



Ivan Fernney Ibanez Aguilar

**Estudo numérico da influência da inclinação da prótese
valvar aórtica no fluxo sanguíneo em aorta ascendente**

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.

Orientadora: Prof^a. Angela Ourivio Nieckele
Co-Orientador: Dr. Bruno Alvares de Azevedo Gomes

Rio de Janeiro

Abril de 2019



Ivan Fernney Ibanez Aguilar

Estudo numérico da influência da inclinação da prótese valvar aórtica no fluxo sanguíneo em aorta ascendente

Tese apresentada como requisito parcial para obtenção do grau de Doutor pelo Programa de Pós-graduação em Engenharia Mecânica da PUC-Rio. Aprovada pela Comissão Examinadora abaixo.

Prof^a. Angela Ourivio Nieckele

Orientadora

Departamento de Engenharia Mecânica – PUC-Rio

Prof. Bruno Alvares de Azevedo Gomes

Co-Orientador

Departamento de Engenharia Mecânica – PUC-Rio

Prof. Luiz Felipe Pinho Moreira

Departamento de Cardiopneumologia – USP

Dr. Ilan Gottlieb

Radiologia – Casa de Saúde São José

Prof. Bruno Souza Carmo

Departamento de Engenharia Mecânica da Escola Politécnica – USP

Prof. Ivan Fabio Mota de Menezes

Departamento de Engenharia Mecânica – PUC-Rio

Rio de Janeiro, 17 de Abril de 2019

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

Ivan Fernney Ibanez Aguilar

Graduou-se em Engenharia Mecânica na Universidad del Atlântico, Colômbia em 2012. Concluiu o Mestrado em Metrologia na Pontifícia Universidade Católica do Rio de Janeiro (PUC-Rio) em 2014, na área de Metrologia para Qualidade e Inovação.

Ficha Catalográfica

Ibanez Aguilar, Ivan Fernney

Estudo numérico da influência da inclinação da prótese valvar aórtica no fluxo sanguíneo em aorta ascendente / Ivan Fernney Ibanez Aguilar ; orientadora: Angela Ourivio Nieckele ; co-orientador: Bruno Alvares de Azevedo Gomes. – 2019.

205 f. : il. color. ; 30 cm

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

Inclui bibliografia

1. Engenharia Mecânica – Teses. 2. Aorta. 3. Valva aórtica. 4. Implante valvar aórtico percutâneo (TAVI). 5. Interação Fluido Estrutura (FSI). 6. Ciclo cardíaco. I. Nieckele, Angela Ourivio. II. Gomes, Bruno Alvares de Azevedo. III. Pontifícia Universidade Católica do Rio de Janeiro. Departamento de Engenharia Mecânica. IV. Título.

CDD: 621

Para minha mãe Gloria e meu pai *David, este in memoriam.*

Agradecimentos

A Deus, por sempre estar presente.

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

À CNPq (Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico); ao LEF (Laboratório de engenharia de Fluidos da PUC) e à PUC-Rio, pelos auxílios concedidos, sem os quais este Doutorado não poderia ter sido realizado.

A minha Orientadora, a Professora Angela Ourivio Nieckele, pelo acompanhamento, orientação durante muitas horas e direcionando sempre o melhor caminho da pesquisa a ser percorrido.

Ao meu Co-orientador, Dr. Bruno Alvares de Azevedo Gomes, pela expertise e conhecimentos médicos compartilhados que foram de vital importância no desenvolvimento desta tese interdisciplinar.

Ao Professor Luís Fernando Azevedo, pelo apoio, confiança e acompanhamento durante todo o período do Doutorado.

Ao Prof. Luiz Felipe Pinho Moreira, ao Dr. Ilan Gottlieb, ao Prof. Bruno Souza Carmo e ao Prof. Ivan Fabio Mota de Menezes por aceitarem participar da Comissão Examinadora.

Ao colega Guilherme Moreira Bessa, pela parceria no presente trabalho, conduzindo a pesquisa experimental que foram fundamentais para validar a metodologia numérica utilizada nesta pesquisa.

Aos colegas engenheiros e médicos do Grupo de pesquisa em Engenharia Cardiovascular, pelos sempre enriquecedores comentários de mecânica de fluidos e de cardiologia.

Aos Professores do programa de pós-graduação em Engenharia Mecânica, pelos conhecimentos transmitidos.

Ao Professor Mauricio Nogueira Frota pelo encorajamento para iniciar meus estudos a nível doutoral.

À minha noiva Graziela por sua paciência e estímulo durante todo momento.

À minha mãe Gloria, por seu amor incondicional, seus sacrifícios durante toda uma vida dedicada a seus filhos.

Resumo

Ibanez, Ivan Fernney Aguilar; Nieckele, Angela O. (orientador); Azevedo, Bruno A. (coorientador). **Estudo numérico da influência da inclinação da prótese valvar aórtica no fluxo sanguíneo em aorta ascendente**. Rio de Janeiro, 2019. 205p. Tese de Doutorado – Departamento de Engenharia Mecânica, Pontifícia Universidade Católica do Rio de Janeiro.

As patologias na valva aórtica representam umas das principais causas de óbito no mundo. Nos casos de estenose aórtica grave, a substituição da valva nativa é necessária. Existem dois mecanismos de substituição de valva aórtica: cirurgia convencional, através da toracotomia, ou o implante valvar aórtico percutâneo (TAVI, Transcatheter Aortic Valve Implantation). O posicionamento coaxial da prótese valvar em relação ao ânulo aórtico influencia o fluxo sanguíneo transvalvar, podendo contribuir para o remodelamento aórtico, culminando em dilatações aneurismáticas, dissecação aórtica e processo aterosclerótico. O presente estudo avalia numericamente a influência do posicionamento coaxial da prótese valvar nas estruturas hemodinâmicas na região de aorta ascendente e início do arco aórtico, durante um ciclo cardíaco. A geometria anatômica avaliada corresponde a um modelo aórtico de um paciente que foi submetido ao implante valvar percutâneo. O escoamento foi obtido com o modelo de turbulência $\kappa-\omega$, utilizando o *software* ANSYS-Fluent. A interação entre a complacência aórtica e o fluxo sanguíneo durante o ciclo cardíaco foi obtida empregando simulações do tipo FSI (*Fluid Structure Interaction*). A metodologia numérica foi validada através de comparações com dados experimentais nobres do tipo PIV estereoscópico, com excelente concordância do campo de velocidade e tensões de Reynolds. Observou-se a importância do posicionamento coaxial da prótese valvar aórtica com relação ao direcionamento do jato e área de impacto na parede da aorta; influenciando na formação de regiões de recirculação na raiz da aorta e aorta ascendente; com diferentes estruturas coerentes (vórtices). Identificou-se as regiões de alta pressão e tensão de cisalhamento na parede da aorta, assim como de alta intensidade das grandezas turbulentas no volume interno da aorta. A partir da análise dos resultados

foi possível sugerir que a posição coaxial ideal da prótese pode ser obtida quando é direcionada à parede esquerda da aorta com uma inclinação de 4° .

Palavras-chave

Aorta; Valva aórtica; Implante valvar aórtico percutâneo (TAVI); Interação Fluido Estrutura (FSI); Ciclo cardíaco.

Abstract

Ibanez, Ivan Fernney Aguilar Nieckele, Angela O. (advisor); Azevedo, Bruno A. (co-advisor). **A numerical study of the influence of the inclination of the aortic valve on the blood flow in the ascending aorta.** Rio de Janeiro, 2019. 205p. Doctoral Thesis – Department of Mechanical Engineering, Pontifícia Universidade Católica do Rio de Janeiro.

Aortic valve pathologies are one of the leading causes of death in the world. In cases of severe aortic stenosis, replacement of the native valve is necessary. There are two mechanisms of aortic valve replacement: conventional surgery through thoracotomy or Transcatheter Aortic Valve Implantation (TAVI). Coaxial positioning of the valve prosthesis in relation to the aortic annulus influences on the transvalvar blood flow, which may contribute to aortic remodeling, culminating in aneurysmal dilations, aortic dissection and atherosclerotic process. The present thesis evaluates the influence of the coaxial positioning of the valve prosthesis on hemodynamic structures in the ascending aorta and the beginning of the aortic arch, during a cardiac cycle. The anatomical geometry evaluated was the aortic model of a specific patient after being submitted to percutaneous valve implantation procedure. The flow was obtained with the κ - ω turbulence model, using ANSYS-Fluent *software*. Interaction between aortic compliance and blood flow during the cardiac cycle was obtained using simulations FSI (*Fluid Structure Interaction*). The numerical methodology was validated through comparisons with noble experimental data obtained from stereoscopic PIV method, with excellent agreement of the velocity field and Reynolds stress. It was observed the importance of the coaxial positioning of the aortic valve prosthesis in relation to the jet direction and the impact area in the aortic wall, influencing the formation of recirculation regions in the aortic root and ascending aorta; with different coherent structures (vortices). The regions of high pressure and shear stress were identified in the aortic wall, as well as high intensity turbulent quantities in the internal aortic volume. From the results analysis it was possible to suggest that the ideal coaxial position

of the prosthesis can be obtained when it is directed to the left wall of the aorta with an inclination of 4° .

Keywords

Aorta; Aortic valve; Transcatheter aortic valve implantation (TAVI); Interaction Fluid Structure (FSI); Cardiac cycle.

Sumário

1 . Introdução	27
1.1. Fundamentação de Anatomia Cardiovascular	30
1.1.1. Coração, aorta e valvas	30
1.1.2. Patologias da valva aórtica	34
1.2. Objetivos	36
1.3. Estrutura do Manuscrito	37
2 . Revisão Bibliográfica	38
2.1. Pesquisas Cardiovasculares	38
2.1.1. Estudos <i>in vivo</i>	38
2.1.2. Estudos experimentais (<i>in vitro</i>)	40
2.1.3. Dinâmica de fluidos computacional e interação fluido estrutura na aorta	44
2.2. Considerações Finais sobre a Revisão da Literatura	59
3 . Modelagem Matemática	65
3.1. Equações de Conservação do Fluido (Sangue)	67
3.1.1. Sistema de coordenadas móvel	71
3.2. Equações de Equilíbrio (Parede da Aorta)	72
3.3. Condições de Contorno	74
3.4. Grandezas Auxiliares	79
3.5. Parâmetros que Governam o Problema	80
4 Modelagem Numérica	83
4.1. Aquisição de Imagens Médicas, Segmentação e Geração das Geometrias de Interesse	84
4.2. Malhas Computacionais do Sangue e da Parede da Aorta	85
4.3. Método Numérico no Domínio do Fluido (Sangue)	87
4.4. Método Numérico para Solução das Equações de Equilíbrio	88

4.5. Velocidade da Malha	91
5 . Validação da Metodologia de Simulação Numérica	93
5.1. Comparação Numérico-Experimental	93
5.1.1. Componente z da velocidade (V_z)	95
5.1.2. Grandezas turbulentas	101
5.1.3. Considerações finais	102
5.2. Influência da Complacência da Parede da Aorta	104
6 Resultados	116
6.1. Descrição da Metodologia Utilizada na Apresentação dos Resultados	116
6.2. Caracterização do Caso Padrão: 0° de Inclinação da Valva	119
6.2.1. Campo de velocidade	120
6.2.2. Vorticidade e estruturas coerentes	126
6.2.3. Pressão	130
6.2.4. Grandezas turbulentas	132
6.3. Caracterização dos Casos de Angulação da Valva Simulados	135
6.3.1. Campo de velocidade	135
6.3.2. Estruturas coerentes	145
6.3.3. Grandezas turbulentas	147
6.3.4. Pressão na superfície da aorta	151
6.3.5. Tensão de cisalhamento na superfície da aorta (WSS)	156
6.3.6. Variação do diâmetro da aorta	161
6.4. Análise de Regiões Críticas	163
6.4.1. Área superficial crítica	163
6.4.2. Volume crítico	169
6.4.3. Análise global em relação ao caso padrão de 0°	172
7 Conclusões e Recomendações	175
7.1. Comparação numérica-experimental	175
7.2. Caracterização e Avaliação das Grandezas Hemodinâmicas em Função da Inclinação da Prótese Valvar Aórtica	175

7.3. Posicionamento Ideal para o Implante de uma Prótese Valvar Aórtica	177
7.4. Recomendações para Trabalhos Futuros	177
Referência Bibliográficas	179
Apêndice	202

Lista de Figuras

- Figura 1.1. Instalação da prótese valvar aórtica por cateterismo: a) prótese sendo dirigida pelo cateter até o anel aórtico; b) prótese instalada no anel aórtico, c) detalhe de uma prótese típica instalada através da metodologia TAVI. 28
- Figura 1.2. Diagrama esquemático do coração e suas valvas: a) anatomia do coração; b) função valvar durante diástole e c) função valvar durante sístole. Adaptado de Sun (2014). 31
- Figura 1.3. Curvas de pressão no ciclo cardíaco: a) Pressão no ventrículo direito e artéria pulmonar; b) pressão no ventrículo esquerdo e aorta. Adaptado de [Http://En.academic.ru](http://En.academic.ru), acessado: 23 de setembro de 2016 32
- Figura 1.4. Esquema da aorta. Fonte: Hallet Jr, Medical Univ. South Carolina 32
- Figura 1.5. Anatomia da TAV: a) diagrama esquemático; b) Imagem real de uma TAV. Adaptado de Sun (2014). 34
- Figura 1.6. Anatomia da BAV: a) diagrama esquemático; b) Imagem real de uma BAV. Adaptado de Sun (2014). 34
- Figura 1.7. Tipos de BAV e posição do rafe na valva. Fonte: (Sievers e Schmidtke, 2007; Etz *et al.*, 2012) 35
- Figura 1.8. Valva aórtica (AV) saudável e com estenose. Adaptado de [Http://www.webmd.com/heart-disease](http://www.webmd.com/heart-disease), acessado: 12 setembro de 2016 35
- Figura 2.1. Técnicas usadas em pesquisas experimentais 44
- Figura 2.2. Representação das valvas aórticas nas pesquisas de a) Viscardi *et al.* (2010) e b) Faggiano *et al.* (2013) 47
- Figura 2.3. Representação das valvas aórticas nas pesquisas de a) Rinaudo e Pasta (2014) e b) Malvindi *et al.* (2016). 47
- Figura 2.4. Aneurismas avaliados pelo a) Di Martino *et al.* (2001); b) Leung *et al.* (2006); c) Wang e Li (2013) 49

Figura 2.5. Exemplos de angulação da entrada e saída do sangue na aorta aneurismática: a) Li e Kleinstreuer (2007); b) Xenos, Alemu, et al. (2010); c) Drewe et al. (2017).	51
Figura 2.6. Ilustração de <i>stent</i> -enxerto. Fonte: https://badaorta.com/ , acessado: 12 de junho de 2018	52
Figura 2.7. Aortas aneurismáticas avaliadas pelo a) Gao et al. (2008); b) Tan et al. (2009); c) Pasta et al. (2013) e d) Mendez et al. (2018)	54
Figura 2.8. Esquema da simulação multi-escala realizada pelo Weinberg e Mofrad (2008)	56
Figura 2.9. Valvas aórticas avaliadas na pesquisa de Marom et al. (2013)	57
Figura 2.10. Vórtices obtidos pelo uso do critério Q. Fonte: Gilmanov e Sotiropoulos (2016)	57
Figura 2.11. Próteses pericárdicas avaliadas no estudo de Xiong et al. (2010)	58
Figura 2.12. Tipos de TAVI avaliadas no estudo de Gunning, Vaughan, et al. (2014)	59
Figura 2.13. Regiões da aorta aneurismática avaliada	60
Figura 2.14. Técnicas utilizadas nos estudos de hemodinâmica e aneurismas na a) arco da aorta; b) aorta ascendente e c) aorta descendente.	61
Figura 2.15. Variáveis físicas avaliadas nos estudos focados nas patologias aneurismáticas	62
Figura 2.16. Técnicas utilizadas nos estudos de hemodinâmica e hemólise	62
Figura 2.17. Variáveis físicas avaliadas nos estudos focados na patologia hemólise	63
Figura 2.18. Comparação de parâmetros entre simulações do tipo FSI-3D (área de FSI: parede da aorta)	64
Figura 3.1. Aorta no corpo humano. Fonte: Hallet Jr, Medical Univ. South Carolina	65
Figura 3.2. Aorta torácica (Criscione, 2013).	66
Figura 3.3. Esquema do ciclo cardíaco (sístole e diástole). (Borazjani <i>et al.</i> , 2010)	75

Figura 3.4. Esquematização das condições de contorno para um ciclo cardíaco.	75
Figura 3.5. Perfil de pressão na entrada para um ciclo cardíaco.	76
Figura 3.6. Direções avaliadas do posicionamento angular da valva	77
Figura 3.7. Inclinação $\varrho = 0^\circ$ e $\varrho \neq 0^\circ$ da valva aórtica	77
Figura 3.8. Perfil de vazão de referência para vazões de saída	78
Figura 4.1. Vistas ortogonais de tomografia computadorizada da região torácica	84
Figura 4.2. Segmentação da aorta do paciente avaliado	85
Figura 4.3. Geometria do a) sangue e da b) parede da aorta	85
Figura 4.4. Malha da parede da aorta	86
Figura 4.5. Malha do sangue	86
Figura 4.6. Esquemático da interação Fluido-Estrutura	92
Figura 5.1. Corpo humano e localização das direções direita, esquerda, anterior e posterior	94
Figura 5.2. Eixo de coordenadas e planos de comparação numérico-experimental	95
Figura 5.3. Caso: 0° . Componente de velocidade V_z (m/s)	96
Figura 5.4. Caso: 8° direita. Componente de velocidade V_z (m/s)	96
Figura 5.5. Caso: 8° esquerda. Componente de velocidade V_z (m/s)	96
Figura 5.6. Caso: 8° anterior. Componente de velocidade V_z (m/s)	96
Figura 5.7. Caso: 8° posterior. Componente de velocidade V_z (m/s)	97
Figura 5.8. Perfil de velocidade axial V_z nas linhas de referência paralelas aos eixos x e y, Caso: 0°	99
Figura 5.9. Perfil de velocidade axial V_z nas linhas de referência paralelas aos eixos x e y, Caso: 8° direita	100
Figura 5.10. Caso: 0° . TKE (J/Kg)	102
Figura 5.11. Caso: 8° direita. TKE (J/Kg)	102
Figura 5.12. Caso: 0° . $w'u'$ (m^2/s^2)	103
Figura 5.13. Caso: 0° . $w'v'$ (m^2/s^2)	103
Figura 5.14. Caso: 0° . $u'v'$ (m^2/s^2)	103
Figura 5.15. Caso: 8° direita. $w'u'$ (m^2/s^2)	103
Figura 5.16. Caso: 8° direita. $w'v'$ (m^2/s^2)	104

Figura 5.17. Caso: 8° direita. $u'v'$ (m^2/s^2)	104
Figura 5.18. Magnitude de velocidade média (V) no plano D	105
Figura 5.19. Evolução temporal da vazão na valva aórtica obtidas com a simulação FSI e CFD-Rígido.	106
Figura 5.20. Distribuição de WSS (Pa) na superfície da aorta obtidas com os modelos CFD-Rígido e FSI em diferentes instantes de tempo	108
Figura 5.21. Distribuição de pressão (mmHg) na superfície da aorta obtidas com os modelos CFD-Rígido e FSI em diferentes instantes de tempo	109
Figura 5.22. TAWSS (Pa) na simulação CFD-Rígido	110
Figura 5.23. TAWSS (Pa) na simulação FSI	110
Figura 5.24. TAP (mmHg) na simulação CFD-Rígido	111
Figura 5.25. TAP (mmHg) na simulação FSI	111
Figura 5.26. Periferia dos planos C; D e E.	112
Figura 5.27. Variação de $WSS\ell$ na periferia ℓ dos planos a) C; b) D; c) E.	113
Figura 5.28. Variação de $P\ell$ na periferia ℓ dos planos a) C; b) D; c) E.	114
Figura 6.1. Plano de referência G	117
Figura 6.2. Região de interesse	118
Figura 6.3 Pressão imposta na entrada, e vazão resultando para o Caso padrão de 0°	119
Figura 6.4. Caso: 0°, Magnitude de velocidade ($ V $) no volume interno da aorta	121
Figura 6.5. Caso: 0°. Linhas de corrente.	122
Figura 6.6. Caso: 0°. Magnitude de velocidade $ V $ (m/s) no plano G	122
Figura 6.7. Caso: 0°. V_z (m/s) nos planos de referência de A a F	124
Figura 6.8. Caso: 0°. V_x (m/s) e V_y (m/s) nos planos de referência de A a F.	125
Figura 6.9. Caso: 0°. Magnitude de vorticidade $\xi\omega$ (s^{-1}) no plano G	126
Figura 6.10. Caso: 0°. Magnitude de vorticidade $\xi\omega$ (s^{-1}) nos planos A até F	128
Figura 6.11. Caso: 0°. Identificação de vórtices (Critério Q); Magnitude de vorticidade $\xi\omega$ (s^{-1}) e jato de velocidade (m/s)	129

