de velocidade, nota-se a presença de uma corrente secundária de escoamento, em sentido anti-horário, que contorna todo o perímetro da seção vascular. Tanto para $\alpha = 4^\circ$ quanto para $\alpha = 8^\circ$, pode-se dizer estes fluxos secundários possuem velocidades com mesma ordem de intensidade. No entanto, observando a componente \bar{w} nos campos de velocidade, em escala de cores, percebe-se que a velocidade máxima atingida pela corrente principal do escoamento difere em alguns casos. Na Figura 7.27 (a) e na Figura 7.29 (d), referentes às condições “*posterior* com $\alpha = 4^\circ$ ” e “*esquerda* com $\alpha = 8^\circ$ ”, são encontrados valores de pico da ordem de 2,2 m/s, enquanto nos demais resultados, inclusive no caso base na Figura 7.25, o valor máximo verificado foi de aproximadamente 1,8 m/s.

7.4. Campos médios de velocidade nos planos 1 ao 6, para cada condição de entrada

A fim de auxiliar a observação da propagação dos efeitos das variações de orientação e inclinação do jato de entrada sobre o escoamento ao longo da aorta ascendente, os resultados apresentados na seção 7.3 serão novamente exibidos nesta seção. No entanto, diferentemente do critério de exposição adotado anteriormente, a seguir, os campos médios de velocidade estão dispostos em sequência, do plano 1 ao 6, para cada condição de entrada. Os resultados estão divididos em quatro figuras, referentes às orientações impostas no experimento; *anterior*, *posterior*, *direita* e *esquerda*, e, em cada qual, por ângulo de inclinação (α) de 4° e 8° . Para facilitar as análises comparativas, os campos médios velocidade referentes ao caso base, 0° , será apresentado repetidamente nas quatro figuras.

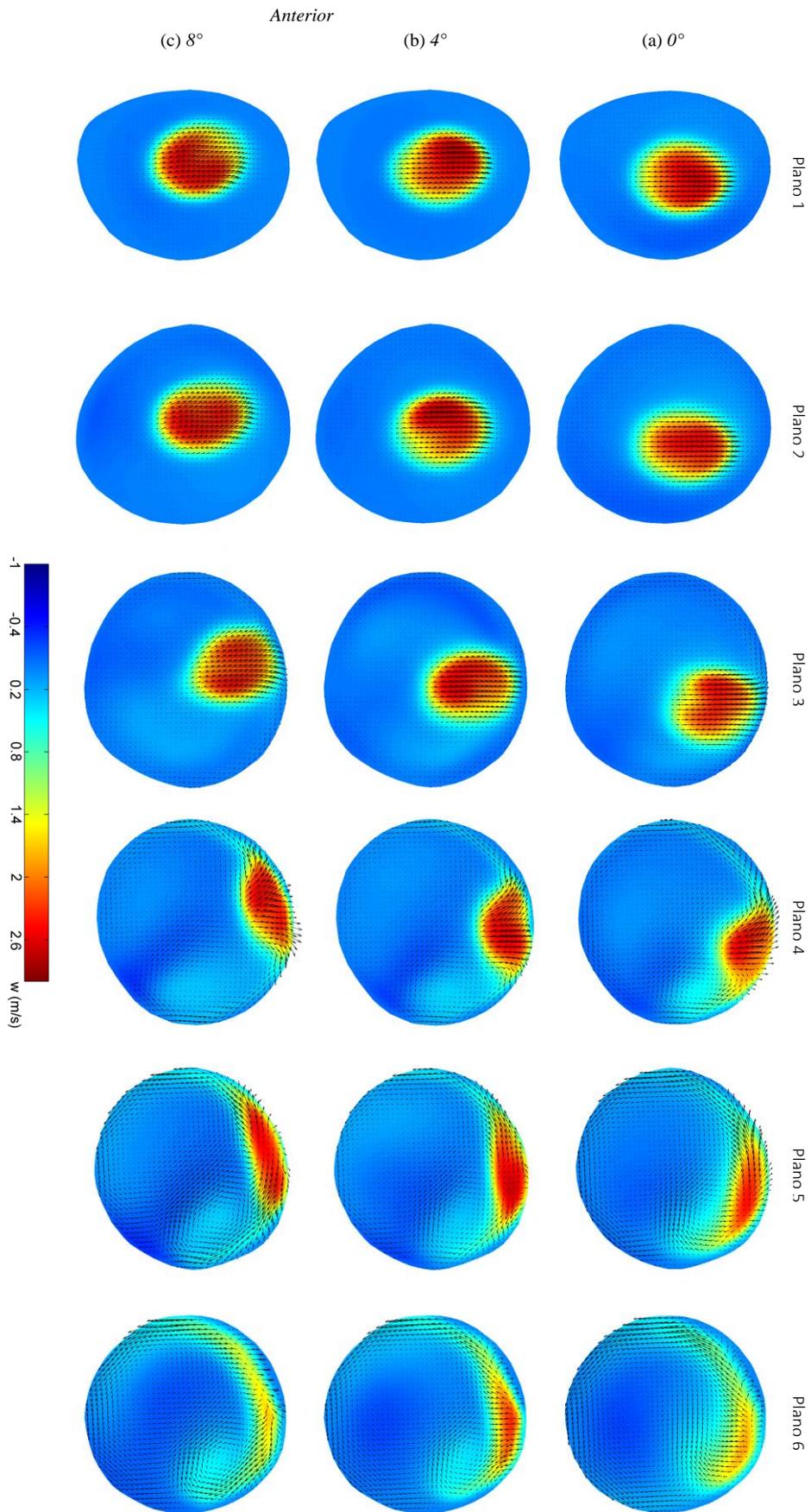


Figura 7.30 – Campos médios de velocidade nos planos transversais 1 ao 6, para o jato de entrada com (a) 0° e inclinado na direção anterior em (b) 4° e (c) 8° . Componente \bar{w} apresentada em escala de cores e componentes \bar{u} e \bar{v} por meio de vetores. $Re_{in} = 4370$.

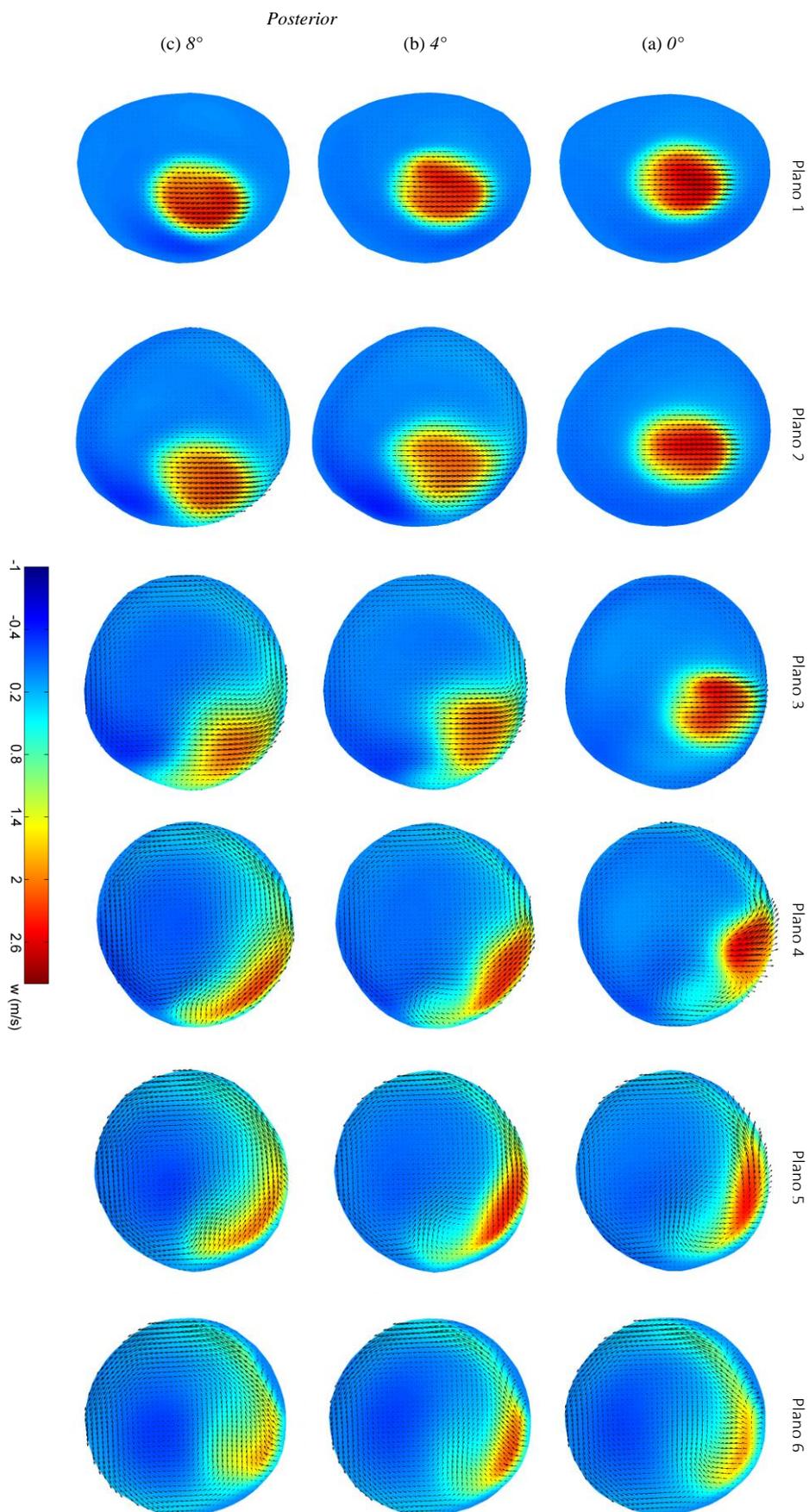


Figura 7.31 – Campos médios de velocidade nos planos transversais 1 ao 6, para o jato de entrada com (a) 0° e inclinado na direção posterior em (b) 4° e (c) 8° . Componente \bar{w} apresentada em escala de cores e componentes \bar{u} e \bar{v} por meio de vetores. $Re_m = 4370$.

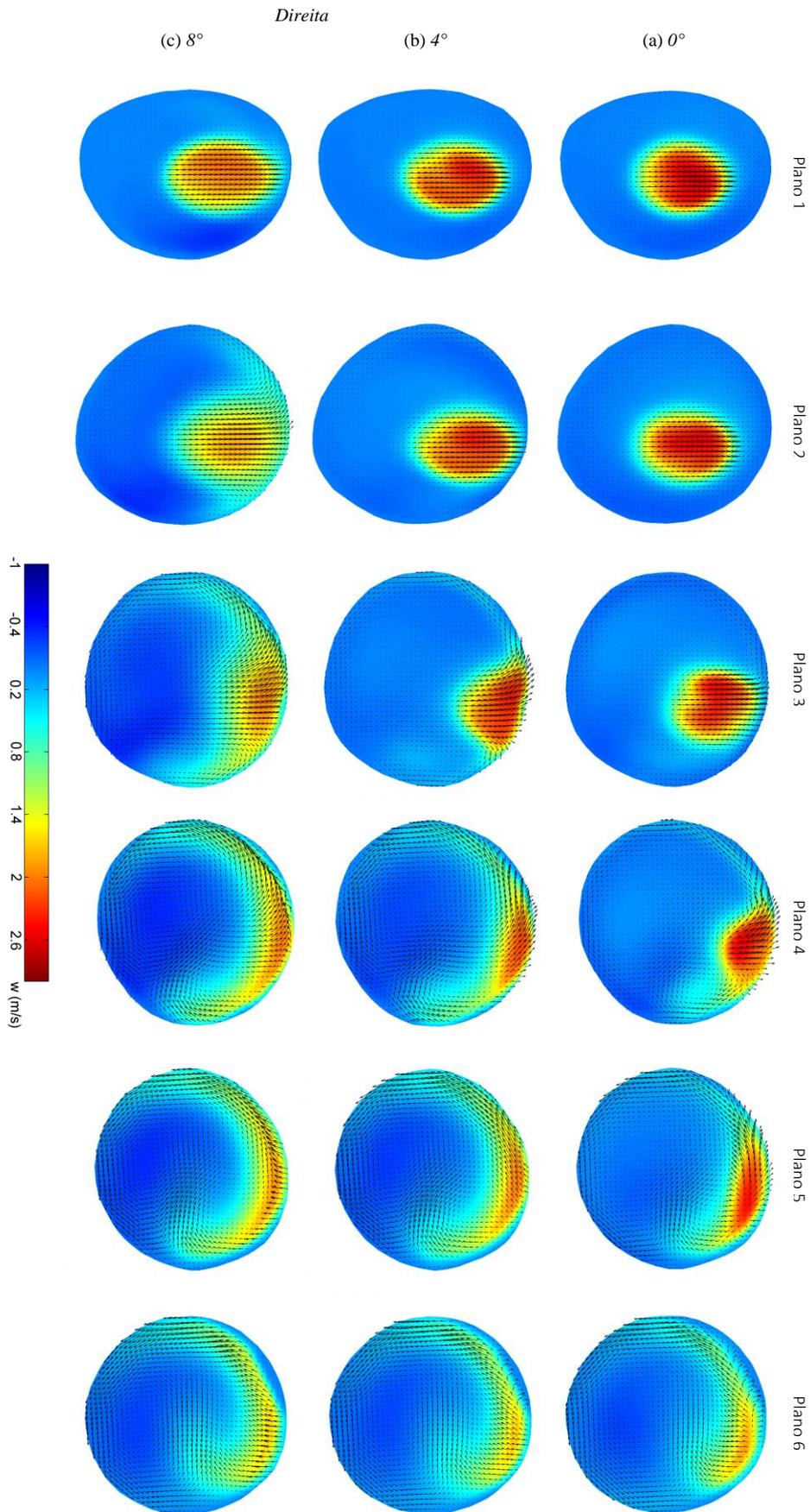


Figura 7.32 – Campos médios de velocidade nos planos transversais 1 ao 6, para o jato de entrada com (a) 0° e inclinado na direção direita em (b) 4° e (c) 8° . Componente \bar{w} apresentada em escala de cores e componentes \bar{u} e \bar{v} por meio de vetores. $Re_{in} = 4370$.

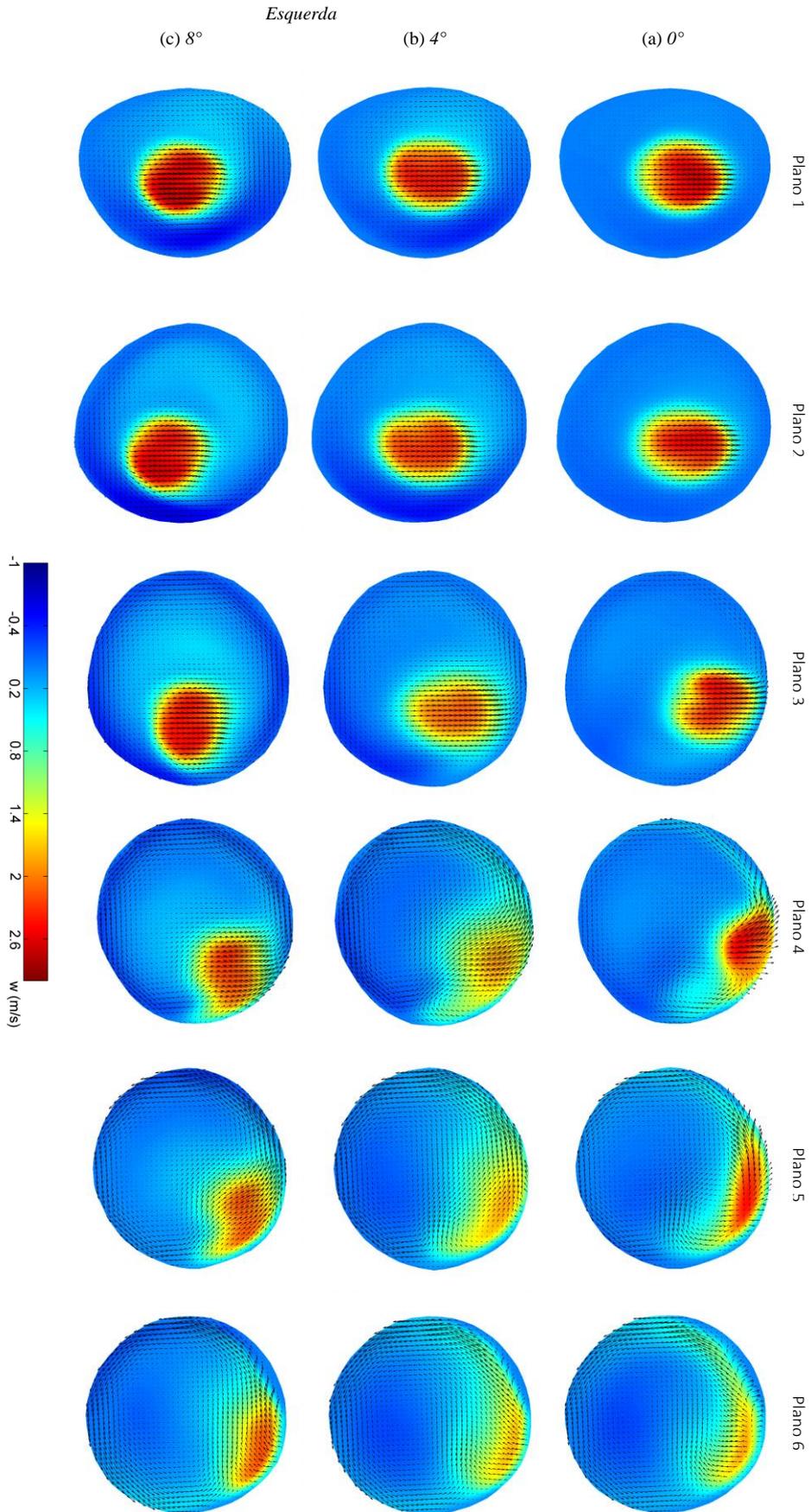


Figura 7.33 – Campos médios de velocidade nos planos transversais 1 ao 6, para o jato de entrada com (a) 0° e inclinado na direção esquerda em (b) 4° e (c) 8° . Componente \bar{w} apresentada em escala de cores e componentes \bar{u} e \bar{v} por meio de vetores. $Re_m = 4370$.

7.5. Comparação entre resultados experimentais e simulações numéricas

Conforme mencionado no Capítulo 3, destinado à revisão bibliográfica, modelagens em CFD vêm se credibilizando cada vez mais como uma importante ferramenta para caracterização do escoamento sanguíneo, sobretudo os estudos com modelos que, a partir de imagens obtidas por exames de tomografia computadorizada ou ressonância magnética, levam em consideração uma geometria vascular anatomicamente realística. A validação exitosa de um modelo numérico a partir de dados oriundos de trabalhos experimentais correlatos pode ser de grande relevância, tanto para o modelo numérico avaliado quanto para o próprio estudo experimental utilizado como referência nas análises comparativas. Uma vez validados, modelos numéricos são capazes de fornecer informações que muitas vezes são inviáveis de serem obtidas experimentalmente, mas que se usadas com devido critério, podem ser úteis, inclusive, para complementar as análises dos próprios resultados experimentais utilizados para validá-los. A fim de aumentar a relevância do presente trabalho, esta seção foi destinada à comparação entre alguns dos resultados experimentais apresentados nas seções anteriores com simulações numéricas em CFD.

Os resultados numéricos que serão apresentados a seguir são parte do trabalho, ainda em andamento, de Aguilar, 2018, e do Grupo de Simulações Numéricas da PUC-Rio. As comparações caso-a-caso entre os resultados numéricos e experimentais só é possível porque as simulações realizadas por Aguilar, 2018, utilizaram a mesma geometria vascular do presente trabalho. Isto significa dizer que o mesmo arquivo resultante do processo de reconstrução tridimensional da aorta do paciente através do MIMICS, conforme descrito na seção 5.3.3, foi utilizado por Aguilar, 2018, primeiramente no ICEM (Ansys, EUA), um software gerador de malhas para simulações numéricas, para em seguida, através do FLUENT (Ansys, EUA), realizar as simulações em CFD.

Em Aguilar, 2018, a superfície da aorta também foi considerada rígida. Os efeitos da gravidade, negligenciados, uma vez que as variações de pressão no escoamento são dominantes quando comparadas à força da gravidade. Outra aproximação feita em seu modelo, foi considerar o sangue como sendo fluido

newtoniano, ou seja, a tensão viscosa diretamente proporcional à taxa de deformação do elemento fluido. As propriedades físicas do fluido nas simulações, utilizadas como dados de entrada no FLUENT, foram as mesmas propriedades do fluido de trabalho dos ensaios experimentais; $\mu = 8,786 \times 10^{-3}$ Pa.s e $\rho = 1157,4$ kg/m³. Os demais parâmetros de entrada utilizados nas simulações numéricas foram rigorosamente os mesmos que aqueles referentes às condições impostas aos casos experimentais, vazão de entrada 25 l/min em regime estacionário, bem como as variações de inclinação do jato de entrada, 4° e 8°, nas direções *anterior*, *posterior*, *direita* e *esquerda*, além do caso de inclinação nula, 0°. Deve-se mencionar que o nível da intensidade de turbulência na entrada do domínio computacional é um dado requerido como condição de contorno para a simulação numérica. Esta informação, no entanto, não estava disponível nos experimentos pois o primeiro plano de medição, *plano 1*, já se encontrava a uma distância do plano de entrada no interior do modelo da aorta. A turbulência foi modelada com base na aproximação média de Reynolds (RANS), com o modelo SST de duas equações k- ω (Menter, 1994).

Nesta seção, para efeito de comparação, foram selecionados os resultados de três casos: (i) fluxo de entrada com inclinação nula, 0°, (ii) fluxo de entrada com inclinação de 8° e orientação para direita e (iii) fluxo de entrada com inclinação de 4° para a esquerda. O caso $\alpha = 0^\circ$ foi selecionado por ser a condição base, tomada como referência nas interpretações dos resultados, e os outros dois casos, com $\alpha = 4^\circ$ para a esquerda e $\alpha = 8^\circ$ para a direita, foram escolhidos por exemplificarem as duas direções, *esquerda* e *direita*, onde foram percebidas as maiores alterações no campo de escoamento, sobretudo nas regiões mais próximas à parede do modelo.

Sobre os resultados que serão apresentados, além dos campos médios de velocidade, serão também comparados os campos médios da energia cinética turbulenta por unidade de massa (k_{turb}) e das correlações entre as flutuações das componentes do vetor velocidade, $u'w'$ e $v'w'$, definidas pelas equações a seguir:

$$\bar{k}_{turb} = \frac{1}{2} \sum_{k=1}^N \frac{(\overline{u'_k{}^2} + \overline{v'_k{}^2} + \overline{w'_k{}^2})}{N} \quad (7.5)$$

$$\overline{u'w'} = \sum_{K=1}^N \frac{u'_K w'_K}{N} \quad (7.6)$$

$$\overline{v'w'} = \sum_{K=1}^N \frac{v'_k w'_k}{N} \quad (7.7)$$

onde $u'_k = u_k - \bar{u}$, $v'_k = v_k - \bar{v}$ e $w'_k = w_k - \bar{w}$ são as flutuações de cada componente dos vetor velocidade, o índice indexador k identifica o campo instantâneo de velocidade e $N = 1500$, conforme já mencionado, é número total dos campos medidos para o cálculo das grandezas médias.

As correlações entre as flutuações das componentes do vetor velocidade, $u'w'$ e $v'w'$, são grandezas estatísticas que podem, em última instância, ser utilizadas como critério de avaliação durante as análises de validação de modelos numéricos, por isso serão apresentadas a seguir. A energia cinética turbulenta, por sua vez, pode ser utilizada como uma medida de intensidade de turbulência no campo de escoamento. O fluxo turbulento, combinado com a exposição prolongada das células a elevados níveis de tensão de cisalhamento, pode resultar em hemólise ou danos no tecido endotelial vascular (Les *et al.*, 2010; Groves *et al.*, 2014; Gunning *et al.*, 2014; Trauzeddel *et al.*, 2016). Além disso, conforme reportado em Dyverfeldt *et al.*, 2013, as medidas de energia cinética turbulenta do escoamento na raiz da aorta e em aorta ascendente podem ser úteis para estimar o gradiente de pressão transvalvar, tornando-se importantes indicadores na avaliação do débito cardíaco.

Após a apresentação sequencial das figuras a seguir, uma breve análise sobre a comparação entre os resultados numéricos e experimentais será realizada.

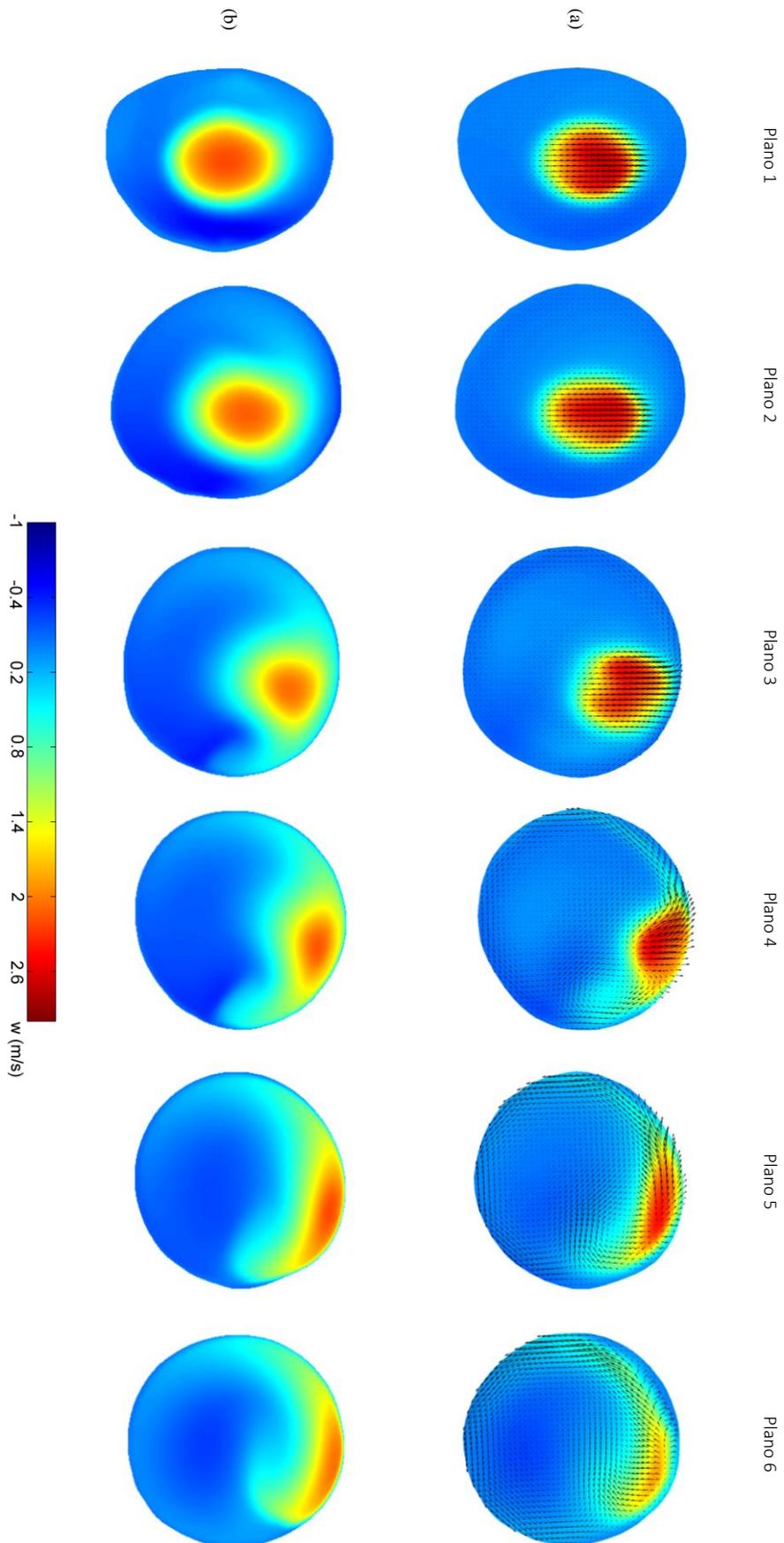


Figura 7.34 – Campos médios de velocidade nos planos transversais 1 ao 6, para o jato de entrada na condição de inclinação nula, 0° (a) resultados experimentais, com a componente \bar{w} apresentada em escala de cores e componentes \bar{u} e \bar{v} por meio de vetores e (b) resultados numéricos, com representação da componente \bar{w} em escala de cores. $Re_{in} = 4370$.

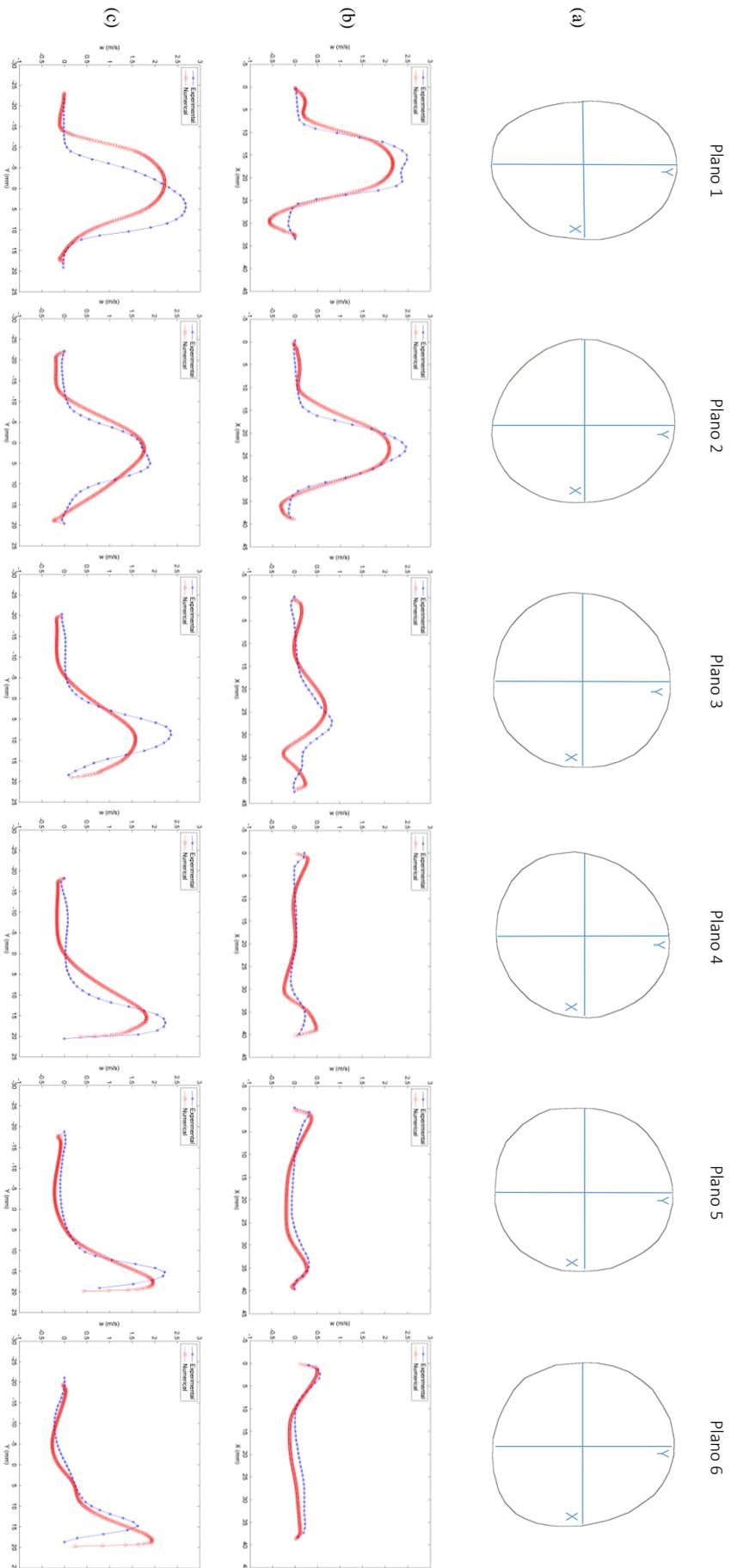


Figura 7.35 – Perfis da componente w dos campos médios de velocidade nos planos transversais 1 ao 6, para o jato de entrada na condição de inclinação nula, 0° . Perfis numéricos com marcadores em vermelho e perfis experimentais com marcadores em azul, (a) seções dos planos onde os perfis foram traçados, (b) perfis horizontais e (c) perfis verticais. $Re_{in} = 4370$.

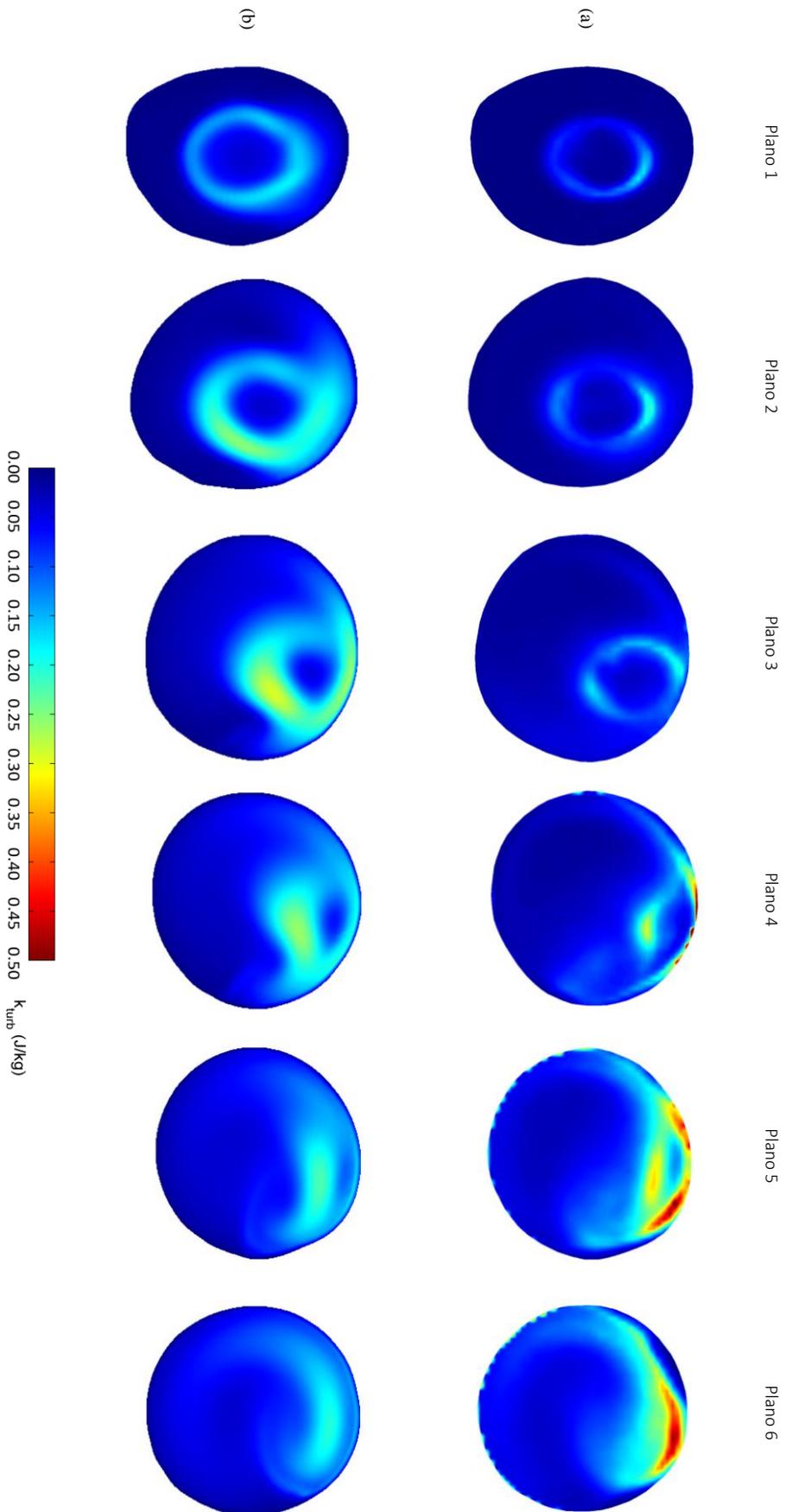


Figura 7.36 – Campos médios da energia cinética turbulenta por unidade de massa (J/kg) nos planos transversais 1 ao 6, para o jato de entrada na condição de inclinação nula, θ° , (a) resultados experimentais e (b) resultados numéricos. $Re_{in} = 4370$.

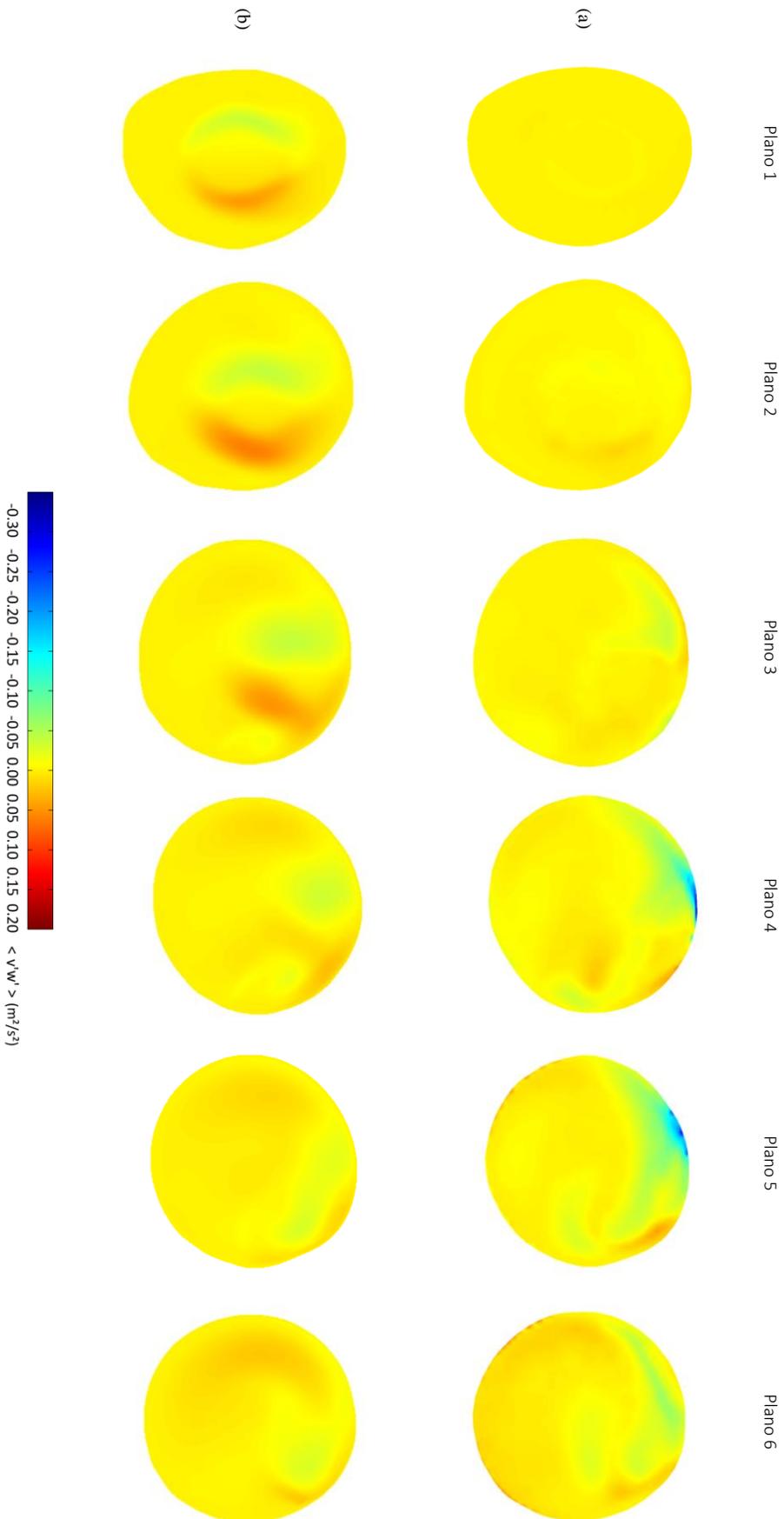


Figura 7.37 – Campos médios da correlação $u'w'$ (m²/s²) nos planos transversais 1 ao 6, para o jato de entrada na condição de inclinação nula, 0°, (a) resultados experimentais e (b) resultados numéricos. $Re_{in} = 4370$.

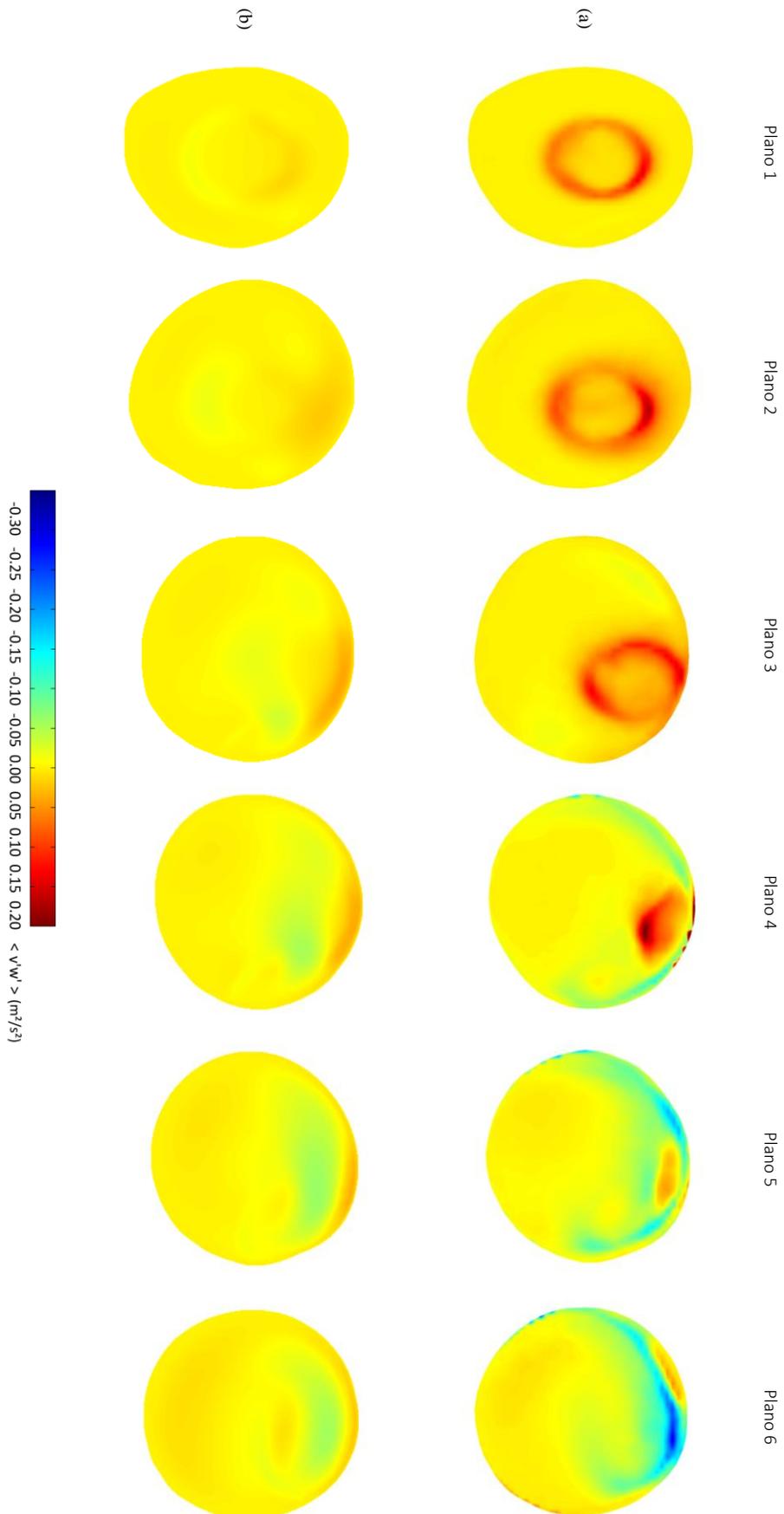


Figura 7.38 – Campos médios da correlação $v'w'$ (m^2/s^2) nos planos transversais 1 ao 6, para o jato de entrada na condição de inclinação nula, 0° , (a) resultados experimentais e (b) resultados numéricos. $Re_{in} = 4370$.

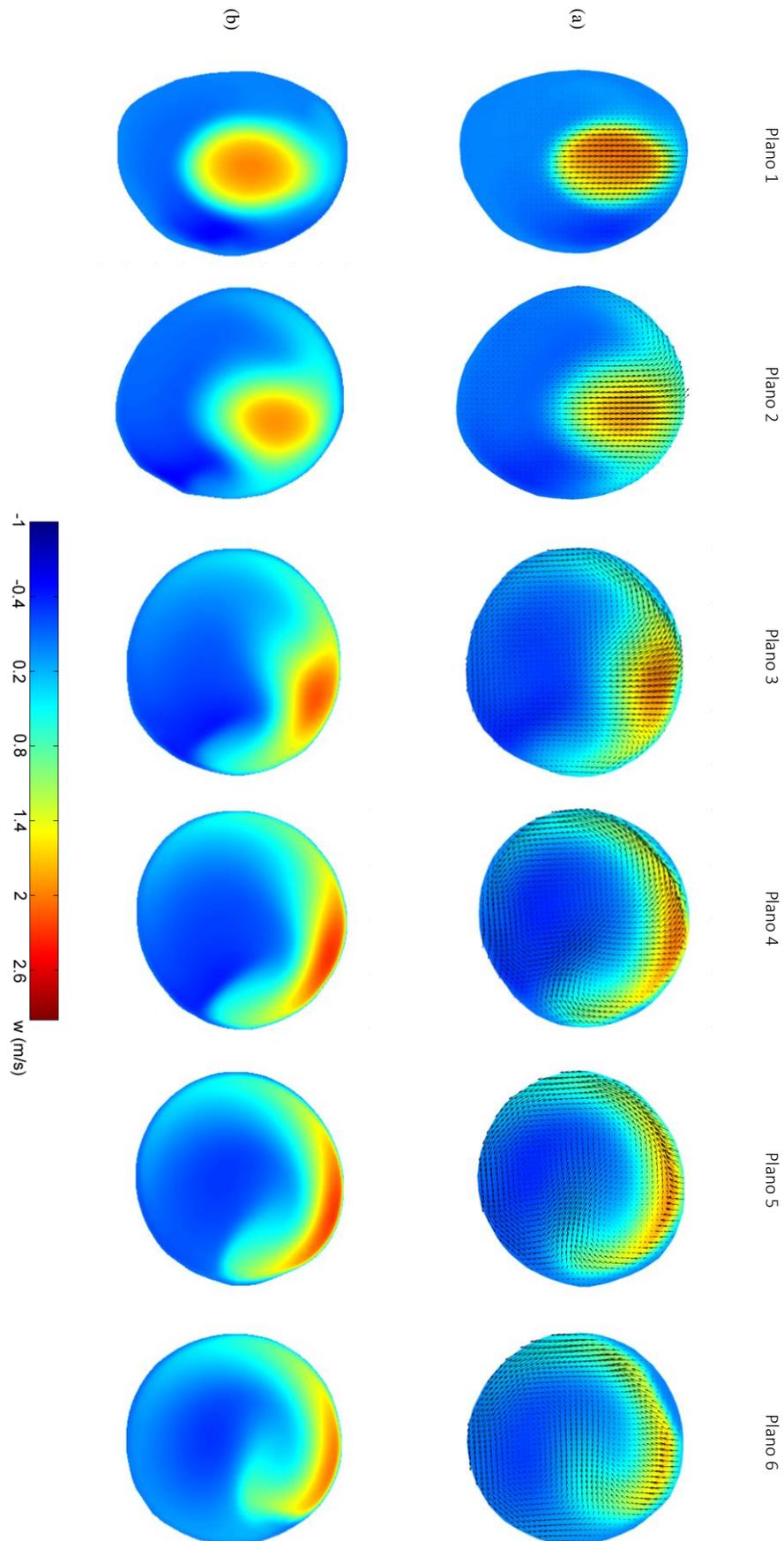


Figura 7.39 – Campos médios de velocidade nos planos transversais 1 ao 6, para o jato de entrada inclinado na direção *direita* em 8° ; (a) resultados experimentais, com a componente \bar{w} apresentada em escala de cores e componentes \bar{u} e \bar{v} por meio de vetores e (b) resultados numéricos, com representação da componente \bar{w} em escala de cores. $Re_{in} = 4370$.