Figura 6.12. Caso: 0°. Diferencial de pressão ΔP (mmHg) no plano G	130
Figura 6.13. Caso: 0°. Diferencial de pressão ΔP (mmHg) nos plano A até F.	131
Figura 6.14. Caso: 0°. TKE (J/m ³) e $TSSmax3D$ (J/m ³) nos planos A até F.	133
Figura 6.15. Caso: 0°. Iso-superfície $TSSmax3D = 20$ J/m ³	134
Figura 6.16. Iso-superfície de velocidade (1 m/s), casos: todos	137
Figura 6.17. Linhas de corrente, casos: todos	138
Figura 6.18. $ V $ (m/s) no plano G.	139
Figura 6.19. Influência do posicionamento valvar em V_z (m/s), plano A em diferentes tempos	142
Figura 6.20. Influência do posicionamento valvar em V_z (m/s), plano B em diferentes tempos	143
Figura 6.21. Influência do posicionamento valvar em V_z (m/s), plano D em diferentes tempos	144
Figura 6.22. Perfil de velocidade V_z (m/s) na linha de referencia L, casos: 8° direita; 8° esquerda; 8° anterior e 8° posterior	145
Figura 6.23. Critério Q e $\xi\omega$ ($s - 1$); casos: todos	146
Figura 6.24. TKE (J/m ³) no volume interno da aorta em t=0,3 s, casos: todos	147
Figura 6.25. $TSSmax3D$ (J/m ³) no volume interno da aorta em t=0,3 s, caso: 0°	148
Figura 6.26. $TKEmax$ (J/m ³) em cada instante de tempo do ciclo cardíaco, casos: a) 0°; 8° direita e 4° direita; b) 0°; 8° esquerda e 4° esquerda; c) 0°; 8° anterior e 4° anterior; d) 0°; 8° posterior e 4° posterior	149
Figura 6.27. $TSSmax3D$ (J/m ³) em cada instante de tempo do ciclo cardíaco, casos: a) 0°; 8° direita e 4° direita; b) 0°; 8° esquerda e 4° esquerda; c) 0°; 8° anterior e 4° anterior; d) 0°; 8° posterior e 4° posterior	150
Figura 6.28. $\max(TSSmax3D)/TKEmax$ em cada instante de tempo, caso 0° e relação proposta pelo Les <i>et al.</i> (2010)	151
Figura 6.29. $TSSmax3D$ e m em cada instante de tempo do ciclo cardíaco, caso: 0°	151

Figura 6.30. ΔP (mmHg) na parede da aorta	153
Figura 6.31. TAP (mmHg) na parede da aorta, casos: todos	155
Figura 6.32. ΔP_{max} (mmHg) em cada instante de tempo do ciclo cardíaco, casos: a) 0°; 8° direita e 4° direita; b) 0°; 8° esquerda e 4° esquerda;	156
Figura 6.33. WSS (Pa) na parede da aorta.	157
Figura 6.34. TAWSS (Pa), casos: todos	159
Figura 6.35. OSI, casos: todos	160
Figura 6.36. WSS_{max} (Pa) em cada instante de tempo do ciclo cardíaco, casos: a) 0°; 8° direita e 4° direita; b) 0°; 8° esquerda e 4° esquerda; c) 0°; 8° anterior e 4° anterior; d) 0°; 8° posterior e 4° posterior	161
Figura 6.37. Da (mm) em cada instante de tempo do ciclo cardíaco, casos: 0°; 8° direita; 8° esquerda; 8° posterior e 8° anterior	162
Figura 6.38. WSS (Pa) na região crítica para casos: todos	165
Figura 6.39. $\%caWSS$ em cada instante de tempo do ciclo cardíaco, casos: a) 0°; 8° direita e 4° direita; b) 0°; 8° esquerda e 4° esquerda; c) 0°; 8° anterior e 4° anterior; d) 0°; 8° posterior e 4° posterior	166
Figura 6.40. $\%ca\Delta P$ em cada instante de tempo do ciclo cardíaco, casos: a) 0°; 8° direita e 4° direita; b) 0°; 8° esquerda e 4° esquerda; c) 0°; 8° anterior e 4° anterior; d) 0°; 8° posterior e 4° posterior	167
Figura 6.41. Regiões de alto $\%ca\Delta P$ em $t = 0,12$ s; $0,24$ s e $0,33$ s, caso: 0°	168
Figura 6.42. $\%cvTKE$ em cada instante de tempo do ciclo cardíaco, casos: a) 0°; 8° direita e 4° direita; b) 0°; 8° esquerda e 4° esquerda; c) 0°; 8° anterior e 4° anterior; d) 0°; 8° posterior e 4° posterior	170
Figura 6.43. $\%cvTSS_{max3D}$ em cada instante de tempo do ciclo cardíaco, casos: a) 0°; 8° direita e 4° direita; b) 0°; 8° esquerda e 4° esquerda; c) 0°; 8° anterior e 4° anterior; d) 0°; 8° posterior e 4° posterior	171
Figura 6.44. Variação dos parâmetros ($v\%Tca\zeta$; $v\%Tcv\zeta$) de cada caso em relação ao 0°	174
Figura A 1. Configuração do teste de resolução espacial e resolução temporal	202

Figura A 2. Teste de Resolução espacial: P e ($|\vec{V}|$) na linha central do jato de sangue 203

Figura A 3. Teste de Resolução temporal: P e ($|\vec{V}|$) na linha central do jato de sangue 205

Lista de tabelas

Tabela 2.1. Limite das tensões de Reynolds para ocorrer hemólise.	43
Tabela 3.1. Coeficiente de difusão e fontes das equações de conservação.	72
Tabela 6.1. % $TcaWSS$; % $Tca\Delta P$; % $TcvTSSmax3D$; % $TcvTKE$, casos: todos	172
Tabela A1. Teste de Resolução espacial: \bar{P} e \overline{WSS} na região de interesse	203
Tabela A 2. Teste de Resolução temporal: \bar{P} e \overline{WSS} na região de interesse	204

Lista de Variáveis

a	Raio de curvatura
A_{int}	Área superficial de interesse
A_f	Área da face f
b_i	Força do corpo da estrutura
C_μ	Parâmetro do modelo de turbulência $\kappa-\omega$
ca_ζ	Área crítica abrangido pela grandeza ζ
cv_ζ	Volume critico abrangido pela grandeza ζ
D	Diâmetro da valva aórtica
\bar{d}	Deslocamento médio da estrutura
$\dot{\bar{d}}$	Velocidade média da estrutura
$\ddot{\bar{d}}$	Aceleração média da estrutura
D_a	Diâmetro médio da aorta ascendente
d_i	Vetor deslocamento da estrutura
D_ω^+	Parâmetro do modelo de turbulência $\kappa-\omega$
De	Número de Dean
E	Modulo de Young
e	Espessura da estrutura
f	Frequência de pulsações
F_1, F_2	Parâmetros do modelo de turbulência $\kappa-\omega$
F_f	Fluxo de massa na face
F_s	Vetor de forças externas aplicadas na estrutura
I	Intensidade turbulenta
I_1, I_2, I_3	Invariantes do tensor de Reynolds
J_{nf}	Fluxo total (convectivo e difusivo) normal à face do volume de controle
k	Parâmetro do modelo de turbulência $\kappa-\omega$
K	Matriz de rigidez

ℓ	Escala de comprimento
M	Matriz de massa
\dot{m}	Fluxo de massa
\dot{m}_{ref}	Fluxo de massa fisiológico de referência
N_f	Número de faces no volume de controle
P	Pressão
\hat{p}	Pressão modificada
\tilde{P}_κ	Produção limite de energia cinética
\bar{P}_1	Pressão média na periferia de um plano de referência
P_κ	Produção de energia cinética turbulenta
Q	Parâmetro de identificação de vórtices
R	Raio do tubo
R_c	Raio médio de curvatura da aorta
R_a	Raio médio da aorta ascendente
Re	Número de Reynolds
$Re_\beta, Re_\kappa, Re_\omega$	Parâmetros do modelo de turbulência κ - ω
Re_t	Número de Reynolds turbulento
S	Magnitude da taxa de deformação
S_{ij}	Tensor taxa de deformação
Sc_ϕ	termo de fonte de cada equação de conservação
Sp_ϕ	termo de fonte de cada equação de conservação
t	Tempo
t_p	Força atuante na superfície interna da aorta
\tilde{u}_i	Velocidade relativa
u_{g_i}	Deslocamento do sistema de coordenadas
u_j	Componente j do vetor velocidade
V_{int}	Volume de interesse
\dot{V}	Vazão volumétrica
V_z	Componente Z da velocidade
\overline{WSS}_1	Tensão de cisalhamento média em um plano de referência
x_j	Eixo coordenado j
y^+	Distância adimensional da parede

$\%ca_{\zeta}$	Porcentagem de área crítica abrangido pela grandeza ζ
$\%cv_{\zeta}$	Porcentagem de volume crítico abrangido pela grandeza ζ
$\%Tca_{\zeta}$	Porcentagem de área crítica média no ciclo cardíaco da grandeza ζ
$\%Tcv_{\zeta}$	Porcentagem do volume crítico médio no ciclo cardíaco da grandeza ζ
$ \overline{V} $	Magnitude de velocidade média

Letras Gregas

$\alpha, \alpha^*, \alpha_{t1}$	Parâmetros do modelo de turbulência $\kappa-\omega$
$\alpha_0, \alpha_1, \alpha_2, \alpha_3, \alpha_4, \alpha_5, \alpha_6$	Parâmetros do método HHT- α
$\alpha_0^*, \alpha_{\infty}^*$	Parâmetros do modelo de turbulência $\kappa-\omega$
$\alpha_f, \alpha_m, \alpha_s$	Parâmetro do método HHT- α
α_w	Número de Womersley
α_{Γ}	Coefficiente da relação de amortecimento de Rayleigh
β	Número de Lyne
$\beta_{i,1}; \beta_{i,2}, \beta_{\infty}^*, \beta_i, \beta_i^*$	Parâmetro do modelo de turbulência $\kappa-\omega$
β_{Γ}	Coefficiente da relação de amortecimento de Rayleigh
Γ_s	Superfície interna da parede da aorta
Γ_{ϕ}	Coefficiente de difusão
δV_j	Volume varrido pela face j do volume de controle no intervalo de tempo Δt
Δt	Intervalo de tempo
ΔP	Diferencial de pressão
$\overline{\Delta x}$	Tamanho médio do espaçamento da malha
ε	Dissipação da energia cinética turbulenta
ϵ	deformação total
ϵ^0	deformação inicial
κ	Energia cinética turbulenta
λ	Parâmetro de identificação de vórtices
$\lambda_1; \lambda_2; \lambda_3; \lambda_4$	Percentual em relação a vazão de referencia
μ	Viscosidade molecular do sangue

μ_t	Viscosidade turbulenta
$\xi_{\kappa-\varepsilon}$	Fator de fusão entre os modelos de turbulência $\kappa-\omega$ e $\kappa-\varepsilon$
ξ_ω	Magnitude de Vorticidade
ρ	Densidade do sangue
$-\rho \overline{u'_j u'_i}$	Tensor de Reynolds
ϱ	Ângulo de posicionamento da prótese valvar aórtica
ρ_s	Densidade da estrutura
$\sigma_1, \sigma_2, \sigma_3$	Autovalor da matriz do Tensor de Reynolds
$\sigma_{\kappa,1}; \sigma_{\kappa,2}; \sigma_{\omega,1}; \sigma_{\omega,2}$	Parâmetro do modelo de turbulência $\kappa-\omega$
σ_{ij}	Tensor das tensões
σ_κ	Número turbulento de Prandtl de κ
σ_ω	Número turbulento de Prandtl de ω
τ_{ij}	Tensor de tensões viscosas
τ_w	Tensão de cisalhamento na parede
ν	Coefficiente de Poisson
ν_f	Viscosidade cinemática do fluido
Φ	Variável média no tempo
ϕ'	Flutuação
$\Phi_1; \Phi_2$	Parâmetro do modelo de turbulência $\kappa-\omega$
φ_s	Parâmetro do método HHT- α
ω	Taxa específica de dissipação da energia cinética turbulenta
ω^+	Dissipação da energia cinética turbulenta adimensional na superfície interna da aorta
ω_w	Dissipação da energia cinética turbulenta na superfície interna da aorta
Ω_s	Domínio da estrutura
Ω_{ij}	Tensor rotacional

Siglas

4D-flow	Four-dimensional flow magnetic resonance imaging
AVC	Acidente Vascular Cerebral
BAV	Valva Aórtica Bicúspide
BHVs	Bioprosthetic Heart Valves
CFD	Computational Fluid Dynamics
CVDs	Cardiovascular Diseases
FC	Frequência Cardíaca
FEMs	Método de elementos finitos
FSI	Fluid Structure Interaction
FVMs	Método dos volumes finitos
HHT- α	Método de integração Hilber-Hughes-Taylor
INC	Instituto Nacional de Cardiologia
LEF	Laboratório de Engenharia de Fluidos
MHVs	Mechanical Heart Valves
OMS	Organização Mundial da Saúde
OSI	Índice oscilatório de tensão
PBCS	Pressure-Based Coupled Solver
PIV	Particle Image Velocimetry
SST	Shear Stress Transport
TAP	Média temporal de pressão
TAV	Valva Aórtica Tricúspide
TAVI	Transcatheter aortic valve implantation
TAWSS	Média temporal de WSS
TC's	Tomografias computadorizadas
TKE	Energia cinética turbulenta
TSS	Tensão principal do tensor de Reynolds
VC	Volume sistólico
V-SARR	Procedimento cirúrgico stent-enxerto
WSS	Tensão de cisalhamento na parede

1. Introdução

As afecções cardiovasculares (*Cardiovascular diseases, CVDs*) são responsáveis pelo maior número de óbitos em todo mundo. Segundo a organização mundial da saúde (OMS) 17,9 milhões de pessoas foram a óbito durante o ano de 2016 como resultado das doenças cardiovasculares, representando 31% das mortes totais no mundo (Cardiovascular diseases (CVDs), 2017). Entre as diversas doenças cardiovasculares, as que causam maior mortalidade são as patologias nas valvas do coração; as patologias nas artérias coronárias e os defeitos congênitos.

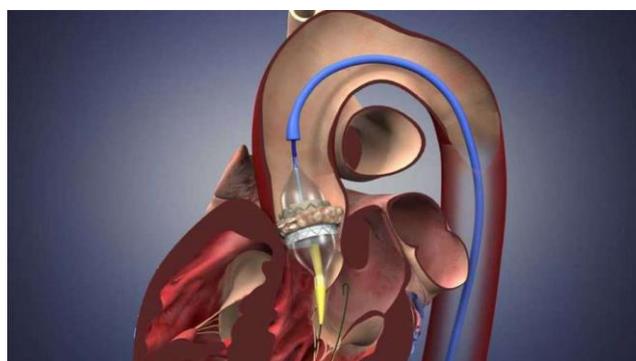
As patologias nas valvas do coração produzem uma diminuição no desempenho hemodinâmico. Como consequência de características hemodinâmicas não saudáveis durante o ciclo cardíaco é possível ocorrer outros tipos de complicações na saúde do paciente. Exemplo dessas complicações são os aneurismas na região da aorta ascendente (Collins *et al.*, 2015; Pasta *et al.*, 2017; Mendez *et al.*, 2018).

Diversas pesquisas (*e.x.*: Mirabella *et al.* (2015); Garcia *et al.* (2015)) são desenvolvidas constantemente a fim de diminuir as taxas de mortalidade causadas por patologias relacionadas ao mal funcionamento das valvas do coração. Uma das possíveis soluções é a substituição da valva disfuncional por uma prótese valvar.

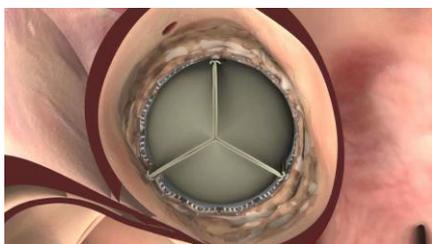
As próteses valvares podem ser biológicas (*bioprosthetic heart valves, BHVs*) ou mecânicas (*mechanical heart valves, MHVs*). As próteses biológicas apresentam a necessidade de substituição no percurso da vida do paciente, pois esse tipo de valva possui uma durabilidade limitada (Salaun *et al.*, 2018). Em relação às próteses mecânicas, sua duração é mais prolongada, contudo a vida cotidiana do paciente adquire certas limitações, já que a possibilidade de apresentar trombozes aumenta. Por este motivo, o paciente precisará, durante toda sua vida, da terapêutica com anticoagulantes (Lim *et al.*, 2017), o qual traz consigo diversos riscos de hemorragia.

Um dos desafios que é enfrentado nos processos de implante das próteses valvares na região da aorta refere-se à complexidade e riscos inerentes do procedimento cirúrgico. Uma das possibilidades de diminuir o risco da cirurgia é

por intermédio do procedimento de implante da prótese valvar aórtica com a utilização de cateteres (*Transcatheter aortic valve implantation, TAVI*) (Cribier *et al.*, 2002). Este tipo de procedimento é recomendado para pacientes que não são aptos para a cirurgia convencional (Verri *et al.*, 2015), porém, no ano 2019 tem sido usado o procedimento TAVI em paciente de baixo risco cirúrgico (Popma *et al.*, 2019). No procedimento TAVI a prótese valvar é conduzida através de um cateter-balão que percorre a artéria femoral (ou transapical, transaórtica) até ser implantada no ânulo aórtico. Já no ânulo aórtico, o cateter é removido e a prótese começa a funcionar de forma imediata (Chieffo *et al.*, 2013). Esquema da metodologia TAVI é ilustrada na Figura 1.1.



(a) prótese sendo dirigida pelo cateter até o anel aórtico.



b) prótese instalada no anel aórtico.



c) detalhe de uma prótese típica de TAVI.

Figura 1.1. Instalação da prótese valvar aórtica por cateterismo: a) prótese sendo dirigida pelo cateter até o anel aórtico; b) prótese instalada no anel aórtico, c) detalhe de uma prótese típica instalada através da metodologia TAVI.

Fonte: <https://www.timesunion.com/local/article/Heart-patients-receive-new-chance-at-life-2422896.php>, acessado: 04 de junho de 2018

Embora o procedimento TAVI diminua consideravelmente os riscos cirúrgicos do processo de implante da prótese valvar aórtica, existe sempre a necessidade de garantir um comportamento hemodinâmico favorável após a implante da prótese. Ocasionalmente a instalação da TAVI pode apresentar algumas dificuldades em termos do adequado posicionamento angular da prótese no anel

aórtico (Al-Attar *et al.*, 2009). Uma inadequada instalação da prótese pode ocorrer, por exemplo, por causa da presença de calcificações excêntricas na região da valva nativa. Pequenas alterações no ângulo de inclinação de uma prótese valvar podem ocasionar uma mudança na trajetória do fluxo sanguíneo aórtico, ocasionando inclusive um incremento das tensões de cisalhamento na parede da aorta ascendente (Celis *et al.*, 2017; Gomes *et al.*, 2017). Este fato pode contribuir para acelerar o processo de remodelamento aórtico e formação de anatomias aneurismáticas. Outras patologias que são objeto de análise após o implante percutâneo de prótese aórtica (TAVI) são o processo de aterosclerose (Fusini *et al.*, 2015); hemólise (Laflamme *et al.*, 2015; Ko *et al.*, 2018), além de trombose (Pingpoh *et al.*, 2014; Ruile e Neumann, 2017).