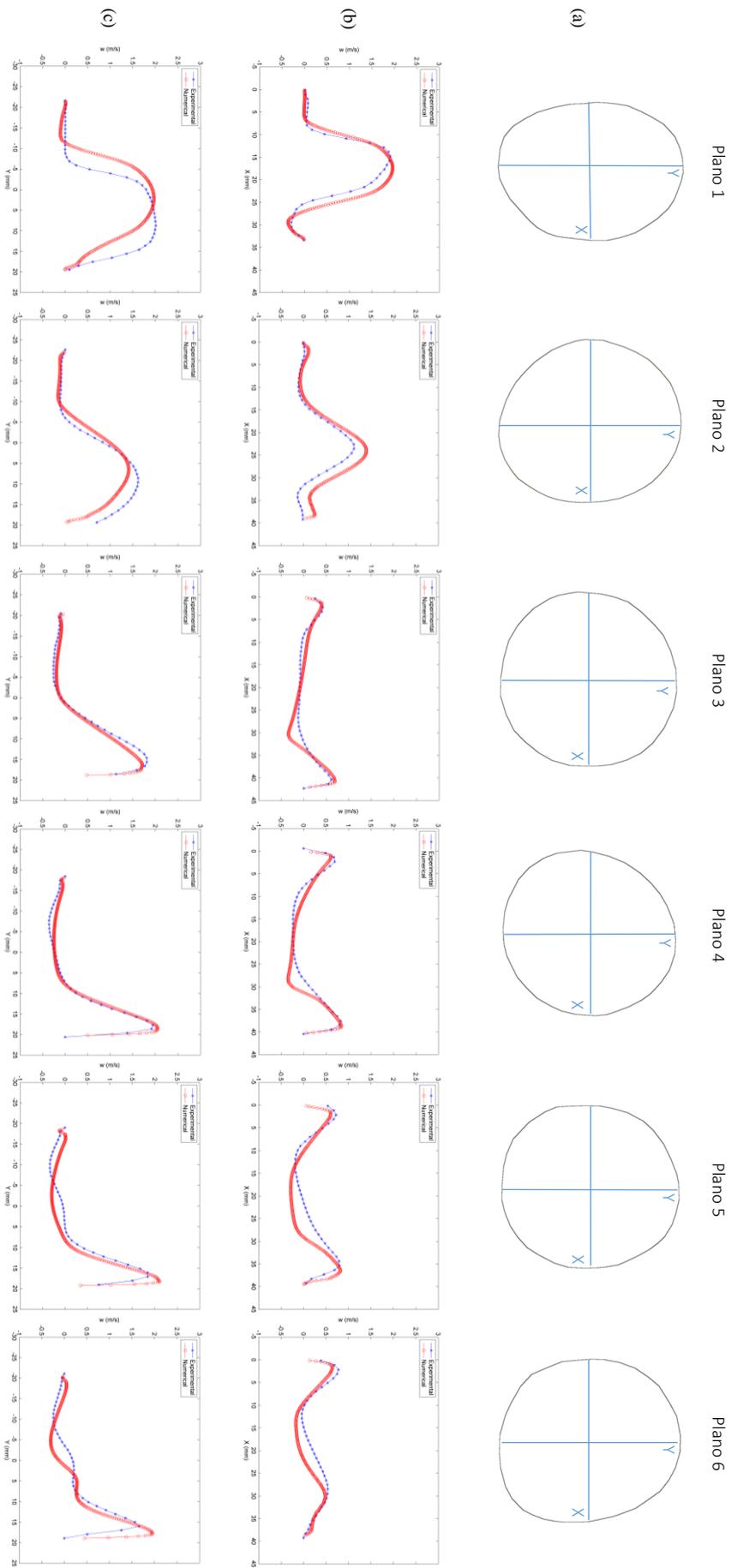


Figura 7.40 – Perfis da componente w dos campos médios de velocidade nos planos transversais 1 ao 6, para o jato de entrada com orientação para direção *direita* e inclinação $\alpha = 8^\circ$. Perfis numéricos com marcadores em vermelho e perfis experimentais com marcadores em azul, (a) seções dos planos onde os perfis foram traçados, (b) perfis horizontais e (c) perfis verticais. $Re_{in} = 4370$.

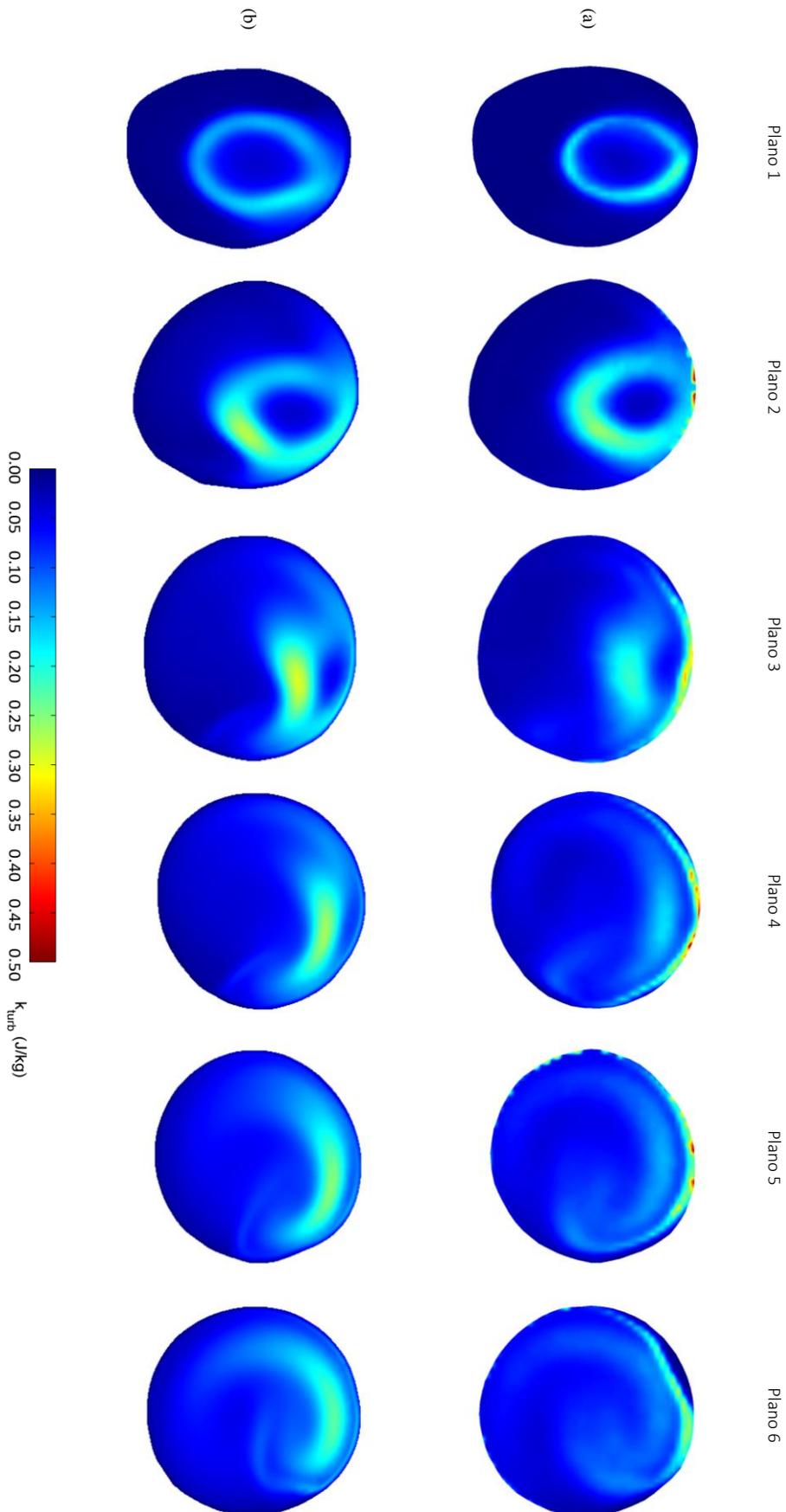


Figura 7.41 – Campos médios da energia cinética turbulenta por unidade de massa (J/kg) nos planos transversais 1 ao 6, para o jato de entrada com orientação para direção *direita* e inclinação $\alpha = 8^\circ$, (a) resultados experimentais e (b) resultados numéricos. $Re_{in} = 4370$.

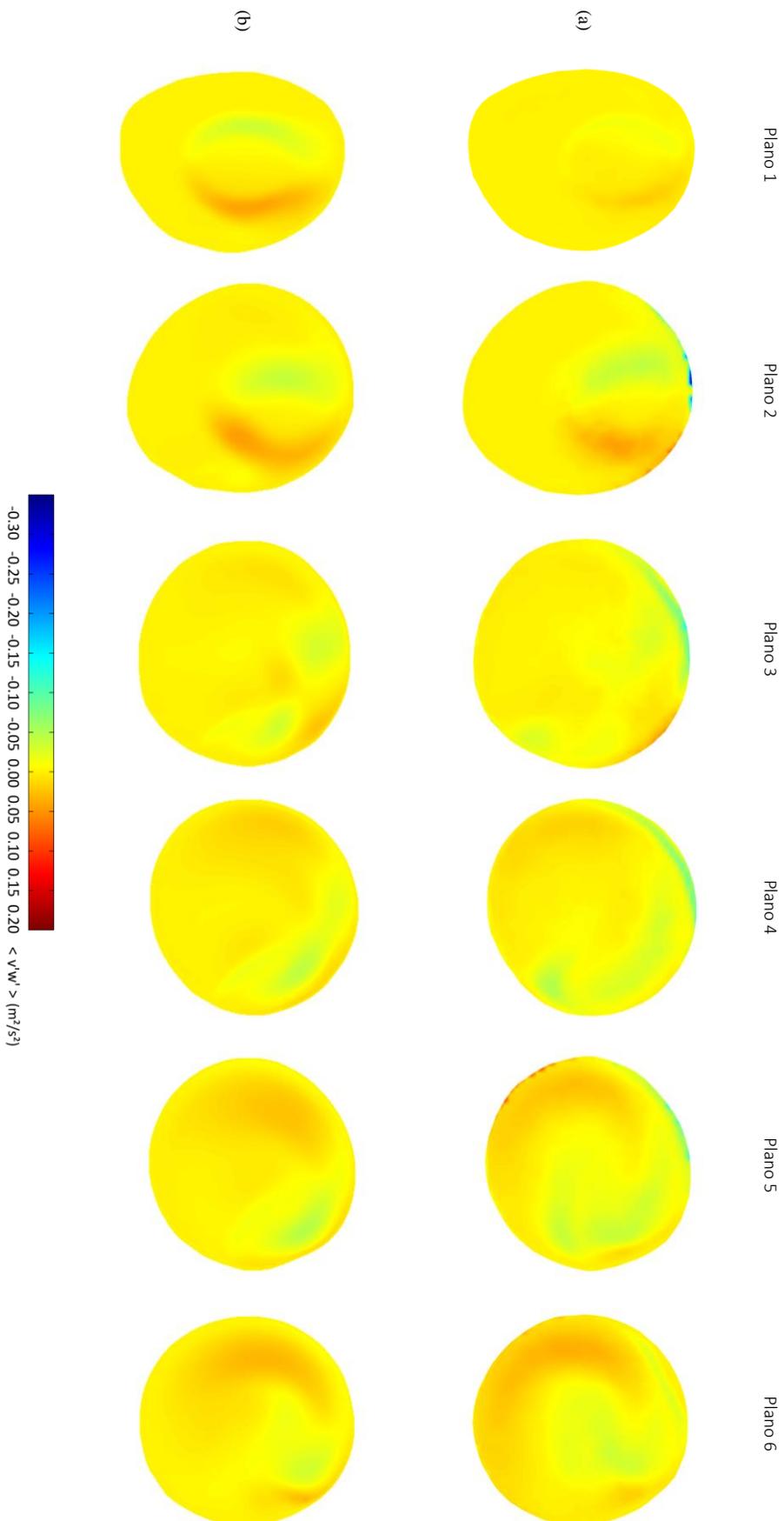


Figura 7.42 – Campos médios da correlação $u'w'$ (m^2/s^2) nos planos transversais 1 ao 6, para o jato de entrada com orientação para direção direita e inclinação $\alpha = 8^\circ$, (a) resultados experimentais e (b) resultados numéricos. $Re_{in} = 4370$.

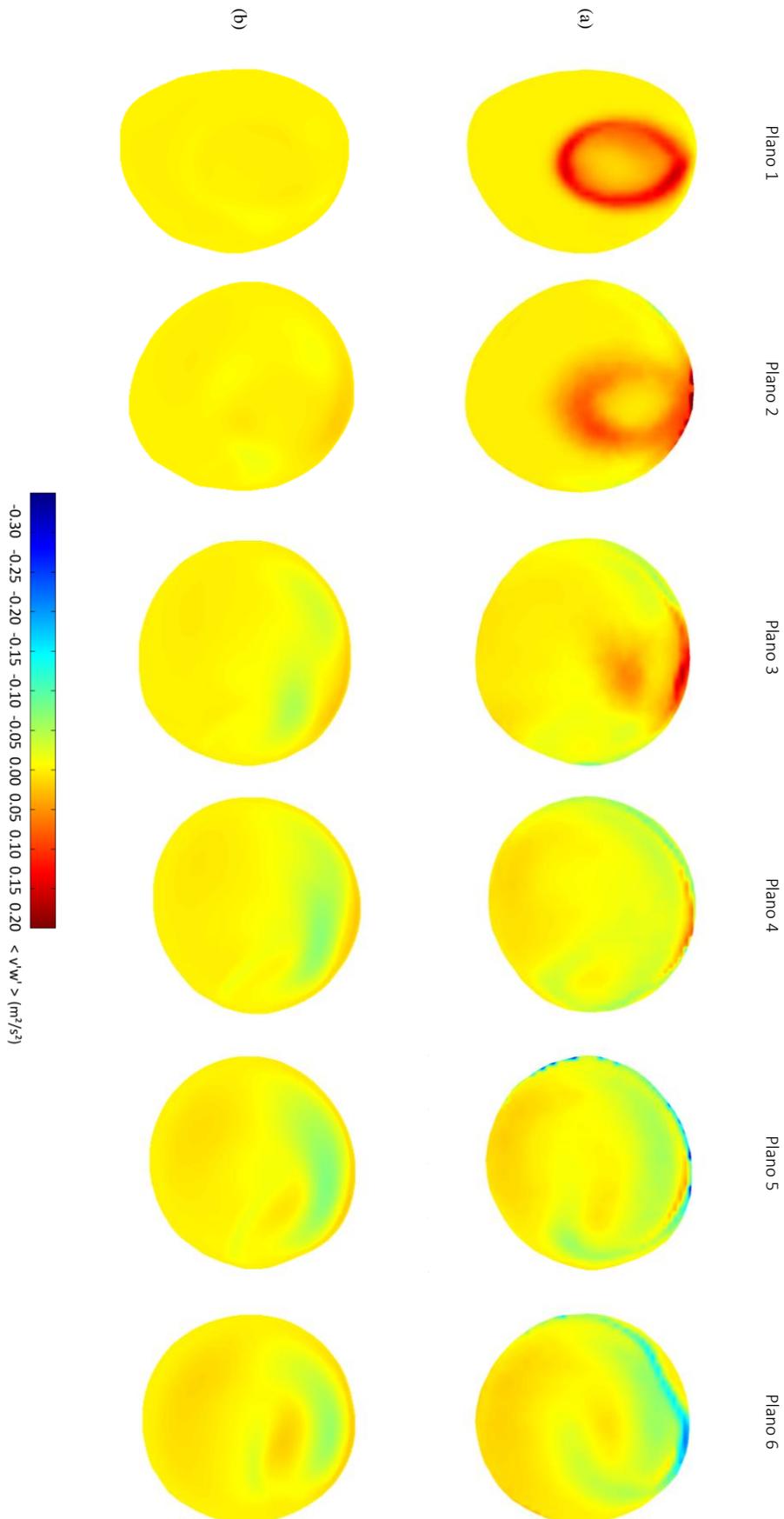


Figura 7.43 – Campos médios da correlação $\overline{v'w'}$ (m^2/s^2) nos planos transversais 1 ao 6, para o jato de entrada com orientação para direção direita e inclinação $\alpha = 8^\circ$, (a) resultados experimentais e (b) resultados numéricos. $Re_{in} = 4370$.

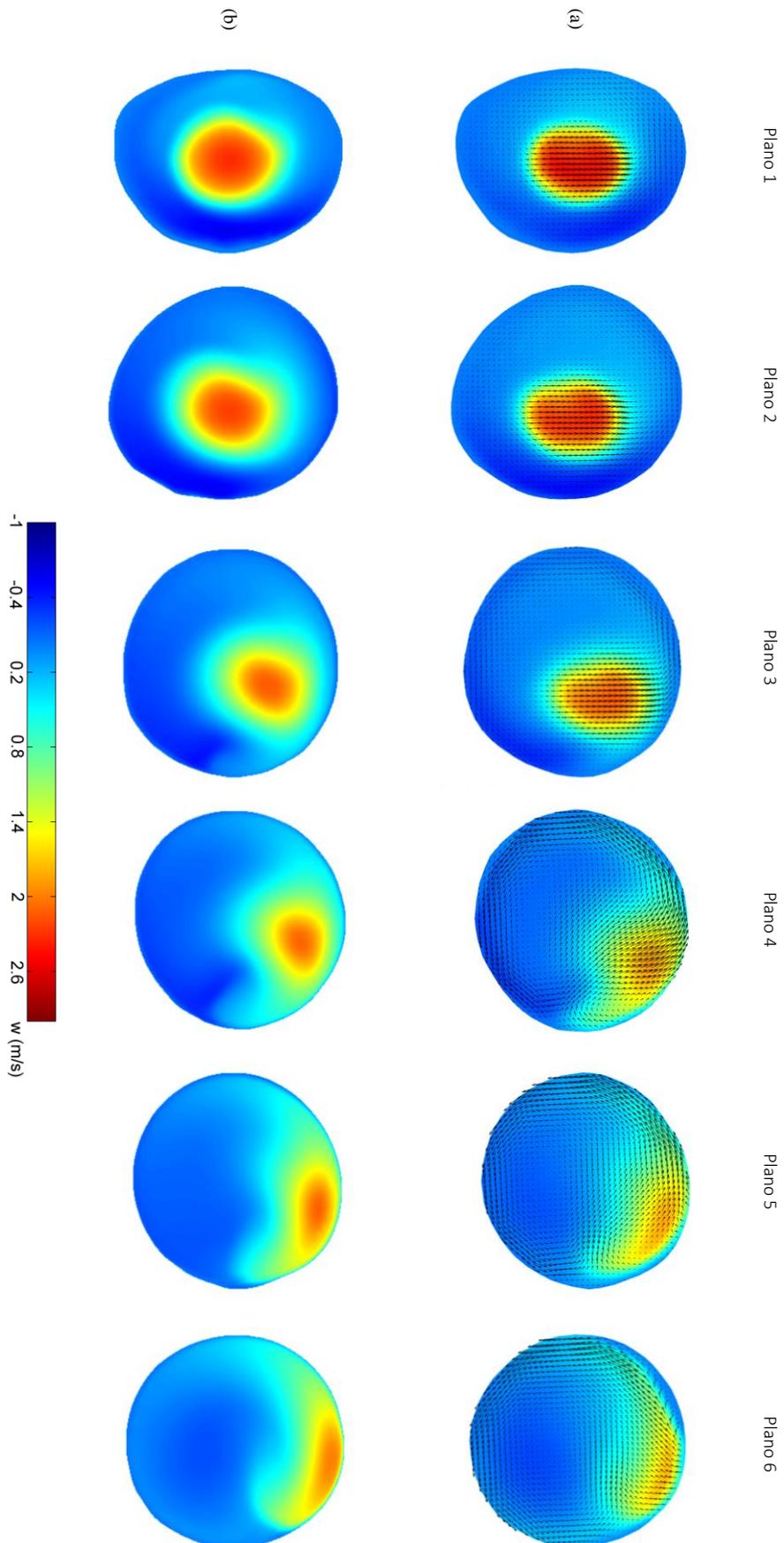


Figura 7.44 – Campos médios de velocidade nos planos transversais 1 ao 6, para o jato de entrada inclinado na direção *esquerda* em 4° ; (a) resultados experimentais, com a componente \bar{w} apresentada em escala de cores e componentes \bar{u} e \bar{v} por meio de vetores e (b) resultados numéricos, com representação da componente \bar{w} em escala de cores. $Re_{in} = 4370$.

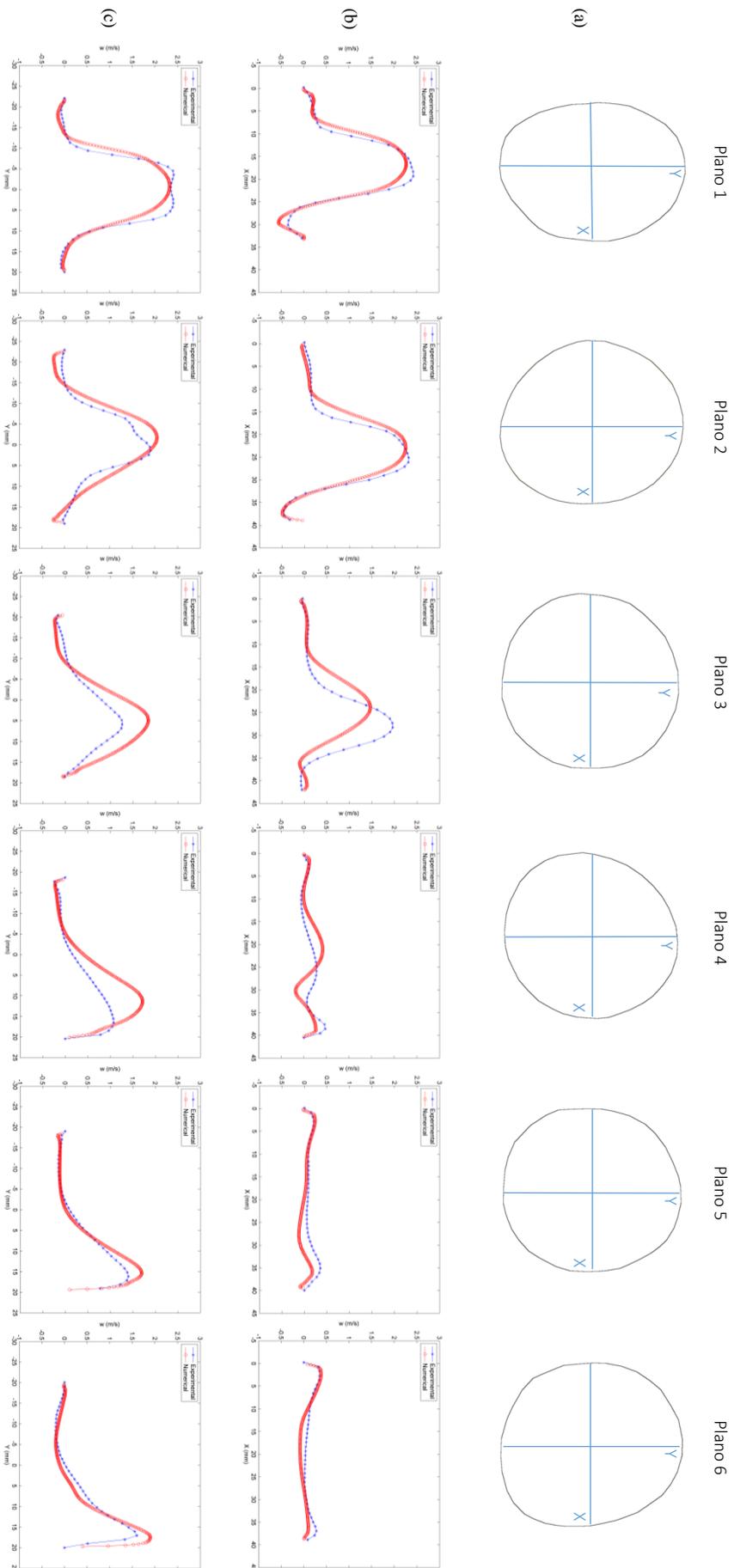


Figura 7.45 – Perfis da componente w dos campos médios de velocidade nos planos transversais 1 ao 6, para o jato de entrada com orientação para direção *esquerda* e inclinação $\alpha = 4^\circ$. Perfis numéricos com marcadores em vermelho e perfis experimentais com marcadores em azul, (a) seções dos planos onde os perfis foram traçados, (b) perfis horizontais e (c) perfis verticais. $Re_{in} = 4370$.

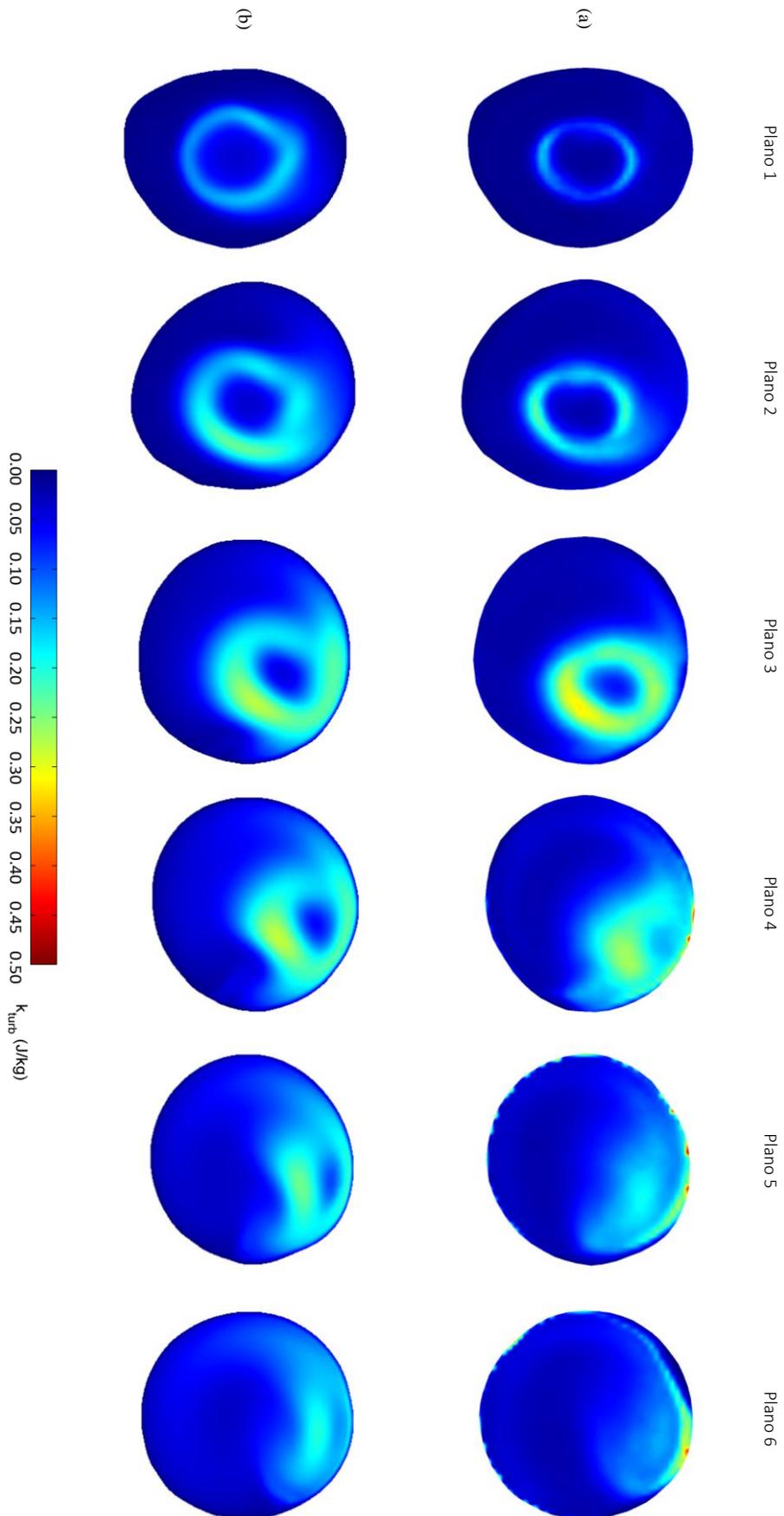


Figura 7.46 – Campos médios da energia cinética turbulenta por unidade de massa (J/kg) nos planos transversais 1 ao 6, para o jato de entrada com orientação para direção *esquerda* e inclinação $\alpha = 4^\circ$, (a) resultados experimentais e (b) resultados numéricos. $Re_{in} = 4370$.

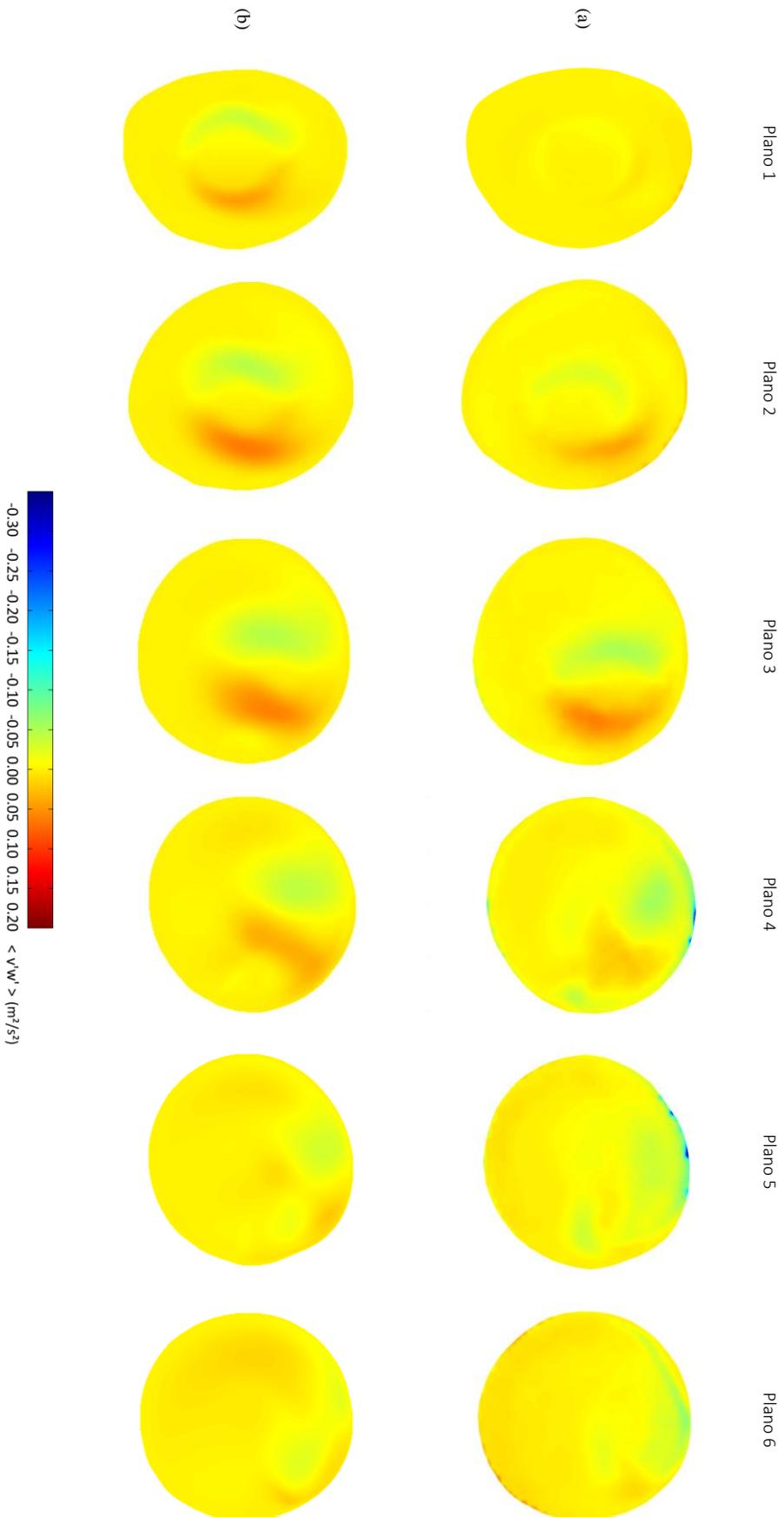


Figura 7.47 – Campos médios da correlação $\mathbf{u}'\mathbf{w}'$ (m²/s²) nos planos transversais 1 ao 6, para o jato de entrada com orientação para direção esquerda e inclinação $\alpha = 4^\circ$, (a) resultados experimentais e (b) resultados numéricos. $Re_{in} = 4370$.

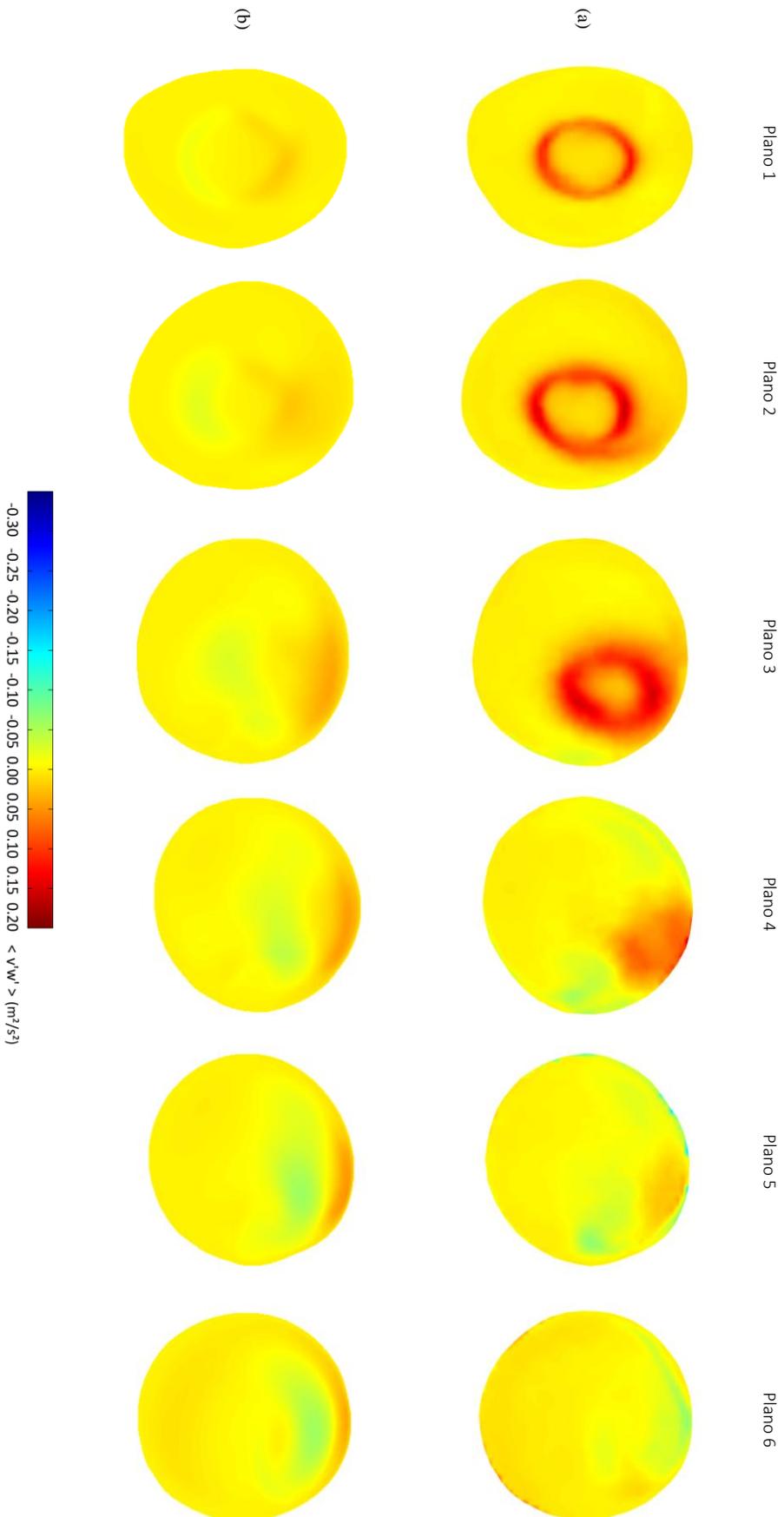


Figura 7.48 – Campos médios da correlação $\overline{v'w'}$ (m^2/s^2) nos planos transversais 1 ao 6, para o jato de entrada com orientação para direção esquerda e inclinação $\alpha = 4^\circ$, (a) resultados experimentais e (b) resultados numéricos. $Re_{in} = 4370$.

A observação das figuras apresentadas anteriormente mostra que os resultados obtidos experimentalmente foram muito bem reproduzidos por Aguilar, 2018, através das simulações em CFD. Sobretudo os resultados referentes aos campos médios de velocidade experimentais e seus respectivos pares numéricos, quando comparados qualitativamente, mostram bastante semelhança entre si, tanto para o caso com inclinação nula, 0° (Figura 7.34), quanto para os casos com inclinação de 8° e 4° , orientados respectivamente nas direções *direita* e *esquerda*, apresentados na Figura 7.39 e na Figura 7.44. A análise comparativa dos perfis horizontal e vertical da componente w , apresentados na Figura 7.35, Figura 7.40 e Figura 7.45, mostra que além de boa coerência qualitativa, os resultados experimentais e numéricos apresentaram, principalmente, boa concordância quantitativa. Embora possa ser observado, em alguns planos específicos, diferenças entre os perfis numérico e experimental — por exemplo, caso 0° , comparação entre os perfis verticais no *plano 3*, apresentado na Figura 7.35 —, acredita-se que essas diferenças possam estar relacionadas à imprecisão entre os pontos tomados com referência nos campos de velocidade numérico e experimental para que fossem traçados os perfis de velocidade horizontal e vertical. No entanto, em geral, pôde-se observar excelente coerência entre os perfis experimentais e numéricos, verificando-se, inclusive, exatidão em muitos casos — por exemplo, as comparações entre perfis verticais dos planos *3* e *4*, apresentados na Figura 7.45, referente ao caso $\alpha = 8^\circ$, orientado para *direita*.

Avaliando as intensidades de turbulência do fluxo aórtico obtidos experimentalmente, Figura 7.36(a), na Figura 7.41(a) e na Figura 7.46(a), percebe-se que o escoamento na raiz da aorta e região proximal da aorta ascendente apresenta maiores níveis de energia cinética turbulenta (TKE - *turbulence kinetic energy*) na área de interface entre o jato transvalvar e o fluido estagnado que o circunda. Isto se deve, principalmente, por ser nesta região de interface entre as camadas de fluido em alta velocidade e fluido em escoamento estagnado onde geralmente é verificada a formação vórtices turbulentos. Esta região, caracterizada pelo aspecto anular, com níveis entre 0,10 e 0,20 J/kg, é facilmente identificada nos planos transversais mais próximos à região de entrada do escoamento (planos *1* ao *3*), tanto no caso $\alpha = 0^\circ$, Figura 7.36(a), quanto nos casos com inclinação de 8° e 4° , apresentados respectivamente na Figura 7.41(a) e Figura 7.46(a).

Analisando os planos subsequentes, 4,5 e 6, nos casos de fluxo com deflexão angular na entrada, Figura 7.41(a) e Figura 7.46(a), percebe-se que o jato, após colidir na parede, provoca um imediato decaimento dos níveis de energia cinética turbulenta no escoamento. Na condição “ $\alpha = 8^\circ$ para direita”, devido às características anatômicas da geometria vascular, o trajeto livre do jato é curto e a colisão na parede acontece logo na região onde estão localizados os primeiros planos transversais, mais precisamente entre os planos 2 e 3. Conseqüentemente, nota-se já no *plano 4*, uma enorme diminuição na distribuição de TKE do escoamento. Por outro lado, o fluxo de entrada ao ser orientado na direção *esquerda* do modelo vascular, torna o jato mais centralizado no interior do lúmen aórtico, prolongando seu trajeto livre antes de colidir na parede. Em “ $\alpha = 4^\circ$ para esquerda”, percebe-se que a TKE do escoamento aumenta gradativamente desde a entrada até o *plano 3*, quando os níveis máximos de TKE (medidos por unidade massa) atingem o patamar de 0,30 J/kg. No *plano 4*, quando o jato inicia a colisão na parede, nota-se um sutil decaimento dos níveis de TKE. Nos planos seguintes, 5 e 6, é acentuada a queda na distribuição de TKE no campo de escoamento. Portanto, conforme reportado em Ha *et al.*, 2016, pode-se dizer que quanto maior for o trajeto percorrido pelo jato antes colidir na parede, maiores serão os níveis de energia cinética turbulenta verificados no escoamento. No caso com inclinação nula, 0° , apresentado na Figura 7.36(a), não foi verificado a diminuição nos níveis de TKE do escoamento após o jato colidir na parede. Contrariamente aos casos com deflexão angular, pôde-se perceber que em $\alpha = 0^\circ$, os níveis TKE estiveram inicialmente abaixo daqueles encontrados nos casos “ $\alpha = 8^\circ$ para direita” e “ $\alpha = 4^\circ$ para esquerda”, e foram aumentando gradativamente, do plano 1 ao 6, atingindo em algumas regiões do campo de escoamento valores aproximados de 0,4 J/kg.

Como o caráter helicoidal do escoamento é conhecido por inibir a transferência de energia de escalas maiores para escalas menores de turbulência (Moffatt e Tsinober, 1992; Gunning *et al.*, 2014), pode-se dizer que o fluxo sanguíneo helicoidal evita a dissipação excessiva de energia, limitando os efeitos de instabilidade do escoamento nas artérias (Stonebridge e Brophy, 1991; Caro *et al.*, 1996). No entanto, o estudo publicado por Ha *et al.*, 2016, não encontrou qualquer evidência que comprovasse essa afirmação. Neste trabalho, devido à maior intensidade das correntes secundárias de recirculação encontradas no caso “ $\alpha = 8^\circ$ para direita” (Figura 7.41a), quando comparadas com os resultados dos casos

$\alpha = 0^\circ$ e “ $\alpha = 4^\circ$ para esquerda” (Figura 7.36a e Figura 7.46a), pode-se dizer que, de fato, os padrões helicoidais de fluxo são suspeitos de inibir a dissipação de energia cinética turbulenta no escoamento. Os resultados experimentais de TKE referentes aos demais casos estudados estão disponíveis no Apêndice A deste documento.

Os resultados da TKE obtidos numericamente para os casos com deflexão angular, “ $\alpha = 8^\circ$ para direita” e “ $\alpha = 4^\circ$ para esquerda”, Figura 7.41(b) e Figura 7.46(b), mostram que as simulações reproduziram razoavelmente bem os resultados experimentais, tanto qualitativamente quanto quantitativamente. Porém, no caso $\alpha = 0^\circ$ (Figura 7.36b), embora qualitativamente os resultados em cada plano, do 1 ao 6, expressem boa semelhança com seus respectivos pares experimentais (Figura 7.36a), indicando bem as regiões do campo de escoamento onde são encontrados os maiores níveis de TKE, os níveis de intensidade turbulência encontrados numericamente nos planos 1 ao 4 estiveram em patamares mais elevados do que aqueles encontrados nos resultados experimentais correlatos. Nos planos 5 e 6, os níveis de TKE dos resultados numéricos ficaram abaixo dos níveis identificados nos resultados experimentais.

A análise da correlação entre as flutuações $u'w'$ mostra que nos casos “ $\alpha = 8^\circ$ para direita” e “ $\alpha = 4^\circ$ para esquerda”, Figura 7.42 e Figura 7.47, os resultados numéricos reproduziram bem, em todos os planos (1 ao 6) as medições experimentais, tanto qualitativamente quanto quantitativamente. No entanto, para o caso $\alpha = 0^\circ$ (Figura 7.37), as comparações não expressaram boa concordância. Os resultados numéricos apresentaram níveis de flutuação, sobretudo nos planos 1 ao 3, não identificados nos planos correspondentes experimentais. Correlações entre flutuações de velocidade são, sabidamente, um teste rigoroso para modelos de turbulência do tipo RANS. Assim, as diferenças encontradas entre experimentos e simulação podem ser consideradas como razoáveis, especialmente se lembrarmos que a condição de nível de turbulência na entrada do domínio computacional não foi imposta a partir de valores medidos no experimento.

Os resultados referentes à correlação $v'w'$ mostram que as simulações numéricas reproduziram apenas razoavelmente os níveis de flutuação medidos experimentalmente, tanto para o caso com inclinação nula, 0° , quanto para os casos com inclinação de 8° e 4° , apresentados na Figura 7.38, Figura 7.43 e Figura 7.48. Principalmente ao analisar comparativamente os planos 1 ao 3, em que,

diferentemente dos resultados numéricos, os campos experimentais apresentaram valores elevados da correlação $v'w'$ na região de interface que separa o jato de alta velocidade do fluido que o circunda em escoamento de estagnação – exatamente a mesma região onde foram identificados os níveis mais elevados de TKE no escoamento, conforme mencionado anteriormente. Cabe, no entanto, fazer uma ressalva a respeito das avaliações comparativas desta grandeza; no caso “ $\alpha = 8^\circ$ para direita”, os planos 4, 5 e 6 apresentaram boa concordância entre os resultados numéricos e experimentais, tanto qualitativamente quanto quantitativamente.

Embora as análises comparativas entre os resultados referentes à correlação $v'w'$ não tenham sido tão exitosas, pode-se afirmar que, de maneira geral, as simulações em CFD realizados por Aguilar, 2018, foram capazes de reproduzir muito bem os resultados experimentais dos casos escolhidos para serem analisados. O fato que em cada plano os níveis de correlação $v'w'$ medidos experimentalmente e previstos pela simulação computacional encontram-se nos mesmos patamares de valor, deve ser interpretado como um bom resultado em vista das características da modelagem do tipo RANS empregada para prever o escoamento turbulento.

No Capítulo 8, serão discutidos os resultados experimentais apresentados ao longo deste capítulo, buscando estabelecer uma relação entre as características do escoamento encontradas no modelo vascular estudado e o ambiente fisiológico humano.

8 Discussão

Atualmente, os índices de mortalidade do implante percutâneo de prótese aórtica (TAVI), reportados no curto prazo, um ano após o implante, são de aproximadamente 20%, patamar semelhante a aqueles relatados nos casos de pacientes com alto risco cirúrgico submetidos à troca valvar através do procedimento convencional de “peito aberto”, 18% (Conlon *et al.*, 1996; Jilaihawi *et al.*, 2012; Chieffo *et al.*, 2013; Khatri *et al.*, 2013). As taxas de mortalidade no prazo de dois anos seguem semelhantes em ambos procedimentos, entre 33% e 35% (Kodali *et al.*, 2012). Os resultados a longo prazo (5 anos) mostram que aproximadamente 3,5% das válvulas implantadas por via percutânea apresentam algum tipo de falha estrutural (Toggweiler *et al.*, 2013). Portanto, o entendimento sobre a relação entre o posicionamento da prótese valvar aórtica e as características do escoamento em aorta ascendente pode contribuir para a otimização do implante valvar, uma vez que o padrão do fluxo sanguíneo está associado à diversas afecções cardiovasculares, tais como o remodelamento vascular, danos à parede vascular e trombose. Embora existam diversas hipóteses sobre a etiologia dos aneurismas de aorta (Kuivaniemi *et al.*, 2008), diversos trabalhos evidenciam a estreita relação entre certas características dinâmicas do escoamento, que podem de fato aumentar os esforços mecânicos sobre a parede vascular, com o desenvolvimento e progressão da doença (Frydrychowicz *et al.*, 2009; Groves *et al.*, 2014; Gunning *et al.*, 2014; Kopanidis *et al.*, 2015; Ha *et al.*, 2016; Trauzeddel *et al.*, 2016). No entanto, a relação entre diferentes padrões hemodinâmicos e suas implicações biológicas e clínicas ainda não está completamente compreendida. Portanto, o entendimento sobre cada aspecto que influencia o fluxo sanguíneo pode oferecer contribuições para o desenvolvimento de modelos de predição e prevenção de risco.