O aneurisma aórtico é uma patologia que ocorre em uma seção da aorta que é submetida a um crescimento anormal, causado pelo enfraquecimento da parede aórtica, sendo, frequentemente, assintomática (Tan *et al.*, 2009). Os aneurismas na aorta podem estar localizados tanto na região ascendente, arco ou região descendente da aorta.

Visando avaliar o desempenho hemodinâmico na região da aorta, técnicas *in vitro* (e.g.: Gunning *et al.* (2014)); *in vivo* (e.g.: Trauzeddel *et al.* (2016)) ou de simulação numérica (e.g.: Capelli *et al.* (2012)) têm sido aplicadas nos últimos anos a fim de caracterizar e entender as estruturas hemodinâmicas consequentes ao implante da prótese valvar percutânea.

Entendendo que o posicionamento angular da prótese percutânea é de grande importância, a atual pesquisa visa avaliar o comportamento hemodinâmico na aorta ascendente e início do arco aórtico após o implante de uma prótese percutânea, simulando possíveis posicionamentos coaxial desta valva.

A fim de estudar o comportamento da complacência aórtica, o presente estudo faz uso da técnica FSI (*Fluid Structure Interaction*) que avalia a interação entre a parede da aorta e o fluxo sanguíneo durante todo o ciclo cardíaco. Isto é relevante porque considerando as propriedades mecânicas da aorta na simulação numérica pode ser possível reproduzir de forma mais fidedigna o impacto das tensões na parede como consequência do desempenho hemodinâmico do fluxo sanguíneo.

A pesquisa é desdobrada a partir de ferramentas computacionais (Ansys, 18.2) a fim de simular a interação fluido (sangue) - estrutura (aorta) em um modelo aórtico de um paciente específico. O estudo leva em consideração um ciclo cardíaco

completo, *i.e.*: o período sistólico e diastólico.

Nos últimos anos, o grupo de pesquisa do Laboratório de Engenharia de Fluidos (LEF) da PUC-Rio começou a desenvolver pesquisas experimentais e numéricas na área de engenharia cardiovascular. Em especial, analisando o escoamento ao longo da aorta, investigando diferentes parâmetros (Celis *et al.*, 2017; Geraldo, 2017; Gomes, 2017; Almeida, 2019; Bessa, 2019).

A seguir, na seção 1.1, são abarcados conceitos fundamentais de anatomia cardiovascular; a seção 1.2 descreve os objetivos específicos que formam a base desta tese e o item 1.3 descreve de forma geral como a tese encontra-se estruturada em termos de seus capítulos.

1.1. Fundamentação de Anatomia Cardiovascular

Por se tratar de uma tese interdisciplinar, com leitores de diversas formações acadêmicas, nesta seção serão apresentados os conceitos relacionados ao funcionamento do sistema cardiovascular, abrangendo: o coração e suas valvas; a aorta. Considerando que o procedimento de implante de prótese valvar aórtica é consequência de alguma patologia valvar, também será apresentada fundamentação básica em termos das diferentes patologias da valva aórtica.

1.1.1. Coração, aorta e valvas

A principal função do coração consiste em possibilitar o fluxo do sangue através do corpo. A circulação do sangue é responsável pela transferência de nutrientes e oxigênio para órgãos e tecidos, removendo simultaneamente materiais residuais e dióxido de carbono gerado pelas células. O funcionamento adequado do coração é importante para garantir um bom desempenho de todos os tecidos corporais (Dasi *et al.*, 2009).

Este órgão é constituído por duas bombas ligadas em série, cada uma consistindo de um átrio e um ventrículo. O átrio esquerdo e direito são pontos de entrada para o coração, enquanto os ventrículos direito e esquerdo são responsáveis pela ejeção de sangue para as circulações sistêmica e pulmonar (Sun, 2014). Na circulação sistêmica, o sangue sai do coração através da aorta, dirigindo-se para todos os órgãos do corpo, através das artérias sistêmicas e depois retorna para o coração através das veias sistêmicas (Sun, 2014). Em relação à circulação

pulmonar, o sangue sai do coração através das artérias pulmonares, vai para os pulmões e retorna ao coração através das veias pulmonares.

O coração possui quatro valvas que mantem o fluxo unidirecional (Nishimura, 2002). A Figura 1.2 ilustra esquematicamente a localização das 4 valvas do coração. As valvas do coração são categorizadas em dois grupos, *i.e.*: valvas atrioventriculares (valva mitral e valva tricúspide) e valvas semilunar (aórtica e pulmonar). Cada valva tem dois ou três cúspides de tecido, que são chamados os folhetos (Kimiagharam, 2013). A alteração da pressão sanguínea no interior de cada câmara controla o comportamento de abertura e fechamento de cada valva.

A valva tricúspide encontra-se localizada entre o átrio direito e o ventrículo direito. A valva pulmonar é localizada entre o ventrículo direito e a artéria pulmonar. A valva mitral separa o átrio esquerdo do ventrículo esquerdo. A valva aórtica está entre o ventrículo esquerdo e a aorta (Seiger e Martini, 2003).

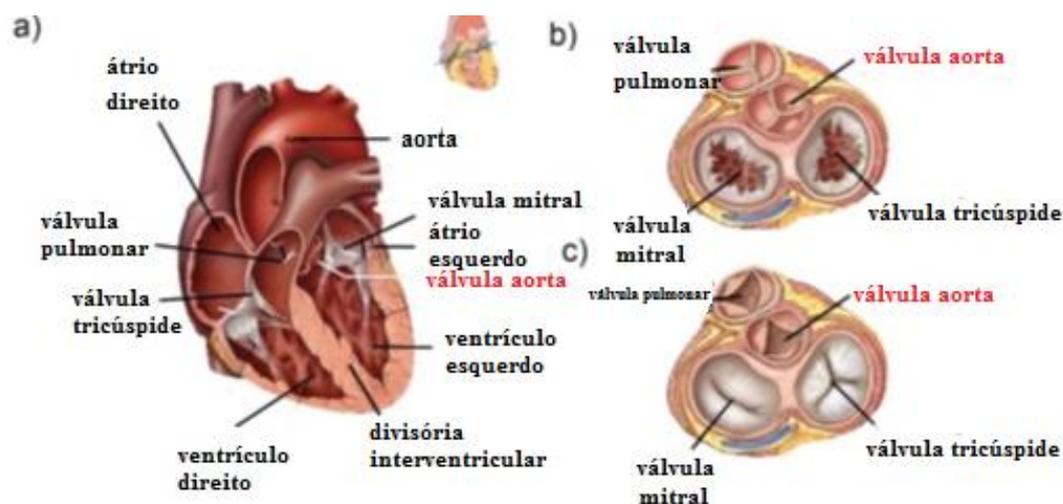


Figura 1.2. Diagrama esquemático do coração e suas valvas: a) anatomia do coração; b) função valvar durante diástole e c) função valvar durante sístole. Adaptado de Sun (2014).

Um ciclo cardíaco é o intervalo entre dois batimentos cardíacos subsequentes. O ciclo cardíaco tem dois períodos diferentes: sístole e diástole. Durante a diástole, o sangue desoxigenado do corpo retorna ao coração através da veia cava superior e inferior para preencher o átrio direito. No período da sístole os ventrículos se contraem e empurram o sangue para fora do coração (Seiger e Martini, 2003). A pressão arterial atinge o seu maior e menor pico durante a sístole e diástole, respectivamente. O gasto cardíaco pode ser definido como o volume de sangue que

é empurrado para fora do coração por minuto. O gasto cardíaco depende do volume sistólico (VS) e frequência cardíaca (FC). O volume sistólico é o volume de sangue que é empurrado para fora do coração a cada batimento cardíaco, o qual é cerca de 70 a 80 ml. O produto do volume sistólico e a frequência cardíaca define o gasto cardíaco, que é de cerca de 5 a 6 lt/min para um adulto médio (Mathew, 2010). A Figura 1.3 esboça as curvas de pressão de um ciclo cardíaco padrão.

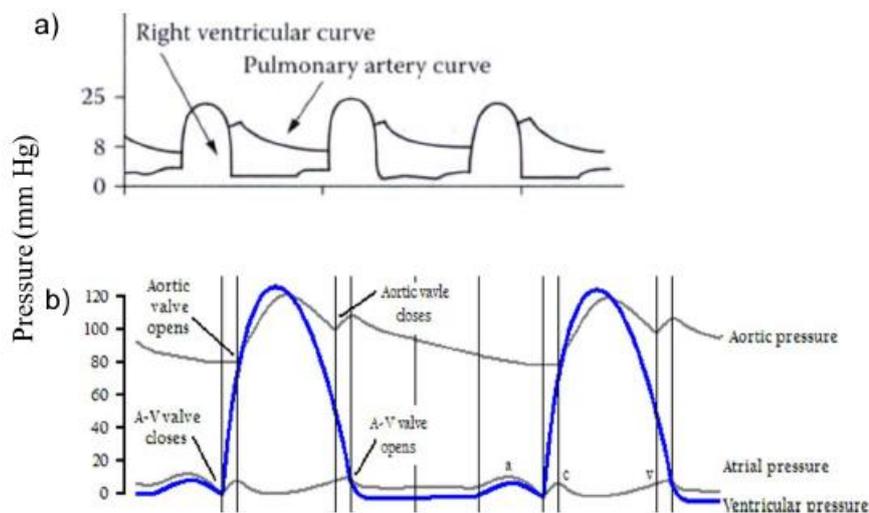


Figura 1.3. Curvas de pressão no ciclo cardíaco: a) Pressão no ventrículo direito e artéria pulmonar; b) pressão no ventrículo esquerdo e aorta. Adaptado de [Http://En.academic.ru](http://En.academic.ru), acessado: 23 de setembro de 2016

A aorta é o maior vaso sanguíneo que sai do coração e distribui o sangue oxigenado para o resto do corpo, incluindo o próprio coração. A Figura 1.4 ilustra o esquema da aorta.

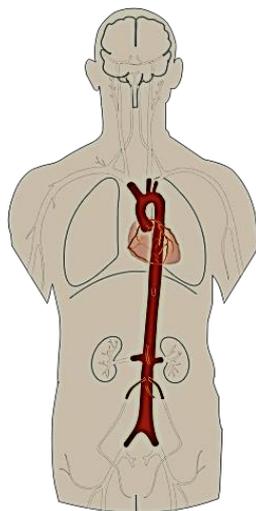


Figura 1.4. Esquema da aorta. Fonte: Hallet Jr, Medical Univ. South Carolina

A aorta possui 5 divisões principais, descritas a seguir:

- **Aorta ascendente:** A aorta ascendente começa na abertura da valva da aorta no ventrículo esquerdo do coração. A aorta ascendente encontra-se através de uma bainha do pericárdio comum e o tronco pulmonar. Estes dois vasos sanguíneos torcem-se em torno de si, fazendo com que a aorta inicie posterior ao tronco pulmonar, mas acaba girando ao seu lado direito e anterior (Drake *et al.*, 2014). Na **raiz da aorta** ascendente, o lúmen tem três pequenas bolsas entre as cúspides da valva da aorta e da parede da aorta, que são chamados os seios da aorta ou seios de Valsalva.
- **Arco da aorta:** Nessa parte da aorta, o trajeto muda de ascendente para descendente. Nesta seção apresenta-se a origem do tronco braquiocefálico, a artéria carótida comum esquerda e a artéria subclávia esquerda.
- **Aorta torácica:** A aorta torácica descendente dá origem às artérias intercostais e subcostais, assim como às artérias bronquiais esquerdas superiores e inferiores e as ramificações ao esôfago, mediastino e pericárdio.
- **Aorta abdominal:** A aorta abdominal dá origem à lombar e artérias musculofrênicas, renal, suprarrenal média e as artérias viscerais.

A valva aórtica está localizada na junção entre o ventrículo esquerdo e a aorta (Figura 1.2). A valva abre e fecha em resposta ao gradiente de pressão gerado entre o ventrículo esquerdo e a aorta para assegurar um fluxo unidirecional do coração para a circulação sistêmica (Thubrikar, 1990; El-Hamamsy *et al.*, 2010). Durante a sístole, a valva aórtica abre completamente para assegurar o fluxo de sangue livre e unidirecional do ventrículo esquerdo em direção a aorta, enquanto minimiza a carga de trabalho do ventrículo (Higashidate *et al.*, 1995).

A valva aórtica normalmente está composta por três semilunares folhetos ligados a um anel tubular, o qual consiste de tecido fibroso que fornece suporte e mantem a forma circular da valva (Piazza *et al.*, 2008). A valva aórtica saudável é conhecida como a valva aórtica tricúspide (TAV). A Figura 1.5 ilustra um esquema e imagem real dessa valva.

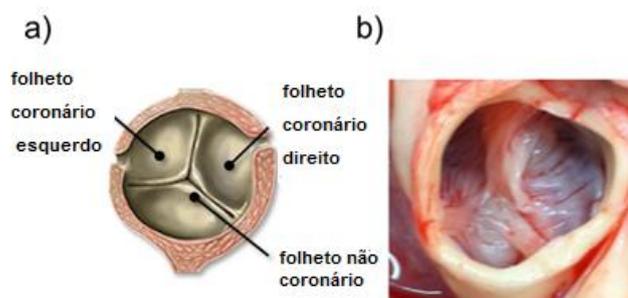


Figura 1.5. Anatomia da TAV: a) diagrama esquemático; b) Imagem real de uma TAV. Adaptado de Sun (2014).

1.1.2. Patologias da valva aórtica

Em termos das patologias que atingem à valva aórtica, a valva aórtica bicúspide (BAV) é a anomalia cardíaca congênita mais comum e está presente entre o 2-3% da população mundial (Roberts, 1970). Enquanto a valva aórtica tricúspide consiste de três folhetos funcionais, a valva aórtica bicúspide é formada com apenas dois (Figura 1.6) e, geralmente, apresenta comissuras hipoplásicas (rafe) entre os dois folhetos parcialmente fundidos.

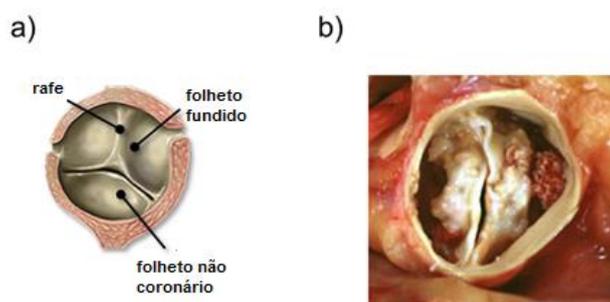


Figura 1.6. Anatomia da BAV: a) diagrama esquemático; b) Imagem real de uma BAV. Adaptado de Sun (2014).

Três tipos de anatomias principais da valva aórtica bicúspide foram identificados por Sievers e Schmidtke (2007): tipo 0 (sem rafe), tipo 1 (um rafe) e tipo 2 (dois rafe). A Figura 1.7 ilustra as diferentes configurações da BAV. O tipo-1 BAV tem três subtipos, o subtipo morfologia mais comum (tipo-1A, 74-79%) resulta da fusão dos folhetos da direita e esquerda coronária e caracterizam uma rafe fibrosa central, no local de fusão dos folhetos (Johnson *et al.*, 1978; Braverman *et al.*, 2005; Sievers e Schmidtke, 2007). Os outros dois subtipos são a fusão do folheto da direita e não coronariana (tipo-1B, 15-24%) e fusão do folheto da esquerda e não coronariana (tipo-1C, 2-3%) (Russo *et al.*, 2008; Schaefer *et al.*, 2008).

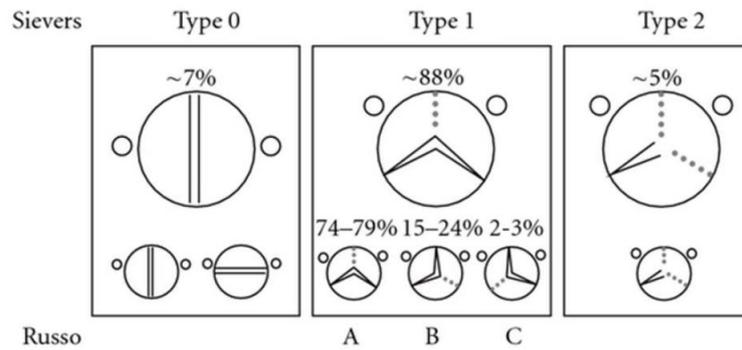


Figura 1.7. Tipos de BAV e posição do raio na válvula. Fonte: (Sievers e Schmidtke, 2007; Etz *et al.*, 2012)

A maioria das patologias valvares (63%) envolvem distúrbios da válvula aórtica (Shappell, 2004). Dois dos tipos de distúrbios mais frequentes da válvula aórtica são a estenose e a regurgitação.

A estenose é uma condição caracterizada pelo estreitamento, endurecimento, espessamento, fusão ou de bloqueio da válvula aórtica. A válvula aórtica estenosada caracteriza-se por gerar um aumento da resistência ao fluxo sanguíneo. A presença de um significativo nível de estenose produz uma sobrecarga de pressão no ventrículo esquerdo. Consequência do incremento da pressão, o miocárdio do ventrículo é submetido a hipertrofia, e isto, pode levar, a uma insuficiência cardíaca (Mohler *et al.*, 1991). A Figura 1.8 compara visualmente uma válvula aórtica saudável e uma válvula aórtica com estenose.

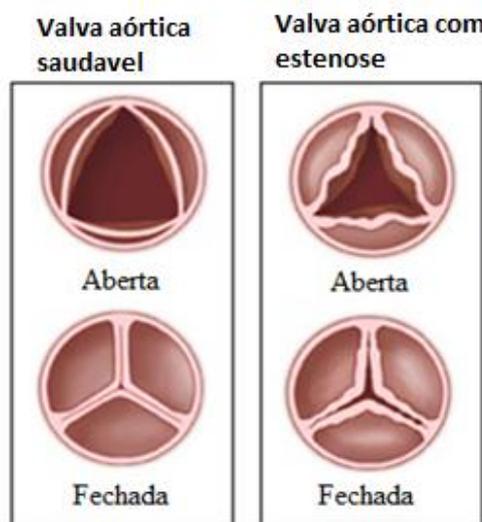


Figura 1.8. Válvula aórtica (AV) saudável e com estenose. Adaptado de [Http://www.webmd.com/heart-disease](http://www.webmd.com/heart-disease), acessado: 12 setembro de 2016

Um problema que pode ocorrer é chamado de regurgitação, a qual consiste

em uma condição na qual vazamentos do sangue volta para o ventrículo no final da sístole, resultado de um fechamento incompleto da valva aórtica. Essa patologia pode resultar de febre reumática, causas congênitas ou alargamento da aorta (Sun, 2014). O início agudo da regurgitação também pode ocorrer quando há uma infecção da valva aórtica (Nishimura, 2002). A regurgitação é caracterizada por um grande aumento da pressão do ventrículo esquerdo (160 mmHg) e do átrio esquerdo (25 mmHg) (Klabunde, 2011).

1.2.Objetivos

A presente tese de doutorado visa atingir os objetivos a seguir:

- Validar a modelagem matemática usada para reproduzir o escoamento do sangue na aorta de um paciente específico através de uma comparação numérica-experimental.
- Caracterizar e avaliar as grandezas hemodinâmicas em termos de diferentes posicionamentos coaxial da prótese valvar aórtica, de um paciente específico.
- Propor o posicionamento coaxial ideal de uma prótese valvar aórtica com relação a sua influência na geração de tensões mecânicas não fisiológicas na região de aorta ascendente.