Diversos estudos já reportaram que variações no posicionamento final da prótese percutânea podem induzir alterações significativas nas características do escoamento em aorta ascendente, implicando conseqüentemente em diferentes distribuições das tensões de cisalhamento na parede vascular — WWS, *wall shear*

stress (Frydrychowicz *et al.*, 2009; Groves *et al.*, 2014; Gunning *et al.*, 2014; Kopanidis *et al.*, 2015; Trauzeddel *et al.*, 2016; Gomes *et al.*, 2017). Estudos que investigaram a deflexão do fluxo transvalvar induzida por formação bicúspide da válvula aórtica, relacionam as distribuições anormais de WSS com a dilatação da aorta (Tarbell, 2003; Barker *et al.*, 2012).

Na presente simulação *in vitro*, os campos de velocidade obtidos evidenciam principalmente o caráter tridimensional e as complexas estruturas do escoamento no segmento ascendente do modelo aórtico estudado, ressaltando a importância da utilização de uma técnica de velocimetria que seja capaz de fornecer as três componentes do vetor nos campos de velocidade. Os resultados apresentados também realçam a influência da anatomia vascular sobre o campo de escoamento, evidenciando a relevância de um modelo aórtico fidedigno e que preserve uma anatomia paciente-específico, durante a investigação das características hemodinâmicas do fluxo sanguíneo.

Os resultados obtidos no presente trabalho, decorrentes das diferentes condições de orientação e inclinação impostas ao fluxo na entrada do modelo aórtico demonstram que (i) a intensidade e direção das correntes secundárias do escoamento ao longo da aorta ascendente variam de acordo com a direção do jato transvalvar, (ii) os escoamentos que se desenvolveram com maiores níveis de velocidade na direção principal da aorta (componente w), apresentaram menores intensidades de correntes secundárias de recirculação, (iii) o jato de entrada, quando orientado na direção *esquerda*, tende a centralizar o escoamento no interior do modelo aórtico, (iv) em todos os casos investigados, a porção lateral direita da parede vascular na região médio ascendente do modelo é onde se encontram os maiores níveis relativos de velocidade do escoamento.

Diversos estudos evidenciam o caráter helicoidal do escoamento em aorta ascendente, no entanto os efeitos desse padrão de fluxo sobre o ambiente vascular ainda encontram-se em discussão. Os autores Ha *et al.*, 2016, Liu *et al.*, 2015 sugerem que o fluxo helicoidal pode exercer importantes funções fisiológicas; garantindo melhor escoamento sanguíneo, suprimindo regiões de instabilidades no escoamento, prevenindo o acúmulo de lipoproteínas de baixa densidade (LDL) na superfície intimal. Por outro lado, estudos que investigaram o fluxo em aorta ascendente induzido por formação bicúspide da válvula aórtica, relacionam os padrões helicoidais do escoamento com distribuições anormais WSS e,

consequentemente, com a dilatação da aorta (Tarbell, 2003; Barker *et al.*, 2012). Portanto, o papel desempenhado por um fluxo com característica helicoidal aparenta ser diferente de acordo com as condições patológicas e fisiológicas apresentadas.

Os resultados reportados por Ha *et al.*, 2016 demonstram que a intensidade e direção do fluxo helicoidal na aorta torácica variam com a direção de entrada do fluxo transvalvar. Naquele trabalho, foram investigados experimentalmente, em um modelo realístico da aorta torácica, através da técnica 4D Flow, os ângulos de inclinação de 15° e 30° nas orientações *anterior*, *posterior*, *direita* e *esquerda*, além do caso com inclinação nula, 0° . Segundo os autores, o fluxo transvalvar, quando orientado nas direções *posterior* e *direita*, tende a desenvolver padrões helicoidais ao longo da aorta ascendente com rotação anti-horária, enquanto nas direções *anterior* e *esquerda*, são verificados padrões com rotação horária. A Figura 8.1 apresenta de forma resumida e esquemática os sentidos do fluxo helicoidal, indicados pelas setas vermelhas e azuis, dos resultados obtidos por Ha *et al.*, 2016. Na representação, a direção do escoamento principal é transversal e com sentido para fora do plano da figura. Além disso, a seção circular representa de forma idealizada a parede vascular do modelo aórtico estudado pelos autores.

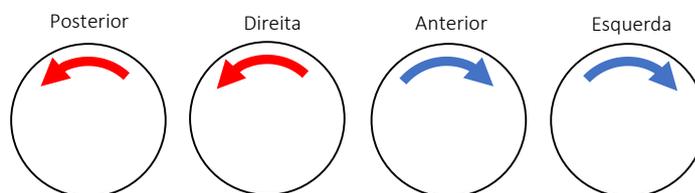


Figura 8.1 – Sentidos de rotação dos fluxos helicoidais em aorta ascendente reportados por Ha *et al.*, 2016.

Os resultados apresentados por Ha *et al.*, 2016, também demonstraram que os fluxos helicoidais de maior intensidade resultam em valores mais elevados de WSS na aorta ascendente. Conforme reportado, os casos investigados cujos os fluxos de entrada foram orientados nas direções *posterior* e *direita* apresentaram padrões helicoidais com maiores magnitudes da componente radial da velocidade, em comparação com os casos nas direções *anterior* e *esquerda*. Estes resultados permitiram que os autores relacionassem os fluxos helicoidais em sentido anti-horário, induzidos pelos jatos de entrada orientados nas direções *direita* e *posterior*, com o aumento das WSS na região médio ascendente da aorta.

Os resultados obtidos por Gomes *et al.*, 2017, embora não tenham caracterizado o caráter tridimensional do escoamento na aorta ascendente devido à técnica experimental empregada, demonstraram que pequenas variações de inclinação, entre 1° e 3° , do jato transvalvar na direção *posterior*, tendem a centralizar o escoamento no interior do lúmen aórtico, resultando em uma distribuição simétrica da WSS no segmento ascendente da aorta. Trauzeddel *et al.*, 2016, avaliaram as características do fluxo sanguíneo em aorta ascendente através do estudo comparativo entre pacientes com implante valvar aórtico e indivíduos saudáveis. Nos resultados apresentados, foram identificados nos pacientes com prótese a deflexão do jato transvalvar em direção da parede *direita* da aorta, onde, inclusive, foram encontrados os níveis mais elevados de WSS. Já os indivíduos saudáveis, utilizados como parâmetro de controle no estudo, apresentaram fluxo aórtico centralizado e distribuição simétrica das tensões de cisalhamento na parede da seção transversal investigada.

No presente trabalho, os resultados obtidos indicaram que os jatos de entrada, quando orientados nas direções *direita* e *posterior*, também desenvolvem fluxos helicoidais com sentido de rotação anti-horário. No entanto, os casos investigados referentes às orientações *anterior* e *esquerda* não apresentaram os mesmos padrões identificados em Ha *et al.*, 2016. Quando inclinado para *esquerda*, o jato de entrada tornou-se mais centralizado no interior do fantoma aórtico e os campos de velocidade medidos ao longo do escoamento apresentaram correntes secundárias de fluxo em sentido anti-horário. Nos casos com inclinação na direção *anterior*, percebe-se a formação de duas correntes de recirculação, nos sentidos horário e anti-horário, com intensidades semelhantes. A Figura 8.2 indica esquematicamente, para cada direção de orientação imposta ao jato de entrada, os sentidos das correntes secundárias desenvolvidas ao longo da região ascendente do fantoma aórtico.

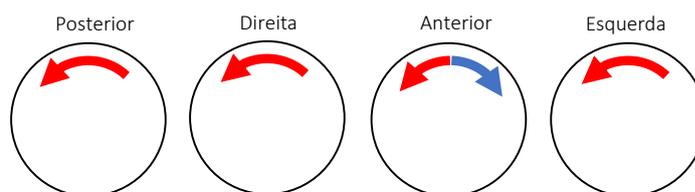


Figura 8.2 – Sentidos das correntes secundárias do escoamento em aorta ascendente de acordo com as direções de orientação impostas ao fluxo de entrada no fantoma aórtico, identificadas a partir dos resultados obtidos no presente estudo.

Com relação às intensidades dos escoamentos, os fluxos de entrada orientados nas direções *posterior* e *direita*, quando comparados, tanto com os casos *anterior* e *esquerda* quanto com a condição de inclinação nula, 0° , apresentaram as correntes secundárias de maiores magnitudes no escoamento, estando em concordância, portanto, com os resultados obtidos por Ha *et al.*, 2016. Avaliando o escoamento em sua direção principal, o caso “ 8° *direita*” se destacou, dentre todos os outros avaliados, por apresentar as menores magnitudes da componente de velocidade nesta direção, w . Acredita-se que isto seja decorrente do fato de o jato transvalvar, neste caso, ter colidido na região de parede mais próxima à entrada do escoamento no interior do fantoma aórtico. A

Figura 8.3 apresenta, de forma esquemática e resumida, a posição axial aproximada em que ocorre a colisão do jato de entrada na parede do modelo vascular, de acordo com a orientação do fluxo de entrada. De maneira geral, tanto nos casos *anterior* e *esquerda* quanto na condição de inclinação nula, 0° , o jato colide na região em torno do *plano 4*, variando *proximalmente* e *distalmente* de acordo com os ângulos de inclinação (α), 4° e 8° . Para os casos *posterior* e *direita*, o ponto de colisão ocorre em entre os planos 2 e 3, variando também *proximalmente* e *distalmente* de acordo com os ângulos 4° e 8° . Sob essa perspectiva de análise, o caso estudado em que o ponto de colisão esteve mais distante da entrada, foi na condição “ 8° *esquerda*”.

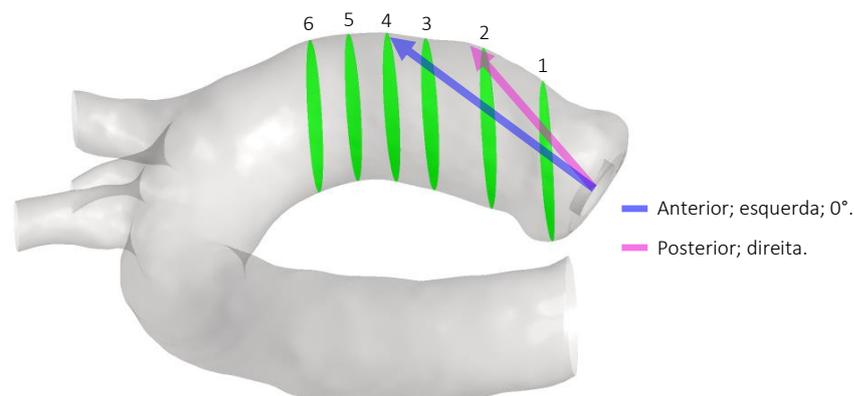


Figura 8.3 – Ilustração da aorta torácica em projeção no plano coronal com representação esquemática das regiões de colisão do jato na parede vascular.

Portanto, a partir dos campos médios de velocidade obtidos no presente estudo, e com base nos resultados reportados por outros trabalhos (Frydrychowicz

et al., 2009; Gunning *et al.*, 2014; Ha *et al.*, 2016; Trauzeddel *et al.*, 2016; Gomes *et al.*, 2017), pode-se sugerir que os fluxos de entrada inclinados nas direções *direita* e *posterior* induzem padrões de escoamento que podem alterar a configuração normal de distribuição das tensões cisalhantes na parede vascular da aorta, elevando o nível para patamares acima dos padrões fisiologicamente aceitáveis. Por outro lado, os fluxos de entrada orientados na direção *esquerda* induziram escoamentos com características que, aparentemente, provocam menores níveis de tensão sobre a parede vascular, aliviando principalmente a região médio ascendente da aorta. Nos casos em que o fluxo de entrada foi orientado na direção *anterior*, quando comparados ao caso com inclinação nula, 0° , as medidas dos campos de velocidade, de forma isolada, não apresentaram evidências suficientes que justificassem maiores ressalvas acerca dos possíveis efeitos causados pelo escoamento sobre o ambiente fisiológico na aorta ascendente, senão o próprio caráter altamente assimétrico do fluxo aórtico registrado em ambos casos.

Em função da configuração experimental utilizada neste trabalho, as medidas dos campos de velocidade não foram obtidas com resolução espacial suficiente a ponto de viabilizar o cálculo das tensões de cisalhamento na região de parede do escoamento. Neste caso, partindo do princípio que as comparações entre os resultados experimentais e numéricos, apresentados no Capítulo 7, foram exitosas, validando o modelo de simulação em CFD proposto por Aguilar, 2018, serão apresentadas no atual capítulo de Discussão, os valores de tensão cisalhante na parede, obtidas pelas simulações em CFD (Aguilar, 2018), a fim de complementar as análises dos campos de velocidade obtidos experimentalmente. A tensão cisalhante na parede pode ser obtida através da equação (8.1).

$$|WSS| = \mu \frac{\partial \vec{v}}{\partial n} \quad (8.1)$$

onde μ é a viscosidade dinâmica do fluido e n é a direção normal à parede. Para esta exposição, serão apresentados os casos com fluxo de entrada inclinado (α) em 8° nas quatro direções de orientação investigadas neste trabalho: *anterior*, *posterior*, *direita* e *esquerda*. Para cada caso, foram selecionados os planos 1 e 4 por representarem, respectivamente, as regiões raiz da aorta e segmento médio ascendente da aorta. A fim de facilitar a interpretação dos dados, as medidas de

WSS (Pa) foram plotadas em escala de cores sobre os campos médios de velocidade experimentais.

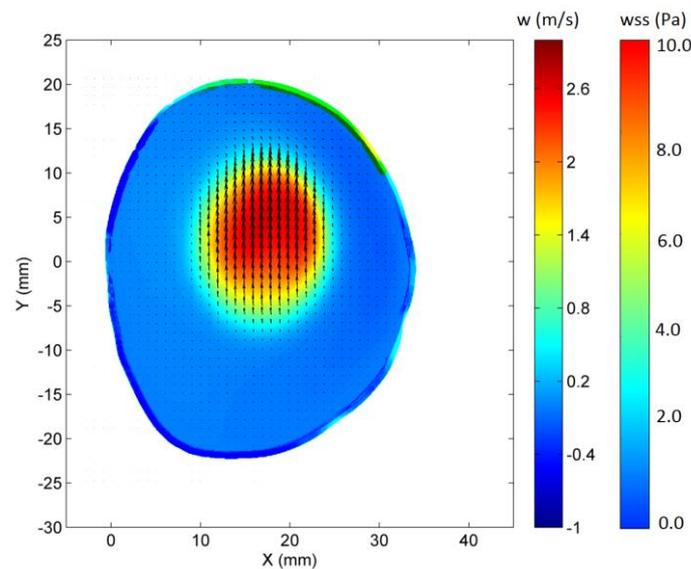


Figura 8.4 – Campo médio de velocidade no plano transversal 1 para condição de inclinação nula, 0° , do jato de entrada, com representação em escala de cores das WSS, obtidas por simulações em CFD (Aguilar, 2018), no contorno de parede. Componente w apresentada em escala de cores e componentes u e v por meio de vetores. $Re_{in} = 4370$.

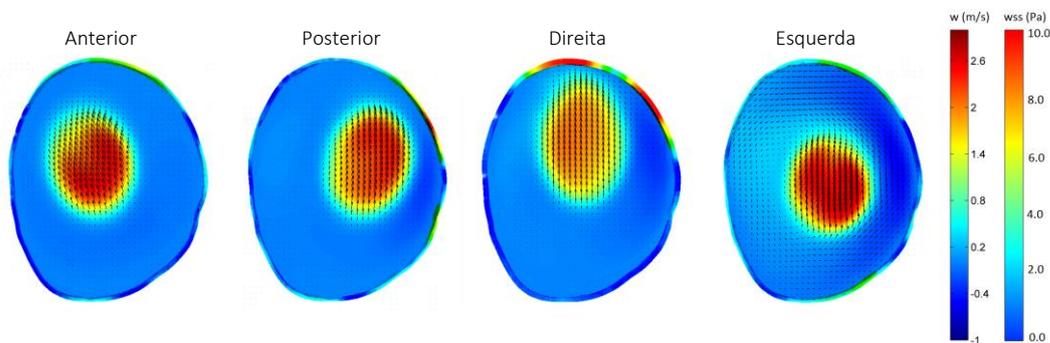


Figura 8.5 – Campos médios de velocidade no plano transversal 1, para inclinação de 8° do jato de entrada, nas direções *anterior*, *posterior*, *direita* e *esquerda*, com representação em escala de cores das WSS, obtidas por simulações em CFD (Aguilar, 2018), no contorno de parede. Componente w apresentada em escala de cores e componentes u e v por meio de vetores. $Re_{in} = 4370$.

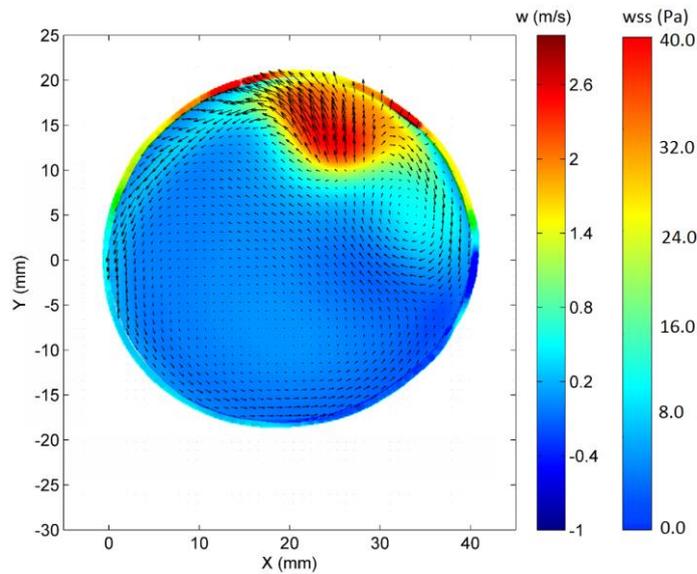


Figura 8.6 – Campo médio de velocidade no plano transversal 4 para condição de inclinação nula, 0° , do jato de entrada, com representação em escala de cores das WSS, obtidas por simulações em CFD (Aguilar, 2018), no contorno de parede. Componente w apresentada em escala de cores e componentes u e v por meio de vetores. $Re_{in} = 4370$.

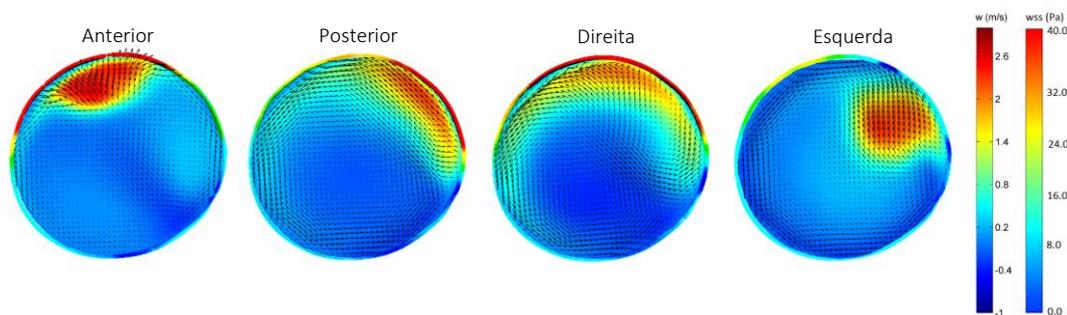


Figura 8.7 – Campos médios de velocidade no plano transversal 4, para inclinação de 8° do jato de entrada, nas direções *anterior*, *posterior*, *direita* e *esquerda*, com representação em escala de cores das WSS, obtidas por simulações em CFD (Aguilar, 2018), no contorno de parede. Componente w apresentada em escala de cores e componentes u e v por meio de vetores. $Re_{in} = 4370$.

Como pode ser observado nas figuras apresentadas, as estimativas de WSS obtidas numericamente indicam que o fluxo transvalvar defletido na direção *direita*, quando comparado ao caso $\alpha = 0^\circ$, induz o aumento dos níveis de tensão cisalhante na parede do modelo, tanto no *plano 1* quanto no *plano 4*, enquanto que no caso com orientação para *esquerda*, os níveis de tensão diminuem para patamares abaixo daqueles encontrados no caso base, tornando a distribuição das tensões cisalhantes em torno do contorno de parede mais uniforme. A respeito dos fluxos de entrada orientados nas direções *anterior* e *posterior*, percebe-se em ambos os casos o

aumento das tensões de cisalhamento na parede no *plano 4*, enquanto que no *plano 1* os níveis encontrados são semelhantes àqueles obtidos para $\alpha = 0^\circ$. Portanto, as medidas de WSS obtidas numericamente por Aguilar, 2018, corroboram as conclusões tiradas das análises dos campos médios de velocidade experimentais, além de indicarem que o fluxo de entrada orientado na direção *direita* também provoca o aumento das tensões de cisalhamento na parede da região médio ascendente da aorta. É importante ressaltar que, assim como observado nos resultados experimentais, os resultados numéricos também indicam que tanto nos casos defletidos nas direções *direita*, *anterior* e *posterior* quanto no caso com inclinação nula, 0° , o segmento de parede mais à *direita* da aorta, caracterizado pelo arco de curvatura externo da estrutura vascular, é onde sempre se encontram as maiores tensões mecânicas decorrentes do escoamento. Além disso, os resultados experimentais chamam atenção para a importância das componentes secundárias do vetor velocidade em campos de escoamento com padrões helicoidais de fluxo. Conforme reportado em Frydrychowicz *et al.*, 2009, as componentes secundárias de velocidade, algumas vezes negligenciadas nos cálculos das tensões de cisalhamento por apresentarem magnitudes bem menores que a componente na direção principal do escoamento, podem resultar em valores significativos de tensões de cisalhamento que merecem ser apreciadas.

Os valores de WSS obtidos a partir das simulações em CFD realizadas por Aguilar, 2018, estão em níveis bem mais elevados na região médio ascendente da aorta ($WSS_{max} = 40$ Pa) do que os valores reportados em outros estudos, cujos níveis variam entre 1 e 20 Pa (Wentzel *et al.*, 2005; Frydrychowicz *et al.*, 2009; Kodali *et al.*, 2012). Contudo, estes estudos reportaram valores referentes a ensaios com menores níveis de vazão ou médias temporais ao longo do ciclo cardíaco completo. No presente trabalho, o valor máximo registrado de 40 Pa é referente somente ao ponto mais crítico do ciclo cardíaco, o instante de pico da sístole ventricular.

Em relação às medidas de intensidade de turbulência, os resultados experimentais obtidos neste trabalho, assim como reportado por Ha *et al.*, 2016, indicam que o fluxo aórtico mais centralizado apresenta maiores níveis de energia cinética turbulenta no escoamento ao longo da aorta ascendente. Portanto, como o caso “*8° esquerda*”, conforme já mencionado, foi a condição imposta ao fluxo de entrada em que o escoamento ao longo do segmento ascendente do modelo aórtico tornou-se mais centralizado, este, conseqüentemente, apresentou os resultados com

os maiores níveis de intensidade de turbulência. A Figura 8.8(b) apresenta os campos de energia cinética turbulenta por unidade de massa medidos nos planos transversais 1 ao 6, referentes à condição de entrada “8° esquerda”. Para efeito comparativo, a Figura 8.8 também apresenta os resultados obtidos para o fluxo de entrada com inclinação nula, 0°. Os resultados de TKE referentes aos demais casos estudados, $\alpha = 4^\circ$ e 8° , nas direções *direita*, *anterior* e *posterior*, estão disponíveis no Apêndice A deste documento.