O desenvolvimento deste estudo a partir de uma geometria de um paciente específico foi possível através da aprovação do Conselho de Ética e Pesquisa do Instituto Nacional de Cardiologia, Ministério da Saúde.

Para alcançar os objetivos listados, as seguintes etapas são necessárias:

- Realizar um levantamento bibliográfico que identifique o contexto atual das investigações que envolvem às patologias cardiovasculares na região da aorta e sua relação com as características físicas e geométricas da valva aórtica.
- Identificar a influência e importância de uma simulação de caráter Interação Fluido Estrutura (FSI) a partir da comparação de uma modelagem que considere a parede aórtica como uma estrutura rígida e de outra que leve em consideração a complacência aórtica.
- Simular e realizar análise dos casos de interesse.

1.3. Estrutura do Manuscrito

A tese encontra-se estruturada em 7 capítulos, incluindo esta introdução. Uma revisão bibliográfica é apresentada no Capítulo 2; sendo os Capítulos 3 e 4 dedicados à apresentação da modelagem matemática e numérica, respectivamente. Os resultados iniciais, que visaram validar a metodologia de simulação numérica, são apresentados no Capítulo 5. No Capítulo 6, a influência do posicionamento coaxial da valva aórtica no escoamento é discutida. Finalmente, no Capítulo final (Capítulo 7) são apresentadas as conclusões do trabalho e sugestões para trabalhos futuros.

2. Revisão Bibliográfica

Este capítulo busca apresentar o contexto atual da literatura especializada referente ao estudo hemodinâmico na região da aorta. O capítulo encontra-se estruturado da seguinte forma. Inicialmente é realizado um mapeamento das investigações específicas no tema de hemodinâmica cardiovascular, apresentando os diferentes tipos de investigação que podem ser *in vivo*, *in vitro* ou numérico. Finalmente apresenta-se uma seção de considerações finais relacionada com a pesquisa bibliográfica.

2.1. Pesquisas Cardiovasculares

Devido à importância cardiovascular dos padrões hemodinâmicos, numerosos trabalhos científicos têm sido desenvolvidos nas últimas décadas. A seguir é apresentado o mapeamento de vários estudos relacionados ao entendimento do escoamento cardiovascular e sua relação com possíveis doenças no domínio da aorta.

2.1.1. Estudos *in vivo*

Os estudos realizados em condições “*in vivo*” são medições de variáveis hemodinâmicas diretamente nas artérias e órgãos. O conjunto de técnicas disponíveis nas pesquisas *in vivo* podem ser de características invasivas ou não invasivas. A estratégia invasiva emprega equipamentos de medição diretamente dentro do corpo humano. Eventualmente este tipo de técnica apresenta a peculiaridade de ser realizado somente durante procedimentos cirúrgicos (Pasipoularides *et al.*, 1987; Ku, 1997). Já a metodologia não invasiva é baseada em ferramentas de aquisição de imagens, tais como ultrassom e ressonância magnética. Uma das limitantes dos estudos *in vivo* refere-se à relativa baixa resolução temporal e espacial (Le, 2011).

A partir de imagens obtidas com exames não invasivos, diferentes resoluções podem ser utilizadas para medir variáveis como pressão e velocidade, i.e., pode-se realizar medidas ao longo de uma linha (1D) (Courtois *et al.*, 1990); de um plano 2D

(Hong *et al.*, 2008; Faludi *et al.*, 2010) ou em um domínio 3D de uma artéria. Nos últimos anos, tem-se observado um incremento das pesquisas *in vivo* que usam estratégias capazes de medir o campo tridimensional de uma variável hemodinâmica.

Uma das técnicas mais utilizada para obter campos tridimensionais de variáveis hemodinâmicas é 4D-flow –*Four-Dimensional Flow Magnetic Resonance Imaging* (Atkinson e Edelman, 1991; Pelc *et al.*, 1991; Thomsen *et al.*, 1995). Com esta técnica, a velocidade é codificada ao longo de todas as três dimensões espaciais durante o ciclo cardíaco, fornecendo assim um campo de velocidade tridimensional.

De acordo com o levantamento bibliográfico realizado nesta tese, a técnica 4D-flow é utilizada para auxiliar a conhecer o desempenho hemodinâmico na aorta nas seguintes circunstâncias: *i*) após a instalação de uma prótese valvar (Von Knobelsdorff-Brenkenhoff *et al.*, 2014; Collins *et al.*, 2015; Trauzeddel *et al.*, 2016; Van Kesteren *et al.*, 2018); *ii*) após o procedimento cirúrgico stent-enxerto (V-SARR) (Semaan *et al.*, 2013; Stephens *et al.*, 2015; Keller *et al.*, 2016); *iii*) na presença da valva aórtica tricúspide saudável ou valva aórtica bicúspide (Von Knobelsdorff-Brenkenhoff *et al.*, 2014; Garcia *et al.*, 2015; Mirabella *et al.*, 2015; Von Spiczak *et al.*, 2015; Ha *et al.*, 2018; Masutani *et al.*, 2018; Raghav *et al.*, 2018; Shen *et al.*, 2018); *iv*) seguimento da evolução do aneurisma na aorta (Canstein *et al.*, 2008; Callaghan *et al.*, 2015; Collins *et al.*, 2015; Masutani *et al.*, 2018; Shen *et al.*, 2018) e *v*) caracterização da doença aterosclerótica na aorta (Harloff *et al.*, 2013; Markl *et al.*, 2013).

Von Knobelsdorff-Brenkenhoff *et al.* (2014) e Trauzeddel *et al.* (2016) avaliaram os padrões do escoamento na aorta ascendente de pacientes após o implante de prótese valvar aórtica e compararam os resultados obtidos com os padrões de escoamento em indivíduos sem doença valvar aórtica.

Mirabella *et al.* (2015) e Garcia *et al.* (2015) estudaram as características hemodinâmicas na aorta ascendente de pacientes que possuíam valva aórtica bicúspide e mostraram as diferenças encontradas em comparação com a hemodinâmica em pacientes com valva aórtica tricúspide.

Ha *et al.* (2018) fizeram medições de energia cinética turbulenta (TKE) nas regiões de aorta ascendente e descendente de pacientes com diferentes idades, e a partir desses resultados, sugeriram a existência de uma relação entre a TKE e as mudanças geométricas relacionadas à idade do paciente.

2.1.2. Estudos experimentais (*in vitro*)

Há várias décadas vem sendo desenvolvida pesquisas de caráter experimental (*in vitro*), visando reproduzir o comportamento hemodinâmico nas artérias. Esse tipo de pesquisa busca realizar medições com uma alta resolução espacial que, geralmente, não pode ser atingida nas medições *in-vivo*. Adicionalmente os estudos *in vitro* procuram avaliar possíveis condições hipotéticas (fisiológicas, geométricas, anatômicas, etc.) a fim de prever prováveis comportamentos hemodinâmicos que um determinado paciente poderia ter.

As pesquisas *in vitro* no contexto cardiovascular abrangem uma extensa quantidade de possíveis arranjos experimentais. Os estudos *in vitro* podem ser categorizados segundo:

- i) técnica ou ferramenta utilizada para adquirir as medições.** Uma das técnicas mais usadas é a velocimetria por imagem de partículas (PIV, *Particle Image Velocimetry*). Dependendo do tipo de instrumento PIV, as medições realizadas podem captar campos 2D ou 3D dos componentes de velocidades (Westerweel *et al.*, 2013);
- ii) regime do experimento.** O estudo visa representar separadamente pontos temporais específicos (regime permanente, *e.g.*: Seaman *et al.* (2014)) do ciclo cardíaco ou o estudo visa simular em um arranjo pulsátil - o ciclo cardíaco completo ou parcial (regime transiente, *e.g.*: Gunning, Saikrishnan, *et al.* (2014));
- iii) seção geométrica que se deseja estudar.** Por exemplo, a artéria ou segmento que será avaliado no arranjo experimental. Em termos da construção do fantoma que representara a seção geométrica, este pode ser construído garantindo somente semelhanças gerais com a artéria ou ainda mantendo as características geométricas específicas da artéria de um paciente específico (*e.g.*: Gomes *et al.* (2017));
- iv) tipo de valva aórtica.** Nos estudos experimentais da hemodinâmica na raiz da aorta ou aorta, as valvas aórticas utilizadas podem ser próteses valvares reais do tipo biológicas ou metálicas. Adicionalmente também podem ser usados modelos de valva aórtica tricúspide ou bicúspide construídas a partir de material porcino. Outra possibilidade é não incorporar uma valva ao arranjo experimental, desta forma o escoamento ingressaria ao fantoma atravessando um

orifício de igual diâmetro da aorta ou um bocal com diâmetro próximo ao orifício valvar efetivo (*e.g.*: Ha *et al.* (2016)).

Visando contextualizar o estado atual das pesquisas experimentais, a seguir é apresentada uma revisão de alguns trabalhos considerados de interesse.

Bluestein (1996); Yu & Zhao (1999) e Boutsianis *et al.* (2009) realizaram experimentos no regime permanente a fim de avaliar padrões do escoamento em um modelo de aorta descendente. Ainda no contexto da aorta descendente outras pesquisas experimentais foram desenvolvidas, porém, no regime transiente. Nesta categoria encontram-se os trabalhos realizados por Yu (2000); Salsac *et al.* (2004); Salsac *et al.* (2006); Deplano *et al.* (2007); Gaillard *et al.* (2007); Liu *et al.* (2008); Stamatopoulos *et al.* (2011); Deplano *et al.* (2013) e Patel *et al.* (2017).

Algumas pesquisas realizadas *in vitro* visam obter o padrão do escoamento do sangue imediatamente após passar pela valva aórtica ou prótese valvar. Exemplos deste tipo de pesquisas são aquelas realizadas por Chandran & Yearwood (1981); Saikrishnan *et al.* (2012); Ducci *et al.* (2013); Seaman *et al.* (2014); Saikrishnan *et al.* (2015); Ducci *et al.* (2016); Hatoum *et al.* (2017); McNally *et al.* (2017).

Chandran & Yearwood (1981) foram os primeiros a aplicar um fluxo pulsátil fisiológico a um tubo curvo como ocorre na aorta. Neste trabalho, por meio da técnica anemometria de fio quente, usaram três sensores em pontos específicos da região aórtica a fim de obter os três componentes de velocidades. Chandran & Yearwood (1981) evidenciaram um fluxo reverso, ao longo da parede interior da curvatura, durante a fase diastólica.

McNally *et al.* (2017) pesquisaram sobre as alterações no padrão do escoamento causadas por diferentes tipos de valvas aórticas (*i.e.*: valva aórtica tricúspide e várias configurações de valva bicúspide), através da técnica PIV-2D em um modelo de aorta ascendente não dilatada. A valva aórtica tricúspide e valva bicúspide foram construídas a partir de tecido porcino. O estudo de McNally *et al.* (2017) mostrou que as valvas de tipo bicúspide geraram aumento da assimetria do jato; turbulência e tensão de cisalhamento na parede (WSS), porém os incrementos diferem daquelas observados em aortas dilatadas.

Seaman *et al.* (2014) avaliaram em um modelo simplificado de raiz da aorta as alterações hemodinâmicas produto da valva aórtica tricúspide saudável; valva

aórtica tricúspide estenótica e valva bicúspide. O estudo de Seaman *et al.* (2014) foi realizado no regime permanente para vazões específicas do ciclo cardíaco.

Ainda em relação às pesquisas experimentais na região da raiz da aorta, existem estudos que visam dissertar sobre a influência de próteses valvares ou valvas naturais no surgimento e desenvolvimento da hemólise. Através de uma prótese valvar, Chew *et al.* (1993); Lim *et al.* (1997); Maymir *et al.* (1998); Morsi & Sakhaeimanesh (2000); Leo *et al.* (2006); Lee *et al.* (2009); Li *et al.* (2010); Jun *et al.* (2014); Barannyk & Oshkai (2015); D'avenio *et al.* (2015) e Vahidkhah *et al.* (2016) simularam experimentalmente o ciclo cardíaco em um modelo simplificado da raiz da aorta e avaliaram o quanto uma prótese valvar ou uma valva doente impactava na hemólise. A variável mais representativa para usar como indicador da hemólise usada nestas pesquisas foi o campo de tensões de Reynolds.

Em um modelo simplificado da raiz da aorta, Chew *et al.* (1993) usaram a técnica de velocímetro por laser dopler 1D a fim de avaliar experimentalmente os valores máximos de WSS em próteses valvares. Chew *et al.* (1993) desenvolveram sua pesquisa no regime permanente (vazão de 30 l/min, ponto máximo do período da sístole) e encontrou que os valores máximos de WSS estavam na faixa (30 – 50 dyn/cm^2), podendo ocasionar hemólise próximo à prótese. De acordo com Chew *et al.* (1993) os valores máximos das tensões de Reynolds gerados pelas valvas avaliadas encontravam-se na faixa de 1600 – 3100 dyn/cm^2 .

Ainda em relação aos estudos que focalizaram a pesquisa na patologia hemólise (destruição dos glóbulos vermelhos), Maymir *et al.* (1998) e Morsi & Sakhaeimanesh (2000) desenvolveram suas pesquisas usando a técnica de velocimetria laser dopler (1D); Lim *et al.* (1997); Lee *et al.* (2009); Li *et al.* (2010) e Vahidkhah *et al.* (2016) usaram a técnica PIV-2D e Leo *et al.* (2006) trabalharam com PIV-3D.

Os critérios para definir se o sangue pode deteriorar-se e sofrer hemólise têm sido estudados por Forstrom (1970); Leverett *et al.* (1972); Sutura & Mehrjardi (1975); Sallam & Hwang (1984). Nestes estudos observa-se que além dos valores de tensões de Reynolds, outra informação importante é o tempo que o sangue fica exposto a determinados valores das tensões. A Tabela 2.1 apresenta os limites de tensões e tempo identificados pelos estudos referidos.

Existe outro enfoque utilizado para identificar o surgimento da patologia hemólises, essa abordagem é através do cálculo do potencial hemolítico (HI ,

hemolysis index) que relaciona em uma equação as tensões de cisalhamento no sangue com o tempo de exposição de determinados valores de tensão. Maior detalhe sobre o enfoque do potencial hemolítico pode ser consultado em Taskin *et al.* (2012) ou Yu *et al.* (2017).

Tabela 2.1. Limite das tensões de Reynolds para ocorrer hemólise.

Autor	Limite mínimo para ocorrer hemólise (dyn/cm ²)	Tempo de exposição mínima (ms)
(Leverett <i>et al.</i> , 1972)	1500	120000
(Sutera e Mehrjardi, 1975)	2500	240
(Sallam e Hwang, 1984)	4000	10
(Forstrom, 1970)	40000	0,01

Em termos do implante de próteses valvares, um assunto de importância é avaliar o posicionamento geométrico em relação ao anel valvar. Groves *et al.* (2014) e Midha *et al.* (2017) avaliaram o efeito hemodinâmico gerado pela posição vertical de prótese em relação ao anel valvar. Gunning *et al.* (2014) e Kumar *et al.* (2015) estudaram as consequências do posicionamento excêntrico da prótese em termos do anel valvar. Gunning *et al.* (2014), utilizando a técnica PIV-2D em aorta ascendente, avaliaram as alterações de fluxo causadas pela implantação excêntrica de uma prótese valvar através do procedimento TAVI e forneceram uma visão das complicações clínicas que podem ser causadas pelo implante não concêntrico. Estes autores também demonstraram que no caso de implante excêntrico, regiões de intensidade de turbulência elevadas (230 N/m²) e tensão de cisalhamento (120 N/m²) foram observadas, as quais não estavam presentes no caso de implante circular (180 e 97 N/m²).

Ha, Kim, *et al.* (2016) e Gomes *et al.* (2017) pesquisaram o posicionamento angular da prótese, e avaliaram experimentalmente as alterações causadas nos padrões hemodinâmicos por diversos posicionamentos angulares da valva aórtica. Gomes *et al.* (2017) utilizaram a técnica PIV-2D a fim de mapear as estruturas hemodinâmicas na raiz da aorta de um paciente específico. O estudo experimental desenvolvido pelo Gomes *et al.* (2017) é um dos pioneiros que visa avaliar a influência do posicionamento angular da prótese aórtica por meio da técnica PIV.

O gráfico da Figura 2.1 apresenta em termos porcentuais quais são as técnicas

de medição experimental que mais são utilizadas nas pesquisas referenciadas. Como pode ser observado, o uso da técnica PIV tem dominado as pesquisas, sendo a maioria em estudos bi-dimensionais, apesar dos estudos 3D estarem crescendo. O anemômetro de fio quente apresenta uma contribuição pequena, e a técnica de laser-doppler ainda concentra 26% das pesquisas.

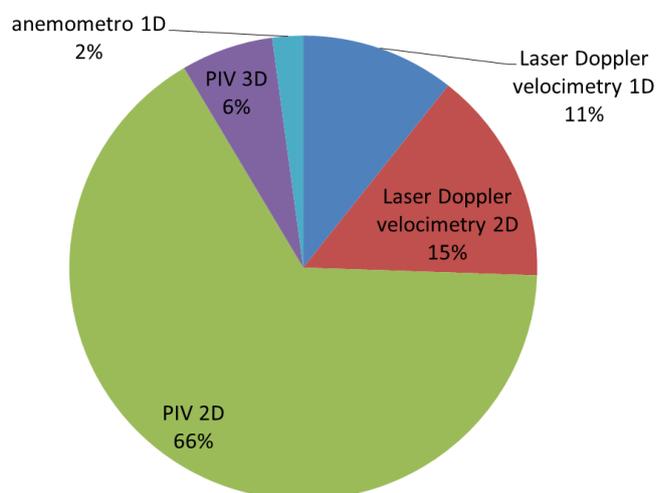


Figura 2.1. Técnicas usadas em pesquisas experimentais

2.1.3. Dinâmica de fluidos computacional e interação fluido estrutura na aorta

Nos últimos anos, o poder das técnicas de simulação computacional avançou substancialmente, possibilitando a determinação do escoamento em geometrias complexas, como da aorta. Dessa forma, na área cardiovascular, tem surgido uma nova estratégia de pesquisa, *i.e.*: caracterizar a hemodinâmica em pacientes selecionados, usando a geometria anatômica específica de cada paciente. Este tipo de abordagem é cada vez mais utilizada e sendo considerada como as melhores representações de modelos clinicamente relevantes, a fim de avaliar o desempenho hemodinâmico de forma mais fidedigna (Reymond *et al.*, 2013).

Pode-se afirmar que a simulação do escoamento cardiovascular e a identificação de sua possível relação com patologias, é um problema complexo. Além das características geométricas da artéria, existem outras fontes de dificuldade, tais como: *i*) o domínio geométrico da artéria pode mudar por causa da interação entre o sangue e a parede da artéria e *ii*) a influência do posicionamento de dispositivos médicos ou próteses valvares sobre o escoamento do sangue.

De acordo ao grau de sofisticação e o dimensionamento espacial, é possível

classificar em cinco categorias os trabalhos com enfoque numérico:

- Modelos globais
- Modelos unidimensionais (1D)
- Modelos bidimensionais (2D)
- Modelos tridimensionais (3D) sem interação fluido-estrutura
- Modelos tridimensionais (3D) com interação fluido-estrutura

Em termos gerais os modelos globais são utilizados para: *i)* analisar a dinâmica cardiovascular a um nível global no sistema circulatório; *ii)* identificar mudanças gerais de pressão e vazão em um circuito de circulação local ou *iii)* estimar condições de contorno para modelos mais complexos. Os modelos 1D têm sido aplicados principalmente para estudar a dinâmica de ondas de pressão, volume e vazão em segmentos arteriais. Shi *et al.* (2011) apresentaram uma revisão extensa da literatura especializada em termos dos estudos hemodinâmicos que usam os modelos globais e 1D.

A maioria de estudos bidimensionais (Modelos 2D) disponíveis na literatura apresentaram o uso da técnica interação fluido estrutura (FSI). Os temas que mais são abrangidos na comunidade acadêmica são: *i)* caracterização hemodinâmica da região da aorta descendente na presença de um aneurisma; *ii)* caracterização do escoamento na região da raiz da aorta antes e após implantação de uma prótese valvar e *iii)* avaliação dinâmica dos folhetos das valvas aórticas.

2.1.3.1. Modelos tridimensionais sem interação fluido-estrutura

As pesquisas numéricas utilizando modelos 3D de artérias rígidas podem ser agrupadas de acordo com: *i)* caracterização hemodinâmica da região da aorta descendente na presença de um aneurisma; *ii)* caracterização do escoamento na região da aorta ascendente na presença da valva aórtica tricúspide saudável e da valva aórtica bicúspide; *iii)* caracterização hemodinâmica na região do arco da aorta na presença de aneurisma e *iv)* influência da hemodinâmica no surgimento ou evolução da doença hemólises.

Tse *et al.* (2011); Suh *et al.* (2011a); Suh *et al.* (2011b); Soudah *et al.* (2013); e Piccinelli *et al.* (2013) dissertaram sobre as características hemodinâmicas em regiões de aortas descendentes que tem padecido de algum tipo de aneurisma. No trabalho de Soudah *et al.* (2013), a pressão interna, WSS e padrões do escoamento

na aorta de cinco pacientes foram avaliados numericamente, e os resultados foram correlacionados com as características geométricas do aneurisma. Soudah *et al.* (2013) mostraram que nos casos das aortas descendentes aneurismáticas, as distribuições das linhas de corrente, WSS e pressão possuíam padrões não uniformes em comparação com as características observadas em aortas descendentes saudáveis.

Tse *et al.* (2011) apresentaram investigações da hemodinâmica em uma aorta descendente após ter ocorrido uma dissecação em sua camada média.

Suh *et al.* (2011a) avaliaram o efeito da intensidade do exercício nas condições hemodinâmicas de 10 pacientes com aneurisma aórtico. A partir de ressonância magnética foram obtidos os perfis de vazão na seção da aorta descendente que foi definida como a entrada do domínio. Intensidades leves e moderadas do exercício foram estudadas. No nível de repouso, Suh *et al.* (2011a) observaram valores relativamente baixos de TAWSS (média temporal de WSS) e altos valores de OSI (índice oscilatório de tensão). À medida que o nível de atividade aumentou do repouso para exercício leve e níveis moderados de exercício, o TAWSS aumentou e o OSI diminuiu.

Howell *et al.* (2007); Shek *et al.* (2012); Polanczyk *et al.* (2016) e Ong *et al.* (2016) realizaram estudos que enfatizaram a análise das mudanças hemodinâmicas na região da aorta descendente após o implante de um *stent*-enxerto.

Viscardi *et al.* (2010); Faggiano *et al.* (2013); Rinaudo e Pasta (2014); Malvindi *et al.* (2016); Kimura *et al.* (2017) e Youssefi *et al.* (2018) pesquisaram sobre as variáveis hemodinâmicas na região de aorta ascendente aneurismática, sendo considerado a influência da valva aórtica tricúspide saudável e da valva aórtica bicúspide. Foi mostrado que características hemodinâmicas são irregulares nas configurações das valvas aórtica bicúspide do que nas valvas aórtica tricúspide saudáveis. As variáveis físicas que apresentaram uma maior irregularidade ou um incremento na sua intensidade foram a WSS e o padrão helicoidal do escoamento.

Nos resultados esboçados pelo Rinaudo e Pasta (2014) e Youssefi *et al.* (2018) observa-se que nas regiões de altos valores de WSS apresentam-se valores baixos do OSI, análogo aos resultados observados por Suh *et al.* (2011a) na aorta descendente. Em contrapartida baixos valores de WSS e altos valores de OSI é correlacionada ao desenvolvimento da aterosclerose ou úlceras intimais

(Frydrychowicz *et al.*, 2009; Harloff *et al.*, 2010; D'ancona *et al.*, 2013).

A fim de reproduzir o perfil de vazão na saída da valva aórtica (tricúspide ou bicúspide) é necessária uma representação adequada e confiável da geometria da valva, para isto, diferentes estratégias têm sido aplicadas. Uma das estratégias mais comum é criar um plano de referência 2D próximo do anel valvar a fim de simular o orifício de saída da valva. Viscardi *et al.* (2010) utilizaram uma aproximação geométrica para representar o orifício de saída da valva aórtica (Figura 2.2a); Faggiano *et al.* (2013) obtiveram diretamente das tomografias computadorizadas (TC's) de cada paciente as fronteiras geométricas do orifício de saída da valva aórtica (Figura 2.2b).

Uma outra possibilidade para representar a valva aórtica na simulação numérica é reconstruir diretamente da TC, a forma tridimensional da valva, tal qual foi feito pelo Rinaudo e Pasta (2014) e Malvindi *et al.* (2016). A Figura 2.3 esboça os trabalhos de Rinaudo e Pasta (2014) e Malvindi *et al.* (2016) onde as valvas aórticas são representadas tridimensionalmente.

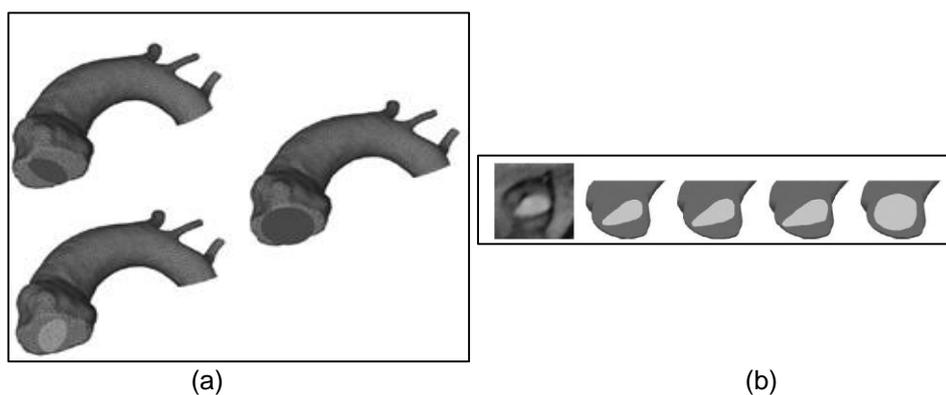


Figura 2.2. Representação das valvas aórticas nas pesquisas de a) Viscardi *et al.* (2010) e b) Faggiano *et al.* (2013)

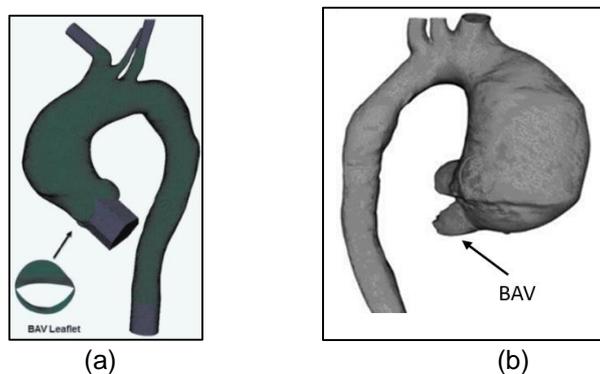


Figura 2.3. Representação das valvas aórticas nas pesquisas de a) Rinaudo e Pasta (2014) e b) Malvindi *et al.* (2016).

Dando continuidade ao levantamento de trabalhos característicos no contexto de aplicação de CFD-3D na área cardiovascular, tem-se o estudo elaborado pelo Callaghan *et al.* (2015) que trata sobre a caracterização hemodinâmica na região do arco aneurismático da aorta. Neste estudo, Callaghan *et al.* (2015) por meio do Critério λ conseguiu estimar a localização e intensidade dos vórtices dentro do volume aneurismático. O Critério λ é uma técnica que visa determinar os vórtices, a partir de uma relação matemática entre o campo de deformação e o campo de rotação (Jeong e Hussain, 1995).

Até agora os estudos referenciados nesta subseção visaram estudar e relacionar diferentes variáveis da mecânica dos fluidos com o surgimento ou desenvolvimento da doença aneurismática em diversas regiões da aorta. Algumas características homogêneas entre essas pesquisas são referidas a seguir: todas foram realizadas levando em consideração o ciclo cardíaco completo, *i.e.*: as simulações foram feitas no regime transiente. Adicionalmente, foram direcionados em modelos reais de aortas de pacientes específicos, *i.e.*: as geometrias e malhas computacionais foram construídas baseando-se nas tomografias computadorizadas realizadas em cada paciente. Entre as variáveis físicas que foram apresentadas nestes estudos a fim de mapear os aspectos hemodinâmicos, encontram-se: campo de velocidade, WSS, TAWSS e OSI, entre outras.

Como mencionado no início desta subseção, outro aspecto relevante estudado com a ajuda da técnica CFD-3D é a influência da hemodinâmica no surgimento ou evolução da hemólise. May-Newman *et al.* (2006); Sirois e Sun (2011); Les *et al.* (2010); Segalova *et al.* (2012); Jahandardoost *et al.* (2016); e Ha *et al.* (2016) são pesquisas que envolvem a relação entre padrões hemodinâmicos e hemólises na região da aorta.

De acordo com a pesquisa bibliográfica desenvolvida neste trabalho, outros temas que têm sido estudados a partir do CFD-3D como, o trabalho desenvolvido pelo Sirois *et al.* (2011), que avaliou as estruturas hemodinâmicas na região da raiz da aorta antes e após a realização de um implante de valva através do procedimento TAVI. A maioria das pesquisas que envolvem a análise hemodinâmica e dinâmica dos folhetos das valvas após a instalação da TAVI são descritos na próxima subseção.

2.1.3.2. Modelos tridimensionais com interação fluida estrutura

Em relação às pesquisas que têm sido direcionadas com base na técnica FSI-3D, os maiores pontos de interesse são aqueles que tratam sobre: *i*) caracterização hemodinâmica da região da aorta descendente na presença de um aneurisma; *ii*) avaliação dinâmica dos folhetos da valva aórtica e *iii*) influência da hemodinâmica no surgimento ou evolução de hemólise após o implante de uma prótese valvar aórtica.

Os estudos que levam em consideração a técnica FSI-3D para avaliar a relação entre a parede da aorta e o escoamento do sangue são considerados de grande relevância no contexto cardiovascular. Esses estudos possibilitam direcionar a um conhecimento mais geral da relação entre as variáveis hemodinâmicas e patologias, tais como: aneurismas, aterosclerose e hemólise. Alguns destes estudos são referidos a seguir:

Di Martino *et al.* (2001); Wolters *et al.* (2005); Leung *et al.* (2006); Scotti e Finol (2007); Borghi *et al.* (2008); Bluestein *et al.* (2009); Rissland *et al.* (2009); Xenos *et al.* (2010); Kelly e O’rourke (2012); Chandra *et al.* (2013); Wang e Li (2013) e Xenos *et al.* (2015) avaliaram o desenvolvimento de aneurismas em termos das estruturas hemodinâmicas na região da aorta descendente. Estas investigações foram direcionadas em modelos aórticos de pacientes específicos. A Figura 2.4 exemplifica a forma e localização dos aneurismas avaliados na aorta descendente por alguns destes autores.

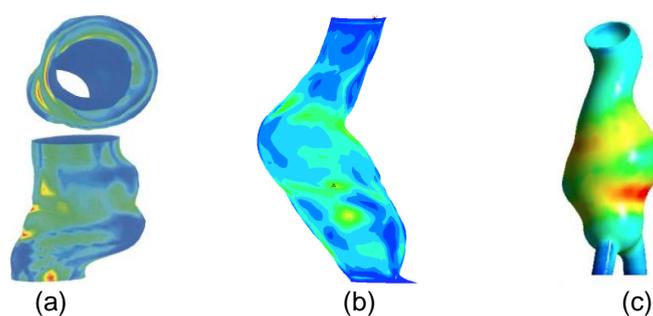


Figura 2.4. Aneurismas avaliados pelo a) Di Martino et al. (2001); b) Leung et al. (2006); c) Wang e Li (2013)

Di Martino *et al.* (2001) desenvolveram uma das primeiras pesquisas utilizando a técnica FSI-3D e mostraram as relações entre o escoamento do sangue e as tensões na parede da aorta. Como consequência da configuração geométrica da aorta, Di Martino *et al.* (2001) demonstraram que a velocidade da parede da aorta

não tinha características homogêneas e, desta forma, a distribuição e intensidade do WSS apresentava uma dependência em termos do movimento da parede da aorta. Além disso, Di Martino *et al.* (2001) observaram que a presença de escoamento turbulento pode afetar significativamente o risco de ruptura devido a altas tensões de cisalhamento e redução da pressão no abaulamento do aneurisma. As reflexões de Di Martino *et al.* (2001) fornecem o caminho inicial que permite identificar a importância de realizar estudos do tipo FSI em aortas aneurismáticas.

Leung *et al.* (2006) indicaram que os valores de WSS eram baixos no abaulamento do aneurisma devido à desaceleração do escoamento.

Scotti e Finol (2007) postula que o critério cirúrgico típico de maior diâmetro transversal não se correlaciona adequadamente com os valores máximos de WSS. Uma correlação identificada neste estudo é a relação entre o diâmetro das artérias ilíacas e o diâmetro máximo do aneurisma (luminal), que segue a tendência das tensões máximas previstas pelo FSI.

Rissland *et al.* (2009) e Xenos *et al.* (2010) analisaram e compararam o comportamento entre uma simulação que pressupõe que a parede do aneurisma se comporta como um material isotrópico e outra que se baseia no comportamento de um material anisotrópico. Os resultados de Rissland *et al.* (2009) e Xenos *et al.* (2010) mostraram maiores valores de tensão para o material anisotrópico e uma faixa mais ampla em comparação com o material isotrópico; enquanto os locais de alta e baixa tensão são consistentes entre os dois modelos de materiais.

Wang e Li (2013) avaliaram a relação entre o crescimento do aneurisma e a variável TAWSS, observando que a medida que o volume do aneurisma aumentava a variável TAWSS diminuía (Fig. 2.9c). Regiões de alta TAWSS foram observadas a montante e a jusante para o ápice abaulamento do aneurisma em crescimento (Wang e Li, 2013). A variação complexa na distribuição de TAWSS ao longo da evolução do aneurisma foi devido ao crescimento excêntrico do aneurisma (Wang e Li, 2013).

Leung *et al.* (2006) compararam os resultados obtidos de WSS a partir de uma simulação FSI-3D e outra CFD-3D e consideraram que os valores de WSS entre as duas simulações eram muito próximos. Kelly e O'rourke (2012) realizaram uma comparação análoga usando um *software* de acesso livre (OpenFoam). Nas reflexões de Kelly e O'rourke (2012) observa-se que em termos do nível de precisão que deseja-se obter na análise das tensões na parede, pode ser conveniente a

utilização da técnica FSI. Finalmente Scotti e Finol (2007) também realizaram a comparação referida e indicaram que o uso da técnica FSI pode apresentar uma pressão na parede mais uniforme, como consequência do relaxamento da artéria durante sua movimentação.

Chandra *et al.* (2013) utilizaram como condição de contorno na entrada do domínio computacional o perfil de vazão obtido através da fluxometria por ressonância magnética (RM) direcionadas à aorta descendente. Desta forma, Chandra *et al.* (2013) buscaram gerar resultados mais próximos aos fisiológicos, uma vez que na região da aorta descendente os perfis de vazão uniforme podem ser aproximações subestimadas.

Além dos estudos que utilizam as tomografias de paciente a fim de construir a geometria e malha computacional da aorta a ser avaliada, uma outra possibilidade é criar a malha computacional a partir de modelos geométricos idealizados de aorta descendente. Pesquisas com essas características foram realizadas por Li e Kleinstreuer (2007); Scotti *et al.* (2008); Xenos, Alemu, *et al.* (2010); Wang e Li (2011b); Mesri *et al.* (2015); Drewe *et al.* (2017); Sharzehee *et al.* (2018).

Li e Kleinstreuer (2007); Xenos, Alemu, *et al.* (2010) e Drewe *et al.* (2017) estudaram o efeito da angulação em aneurismas da aorta abdominal. Os ângulos da geometria aórtica avaliados são aqueles ilustrados na Figura 2.5. Nestes estudos foi mostrado que o ângulo de inclinação da artéria afeta os campos de fluxo sanguíneo substancialmente. Um grande ângulo pode causar fortes e irregulares vórtices na cavidade do aneurisma. Além disso, o ângulo de inclinação influencia notavelmente as distribuições de tensão na parede (Li e Kleinstreuer, 2007; Xenos, Alemu, *et al.*, 2010; Drewe *et al.*, 2017).

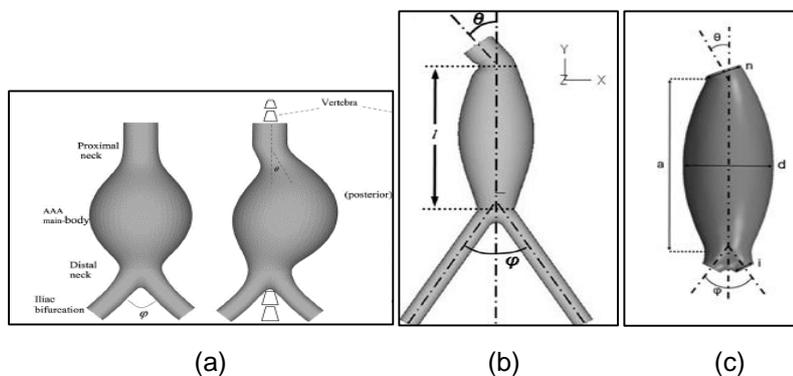


Figura 2.5. Exemplos de angulação da entrada e saída do sangue na aorta aneurismática: a) Li e Kleinstreuer (2007); b) Xenos, Alemu, et al. (2010); c) Drewe et al. (2017).

Wang e Li (2011b) investigaram a relação entre diferentes valores de viscosidade do sangue e a resposta dinâmica da parede da aorta. Nesse estudo, Wang e Li (2011b) indicaram que as mudanças na viscosidade do sangue podem levar a uma variação significativa no padrão de taxa de deformação e, assim, afetar a relação entre o estresse da parede e, finalmente, o risco de ruptura do aneurisma.

Uma das possibilidades cirúrgicas que visa evitar o risco da ruptura do aneurisma aórtico é a realização do procedimento cirúrgico *stent*-enxerto (V-SARR) e consiste em uma técnica minimamente invasiva para o tratamento de aneurismas. No V-SARR, um enxerto endovascular é guiado para o segmento da artéria afetada para proteger o aneurisma da pressão arterial, eliminar a circulação sanguínea no aneurisma e, assim, evitar sua ruptura. Figura 2.6 ilustra um *stent*-enxerto na aorta descendente.

Diversos estudos numéricos têm sido desenvolvidos a fim de avaliar os efeitos da implantação de um *stent*-enxerto em um determinado paciente. Algumas dessas pesquisas foram realizadas por Li e Kleinstreuer (2005); Frauenfelder *et al.* (2006); Molony *et al.* (2009); Wang e Li (2011c); Gao *et al.* (2013); Jayendiran *et al.* (2018) e Wang *et al.* (2018).

Frauenfelder *et al.* (2006) apresentaram de forma quantitativa e qualitativa as alterações hemodinâmicas em aneurismas da aorta descendente após o *stent*-enxerto. Frauenfelder *et al.* (2006) indicaram que após do procedimento cirúrgico, os volumes de fluxo sanguíneo nas ramificações da artéria avaliada são mais homogêneos; além disso, foi observada uma redução no tamanho e número de vórtices.



Figura 2.6. Ilustração de *stent*-enxerto. Fonte: <https://badaorta.com/>, acessado: 12 de junho de 2018

Molony *et al.* (2009) realizaram simulações numéricas antes e depois do procedimento cirúrgico de *stent*-enxerto. Molony *et al.* (2009) encontraram que após o *stent*-enxerto o valor máximo de WSS no aneurisma diminuiu entorno de um 92%.