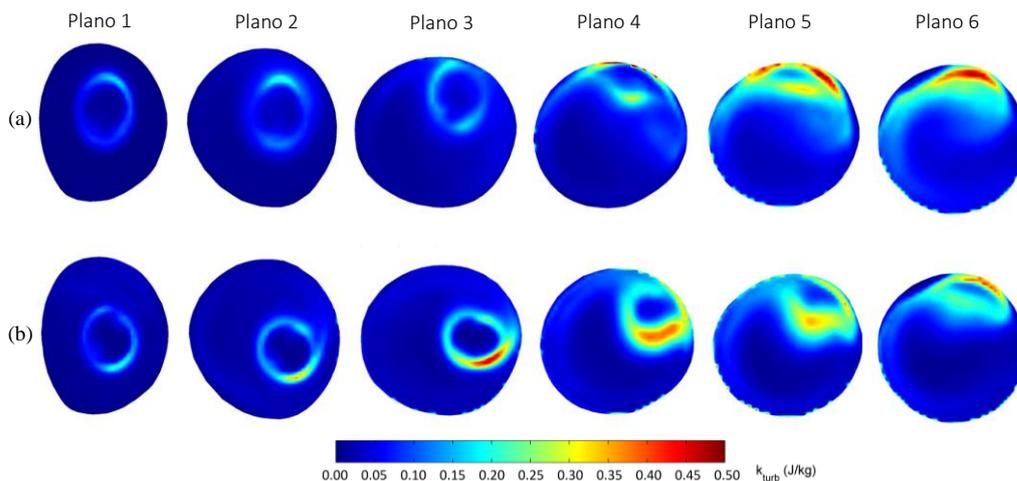


Figura 8.8 – Campos médios da energia cinética turbulenta por unidade de massa (J/kg) nos planos transversais 1 ao 6, para o jato de entrada com (a) inclinação nula e (b) orientação para direção *esquerda* e inclinação $\alpha = 8^\circ$. $Re_{in} = 4370$.

Como pode ser observado na Figura 8.8, os níveis de TKE em algumas regiões do escoamento alcançaram valores máximos em torno de 0,4 J/kg, correspondendo à 520 J/m^3 , quando levada em consideração a massa específica do fluido de trabalho, $\rho = 1157,4 \text{ kg/m}^3$. Estes valores estão próximos à faixa de risco para ocorrência de hemólise ($\sim 600 \text{ J/m}^3$), conforme reportado em Les *et al.*, 2010. Cabe ressaltar que os resultados obtidos nos ensaios com o fluxo de entrada orientado nas direções *anterior*, *posterior* e *direita*, também apresentaram, em algumas regiões do escoamento, valores máximos de TKE na faixa de 0,3 a 0,4 J/kg, porém com menor prevalência do que foi verificado nos casos com fluxo de entrada orientado na direção *esquerda*. No entanto, é sabido que a ocorrência de hemólise depende não somente do nível de intensidade da turbulência, mas também de diversos outros fatores patológicos e principalmente do tempo de exposição das hemácias a estes elevados níveis de intensidade de turbulência. Como o presente trabalho não investigou os efeitos da variação temporal do ciclo cardíaco sobre o

escoamento na aorta ascendente, estas avaliações a respeito dos efeitos patológicos da energia cinética turbulenta no fluxo aórtico merecem ser consideradas com as devidas ressalvas.

De acordo com os resultados obtidos neste trabalho, a orientação e o ângulo de inclinação do jato transvalvar, dependente do posicionamento da prótese percutânea, pode ser apresentado como um importante fator que altera a intensidade e direção do fluxo helicoidal na aorta ascendente e a distribuição das tensões de cisalhamento na parede vascular. Este fato pode influenciar o remodelamento aórtico, alterando a regulação das funções biológicas das células do tecido endotelial (El-Hamamsy e Yacoub, 2009; Dolan *et al.*, 2011).

Limitações do trabalho

O presente estudo investigou o fluxo através de apenas um único modelo aórtico, limitando as conclusões em caráter generalizado dos resultados. No entanto, o trabalho preservou as características anatômicas reais de um paciente específico ao invés da utilização de uma geometria vascular idealizada. Isto posto, pode-se dizer que os resultados apresentados contemplam as influências das estruturas anatômicas reais da aorta sobre o escoamento na região supra valvar.

Conforme descrito no Capítulo 6, destinado à metodologia experimental, foram investigados os escoamentos em regime permanente com apenas uma vazão, 25 l/min ($Re_{in} = 4370$), valor representativo do pico da sístole ventricular, ao invés do estudo transiente de todo o ciclo cardíaco. Conseqüentemente, a influência do fluxo helicoidal sobre as características fluidodinâmicas durante a fase de desaceleração diastólica, não foram investigadas. Como a influência da componente rotacional do fluxo pode ser mais dominante quando o fluxo axial perde intensidade na diástole, entende-se que os próximos experimentos contemplem o ciclo cardíaco inteiro. Por outro lado, é justamente no ponto mais intenso da sístole ventricular que são registradas as maiores tensões mecânicas exercidas pelo fluxo sanguíneo sobre as paredes da região ascendente da aorta.

No presente trabalho, as diferentes condições de inclinação e orientação do jato transvalvar não foram induzidas por variações no posicionamento de uma prótese percutânea integrada ao fantoma aórtico de silicone. Como alternativa à

válvula protética, foi utilizado um tubo de seção circular com área de 2,0 cm² representando a prótese em sua configuração de máxima abertura dos folhetos protéticos. Acredita-se que os maiores benefícios de se utilizar uma prótese percutânea seriam obtidos se estudo tivesse levado em consideração o fluxo em regime transiente ao longo de todo ciclo cardíaco, onde são considerados os diferentes estágios de abertura da prótese valvar, sobretudo na fase diastólica do ciclo, período em que a válvula se fecha e o escoamento é direcionado para as artérias coronárias (Gomes *et al.*, 2017). No entanto, estas análises ao longo do ciclo cardíaco vão além do objetivo deste trabalho, que buscou investigar somente o pico da sístole ventricular, momento de máxima abertura da prótese percutânea.

O modelo aórtico de silicone utilizado nas investigações do fluxo é consideravelmente mais rígido que a aorta humana. No entanto, a característica de complacência da aorta exerce papel de maior relevância na fase diastólica do ciclo cardíaco, momento em que a parede da artéria volta a sua posição de repouso, impulsionando o fluxo sanguíneo, tanto em direção anterógrada quanto em direção retrógrada. No instante do pico da sístole ventricular, momento simulado pelo atual trabalho, a aorta atinge seu diâmetro máximo, ocorrendo pouca influência da complacência aórtica no fluxo sanguíneo no interior do lúmen vascular (Gomes *et al.*, 2017).

9 Conclusão

O presente trabalho investigou experimentalmente a influência das variações de inclinação e orientação do jato transvalvar sobre o escoamento em aorta ascendente. Para este fim, foi produzido um fantoma aórtico de silicone que representou a anatomia de um paciente específico submetido ao implante valvar percutâneo. A técnica experimental utilizada para a caracterização do escoamento no modelo aórtico foi a velocimetria por imagens estereoscópicas de partículas, PIV estereoscópico. As medições dos campos de velocidade foram realizadas em seis planos transversais à direção principal do escoamento, posicionados na região compreendida entre a raiz da aorta e início do arco aórtico. Foram investigados os fluxos de entrada com dois ângulos de inclinação, orientados nas quatro direções anatômicas do corpo humano; *anterior, posterior, direita e esquerda*, além do caso de referência com inclinação nula. Nos ensaios conduzidos, somente um nível de vazão foi investigado, um valor representativo do pico da sístole ventricular. Além dos campos médios de velocidade, foram também determinados os campos médios de energia cinética turbulenta e das correlações entre as flutuações das componentes de velocidade $u'w'$ e $v'w'$.

A técnica de velocimetria implementada, bem como todo aparato experimental montado, viabilizou a caracterização detalhada dos padrões hidrodinâmicos do fluxo em aorta ascendente no momento de máxima vazão da sístole ventricular. A obtenção das três componentes do vetor velocidade evidenciou explicitamente o caráter tridimensional do escoamento. As variações de inclinação e orientação impostas às condições de entrada do fluxo no fantoma aórtico, além do apoio da literatura, permitiram que o estudo sugerisse as direções de orientação nas quais as características dinâmicas induzidas ao escoamento em aorta ascendente provocariam tanto as menores quanto as maiores tensões mecânicas sobre as paredes da artéria.

Os casos em que o fluxo de entrada foi inclinado na direção *direita* anteciparam o ponto de impacto do jato de entrada para as regiões mais próximas à raiz da aorta, induzindo, conseqüentemente, a formação das correntes de recirculação com os maiores níveis de intensidade, dentre os demais casos avaliados, sugerindo o aumento dos esforços mecânicos causados pelo escoamento sobre a parede vascular. Por outro lado, nos casos em que o fluxo de entrada foi inclinado na direção *esquerda*, foram verificadas a tendência de centralização do escoamento no interior do fantoma aórtico e a presença das correntes de recirculação com os menores níveis de intensidade, sugerindo, portanto, uma diminuição dos níveis de tensão de cisalhamento sobre a parede vascular, aliviando principalmente a região médio ascendente da aorta. Desta forma, caso fosse possível determinar com precisão o posicionamento final da prótese percutânea no ânulo aórtico, os resultados obtidos pelo presente trabalho indicam que a melhor escolha seria posicioná-la com inclinação de 8° na direção *esquerda*.

Os resultados obtidos também foram comparados com simulações computacionais das equações que governam o escoamento, estudo realizado por pesquisadores de nosso grupo de pesquisa. As simulações utilizaram a mesma geometria vascular do presente trabalho, apresentando ótima concordância entre resultados experimentais e numéricos. A obtenção de dados experimentais detalhados e de boa qualidade para a validação de simulações computacionais do escoamento turbulento em aorta era um dos focos do presente trabalho. Uma vez validados, modelos numéricos são capazes de fornecer informações bem mais detalhadas sobre o escoamento que, muitas vezes, são inviáveis de serem obtidas experimentalmente. Alguns destes resultados mais detalhados obtidos das nas simulações computacionais foram utilizados no presente trabalho para auxiliar no entendimento da dinâmica do escoamento estudado.

Os vários aspectos relacionados sobre as limitações do presente trabalho indicam possibilidades para perspectiva de estudos futuros, de forma que possam contribuir para um melhor entendimento sobre a influência das variações de inclinação e orientação do jato transvalvar no escoamento em aorta ascendente. A reconfiguração na montagem das câmeras no arranjo estereoscópico, aproximando-as do fantoma aórtico, podem conferir resultados com melhor resolução espacial, permitindo a medição do escoamento nas regiões mais próximas à parede do modelo. O estudo do escoamento em regime transiente ao longo do ciclo cardíaco

completo, bem como a aplicação de uma prótese percutânea no fantoma aórtico, podem trazer informações importantes sobre a influência das variações temporais do fluxo sobre os esforços mecânicos na parede vascular. O aumento no número de planos transversais de medição ao longo do segmento ascendente do fantoma aórtico, a ponto de estarem com dimensões de espaçamentos entre si semelhantes à espessura do plano de laser, podem conferir maior riqueza de detalhes sobre o escoamento, viabilizando o cálculo das grandezas que dependem das variações espaciais na direção axial do escoamento. Por fim, o estudo do escoamento em outros modelos de aorta, que preservem a anatomia de vários pacientes distintos, poderá trazer informações sobre as características do escoamento que dependam dos parâmetros anatômicos envolvidos.

10

Referências bibliográficas

ABRANTES, J. K.; DE PAULA, I. B.; AZEVEDO, L. F. A. **Medição de escoamentos turbulentos utilizando velocimetria por imagem de partículas**. Capítulo 7, v. 5, p. 133-209, 2012.

ADRIAN, R. J. Scattering particle characteristics and their effect on pulsed laser measurements of fluid flow: speckle velocimetry vs particle image velocimetry. **Applied optics**, v. 23, n. 11, p. 1690-1691, 1984. ISSN 2155-3165.

ADRIAN, R. J.; WESTERWEEL, J. **Particle image velocimetry**. Cambridge University Press, 2011. ISBN 0521440084.

AGUILAR, I. I. **Estudo do escoamento pulsátil do sangue na aorta: interação fluido estrutura durante o ciclo cardíaco após a instalação de uma prótese valvar**. Pontifícia Universidade Católica do Rio de Janeiro (PUC-Rio), 2018.

AHMED, S. A.; GIDDENS, D. P. Velocity measurements in steady flow through axisymmetric stenoses at moderate Reynolds numbers. **Journal of biomechanics**, v. 16, n. 7, p. 505-507, 1983. ISSN 0021-9290.

AHMED, S. A.; GIDDENS, D. P. Pulsatile poststenotic flow studies with laser Doppler anemometry. **Journal of biomechanics**, v. 17, n. 9, p. 695-705, 1984. ISSN 0021-9290.

AL-ATTAR, N.; GHODBANE, W.; HIMBERT, D.; RAU, C.; RAFFOUL, R.; MESSIKA-ZEITOUN, D.; BROCHET, E.; VAHANIAN, A.; NATAF, P. Unexpected complications of transapical aortic valve implantation. **The Annals of thoracic surgery**, v. 88, n. 1, p. 90-94, 2009. ISSN 0003-4975.

ALASTRUEY, J.; XIAO, N.; FOK, H.; SCHAEFFER, T.; FIGUEROA, 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.

AVEZUM,; BRAGA, J.; SANTOS, I.; GUIMARÃES, H. P.; MARIN-NETO, J. A.; PIEGAS, L. S. Cardiovascular disease in South America: current status and opportunities for prevention. **Heart**, v. 95, n. 18, p. 1475-1482, 2009. ISSN 1355-6037.

AYERS, F.; GRAND, A.; KUO, D.; CUCCIA, D. J.; DURKIN, A. J. Fabrication and characterization of silicone-based tissue phantoms with tunable optical properties in the visible and near infrared domain. Design and Performance Validation of Phantoms Used in Conjunction with Optical Measurements of Tissue, 2008, **International Society for Optics and Photonics**. p.687007.

BANKS, J.; BRESSLOFF, N. Turbulence modeling in three-dimensional stenosed arterial bifurcations. **Journal of biomechanical engineering**, v. 129, n. 1, p. 40-50, 2007. ISSN 0148-0731.

BARKER, A. J.; MARKL, M.; BÜRK, J.; LORENZ, R.; BOCK, J.; BAUER, S.; SCHULZ-MENGER, J.; KNOBEKSDORFF-BRENKNHOFF, F. Bicuspid aortic valve is associated with altered wall shear stress in the ascending aorta. *Circulation: Cardiovascular Imaging*, p. CIRCIMAGING. 112.973370, 2012. ISSN 1941-9651.

BARKER, A. J.; OOIJ, P.; BANDI, K.; GARCIA, J.; ABALGHADADI, M.; MCCARTHY, P.; BONOW, R. O.; CARR, J.; COLLINS, J.; MALAISRIE, S. C.; MARKL, M. Viscous energy loss in the presence of abnormal aortic flow. **Magnetic resonance in medicine**, v. 72, n. 3, p. 620-628, 2014. ISSN 0740-3194.

BATTOCLETTI, J. H. **A method of flow imaging. Proc. Society of Magnetic Resonance in Medicine**, Boston, MA, 1982.

BAUMGARTNER, H.; HUNG, J.; BERMEJO, J.; CHAMBERS, J. B.; EVANGELISTA, A.; GRIFFIN, B. P.; LUNG, B.; OTTO, C. M.; PELLIKKA, P. A.; QUIÑONES, M. Echocardiographic assessment of valve stenosis: EAE/ASE recommendations for clinical practice. **Journal of the American Society of Echocardiography**, v. 22, n. 1, p. 1-23, 2009. ISSN 0894-7317.

BERGER, S.; JOU, L. D. Flows in stenotic vessels. **Annual Review of Fluid Mechanics**, v. 32, n. 1, p. 347-382, 2000. ISSN 0066-4189.

BLAUSEN, S. com staff" Medical gallery of Blausen Medical 2014. **WikiJournal of Medicine**, v. 1, n. 2, p. 10, 2014.

BONOW, R. O.; SMITH, S. C.; BENJAMIN, E. J.; BRAUN, L. T.; CREAGER, M. A.; FRANKLIN, B. A.; GIBBONS, R. J.; GRUNDY, S. M.; HIRATZKA, L. F.; JONES, D. W. ACC/AHA 2006 guidelines for the management of patients with valvular heart disease: a report of the American College of Cardiology/American Heart Association Task Force on Practice Guidelines (writing Committee to Revise the 1998 guidelines for the management of patients with valvular heart disease) developed in collaboration with the Society of Cardiovascular Anesthesiologists endorsed by the Society for Cardiovascular Angiography and Interventions and the Society of Thoracic Surgeons. **Journal of the American College of Cardiology**, v. 48, n. 3, p. e1-e148, 2006. ISSN 0735-1097.

BRUNICARDI, F.; ANDERSEN, D.; BILLIAR, T.; DUNN, D.; HUNTER, J. **Schwartz's principles of surgery**, 10e. McGraw-hill, 2014.

BUCHMANN, N. A.; ATKINSON, C.; JEREMY, M. C.; SORIA, J. Tomographic particle image velocimetry investigation of the flow in a modeled human carotid artery bifurcation. **Experiments in fluids**, v. 50, n. 4, p. 1131-1151, 2011. ISSN 0723-4864.

BUCHMANN, N. A.; JEREMY, M. C.; NGUYEN, C. V. Experimental investigation of carotid artery haemodynamics in an anatomically realistic model. **International Journal of Experimental and Computational Biomechanics**, v. 1, n. 2, p. 172-192, 2009. ISSN 1755-8735.

BÜRK, J.; BLANKE, P.; STANKOVIC, Z.; BARKER, A.; RUSSE, M.; GEIGER, J.; FRYDRYCHOWICZ, A.; LANGER, M.; MARKL, M. Evaluation of 3D blood flow patterns and wall shear stress in the normal and dilated thoracic aorta using flow-sensitive 4D CMR. **Journal of cardiovascular magnetic resonance**, v. 14, n. 1, p. 84, 2012. ISSN 1532-429X.

CARO, C. G.; DOORLY, D. J.; TARNAWSKI, M.; SCOTT, K. T.; LONG, Q.; DUMOULIN, C. L. Non-planar curvature and branching of arteries and non-planar-type flow. **Proc. R. Soc. Lond. A**, v. 452, n. 1944, p. 185-197, 1996. ISSN 1364-5021.

CHEN, C. Y.; ANTÓN, R.; HUNG, M. Y.; MENON, P.; FINOL, E. A.; PEKKAN, K. Effects of intraluminal thrombus on patient-specific abdominal aortic aneurysm hemodynamics via stereoscopic particle image velocity and computational fluid dynamics modeling. **Journal of biomechanical engineering**, v. 136, n. 3, p. 031001, 2014. ISSN 0148-0731.

CHIEFFO, A.; BUCHANAN, G. L.; MIEGHEN, N. M.; TCHETCHE, D.; DUMONTEIL, N.; LATIB, A.; BOON, R. M. A.; VAHDAT, O. Transcatheter aortic valve implantation with the Edwards Sapien versus the Medtronic CoreValve Revalving system devices: a multicenter collaborative study: the PRAGMATIC Plus Initiative (Pooled-RotterdAm-Milano-Toulouse In Collaboration). **Journal of the American College of Cardiology**, v. 61, n. 8, p. 830-836, 2013. ISSN 0735-1097.

CONLON, K. C.; KLIMSTRA, D. S.; BRENNAN, M. F. Long-term survival after curative resection for pancreatic ductal adenocarcinoma. Clinicopathologic analysis of 5-year survivors. **Annals of surgery**, v. 223, n. 3, p. 273, 1996.

COUDERT, S. J.; SCHON, J.-P. Back-projection algorithm with misalignment corrections for 2D3C stereoscopic PIV. **Measurement science and technology**, v. 12, n. 9, p. 1371, 2001. ISSN 0957-0233.

CRIBIER, A.; ELTCHANINOFF, H.; BASH, A.; BORENSTEIN, N.; TRON, C.; BAUER, F. Percutaneous transcatheter implantation of an aortic valve prosthesis for calcific aortic stenosis: first human case description. **Circulation**, v. 106, n. 24, p. 3006-3008, 2002. ISSN 0009-7322.

CULLIFORD, A. T.; GALLOWAY, A. C.; COLVIN, S. B.; GROSSI, E. A.; BAUMANN, F. G.; ESPOSITO, R.; RIBAKOVE, G. H. SPENCER, F. C. Aortic valve replacement for aortic stenosis in persons aged 80 years and over. **American Journal of Cardiology**, v. 67, n. 15, p. 1256-1260, 1991. ISSN 0002-9149.

DAILY, B. B.; PETTITT, T. W.; SUTERA, S. P.; PIERCE, W. S. Pierce-Donachy pediatric VAD: progress in development. **The Annals of thoracic surgery**, v. 61, n. 1, p. 437-443, 1996. ISSN 0003-4975.

DE ALMEIDA MARTINS, F. J. W. **Characterization of near-wall turbulent flows by tomographic PIV**. 2016. Ecole Centrale de Lille

DOLAN, J. M.; MENG, H.; SINGH, S.; PALUCH, R.; KOLEGA, J. High fluid shear stress and spatial shear stress gradients affect endothelial proliferation, survival, and alignment. **Annals of biomedical engineering**, v. 39, n. 6, p. 1620-1631, 2011. ISSN 0090-6964.

DYVERFELDT, P.; HOPE, M. D.; TSENG, E. E.; SALONER, D. Magnetic resonance measurement of turbulent kinetic energy for the estimation of irreversible pressure loss in aortic stenosis. **JACC: Cardiovascular Imaging**, v. 6, n. 1, p. 64-71, 2013. ISSN 1936-878X.

EL-HAMAMSY, I.; YACOUB, M. H. Cellular and molecular mechanisms of thoracic aortic aneurysms. **Nature Reviews Cardiology**, v. 6, n. 12, p. 771, 2009. ISSN 1759-5010.

FAGGIANO, E.; ANTIGA, L.; PUPPINI, G.; QUARTERONI, A.; LUCIANI, G. B.; VERGARA, C. Helical flows and asymmetry of blood jet in dilated ascending aorta with normally functioning bicuspid valve. **Biomechanics and modeling in mechanobiology**, v. 12, n. 4, p. 801-813, 2013. ISSN 1617-7959.

FAYAD, Z. A.; FUSTER, V.; NIKOLAOU, K.; BECKER, C. Computed tomography and magnetic resonance imaging for noninvasive coronary angiography and plaque imaging: current and potential future concepts. **Circulation**, v. 106, n. 15, p. 2026-2034, 2002. ISSN 0009-7322.

FERNANDES, L. S. **Medição do Campo de Velocidade do Líquido no Escoamento Bifásico Intermitente em Duto Horizontal Utilizando Velocimetria Estereoscópica**. 2017. PUC-Rio

FOUCAUT, J.-M.; STANISLAS, M. Some considerations on the accuracy and frequency response of some derivative filters applied to particle image velocimetry vector fields. **Measurement Science and Technology**, v. 13, n. 7, p. 1058, 2002. ISSN 0957-0233.

FOURNEL, T.; LAVEST, J. M.; COUDERT, S.; COLLANGE, F. Self-calibration of PIV video-cameras in Scheimpflug condition. In: (Ed.). **Particle image velocimetry: Recent improvements**: Springer, 2004. p.391-405.

FREEMAN, R. V.; OTTO, C. M. Spectrum of calcific aortic valve disease: pathogenesis, disease progression, and treatment strategies. **Circulation**, v. 111, n. 24, p. 3316-3326, 2005. ISSN 0009-7322.

FRYDRYCHOWICZ, A.; ARNALD, R.; HIRTLER, D.; SCHLENSAK, C.; STALDER, A. F.; HENNING, J.; LANGER, M.; MARKL, M. Multidirectional flow analysis by cardiovascular magnetic resonance in aneurysm development following repair of aortic coarctation. **Journal of Cardiovascular Magnetic Resonance**, v. 10, n. 1, p. 30, 2008. ISSN 1532-429X.

FRYDRYCHOWICZ, A.; STALDER, A. F.; RUSSE, M. F.; BOCK, J.; BAUER, S.; HARLOFF, A.; BERGER, A.; LANGER, M.; HENNING, J.; MARKL, M. Three-dimensional analysis of segmental wall shear stress in the aorta by flow-sensitive four-dimensional-MRI. **Journal of Magnetic Resonance Imaging: An Official Journal of the International Society for Magnetic Resonance in Medicine**, v. 30, n. 1, p. 77-84, 2009. ISSN 1053-1807.

GARCIA, D. A fast all-in-one method for automated post-processing of PIV data. **Experiments in fluids**, v. 50, n. 5, p. 1247-1259, 2011. ISSN 0723-4864.

GARIB, D. G.; RAYMUNDO, R.; RAYMUNDO, M. V.; RAYMUNDO, D. V.; FERREIRA, S. V. Tomografia computadorizada de feixe cônico (Cone beam): entendendo este novo método de diagnóstico por imagem com promissora aplicabilidade na Ortodontia. **Rev Dental Press Ortod Ortop Facial**, v. 12, n. 2, p. 139-56, 2007.

GE, L.; JONES, S. C.; SATIROPOULOS, F.; HEALY, T. M.; YOGANATHAN, A. P. Numerical simulation of flow in mechanical heart valves: grid resolution and the assumption of flow symmetry. **Journal of biomechanical engineering**, v. 125, n. 5, p. 709-718, 2003. ISSN 0148-0731.

GILON, D.; CAPE, E. G.; HANDSCHUMACHER, M. D.; SONG, J. K.; SOLHEIM, J.; VANAUKER, M.; KING, M. E. E.; LEVINE, R. A. Effect of three-dimensional valve shape on the hemodynamics of aortic stenosis: three-dimensional echocardiographic stereolithography and patient studies. **Journal of the American College of Cardiology**, v. 40, n. 8, p. 1479-1486, 2002. ISSN 0735-1097.

GOLDMAN, L. W. Principles of CT: multislice CT. **Journal of nuclear medicine technology**, v. 36, n. 2, p. 57-68, 2008. ISSN 0091-4916.

GOMES, B. A. D. A. et al. 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.

GRANT, J. P.; BACK, C. NMR rheotomography: feasibility and clinical potential. **Medical physics**, v. 9, n. 2, p. 188-193, 1982. ISSN 0094-2405.

GROEN, H. C.; SIMONS, L.; BOUWHUIJSEN, Q. J. A.; BOSBOOM, E. M. H.; GIESSEN, A. G.; VOSSE, F. N.; HOFMAN, A. MRI-based quantification of outflow boundary conditions for computational fluid dynamics of stenosed human carotid arteries. **Journal of biomechanics**, v. 43, n. 12, p. 2332-2338, 2010. ISSN 0021-9290.

GROVES, E. M.; FALAHATPISHEH, A.; SU, J. L.; KHERADVAR, A. The effects of positioning of transcatheter aortic valve on fluid dynamics of the aortic root. **ASAIO journal** (American Society for Artificial Internal Organs: 1992), v. 60, n. 5, p. 545, 2014.

GUNNING, P. S.; SAIKRISHNAN, N.; MCNAMARA, L. M.; YOGANATHAN, A. P.. An in vitro evaluation of the impact of eccentric deployment on transcatheter aortic valve hemodynamics. **Annals of biomedical engineering**, v. 42, n. 6, p. 1195-1206, 2014. ISSN 0090-6964.

HA, H.; KIM, G. B.; KWEON, J.; LEE, S. J.; KIM, Y. H.; KIM, N.; YANG, D. H. The influence of the aortic valve angle on the hemodynamic features of the thoracic aorta. **Scientific reports**, v. 6, p. 32316, 2016. ISSN 2045-2322.

HAMMER, S.; JEAYS, A.; ALLAN, P. L.; BARBER, D.; EASSON, W. J.; HOSKINS, P. R. Acquisition of 3-D arterial geometries and integration with computational fluid dynamics. **Ultrasound in medicine & biology**, v. 35, n. 12, p. 2069-2083, 2009. ISSN 0301-5629.

HANNA, I. R.; SILVERMAN, M. E. A history of cardiac auscultation and some of its contributors. **The American journal of cardiology**, v. 90, n. 3, p. 259-267, 2002. ISSN 0002-9149.

HART, D. P. PIV error correction. **Experiments in fluids**, v. 29, n. 1, p. 13-22, 2000. ISSN 0723-4864.

HEISE, M.; SCHMIDT, S.; KRÜGER, U.; RÜCKERT, R.; RÖSLER, S.; NEUHAUS, P.; SETTMACHER, U. Flow pattern and shear stress distribution of

distal end-to-side anastomoses. A comparison of the instantaneous velocity fields obtained by particle image velocimetry. **Journal of Biomechanics**, v. 37, n. 7, p. 1043-1051, 2004. ISSN 0021-9290.

HONKANEN, M.; NOBACH, H. Background extraction from double-frame PIV images. **Experiments in fluids**, v. 38, n. 3, p. 348-362, 2005. ISSN 0723-4864.

HOPE, M. D.; HOPE, T. A.; CROOK, A. E. S.; ORDOVAS, K. G.; URBANIA, T. H.; ALLEY, M. T.; HIGGINS, C. B.. 4D flow CMR in assessment of valve-related ascending aortic disease. **JACC: Cardiovascular Imaging**, v. 4, n. 7, p. 781-787, 2011. ISSN 1936-878X.

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. ISSN 0735-1097.

HOPKINS, L.; KELLY, J. T.; WEXLER, A. S.; PRASAD, A. K. Particle image velocimetry measurements in complex geometries. **Experiments in Fluids**, v. 29, n. 1, p. 91-95, 2000. ISSN 0723-4864.

JILAIHAWI, H.; CHAKRAVARTY, T.; WEISS, R. E.; FONTANA, G. P.; FORRESTER, J.; MAKKAR, R. R. Meta-analysis of complications in aortic valve replacement: Comparison of Medtronic-Corevalve, Edwards-Sapien and surgical aortic valve replacement in 8,536 patients. **Catheterization and Cardiovascular Interventions**, v. 80, n. 1, p. 128-138, 2012. ISSN 1522-1946.

JONES, R. The Revolutionary TAVR Procedure Replaces the Heart Valve Without Surgery, Offering New Hope for Complex, High-risk Patients. Four Grateful Patients Share Their Stories. **Healthy Living**, 2018. Disponível em: < <https://www.eisenhowerhealth.org> >. Acesso em: May, 17th.

JUNIOR, O. C.; JUNIOR, A. S.; SANT'ANNA, Â. M. O. **Método de decisão dos processos de prototipagem rápida na concepção de novos produtos**. *Gestão & Produção*, v. 22, n. 2, p. 345-355, 2015. ISSN 0104-530X.

KATRITSIS, D. KAIKTSIS, L.; CHANIOTIS, A.; PANTOS, J.; EFSTATHOPOULOS, E. P.; MARMARELIS, V. Wall shear stress: theoretical considerations and methods of measurement. **Progress in cardiovascular diseases**, v. 49, n. 5, p. 307-329, 2007. ISSN 0033-0620.

KATZ, M.; TARASOUTCHI, F.; GRINBERG, M. Estenose aórtica grave em pacientes assintomáticos: o dilema do tratamento clínico versus cirúrgico. **Arquivos Brasileiros de Cardiologia**, v. 95, n. 4, p. 541-546, 2010. ISSN 0066-782X.

KAUFMAN, L.; CROOKS, L. E.; MARGULIS, A. R. Nuclear magnetic resonance imaging in medicine. **Igaku-Shoin Medical Publishers**, 1981. ISBN 0896400573.

KEFAYATI, S.; POEPPING, T. L. Transitional flow analysis in the carotid artery bifurcation by proper orthogonal decomposition and particle image velocimetry. **Medical engineering & physics**, v. 35, n. 7, p. 898-909, 2013. ISSN 1350-4533.

KHATRI, P. J.; RUEL, M.; GUO, H.; KO, D. T. Adverse effects associated with transcatheter aortic valve implantation: a meta-analysis of contemporary studies. **Annals of internal medicine**, v. 158, n. 1, p. 35-46, 2013. ISSN 0003-4819.

KILNER, P. J.; YANG, G. Z.; MOHIADDIN, R. H.; FIRMIN, D. N. Helical and retrograde secondary flow patterns in the aortic arch studied by three-directional magnetic resonance velocity mapping. **Circulation**, v. 88, n. 5, p. 2235-2247, 1993. ISSN 0009-7322.

KNAPP, Y.; BERTRAND, E. Particle imaging velocimetry measurements in a heart simulator. **Journal of visualization**, v. 8, n. 3, p. 217-224, 2005. ISSN 1343-8875.

KODALI, S. K.; WILLIAMS, M. R.; SMITH, C. R.; SVENSSON, L. G.; WEBB, J. G.; MAKKAR, R. R.; FONTANA, G. P. Two-year outcomes after transcatheter or surgical aortic-valve replacement. **New England Journal of Medicine**, v. 366, n. 18, p. 1686-1695, 2012. ISSN 0028-4793.

KOPANIDIS, A.; PANTOS, J.; ALEXOPOULOS, N.; THEODORAKAKOS, A.; EFSTATHOPOULOS, E.; KATRITSIS, D. Aortic flow patterns after simulated implantation of transcatheter aortic valves. **Hellenic J Cardiol**, v. 56, p. 418-428, 2015.

KU, D. N. Blood flow in arteries. **Annual review of fluid mechanics**, v. 29, n. 1, p. 399-434, 1997. ISSN 0066-4189.

KUIVANIEMI, H.; PLATSOUKAS, C. D.; TILSON III, M. D. Aortic aneurysms: an immune disease with a strong genetic component. **Circulation**, v. 117, n. 2, p. 242-252, 2008. ISSN 0009-7322.

LARA, M.; CHEN, C. Y.; MANNOR, P.; DUR, O.; MENON, P. G.; YOGANATHAN, A. P.; PEKKAN, K. Hemodynamics of the hepatic venous three-vessel confluences using particle image velocimetry. **Annals of biomedical engineering**, v. 39, n. 9, p. 2398, 2011. ISSN 0090-6964.

LAUTERBUR, P. C. **Image formation by induced local interactions: examples employing nuclear magnetic resonance**. 1973.

LES, A. S.; SHADDEN, S. C.; FIGUEROA, C. A.; PARK, J. M.; TEDESCO, M. M.; HERFKENS, R. J. Quantification of hemodynamics in abdominal aortic aneurysms during rest and exercise using magnetic resonance imaging and computational fluid dynamics. **Annals of biomedical engineering**, v. 38, n. 4, p. 1288-1313, 2010. ISSN 0090-6964.

LIANG, D.; JIANG, C.; LI, Y. Cellular neural network to detect spurious vectors in PIV data. **Experiments in fluids**, v. 34, n. 1, p. 52-62, 2003. ISSN 0723-4864.

LIFESCIENCES, E. TAVR: **Transcatheter aortic valve replacement**. 2018. Disponível em: < <https://newheartvalve.com/tavr-treatment/about-the-tavr-procedure/> >. Acesso em: April, 2nd.

LIM, W.; CHEW, Y. T.; CHEW, T. C.; LOW, H. T. Particle image velocimetry in the investigation of flow past artificial heart valves. **Annals of biomedical engineering**, v. 22, n. 3, p. 307-318, 1994. ISSN 0090-6964.

LINDKEN, R.; MERZKIRCH, W. A novel PIV technique for measurements in multiphase flows and its application to two-phase bubbly flows. **Experiments in fluids**, v. 33, n. 6, p. 814-825, 2002. ISSN 0723-4864.

LINDROOS, M.; KUPARI, M.; HEIKKILÄ, J.; TILVIS, R. Prevalence of aortic valve abnormalities in the elderly: an echocardiographic study of a random population sample. **Journal of the American College of Cardiology**, v. 21, n. 5, p. 1220-1225, 1993. ISSN 0735-1097.

LIU, Z.; JIA, L.; ZHENG, Y.; ZHANG, Q. Flow-adaptive data validation scheme in PIV. **Chemical Engineering Science**, v. 63, n. 1, p. 1-11, 2008. ISSN 0009-2509.

LONGO, G. M.; XIONG, W.; GREINER, T. C.; ZHAO, Y.; FIOTTI, N.; BAXTER, T. Matrix metalloproteinases 2 and 9 work in concert to produce aortic aneurysms. **The Journal of clinical investigation**, v. 110, n. 5, p. 625-632, 2002. ISSN 0021-9738.

MACEDO, G. M. A. A Utilização de Tecnologias de Prototipagem Rápida no Processo de Desenvolvimento de Produto: um estudo de caso. VII **Congresso Nacional de Excelência em Gestão**, Rio de Janeiro, Brasil. Anais. Disponível em: <http://www.inovarse.org/filebrowser/download/8673> acesso em, 2011.

MARKL, M.; FRYDRYCHOWICZ, A.; KOZERKE, S.; HOPE, M.; WIEBEN, O. 4D flow MRI. **Journal of Magnetic Resonance Imaging**, v. 36, n. 5, p. 1015-1036, 2012. ISSN 1053-1807.

MAYO. **Aortic dissection and aortic aneurysm**. 2018. Disponível em: < <https://www.mayoclinic.org/diseases-conditions/aortic-dissection/multimedia/aortic-dissection/img-20007636> >. Acesso em: May, 9th.

MEDMOVIE. **Cardiovascular video library**. 2018. Disponível em: < https://medmovie.com/library_id/7556/ >. Acesso em: June, 15th.

MENTER, F. R. Two-equation eddy-viscosity turbulence models for engineering applications. **AIAA journal**, v. 32, n. 8, p. 1598-1605, 1994. ISSN 0001-1452.

MILDENBERGER, P.; EICHELBERG, M.; MARTIN, E. Introduction to the DICOM standard. **European radiology**, v. 12, n. 4, p. 920-927, 2002. ISSN 0938-7994.

MITTAL, R.; SIMMONS, S.; UDAYKUMAR, H. Application of large-eddy simulation to the study of pulsatile flow in a modeled arterial stenosis. **Journal of biomechanical engineering**, v. 123, n. 4, p. 325-332, 2001. ISSN 0148-0731.

MOFFATT, H.; TSINOBER, A. Helicity in laminar and turbulent flow. **Annual review of fluid mechanics**, v. 24, n. 1, p. 281-312, 1992. ISSN 0066-4189.

MÉDICA, E. A. R. **Tipos de imagens médicas**. 2018. Disponível em: < <http://www.radiacao-medica.com.br/tipos-de-imagens-medicas/raios-x/tomografia-computadorizada-ct/> >. Acesso em: 10 de junho.

NADAES, M. R. **Aplicação das unidades Hounsfield em imagens de tomografia computadorizada de feixe cônico**. 2015.

NEWMAN, K. M.; OGATA, Y.; MALON, A. M.; IRIZARRY, E.; GANDHI, R. H.; NAGASE, H.; TILSON, M. D. Identification of matrix metalloproteinases 3 (stromelysin-1) and 9 (gelatinase B) in abdominal aortic aneurysm. *Arteriosclerosis, Thrombosis, and Vascular Biology*, v. 14, n. 8, p. 1315-1320, 1994. ISSN 1079-5642.

ORGANIZATION, W. H. **Global atlas on cardiovascular disease prevention and control**. 2011.

PICK, A. when is the heart and sternum healed? , 2009. Disponível em: < <https://www.heart-valve-surgery.com> >. Acesso em: March 25th.

PRASAD, A. K. Stereoscopic particle image velocimetry. **Experiments in fluids**, v. 29, n. 2, p. 103-116, 2000. ISSN 0723-4864.

PUN, C.-S.; SUSANTO, A.; DABIRI, D. Mode-ratio bootstrapping method for PIV outlier correction. **Measurement Science and Technology**, v. 18, n. 11, p. 3511, 2007. ISSN 0957-0233.

QUEIROGA, M. C.; NISHIKAWA, A. M.; PALADINI, L. M.; NETO, P. A. L.; JÚNIOR, F. S. B.; LEITE, R. S.; BUENO, C.; CLARK, O. A. C.; NETO, A. M.; SOUSA, E. Implante por cateter de bioprótese valvular aórtica para tratamento de estenose valvar aórtica grave em pacientes inoperáveis sob perspectiva da saúde suplementar: análise de custo-efetividade. **Rev Bras Cardiol Invasiva**, v. 21, n. 3, p. 213-20, 2013.

RAFFEL, M.; WILLERT, C. E.; KOMPENHANS, J. Particle image velocimetry: a practical guide. **Springer Science & Business Media**, 2007. ISBN 3540723072.

RAJAGOPAL, K.; BRIDGES, C. Towards an understanding of the mechanics underlying aortic dissection. **Biomechanics and modeling in mechanobiology**, v. 6, n. 5, p. 345-359, 2007. ISSN 1617-7959.

SAIKRISHNAN, N.; GUPTA, S.; YOGANATHAN, A. P. Hemodynamics of the Boston Scientific Lotus™ valve: an in vitro study. **Cardiovascular Engineering and Technology**, v. 4, n. 4, p. 427-439, 2013. ISSN 1869-408X.

SALLAM, A. M.; HWANG, N. H. Human red blood cell hemolysis in a turbulent shear flow: contribution of Reynolds shear stresses. **Biorheology**, v. 21, n. 6, p. 783-797, 1984. ISSN 0006-355X.

SAMESINA, N.; AMODEO, C. Hipertrofia ventricular esquerda. **Rev Bras Hipert**, v. 8, n. 2, p. 316-320, 2001.

SCARANO, F. Iterative image deformation methods in PIV. **Measurement science and technology**, v. 13, n. 1, p. R1, 2001. ISSN 0957-0233.

SCARANO, F.; DAVID, L.; BSIBSI, M.; CALLUAUD, D. S-PIV comparative assessment: image dewarping+ misalignment correction and pinhole+ geometric back projection. **Experiments in fluids**, v. 39, n. 2, p. 257-266, 2005. ISSN 0723-4864.

SCARFE, W. C.; FARMAN, A. G. What is cone-beam CT and how does it work? **Dental Clinics of North America**, v. 52, n. 4, p. 707-730, 2008. ISSN 0011-8532.

SCHIWIETZ, T.; WESTERMANN, R. **GPU-PIV**. VMV, 2004. p.151-158.

SCOTTI, C. M.; SHKOLNIK, A. D.; MULUK, S. C.; FINOL, E. A. Fluid-structure interaction in abdominal aortic aneurysms: effects of asymmetry and wall thickness. **Biomedical engineering online**, v. 4, n. 1, p. 64, 2005. ISSN 1475-925X.

SEIKA. **Principle of PIV**. 2017. Disponível em: < https://www.seika-di.com/dcms_media/image/img-Displacement.gif >. Acesso em: 11 de novembro.

SEOL, D.-G.; SOCOLOFSKY, S. A. Vector post-processing algorithm for phase discrimination of two-phase PIV. **Experiments in Fluids**, v. 45, n. 2, p. 223-239, 2008. ISSN 0723-4864.

SHAVIT, U.; LOWE, R. J.; STEINBUCK, J. V. Intensity capping: a simple method to improve cross-correlation PIV results. **Experiments in Fluids**, v. 42, n. 2, p. 225-240, 2007. ISSN 0723-4864.

SHINNEEB, A.; BUGG, J.; BALACHANDAR, R. Variable threshold outlier identification in PIV data. **Measurement Science and Technology**, v. 15, n. 9, p. 1722, 2004. ISSN 0957-0233.

SINGER, J. Blood flow rates by nuclear magnetic resonance measurements. **Science**, v. 130, n. 3389, p. 1652-1653, 1959. ISSN 0036-8075.

SOLOFF, S. M.; ADRIAN, R. J.; LIU, Z.-C. Distortion compensation for generalized stereoscopic particle image velocimetry. **Measurement science and technology**, v. 8, n. 12, p. 1441, 1997. ISSN 0957-0233.

SPENCE, C.; BUCHMANN, N.; JERMY, M. Unsteady flow in the nasal cavity with high flow therapy measured by stereoscopic PIV. **Experiments in fluids**, v. 52, n. 3, p. 569-579, 2012. ISSN 0723-4864.

SPETHMANN, S.; DREGER, H.; SCHATTKER, S.; BALDENHOFER, G.; SGHABALYAN, D.; STANGL, V.; LAULE, M.; BAUMANN, G.; STANGL, K.; KNEBEL, F. Doppler haemodynamics and effective orifice areas of Edwards SAPIEN and CoreValve transcatheter aortic valves. **European Heart Journal—Cardiovascular Imaging**, v. 13, n. 8, p. 690-696, 2012. ISSN 2047-2412.

STALDER, A. F.; FRYDRYCHOWICZ, A.; RUSSE, M. F.; KORVINK, J. G.; HENNING, J.; LI, K.; MARKL, M. Assessment of flow instabilities in the healthy aorta using flow-sensitive MRI. **Journal of Magnetic Resonance Imaging**, v. 33, n. 4, p. 839-846, 2011. ISSN 1053-1807.

STANKOVIC, Z.; ALLEN, B. D.; GARCIA, J.; JARVIS, K. B.; MARKL, M. 4D flow imaging with MRI. **Cardiovascular diagnosis and therapy**, v. 4, n. 2, p. 173, 2014.

STONEBRIDGE, P.; BROPHY, C. Spiral laminar flow in arteries. **Lancet**, v. 338, n. 8779, p. 1360-1361, 1991.

TAN, F.; SOLOPERTO, G.; BASHFORD, S.; WOOD, N. B.; THOM, S.; HUGHES, A. Analysis of flow disturbance in a stenosed carotid artery bifurcation using two-equation transitional and turbulence models. **Journal of biomechanical engineering**, v. 130, n. 6, p. 061008, 2008. ISSN 0148-0731.

TAN, F.; XU, X. Y.; TORII, R.; WOOD, N. B.; DELAHUNTY, N.; MULLEN, M.; MOAT, N.; MOHIADDIN, R. Comparison of aortic flow patterns before and after transcatheter aortic valve implantation. **Cardiovascular Engineering and Technology**, v. 3, n. 1, p. 123-135, 2012. ISSN 1869-408X.

TARASOUTCHI, F.; MONTERA, M. W.; GRINBERG, M.; BARBOSA, M. R.; PIÑEIRO, D. J.; SÁNCHEZ, C. R. M.; BARBOSA, M. M. Diretriz brasileira de valvopatias-SBC 2011/I Diretriz interamericana de valvopatias-SIAC 2011. **Arquivos Brasileiros de Cardiologia**, v. 97, n. 5, p. 01-67, 2011. ISSN 0066-782X.

TARBELL, J. M. Mass transport in arteries and the localization of atherosclerosis. **Annual review of biomedical engineering**, v. 5, n. 1, p. 79-118, 2003. ISSN 1523-9829.

TAYLOR, C. A.; STEINMAN, D. A. Image-based modeling of blood flow and vessel wall dynamics: applications, methods and future directions. **Annals of biomedical engineering**, v. 38, n. 3, p. 1188-1203, 2010. ISSN 0090-6964.

THEUNISSEN, R.; SCARANO, F.; RIETHMULLER, M. On improvement of PIV image interrogation near stationary interfaces. **Experiments in Fluids**, v. 45, n. 4, p. 557-572, 2008. ISSN 0723-4864.

TOGGWEILER, S.; HUMPHRIES, K. H.; LEE, M.; BINDER, R. K.; MOSS, R. R.; FREEMAN, M.; YE, J.; CHEUNG, A.; WOOD, D. A.; WEBB, J. G. 5-year outcome after transcatheter aortic valve implantation. **Journal of the American College of Cardiology**, v. 61, n. 4, p. 413-419, 2013. ISSN 0735-1097.

TRAUB, O.; BERK, B. C. Laminar shear stress: mechanisms by which endothelial cells transduce an atheroprotective force. **Arteriosclerosis, thrombosis, and vascular biology**, v. 18, n. 5, p. 677-685, 1998. ISSN 1079-5642.

TRAUZEDDEL, R. F.; LÖBE, U.; BARKER, A.; GELSINGER, C.; BUTTER, C.; MARKL, M.; SCHULZ-MENGER, J.; BRENKENHOFF, F. K. Blood flow characteristics in the ascending aorta after TAVI compared to surgical aortic valve replacement. **The international journal of cardiovascular imaging**, v. 32, n. 3, p. 461-467, 2016. ISSN 1569-5794.

VAHANIAN, A.; BAUMGARTNER, H.; BAX, J.; DION, R.; FILIPPATOS, G.; FLACHSKAMPF, F.; HALL, R.; LUNG, B.; KASPRZAK, J.; NATAF, P.; TORNOS, P.; TORRACA, L.; Guidelines on the management of valvular heart

disease: The Task Force on the Management of Valvular Heart Disease of the European Society of Cardiology. **European heart journal**, v. 28, n. 2, p. 230-268, 2007. ISSN 1522-9645.

VAN AS, H.; SCHAAFSMA, T. Non-invasive blood flow measurements by the ^1H NMR pi-pulse method. Proc. 1st **Ann. Scientific Meeting of Soc. Magn. Res. in Medicine**, Boston, Wiley, 1982, 1982.

VARGHESE, S. S.; FRANKEL, S. H.; FISCHER, P. F. Direct numerical simulation of stenotic flows. Part 1. Steady flow. **Journal of Fluid Mechanics**, v. 582, p. 253-280, 2007a. ISSN 0022-1120.