Na revisão bibliográfica desenvolvida neste trabalho foi observado que existe um baixo número de trabalhos usando a técnica de FSI em aneurismas localizados nas regiões do arco da aorta e aorta ascendente. No entanto, a incidência estimada de aneurismas da aorta torácica é de 6 por 100.000 pessoas-ano, envolvendo mais comumente a raiz ou a aorta ascendente (Collins *et al.*, 2015).

Gao *et al.* (2008) e Tan *et al.* (2009) pesquisaram sobre os efeitos hemodinâmicos consequentes de um aneurisma localizado no arco da aorta. Gao *et al.* (2008) usaram um modelo idealizado de arco da aorta, já Tan *et al.* (2009) fizeram uso de um modelo de arco de aorta construído a partir da TC de um paciente específico. Pasta *et al.* (2013); Pasta *et al.* (2017) e Mendez *et al.* (2018) focalizaram sua pesquisa na região da aorta ascendente aneurismática. Pasta *et al.* (2013) representaram a forma real das valvas aórticas de cada paciente a partir das TC's e estudaram o efeito que causava no aneurisma um escoamento proveniente de uma valva aórtica bicúspide em comparação ao escoamento gerado por uma valva aórtica tricúspide. A comparação feita pelo Pasta *et al.* (2013) foi fundamentada nas mudanças sofridas pelas variáveis de pressão e WSS. Em relação ao perfil do escoamento, Pasta *et al.* (2013) mostraram que existe um fluxo circunferencial com padrão helicoidal de movimento mais lento no centro do aneurisma no caso da valva aórtica bicúspide, enquanto um ligeiro desvio do fluxo sanguíneo em direção à região ântero-lateral da aorta ascendente foi observado para valva aórtica tricúspide. A Figura 2.7 exemplifica os aneurismas na aorta ascendente ou arco da aorta avaliados pelas pesquisas citadas.

Em termos gerais, uma das maiores buscas destes estudos é fornecer um mapeamento detalhada da distribuição real de tensão na parede da aorta, indicando áreas de concentração de tensão que podem ser propensas à ruptura. A técnica FSI apresenta-se como um suporte da prática clínica atual já que nas estratégias atuais a previsão do risco da ruptura da artéria é realizada a partir do diâmetro máximo do aneurisma, ou por uma análise estatística entre o risco de ruptura e o diâmetro do aneurisma (Vardulaki *et al.*, 1998; Scott *et al.*, 1999). Adicionalmente, estudos realizados por Darling *et al.* (1977) e Vorp *et al.* (1998) indicaram que aneurismas aórticos com o mesmo diâmetro máximo podem não ter a mesma propensão para

ruptura. Deste modo, a técnica FSI visa evitar situações infortunadas que poderiam direcionar a um paciente específico a uma intervenção arriscada e desnecessária ou subestimar o risco de uma possível ruptura iminente de um aneurisma aórtico.

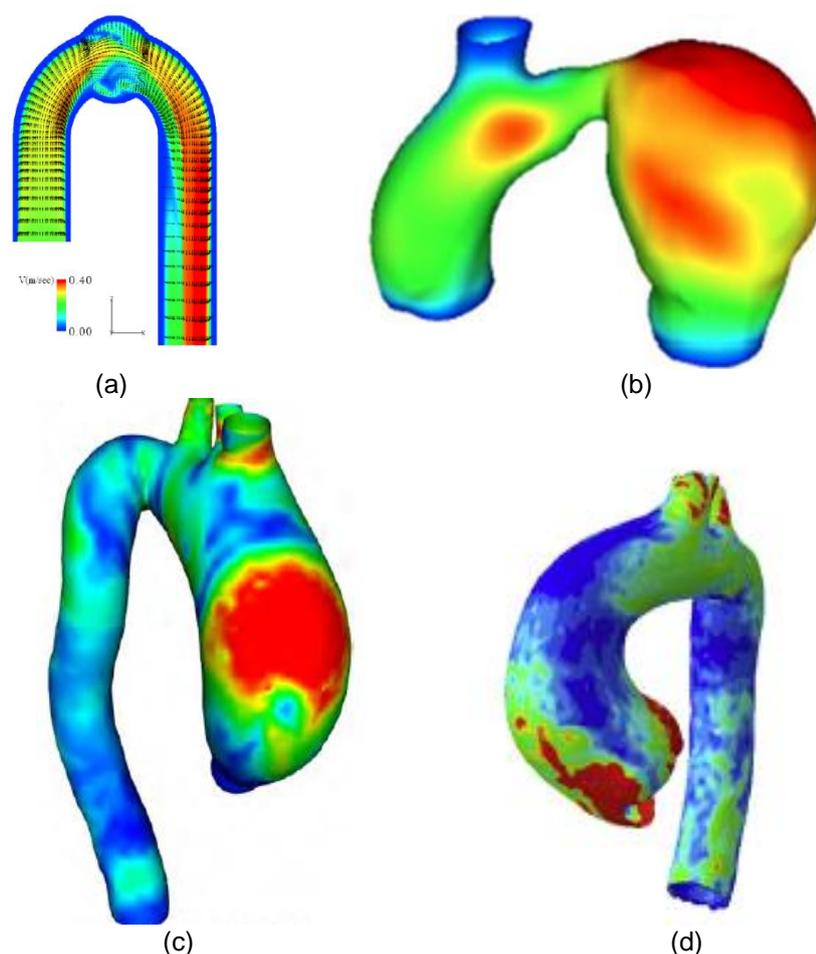


Figura 2.7. Aortas aneurismáticas avaliadas pelo a) Gao et al. (2008); b) Tan et al. (2009); c) Pasta et al. (2013) e d) Mendez et al. (2018)

Outras pesquisas que visaram avaliar a interação fluido estrutura na região da aorta ascendente e arco, porém, sem levar em consideração uma doença aneurismática, foram realizadas por Gao *et al.* (2006); Wang e Li (2011a); Lantz *et al.* (2011); Crosetto et al. (2011); Reymond et al. (2013); Suito et al. (2014); Atkins et al. (2014); Basri et al. (2016).

Wang e Li (2011a) avaliaram em um modelo idealizado de aorta a influência da curvatura da aorta na relação entre as forças de inércia e centrípetas com as forças viscosas. Wang e Li (2011a) estudaram para diferentes valores da curvatura, o efeito desta nas variações de WSS e do movimento circunferencial da aorta.

Lantz *et al.* (2011) pesquisaram sobre a WSS da aorta ascendente e sua interação com o deslocamento da aorta e indicaram que a influência do movimento

da parede era baixa nos casos da TAWSS e no índice de cisalhamento oscilante (OSI), porém quando se tratava de valores instantâneos de WSS, o efeito do movimento da parede era claramente visível. Adicionalmente, Lantz *et al.* (2011) simularam sete ciclos cardíacos e encontraram que em termos das variáveis hemodinâmicas e deslocamento da aorta, os três últimos ciclos cardíacos avaliados apresentaram resultados idênticos, *i.e.*: foram independentes dos efeitos iniciais e transitórios. Lantz *et al.* (2011) realizaram sua pesquisa em modelo aórtico de paciente específico.

Crosetto *et al.* (2011) e Reymond *et al.* (2013) analisaram em modelos reais de aorta as diferenças entre uma simulação que leva em consideração o deslocamento da parede aorta e outra que considerava a parede da aorta como uma fronteira rígida. Crosetto *et al.* (2011) observaram que no caso da parede rígida, os valores de WSS estariam sobrestimados em comparação com resultados de simulação FSI. Reymond *et al.* (2013) encontraram que em termos geométricos, a maior diferença de WSS entre as duas simulações encontrava-se localizada no arco da aorta.

Suito *et al.* (2014) avaliaram em uma geometria de aorta torácica idealizada a influência do deslocamento da parede da aorta na intensidade do WSS. Suito *et al.* (2014) indicaram que nas áreas onde uma curvatura pronunciada causava altos valores de WSS, a torção contribuía para o relaxamento dos valores mais altos de WSS gerando uma expansão da região de alta WSS em forma de espiral.

Como já foi referenciado, além dos estudos de FSI-3D levar em consideração o movimento da parede da aorta e sua relação com o escoamento do sangue, existe outro foco importante de pesquisa que utiliza a técnica FSI-3D na área cardiovascular. Essa área de interesse refere-se ao estudo da interação do escoamento do sangue com o movimento dos folhetos de uma valva aórtica, bem seja um modelo de valva natural ou um modelo de próteses valvulares. Em termos das valvas aórticas saudáveis, esse tipo de estudo é relevante já que os padrões do escoamento resultante de uma valva aórtica tricúspide são substancialmente diferentes daqueles que se desdobram de uma valva aórtica bicúspide. Uma forma de conhecer a influência da valva aórtica bicúspide no escoamento do sangue é por meio do uso da técnica FSI. O anterior tem igual relevância quando é requerido conhecer os possíveis resultados na hemodinâmica de um paciente após da instalação de uma prótese valvar, nesses casos simular numericamente a interação

entre os folhetos da valva e o sangue é de muita ajuda. Algumas pesquisas relevantes desse tipo são apresentadas a seguir.

Weinberg e Mofrad (2008); Marom *et al.* (2013); Gilmanov e Sotiropoulos (2016) e Cao *et al.* (2017) buscaram mapear os padrões de escoamento na presença de valvas nativas, tais como valva aórtica tricúspide saudável, valva aórtica tricúspide estenosada ou valva aórtica bicúspide.

Weinberg e Mofrad (2008) fizeram uma comparação computacional multiescala da dinâmica da valva aórtica tricúspide saudável e da valva aórtica bicúspide. Weinberg e Mofrad (2008) mostraram que eventualmente na escala maior (ordem de grandeza do tamanho do órgão) a abertura da valva bicúspide apresentava menos flexibilidade em comparação com a valva tricúspide saudável, portanto o padrão do escoamento consequência da valva bicúspide tinha um incremento na magnitude de velocidade. Contudo, Weinberg e Mofrad (2008) indicaram que a diferença da deformação celular entre a valva bicúspide e valva tricúspide saudável era desprezível. Com isto, Weinberg e Mofrad (2008) sugerem que o processo de calcificação das valvas não depende da deformação celular das valvas. A Figura 2.8 ilustra os diferentes níveis de escala avaliadas na pesquisa de Weinberg e Mofrad (2008).

Marom *et al.* (2013) pesquisaram sobre o padrão do escoamento consequência de uma valva aórtica tricúspide saudável e diferentes configurações de valva aórtica bicúspide (tipo 1, tipo 2 e tipo 3). Eles avaliaram a área de abertura de cada uma das valvas, e além disso, mostraram que no período da sístole, o fluxo assimétrico nas valvas bicúspide causava vórtices maiores do que em uma valva tricúspide saudável. A Figura 2.9 apresenta a configurações geometrias das valvas avaliadas por Marom *et al.* (2013).

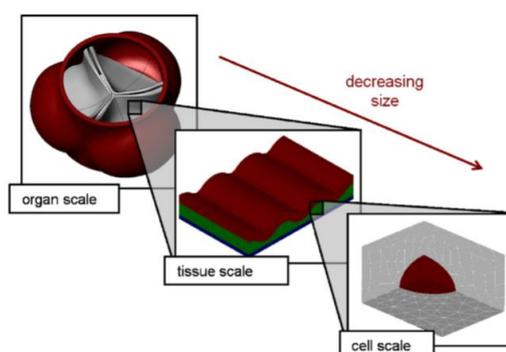


Figura 2.8. Esquema da simulação multi-escala realizada pelo Weinberg e Mofrad (2008)

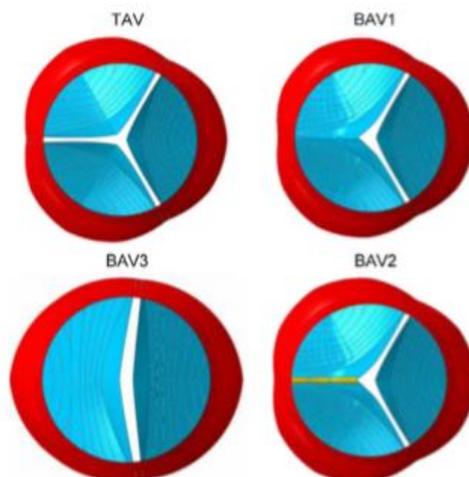


Figura 2.9. Valvas aórticas avaliadas na pesquisa de Marom et al. (2013)

Gilmanov e Sotiropoulos (2016) apresentam ainda uma comparação entre as estruturas hemodinâmicas geradas a partir de uma valva aórtica tricúspide saudável e valva aórtica bicúspide. Este estudo é apresentado utilizando o critério Q para identificar a presença dos vórtices imediatamente na saída das valvas. O critério Q é uma estratégia matemática que relaciona o campo de deformação e o campo de rotação (Hunt *et al.*, 1988). A partir deste critério é possível identificar o que está impactando em maior proporção ao padrão do escoamento, *i.e.*: se a rotação tem maior magnitude que a deformação o fluido, estruturas de vórtices serão encontradas. A Figura 2.10 ilustra as estruturas de vórtices obtidas pelo Gilmanov e Sotiropoulos (2016) a partir do uso do critério Q .

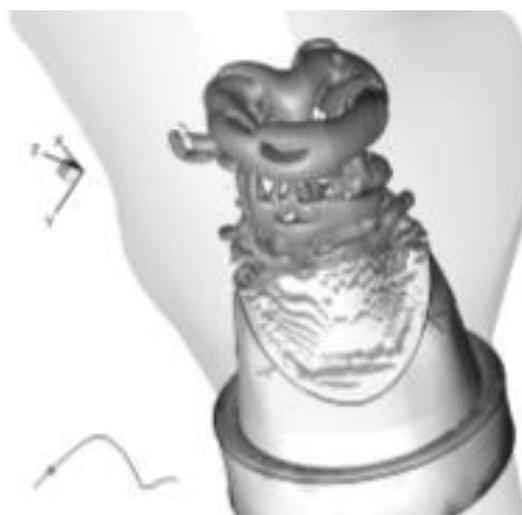


Figura 2.10. Vórtices obtidos pelo uso do critério Q . Fonte: Gilmanov e Sotiropoulos (2016)

Bang *et al.* (2005); Xiong *et al.* (2010); Wu *et al.* (2016); Mao *et al.* (2016); Luraghi *et al.* (2017); Vahidkhan e Azadani (2017) estudaram a relação entre os padrões hemodinâmicos presentes após a instalação de uma prótese valvar aórtica e os efeitos dinâmicos e cinemáticos na prótese.

Bang *et al.* (2005) avaliaram o efeito hemodinâmico de uma prótese mecânica valvar aórtica com dois folhetos. Nos resultados esboçados por Bang *et al.* (2005), observa-se que no instante de abertura total da prótese ocorre um incremento nas estruturas de recirculação e no fechamento da valva o fenômeno de regurgitação é formado.

Xiong *et al.* (2010) e Mao *et al.* (2016) simularam o efeito nas estruturas hemodinâmicas após a instalação de próteses pericárdicas (próteses biológicas) com três folhetos. As próteses avaliadas pelo Xiong *et al.* (2010) foram a SPAC (comissuras unidas de ponto único) tubular e modelada, ilustradas na Figura 2.11. Mao *et al.* (2016) simularam o comportamento cinemático de valvas construídas a partir de pericárdio bovino tratado com glutaraldeído.

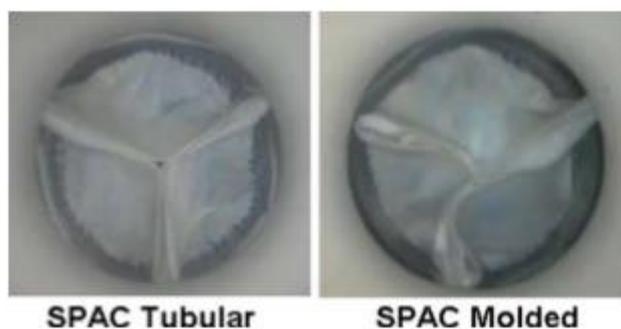


Figura 2.11. Próteses pericárdicas avaliadas no estudo de Xiong *et al.* (2010)

Wu *et al.* (2016) e Luraghi *et al.* (2017) avaliaram o padrão do escoamento gerado por uma prótese percutânea e uma prótese construída com material polimérico, respectivamente.

Capelli *et al.* (2012); Wang *et al.* (2012); Russ *et al.* (2013); Auricchio *et al.* (2014); Morganti *et al.* (2014); Gunning, Vaughan, *et al.* (2014) analisaram a cinemática dos folhetos de valvas aórticas, após ter sido realizado um implante de valva aórtica transcater (TAVI). A Figura 2.12 apresenta uma imagem representativa destes estudos, na qual o campo de tensão de diferentes configurações de TAVI foi avaliado (Gunning, Vaughan, *et al.*, 2014).

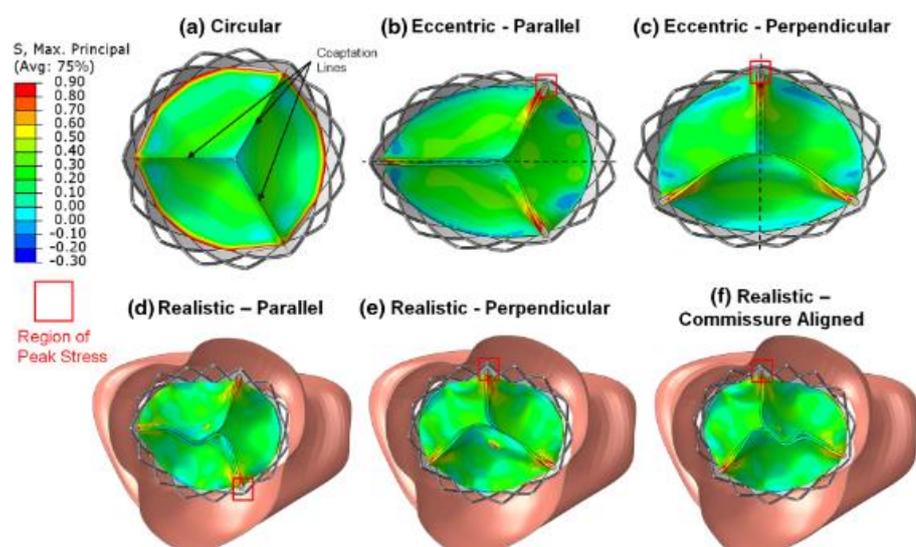


Figura 2.12. Tipos de TAVI avaliadas no estudo de Gunning, Vaughan, et al. (2014)

As simulações FSI-3D realizadas pelos estudos referidos não lidam com a mudança de posicionamento e a migração que ocorrem durante a implantação da TAVI. No entanto, estas são questões importantes no desenvolvimento do procedimento cirúrgico, uma vez que o posicionamento errado pode ter resultados indesejados, por exemplo, oclusão coronária, regurgitação e migração do sangue ao ventrículo.

De Tullio *et al.* (2009); De Tullio *et al.* (2012); Zhou *et al.* (2016) avaliaram o possível impacto de próteses mecânicas com dois folhetos no surgimento ou evolução da doença hemólises. Nestes estudos mostra-se que as flutuações turbulentas e a dinâmica dos folhetos das valvas são fatores que afetam a evolução da hemólise, pois podem gerar níveis de taxa de deformação superiores aos aceitáveis na fisiologia da aorta. Adicionalmente, Zhou *et al.* (2016), a partir dos resultados obtidos, sugerem que o ângulo máximo de abertura e o diâmetro interno do orifício devem ser aumentados a fim de minimizar a possibilidade de danos aos componentes do sangue.

2.2. Considerações Finais sobre a Revisão da Literatura

Neste capítulo foi apresentado um resumo das diversas pesquisas na área de engenharia cardiovascular. Embora alguns estudos *in vivo* e *in vitro* tenham sido discutidos, a ênfase desta revisão da literatura foi direcionado em identificar as investigações desenvolvidas a partir das ferramentas computacionais de CFD-3D e

FSI-3D. No percurso da revisão bibliográfica foi notado que o objeto principal dos estudos foi a caracterização hemodinâmica na presença de aneurisma na aorta descendente. A Figura 2.13 compara a proporção de estudos citados em termos da região aneurismática avaliada. Na análise estatística apresentado na Figura 2.13 confirma-se que o foco principal das pesquisas não tem sido o estudo hemodinâmico nas regiões aneurismáticas localizadas na aorta ascendente ou arco da aorta, com somente 6% dos estudos realizados focarem na aorta ascendente, apesar da maior incidência de problemas fatais ocorrem como resultado de aneurisma nesta região. Este resultado indica a necessidade do desenvolvimento de estudos focando na aorta ascendente.