VARGHESE, S. S.; FRANKEL, S. H.; FISCHER, P. F. Direct numerical simulation of stenotic flows. Part 2. Pulsatile flow. **Journal of Fluid Mechanics**, v. 582, p. 281-318, 2007b. ISSN 0022-1120.

VERRI, P. H.; MORENO, R. A. M.; TEIXEIRA, F. R. C.; ETTO, J. P.; GOMES, M. C. C.; JERONIMO, A. D.; RAMOS, A. I. O.; SIQUEIRA, D.; ABIZAID, A.; SOUSA, A. G. M. R.; SOUSA, J. E.. Desfechos de curto e médio prazos de pacientes com e sem disfunção ventricular esquerda submetidos ao implante transcater de prótese valvar aórtica. **Revista Brasileira de Cardiologia Invasiva**, v. 23, n. 2, p. 124-129, 2015. ISSN 0104-1843.

VÉTEL, J.; GARON, A.; PELLETIER, D.; FARINAS, M. I. Asymmetry and transition to turbulence in a smooth axisymmetric constriction. **Journal of Fluid Mechanics**, v. 607, p. 351-386, 2008. ISSN 1469-7645.

WENTZEL, J. J.; CORTI, R.; FAYAD, Z. A.; WISDOM, P.; MACALUSO, F.; WINKELMAN, M. O.; FUSTER, V.; BADIMON, J. J. Does shear stress modulate both plaque progression and regression in the thoracic aorta?: Human study using serial magnetic resonance imaging. **Journal of the American College of Cardiology**, v. 45, n. 6, p. 846-854. 2005. ISSN 0735-1097.

WERELEY, S. T.; MEINHART, C. D. Second-order accurate particle image velocimetry. **Experiments in Fluids**, v. 31, n. 3, p. 258-268, 2001. ISSN 0723-4864.

WESTERWEEL, J. Fundamentals of digital particle image velocimetry. **Measurement science and technology**, v. 8, n. 12, p. 1379, 1997. ISSN 0957-0233.

WESTERWEEL, J.; ELSINGA, G. E.; ADRIAN, R. J. Particle image velocimetry for complex and turbulent flows. **Annual Review of Fluid Mechanics**, v. 45, p. 409-436, 2013. ISSN 0066-4189.

WESTERWEEL, J.; SCARANO, F. Universal outlier detection for PIV data. **Experiments in fluids**, v. 39, n. 6, p. 1096-1100, 2005. ISSN 0723-4864.

WIENEKE, B. Stereo-PIV using self-calibration on particle images. **Experiments in fluids**, v. 39, n. 2, p. 267-280, 2005. ISSN 0723-4864.

WILLERT, C. Stereoscopic digital particle image velocimetry for application in wind tunnel flows. **Measurement science and technology**, v. 8, n. 12, p. 1465, 1997. ISSN 0957-0233.

WOMERSLEY, J. R. Method for the calculation of velocity, rate of flow and viscous drag in arteries when the pressure gradient is known. **The Journal of physiology**, v. 127, n. 3, p. 553-563, 1955. ISSN 0022-3751.

WOOTTON, D. M.; KU, D. N. Fluid mechanics of vascular systems, diseases, and thrombosis. **Annual review of biomedical engineering**, v. 1, n. 1, p. 299-329, 1999. ISSN 1523-9829.

YAGI, T. et al. Experimental insights into flow impingement in cerebral aneurysm by stereoscopic particle image velocimetry: transition from a laminar regime. **Journal of The Royal Society Interface**, v. 10, n. 82, p. 20121031, 2013. ISSN 1742-5689.

YOUNG, D. F.; TSAI, F. Y. Flow characteristics in models of arterial stenoses—II. Unsteady flow. **Journal of biomechanics**, v. 6, n. 5, p. 547-559, 1973. ISSN 0021-9290.

YOUNG, S. W. **Nuclear magnetic resonance imaging: basic principles**. 1985.

Apêndice A

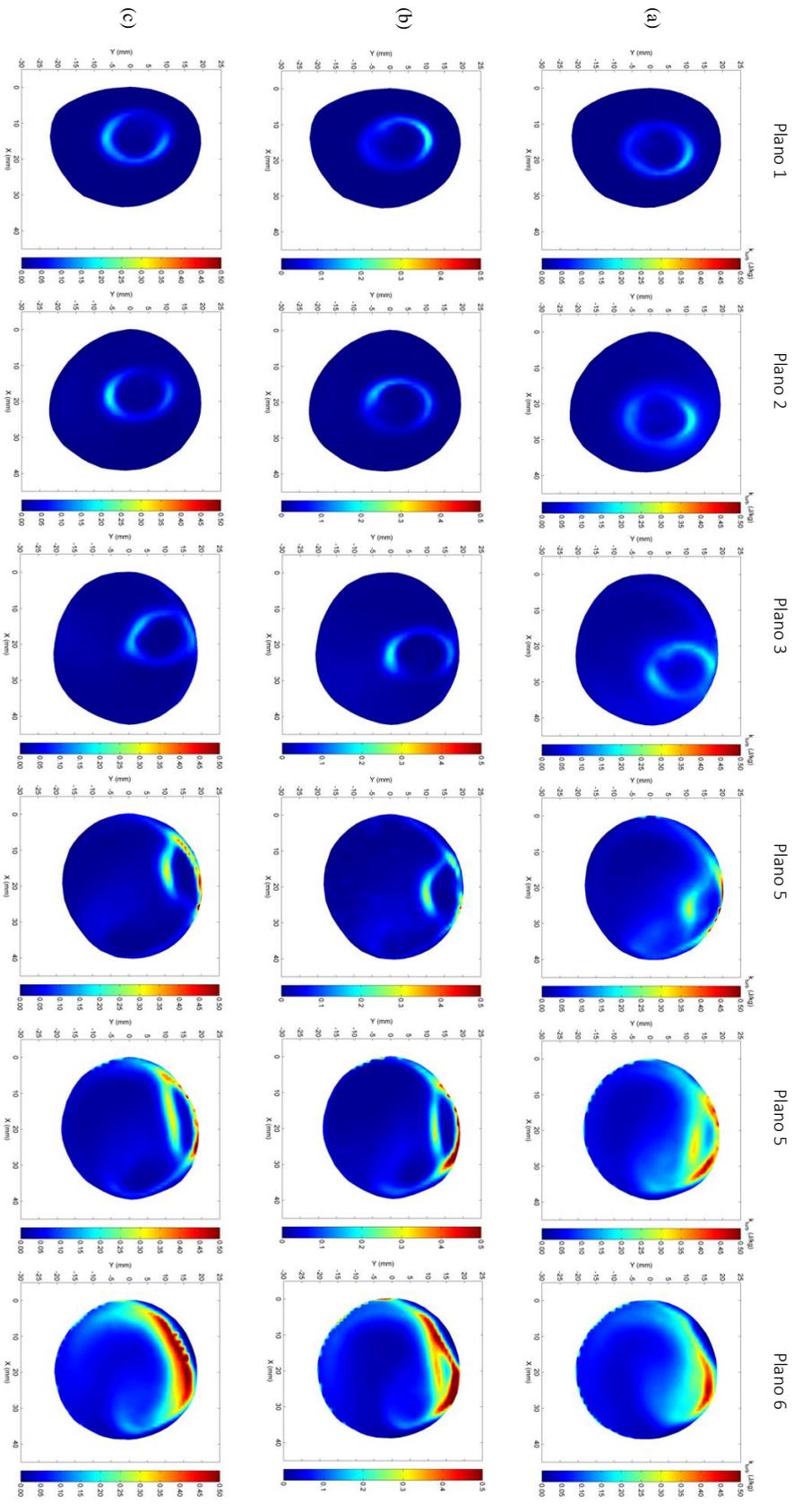


Figura A.1 – Campos médios da energia cinética turbulenta por unidade de massa (J/kg) nos planos transversais 1 ao 6, para o jato de entrada com (a) inclinação nula, (b) orientação para direção *anterior* e inclinação $\alpha = 4^\circ$ e (c) orientação para direção *anterior* e inclinação $\alpha = 8^\circ$. $Re_m = 4370$.

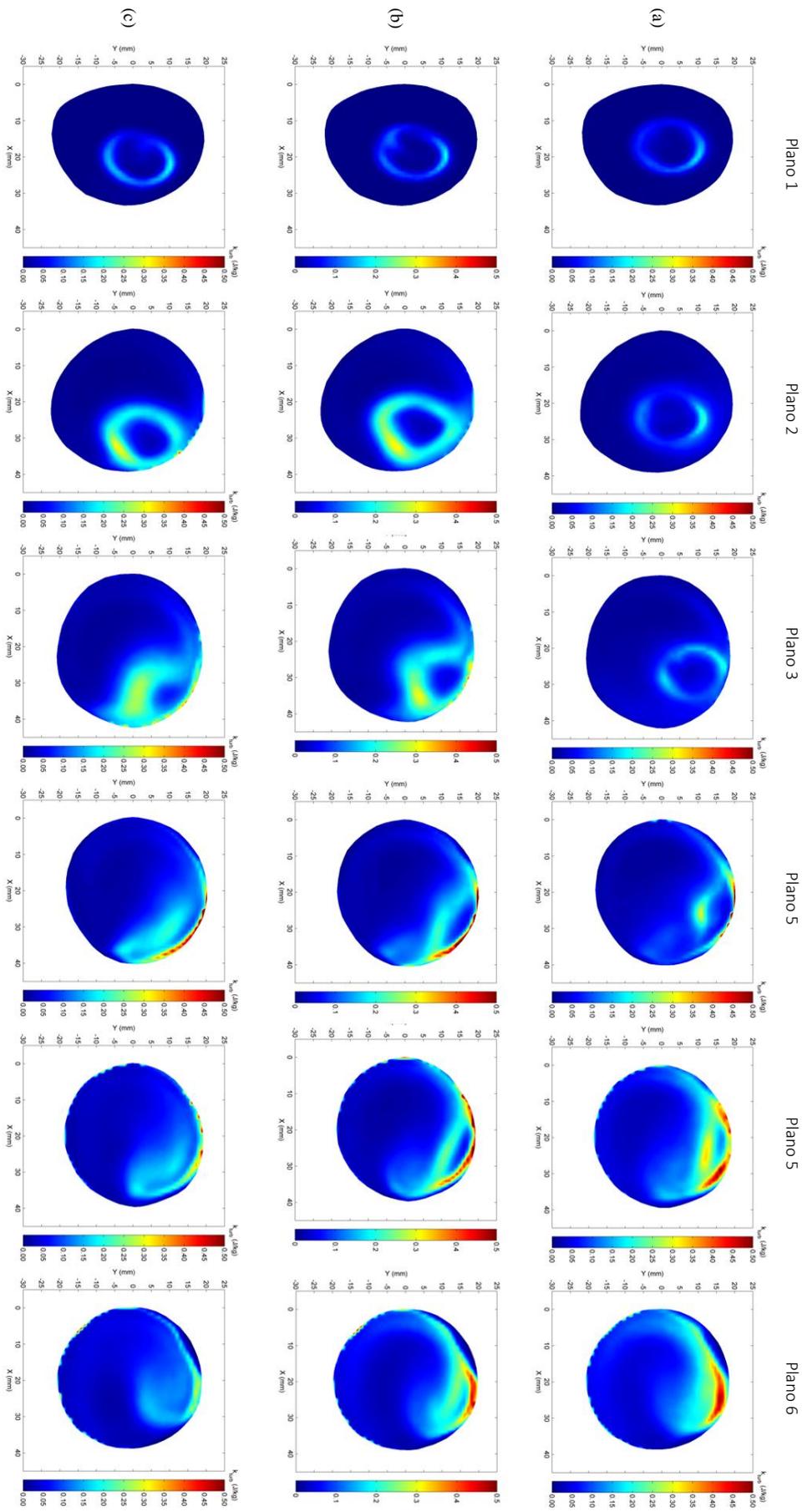


Figura A.2 – Campos médios da energia cinética turbulenta por unidade de massa (J/kg) nos planos transversais 1 ao 6, para o jato de entrada com (a) inclinação nula, (b) orientação para direção *posterior* e inclinação $\alpha = 4^\circ$ e (c) orientação para direção *posterior* e inclinação $\alpha = 8^\circ$. $Re_{in} = 4370$.

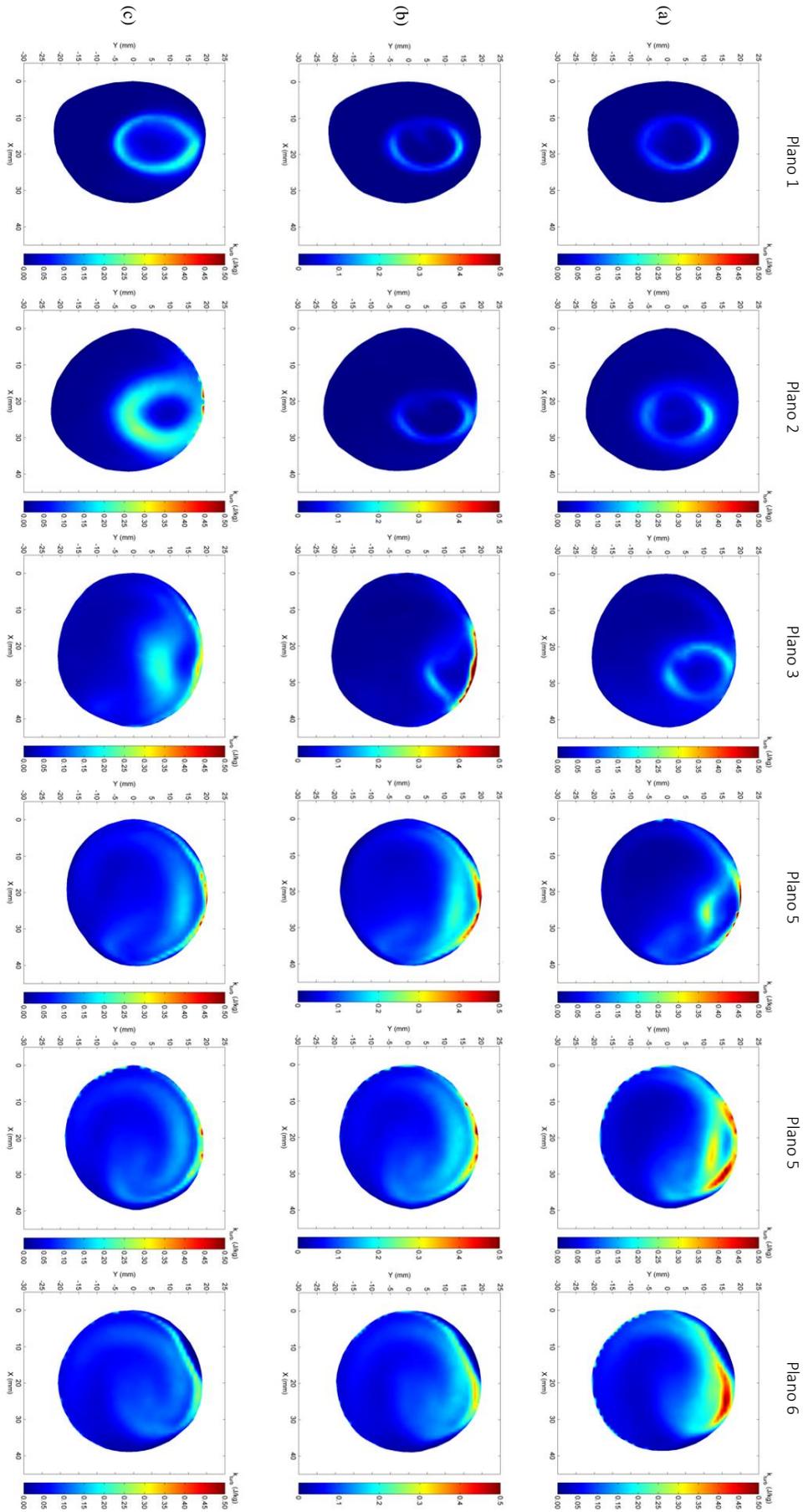


Figura A.3 – Campos médios da energia cinética turbulenta por unidade de massa (J/kg) nos planos transversais 1 ao 6, para o jato de entrada com (a) inclinação nula, (b) orientação para direção *direita* e inclinação $\alpha = 4^\circ$ e (c) orientação para direção *direita* e inclinação $\alpha = 8^\circ$. $Re_{in} = 4370$.

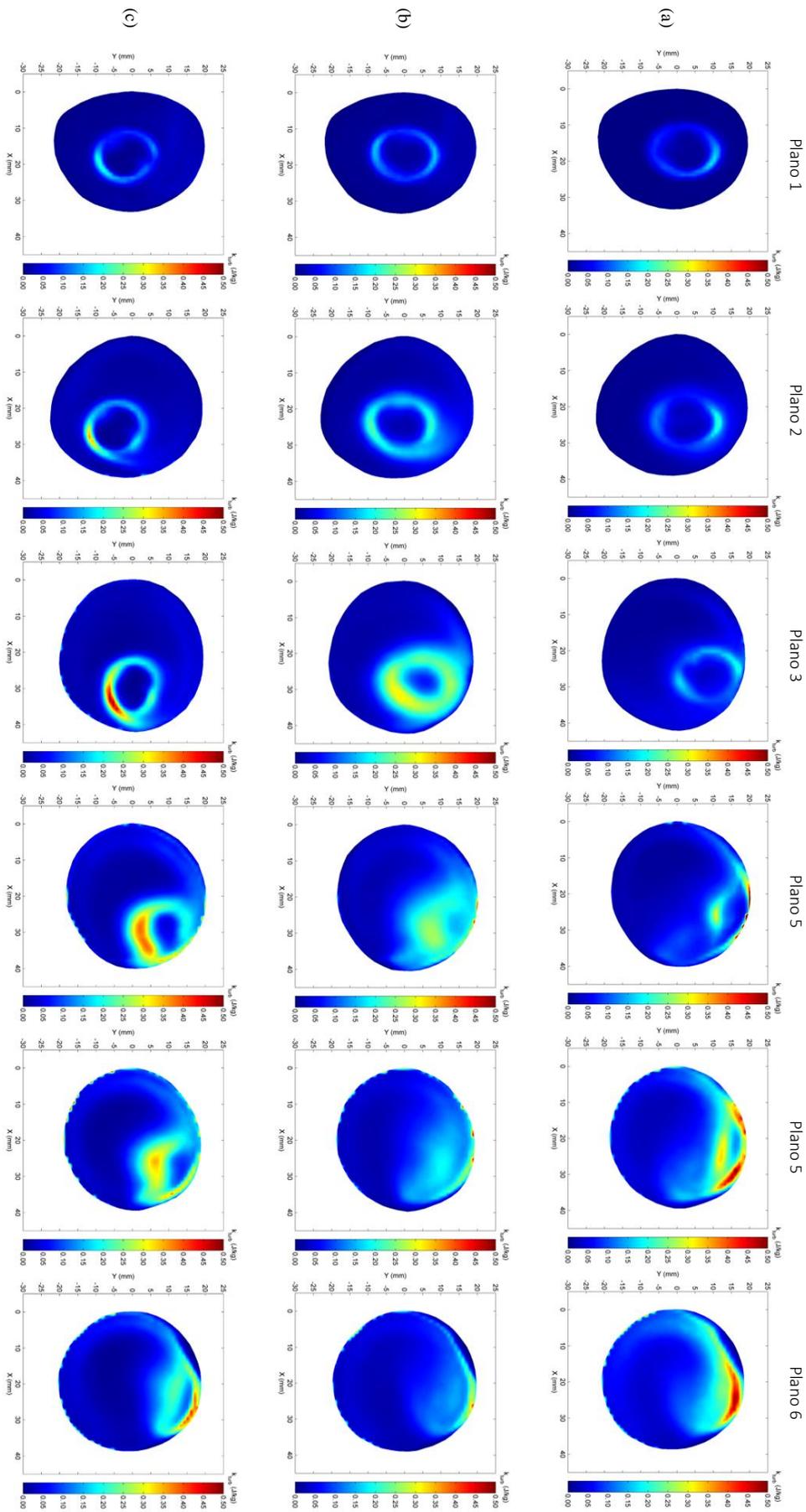


Figura A.4 – Campos médios da energia cinética turbulenta por unidade de massa (J/kg) nos planos transversais 1 ao 6, para o jato de entrada com (a) inclinação nula, (b) orientação para direção *esquerda* e inclinação $\alpha = 4^\circ$ e (c) orientação para direção *esquerda* e inclinação $\alpha = 8^\circ$. $Re_{in} = 4370$.

Apêndice B

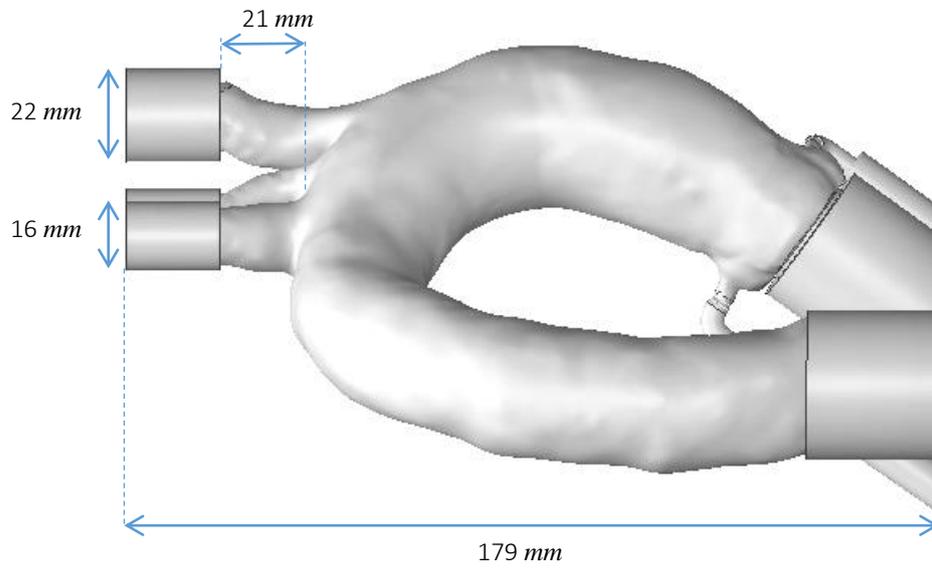


Figura B.1 – Vista lateral da projeção em plano coronal do modelo aórtico.

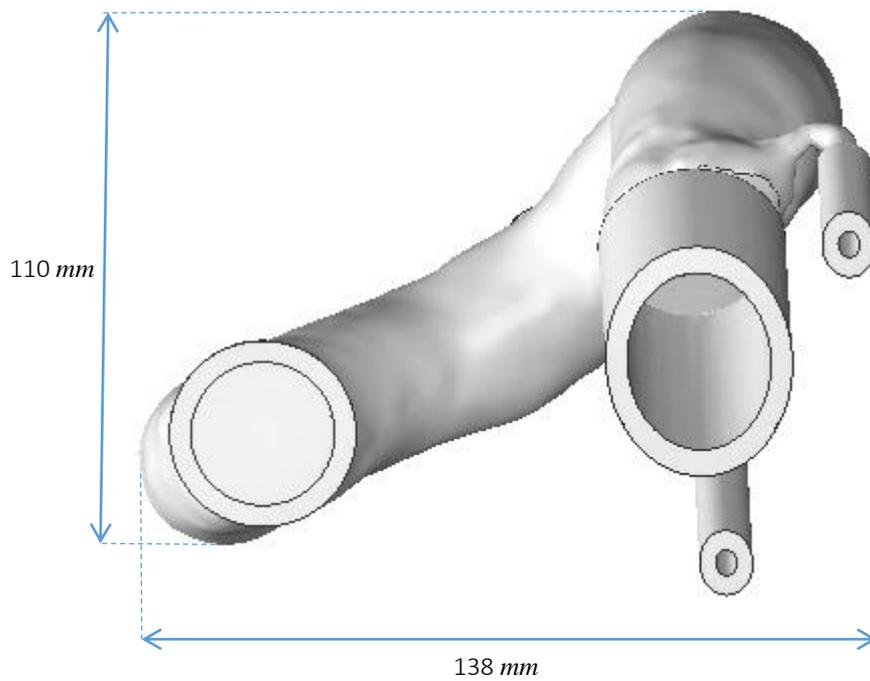


Figura B.2 – Vista inferior da projeção em plano transversal do modelo aórtico.