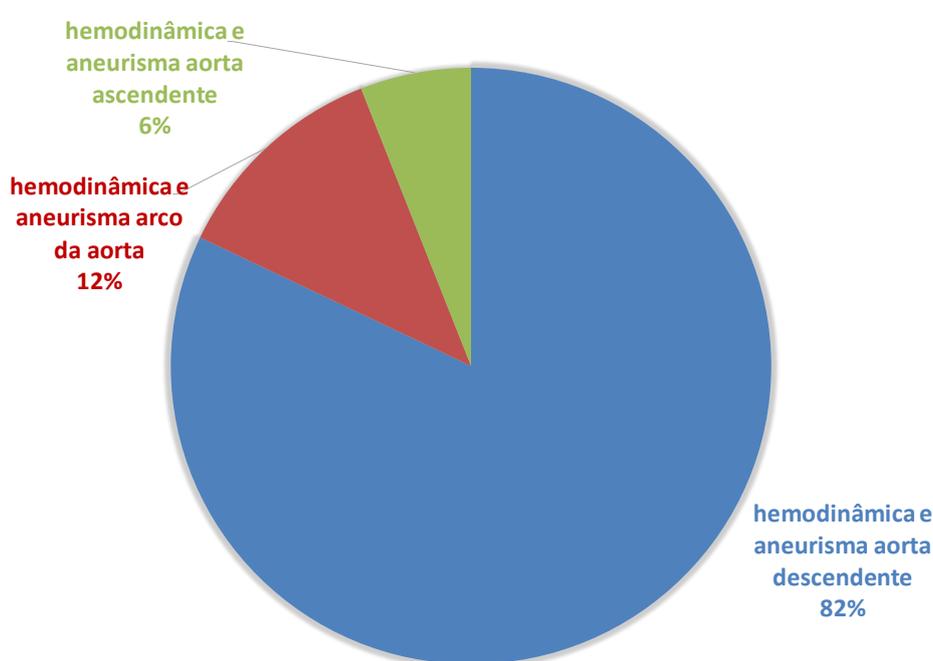


Figura 2.13. Regiões da aorta aneurismática avaliada

A Figura 2.14 ilustra em forma percentual os tipos de técnicas usadas na caracterização hemodinâmica na presença de aneurisma aórtico. Na Figura 2.14a e 2.19b nota-se que que as estratégias numéricas (*i.e.*: CFD e FSI) são as mais utilizadas para estudar a influência dos padrões hemodinâmicas nas doenças aneurismáticas na aorta ascendente e arco da aorta. Com relação aos aneurismas na aorta descendente (Figura 2.14c) observa-se uma maior diversificação das estratégias utilizadas, *i.e.*: numérico, especialmente FSI:3D (47%); experimental, com ênfase na técnica PIV 2D (20%) e *in vivo* através da técnica 4D-flow MRI (2%).

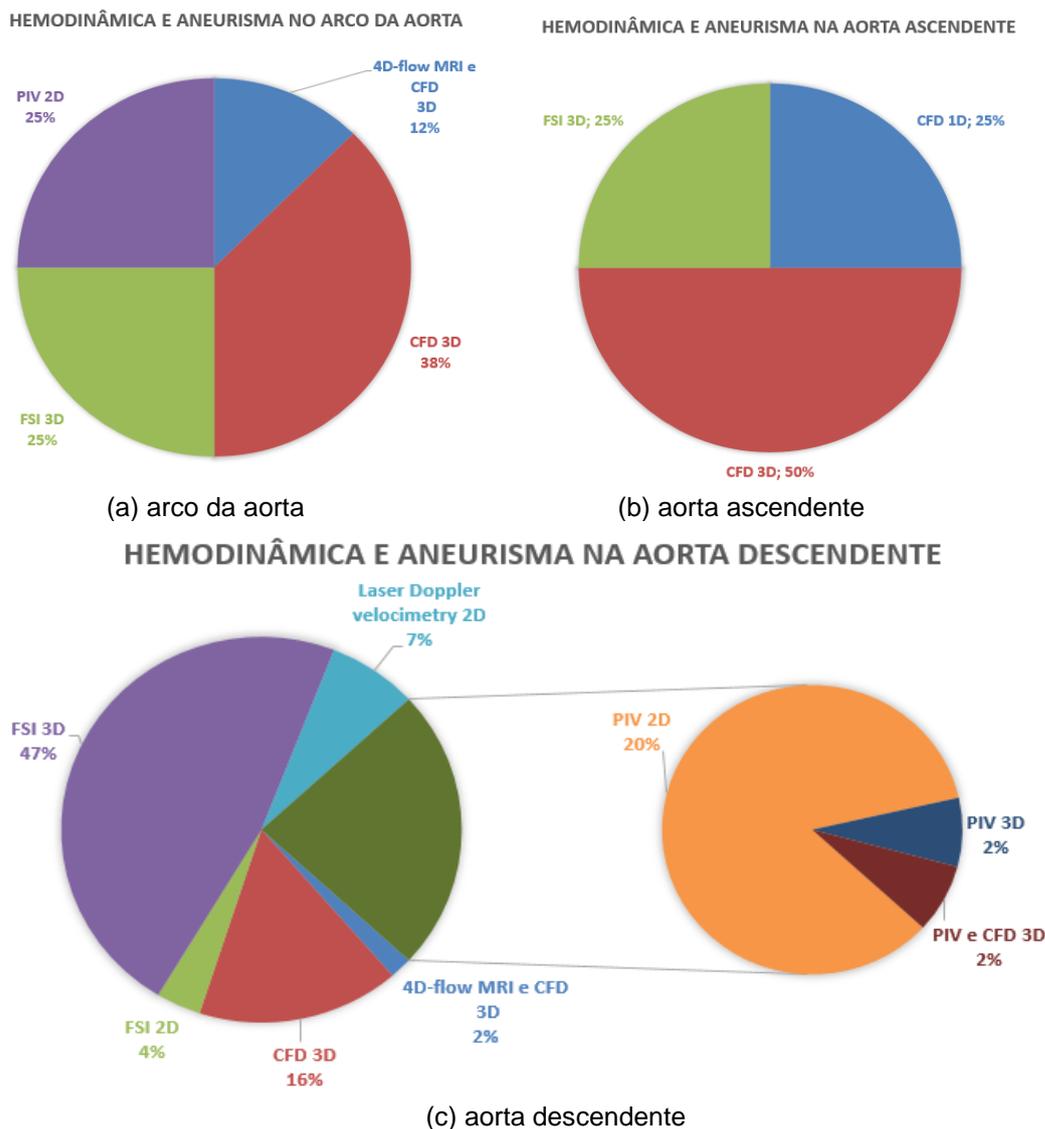


Figura 2.14. Técnicas utilizadas nos estudos de hemodinâmica e aneurismas na a) arco da aorta; b) aorta ascendente e c) aorta descendente.

Baseando-se nos estudos mencionados na presente revisão bibliográfica, a Figura 2.15 visa identificar as grandezas físicas que são de maior interesse com relação à possível influência no desenvolvimento de aneurismas aórticos. Observa-se na Figura 2.15 que as grandezas físicas que apresentam maior interesse nas análises das patologias aneurismáticas na região da aorta são os campos de velocidade; tensões cisalhantes (WSS) e normais (pressão) na parede da aorta.

Concernente à patologia caracterizada pela destruição dos glóbulos vermelhos do sangue (hemólise), a Figura 2.16 identifica os tipos de técnicas empregadas na caracterização desta doença. Nota-se que os estudos experimentais correspondem a 75% dos estudos encontrados. Dos 25% da análise numéricas 19% emprega a modelagem de interação fluido estrutura (FSI)

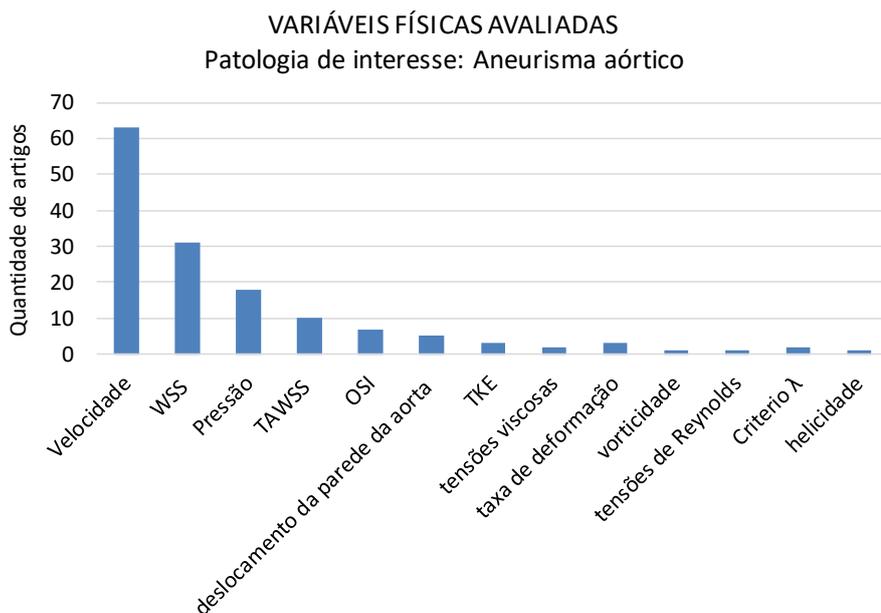


Figura 2.15. Variáveis físicas avaliadas nos estudos focados nas patologias aneurismáticas

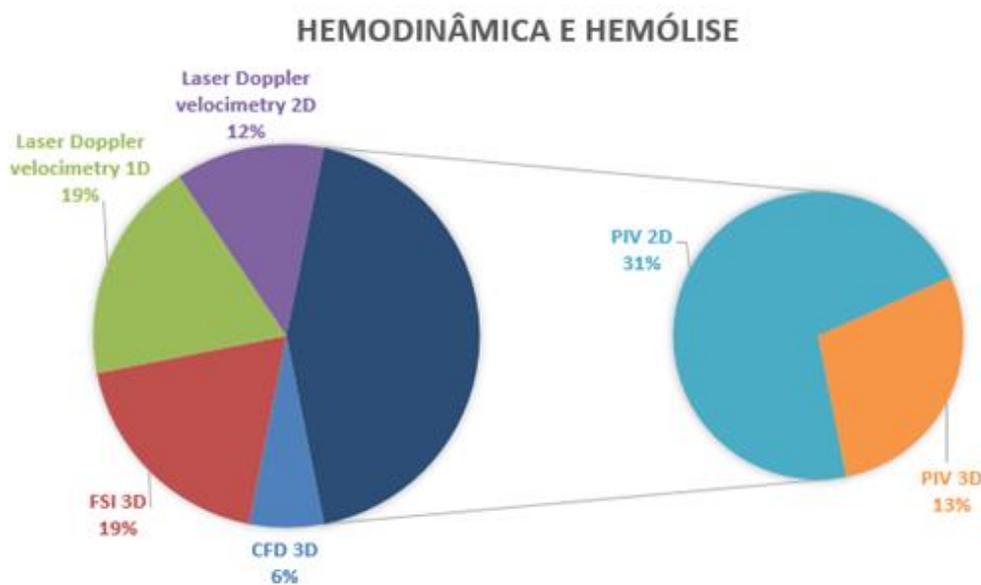


Figura 2.16. Técnicas utilizadas nos estudos de hemodinâmica e hemólise

Através das técnicas utilizadas na análise da hemólise, as variáveis físicas de maior interesse são o campo de velocidade e das tensões de Reynolds conforme pode ser observado na Figura 2.17.

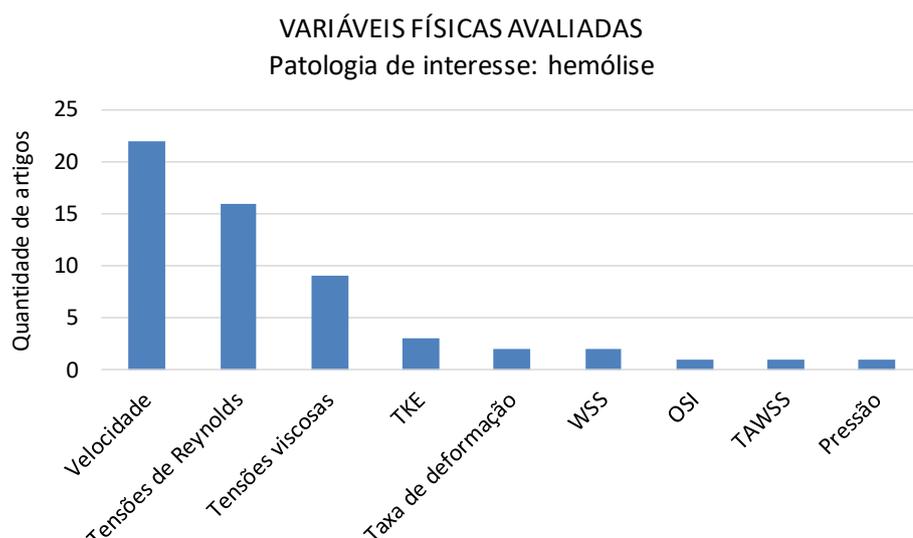


Figura 2.17. Variáveis físicas avaliadas nos estudos focados na patologia hemólise

Finalmente, após a conclusão da revisão da literatura especializada, observou-se que existem poucos trabalhos focados no escoamento na parte ascendente da aorta, o que motiva o estudo deste tipo de escoamento no presente trabalho. Em particular observou-se que:

- Existem questões não respondidas com relação a influência do posicionamento angular da prótese valvar aórtica.
- Não existem trabalhos de FSI (área de FSI: parede da aorta) que avaliem o posicionamento angular da prótese valvar aórtica.
- Existe a necessidade de levar em consideração a geometria da valva aórtica ou o diâmetro efetivo do orifício da valva aórtica nas simulações FSI da aorta ascendente ou arco da aorta.
- As tensões normais (pressão) e cisalhantes (WSS) estão fortemente relacionadas ao possível desenvolvimento de aneurismas.
- O risco do surgimento da hemólise está relacionado com os valores que as tensões de Reynolds possam atingir no domínio do sangue.

Como comentário final deste capítulo, o diagrama radar em escala logarítmica apresentado na Figura 2.18 compara características dos artigos considerados mais próximos do tema de estudo desta tese de doutorado. A comparação dessas características (*i.e.*: espessura da parede da aorta; quantidade de ciclos cardíacos simulados; intervalo de tempo da simulação; propriedades físicas da aorta e do sangue) proporcionaram um ponto de partida para definição de condições de contorno e parâmetros das simulações FSI-3D para serem utilizadas no estudo do

escoamento no interior da aorta.

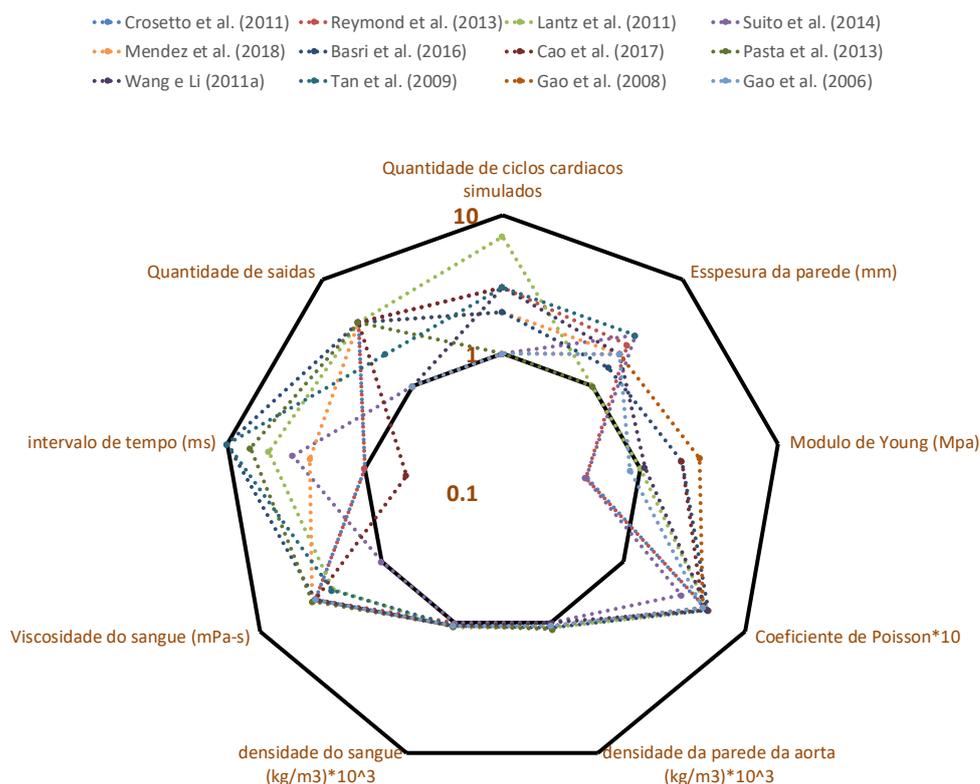


Figura 2.18. Comparação de parâmetros entre simulações do tipo FSI-3D (área de FSI: parede da aorta)

Analisando a Figura 2.18 pode-se notar que na maioria dos modelos utilizados para representar a aorta, considera-se o sangue entrando pela valva aórtica e saindo por quatro artérias: artéria braquiocefálica; artéria carótida esquerda; artéria subclávia esquerda e início da aorta descendente. Em geral, considera-se a espessura da aorta ascendente e arco aórtico variando entre de 1 mm e 3 mm, com propriedades da parede da aorta (modulo de Young; coeficiente de Poisson; densidade) bem definidas. A grande maioria dos trabalhos voltados ao escoamento no interior da aorta, consideram o sangue como fluido Newtoniano, com densidade, viscosidade constantes. A maioria dos autores busca simular mais de um ciclo cardíaco no intuito de eliminar as incertezas inerentes nos primeiros ciclos cardíacos. No ponto de vista numérico, o passo de tempo selecionado pelos autores para obtenção as soluções durante o ciclo cardíaco variam de 0,5 ms até 10 ms.

3. Modelagem Matemática

Como mencionado no Capítulo 1, o objetivo deste trabalho consiste em avaliar numericamente o escoamento através da aorta de um determinado paciente. Dessa forma, neste capítulo, o modelamento físico e matemático necessário para determinar o escoamento são apresentados, i.e., são apresentadas as hipóteses e as equações de conservação que governam o fenômeno físico de interesse, acopladas com as respectivas condições de contorno.

A aorta, objeto de estudo neste trabalho, é a maior e mais importante artéria do sistema circulatório do corpo humano. A aorta é conectada em sua base ao coração (ventrículo esquerdo), formando um arco com ligações à artérias menores que escoam o sangue oxigenado à todo o corpo, sendo conectada à aorta abdominal, conforme ilustrado na Figura 3.1.

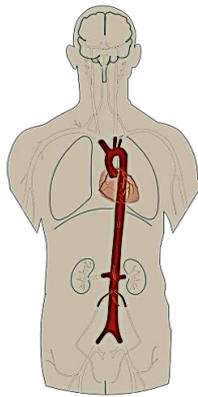


Figura 3.1. Aorta no corpo humano. Fonte: Hallet Jr, Medical Univ. South Carolina

A Figura 3.2 ilustra um esquema da aorta, onde podemos visualizar sua raiz, a qual como mencionado, é conectada ao ventrículo esquerdo. A seguir tem-se a parte da aorta denominada de ascendente, seguida do arco aórtico (com ramificações para artérias menores) e finalmente a aorta descendente. A região da aorta ascendente é a de maior interesse neste trabalho devido à possibilidade de remodelamento aórtico nesta região. Este trabalho busca avaliar o comportamento de variáveis tais como o campo de velocidade, de pressão, vorticidade, intensidade de turbulência, tensão de cisalhamento e a relação destas com o deslocamento da

parede da aorta e o posicionamento angular de uma prótese valvar aórtica. A relevância de avaliar fisicamente as variáveis referidas sustenta-se na visão de identificar e disponibilizar critérios hemodinâmicos que poderão assistir na tomada de decisões através de uma perspectiva médica.

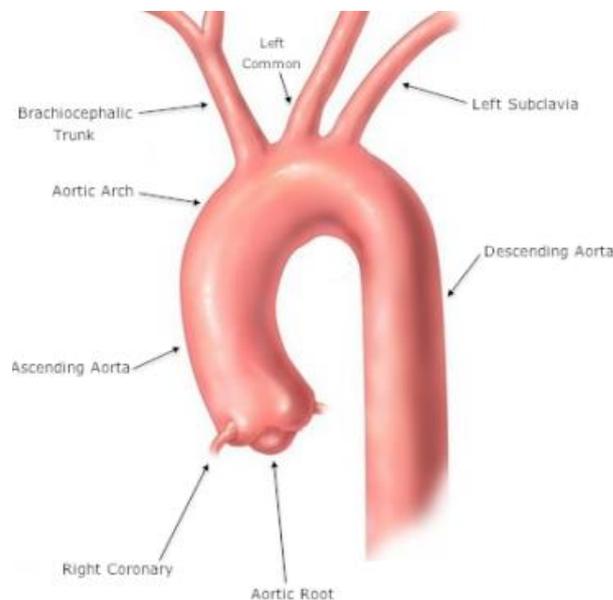


Figura 3.2. Aorta torácica (Criscione, 2013).

A fim de determinar padrões de comportamento em termos do deslocamento da parede da aorta e sua interação com as variáveis hemodinâmicas é necessário utilizar técnicas que possam resolver o problema do tipo interação fluido estrutura (FSI, *Fluid Structure Interaction*).

Uma simulação FSI é formada de três etapas: *i*) dinâmica do fluido (sangue); *ii*) dinâmica da deformação da estrutura (parede aórtica) e *iii*) acoplamento entre as duas modelagens, devido ao deslocamento da fronteira, *i.e.*: da parede aórtica (Thomas e Lombard, 1979; Farhat *et al.*, 1995).

Para determinar o campo de velocidade e pressão do escoamento do sangue no interior da aorta, as seguintes hipóteses foram consideradas neste trabalho:

i) escoamento isotérmico, pois os gradientes de temperatura são pequenos (Hao, 2010);

ii) o sangue é considerado como incompressível, tendo em vista as típicas variações de pressão encontradas em grandes artérias (Feijóo e Zouain, 1988; Li, 2004);

iii) efeitos gravitacionais desprezíveis em relação aos outros esforços sobre o escoamento;

iv) o escoamento é turbulento durante a maior proporção do período sistólico (Sallam e Hwang, 1984; Davies *et al.*, 1986; Celis *et al.*, 2017; Gomes, 2017), isto acontece porque o número de Reynolds crítico para ocorrer a turbulência no esquema geométrico de jato livre é muito baixo.

v) o sangue na aorta pode ser classificado como fluido Newtoniano com viscosidade constante, aproximação válida para taxas de deformação superiores a 50 1/s (Stuart e Kenny, 1980; Long *et al.*, 2004; Crowley e Pizziconi, 2005). Das hipóteses acima, a hipótese de fluido Newtoniano é a que apresenta maior discussão na literatura. Isto ocorre porque o sangue é formado, predominantemente, pelos glóbulos vermelhos, sendo sua viscosidade influenciada pela sua concentração. No entanto, uma vez que o diâmetro da aorta é grande em relação à dimensão dos glóbulos vermelhos, sua influência torna-se desprezível. Adicionalmente, para altas taxas de cisalhamento, como as esperadas para o escoamento no interior da aorta, a viscosidade é aproximadamente constante, justificando a hipótese de fluido Newtoniano com viscosidade constante.

Concernente às hipóteses relacionadas ao movimento da parede da aorta, tem-se que a aorta pode ser considerada como um material elástico com características isotrópicas, homogêneas e com uma relação linear entre a tensão e deformação (Xie *et al.*, 1995; Thubrikar *et al.*, 1999; Gao *et al.*, 2006).

Visando determinar e avaliar as variáveis físicas da mecânica dos fluidos e o movimento da aorta é preciso resolver as equações de conservação que regem o problema físico, são estas: *i*) conservação de massa; *ii*) conservação de quantidade movimento do fluido e *iii*) de equilíbrio da estrutura.

Nas próximas seções deste capítulo são apresentadas cada uma das equações mencionadas, assim como as condições do contorno e iniciais e os parâmetros físicos que governam o problema.

3.1. Equações de Conservação do Fluido (Sangue)

Para modelar o escoamento turbulento, optou-se em utilizar o enfoque baseado na média de Reynolds, o qual consiste em considerar que todas as variáveis podem ser descompostas em uma variável média no tempo Φ e sua flutuação ϕ' , onde o intervalo de tempo Δt a ser considerado deve ser grande o suficiente para eliminar as flutuações, porém, pequeno o suficiente para capturar as variáveis

temporais do escoamento médio.

$$\phi^* = \Phi + \phi' \quad ; \quad \Phi = \frac{1}{\Delta t} \int_{\Delta t} \phi \, dt \quad (3.1)$$

As equações de conservação para o escoamento médio são obtidas a partir da obtenção da média temporal de cada equação, resultando na metodologia URANS (Pope, 2001).

A equação de conservação de massa ou equação de continuidade, para um fluido incompressível, pode ser representada em notação indicial, tais como:

$$\frac{\partial u_j}{\partial x_j} = 0 \quad (3.2)$$

onde, x_j representa cada um dos eixos coordenados e u_j os componentes do vetor velocidade média no tempo.

Utilizando as hipóteses mencionadas, a equação de conservação de quantidade movimento linear média no tempo, pode ser expressa em notação indicial tais como:

$$\frac{\partial \rho u_i}{\partial t} + \frac{\partial \rho u_j u_i}{\partial x_j} = - \frac{\partial p}{\partial x_i} + \frac{\partial \tau_{ij}}{\partial x_j} - \frac{\partial \rho \overline{u'_j u'_i}}{\partial x_j} \quad (3.3)$$

Nessa equação, ρ é a massa específica do sangue; p é a pressão; τ_{ij} é o tensor de tensões viscosas; $-\rho \overline{u'_j u'_i}$ é o tensor turbulento, também chamado de tensor de Reynolds.

O tensor de tensões viscosas τ_{ij} é simétrico e para um fluido Newtoniano e incompressível, é dado por:

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

sendo μ é a viscosidade molecular e S_{ij} é o tensor taxa de deformação, correspondendo a parte simétrica do tensor gradiente de velocidade

$$S_{ij} = \frac{1}{2} \left[\frac{\partial u_i}{\partial x_j} + \frac{\partial u_j}{\partial x_i} \right] \quad (3.5)$$

Usando a aproximação do Boussinesq (Wilcox, 1993; Schmitt, 2007), a parte deviatória do tensor de Reynolds (livre de traço) pode ser modelada a partir de uma analogia com o tensor de tensões viscosas, sendo o coeficiente de

proporcionalidade a viscosidade turbulenta μ_t , que, depende do fluido, como:

$$-\rho \overline{u'_j u'_i} + \frac{2}{3} \rho \kappa \delta_{ij} = \mu_t 2 S_{ij} \quad (3.6)$$

Na equação acima, o segundo termo pode ser interpretado como uma pressão dinâmica turbulenta, pois é proporcional à energia cinética turbulenta do escoamento,

$$\kappa = \frac{1}{2} \overline{u'_k u'_k} \quad (3.7)$$

Substituindo as equações acima na Eq. (3.3), obtêm-se

$$\frac{\partial \rho u_i}{\partial t} + \frac{\partial \rho u_j u_i}{\partial x_j} = -\frac{\partial \hat{p}}{\partial x_i} + \frac{\partial}{\partial x_j} \left[(\mu + \mu_t) \left(\frac{\partial u_i}{\partial x_j} + \frac{\partial u_j}{\partial x_i} \right) \right] \quad (3.8)$$

Nessa equação, \hat{p} é uma pressão modificada que inclui a pressão dinâmica turbulenta e é dada por:

$$\hat{p} = p + \frac{2}{3} \rho \kappa \quad (3.9)$$

Visando resolver a Eq. (3.8), selecionou-se o modelo de turbulência $\kappa - \omega$ SST, onde SST significa “shear stress transport” (Menter, 1994). Este modelo combina a formulação robusta e precisa do modelo $\kappa - \omega$ na região próxima da parede com a independência de fluxo livre do modelo $\kappa - \varepsilon$ no campo distante. Este modelo foi escolhido baseado no trabalho desenvolvido por Celis (2017), que investigou o desempenho de diferentes modelos para prever o escoamento em uma aorta em regime permanente. De acordo com a análise realizada por Celis (2017), o modelo $\kappa - \omega$ SST apresentou o melhor resultado quando comparado com os dados experimentais de Gomes *et al.* (2017). Este modelo de turbulência também tem sido utilizados em outros estudos numéricos relacionados com a hemodinâmica da aorta (Khanfer *et al.*, 2009; Tan *et al.*, 2009; Lantz *et al.*, 2011; Shek *et al.*, 2012; Ab Naim *et al.*, 2014; Callaghan *et al.*, 2015; Basri *et al.*, 2016; Jahandardoost *et al.*, 2016; Zhang *et al.*, 2016; Vahidkhalil e Azadani, 2017).

Neste modelo de turbulência, a viscosidade turbulenta μ_t é obtida em função da energia cinética turbulenta κ e a taxa específica de dissipação da energia cinética turbulenta ω , de acordo com:

$$\mu_t = \frac{\rho \kappa}{\omega} \bar{\xi}_{\kappa-\omega} \quad ; \quad \bar{\xi}_{\kappa-\omega} = \frac{1}{\max(1/\alpha^*, S F_2 / (\alpha_{t1} \omega))} \quad (3.10)$$

sendo que $\bar{\xi}_{\kappa-\omega}$ refere-se ao fator de fusão entre os modelos de turbulência $\kappa - \omega$ e $\kappa - \varepsilon$. Na Eq. (3.10), o termo S representa a magnitude da taxa de deformação.

$$S = \sqrt{2 S_{ij} S_{ij}} \quad (3.11)$$

Os termos α^* e F_2 são descritos a partir das equações a seguir:

$$\alpha^* = \alpha_\infty^* \left(\frac{\alpha_0^* + Re_t / Re_k}{1 + Re_t / Re_k} \right) \quad ; \quad (3.12)$$

$$F_2 = \tanh(\Phi_2^2) \quad ; \quad \Phi_2 = \max \left[2 \frac{\sqrt{\kappa}}{0,09 \omega y}, \frac{500 \mu}{\rho y^2 \omega} \right] \quad (3.13)$$

onde y é a distância à parede (endotélio vascular) e Re_t é o número de Reynolds turbulento, definido como:

$$Re_t = \frac{\rho \kappa}{\mu \omega} \quad (3.14)$$

α_{t1} ; α_∞^* ; α_0^* ; Re_k são constantes empíricas com os seguintes valores: $\alpha_{t1}=0,31$; $\alpha_\infty^*=1$; $\alpha_0^* = \beta_i/3$; $Re_k=6$, com β_i calculado a partir da relação a seguir:

$$\beta_i = F_1 \beta_{i,1} + (1 - F_1) \beta_{i,2} \quad (3.15)$$

onde,

$$F_1 = \tanh(\Phi_1^4) \quad \Phi_1 = \min \left\{ \max \left[\frac{\sqrt{\kappa}}{0,09 \omega y}, \frac{500 \mu}{\rho y^2 \omega} \right], \frac{4 \rho \kappa}{\sigma_{\omega,2} D_\omega^+ y^2} \right\} \quad (3.16)$$

$$D_\omega^+ = \max \left[\frac{2 \rho}{\omega \sigma_{\omega,2}} \frac{\partial \kappa}{\partial x_j} \frac{\partial \omega}{\partial x_j}, 10^{-10} \right] \quad (3.17)$$

com $\beta_{i,1} = 0,075$; $\beta_{i,2} = 0,0828$; $\sigma_{\omega,2} = 1,168$.

A energia cinética turbulenta κ e a taxa específica de dissipação da energia cinética turbulenta ω são obtidas a partir de suas equações de conservação.

$$\frac{\partial \rho \kappa}{\partial t} + \frac{\partial \rho u_j \kappa}{\partial x_j} = \tilde{P}_k - \rho \beta_i^* \omega \kappa + \frac{\partial}{\partial x_j} \left[\left(\mu + \frac{\mu_t}{\sigma_k} \right) \left(\frac{\partial \kappa}{\partial x_j} \right) \right] \quad (3.18)$$

$$\begin{aligned} \frac{\partial \rho \omega}{\partial t} + \frac{\partial \rho u_j \omega}{\partial x_j} = & \frac{\rho \alpha}{\mu_t} P_k - \rho \beta_i \omega^2 + \frac{\partial}{\partial x_j} \left[\left(\mu + \frac{\mu_t}{\sigma_\omega} \right) \left(\frac{\partial \omega}{\partial x_j} \right) \right] + \\ & + 2(1 - F_1) \frac{\rho \sigma_{\omega,2}}{\omega} \frac{\partial \kappa}{\partial x_j} \frac{\partial \omega}{\partial x_j} \end{aligned} \quad (3.19)$$

Nessas equações \tilde{P}_k e P_k , referem-se à produção limite de energia cinética turbulenta e à produção de energia cinética turbulenta, respectivamente.

$$\tilde{P}_k = \min(P_k; 10 \rho \beta_i^* \omega \kappa) \quad (3.20)$$

$$P_k = -\rho \overline{u_j' u_i'} \frac{\partial u_i}{\partial x_j} = \mu_t 2 S_{ij} \frac{\partial u_i}{\partial x_j} \quad (3.21)$$

O parâmetro de ajuste β_i^* é dado por:

$$\beta_i^* = \beta_\infty^* \left(\frac{4/15 + (Re_t / Re_\beta)^4}{1 + (Re_t / Re_\beta)^4} \right) \quad (3.22)$$

com as constantes empíricas iguais a $\beta_\infty^* = 0,09$ e $Re_\beta = 8$.

Os números turbulentos de Prandtl (σ_k e σ_ω) são definidos como:

$$\sigma_k = \left[\frac{F_1}{\sigma_{k,1}} + \frac{(1-F_1)}{\sigma_{k,2}} \right]^{-1} ; \quad \sigma_\omega = \left[\frac{F_1}{\sigma_{\omega,1}} + \frac{(1-F_1)}{\sigma_{\omega,2}} \right]^{-1} \quad (3.23)$$

Nessas equações, $\sigma_{k,1} = 1,176$; $\sigma_{k,2} = 1,0$; $\sigma_{\omega,1} = 2,0$; $\sigma_{\omega,2} = 1,168$.

O parâmetro α das equações de conservação $\kappa - \omega$, é dado por:

$$\alpha = \frac{\alpha_\infty}{\alpha^*} \left(\frac{\alpha_0 + Re_t / Re_\omega}{1 + Re_t / Re_\omega} \right) ; \quad \alpha_\infty = F_1 \alpha_{\infty,1} + (1 - F_1) \alpha_{\infty,2} \quad (3.24)$$

$$\alpha_{\infty,1} = \frac{\beta_{i,1}}{\beta_\infty^*} - \frac{k^2}{\sigma_{\omega,1} \sqrt{\beta_\infty^*}} ; \quad \alpha_{\infty,2} = \frac{\beta_{i,2}}{\beta_\infty^*} - \frac{k^2}{\sigma_{\omega,2} \sqrt{\beta_\infty^*}} \quad (3.25)$$

sendo $k = 0,41$ e $Re_\omega = 2,95$.

Os valores das constantes indicados anteriormente foram iguais aos valores definidos no manual do Ansys, versão 18.0.

3.1.1. Sistema de coordenadas móvel

Uma vez que a estrutura da aorta pode se deslocar, é conveniente rescrever as equações de conservação em função ao sistema de coordenadas que se localiza sobre a estrutura da aorta, e conseqüentemente é móvel. Considerando o sistema $\xi_i = \xi(x_i, t)$; $\tau = \tau(t)$, temos que o deslocamento do sistema de coordenadas é dado por:

$$u_{g_i} = \frac{\partial x_i}{\partial \tau} \quad (3.26)$$

Dessa forma, a variação no tempo depende do deslocamento do sistema de coordenadas, isto é,

$$\frac{\partial}{\partial t} = \frac{\partial}{\partial \tau} - \frac{\partial}{\partial \xi_i} \frac{\partial x_i}{\partial \tau} = \frac{\partial}{\partial \tau} - u_{g_i} \frac{\partial}{\partial \xi_i} \quad ; \quad \frac{\partial}{\partial x_i} = \frac{\partial}{\partial \xi_i} \quad (3.27)$$

As equações de conservação passam então a depender da velocidade relativa,

$$\tilde{u}_i = u_i - u_{g_i} \quad (3.28)$$

Todas as equações de conservação podem ser representadas pela equação geral a seguir, a qual possui um termo transiente, um fluxo líquido convectivo e difusivo e termos de fonte.

$$\frac{\partial \rho \phi}{\partial t} + \frac{\partial}{\partial x_j} \left(\rho \tilde{u}_j \phi - \Gamma_\phi \frac{\partial \phi}{\partial x_j} \right) = Sc_\phi + Sp_\phi \phi \quad (3.29)$$

A Tabela 3.1 indica a relação entre ϕ , e o coeficiente de difusão Γ_ϕ e o termo de fonte $Sc_\phi + Sp_\phi \phi$ correspondente a cada equação de conservação.

Tabela 3.1. Coeficiente de difusão e fontes das equações de conservação.

Equação	ϕ	Γ_ϕ	Sc_ϕ	Sp_ϕ
Massa	1	0	0	0
Quantidade de movimento linear	u_i	$\mu + \mu_t$	$-\frac{\partial \hat{p}}{\partial x_i} + F_{bj}$	0
Energia cinética turbulenta	κ	$\mu + \frac{\mu_t}{\sigma_\kappa}$	\tilde{P}_k	$-\rho \beta_i^* \omega$
Taxa específica de dissipação da energia cinética turbulenta	ω	$\mu + \frac{\mu_t}{\sigma_\omega}$	$\frac{\rho \alpha}{\mu_t} P_k + 2(1 - F_1) \frac{\rho \sigma_{\omega 2}}{\omega} \frac{\partial \kappa}{\partial x_j} \frac{\partial \omega}{\partial x_j}$	$-\rho \beta_i \omega$

3.2. Equações de Equilíbrio (Parede da Aorta)

A parede da aorta foi modelada como uma casca já que o objeto deste trabalho não se focaliza em avaliar a interação entre as três camadas da aorta (íntima, média e adventícia).

A equação de conservação de quantidade de movimento linear (Timoshenko, 1970; Hughes, 2012), pode ser escrita em notação indicial como:

$$\frac{\partial \sigma_{ij}}{\partial x_j} + b_i = \rho_s \frac{\partial^2 d_i}{\partial t^2} \quad (3.30)$$

onde σ_{ij} são os componentes do tensor das tensões σ que age sobre a estrutura; ρ_s

é a massa específica da estrutura; b_i é a força do corpo da estrutura e d_i refere-se ao vetor deslocamento da estrutura.

A equação constitutiva que relaciona o tensor das tensões $\boldsymbol{\sigma}$ com o tensor das deformações $\boldsymbol{\epsilon}$ é definida pela forma generalizada da lei de Hooke (Zienkiewicz e Taylor, 2000). Esta equação pode ser escrita, utilizando a notação de Voigt¹, a qual pode ser expressa em termos das deformações totais ($\boldsymbol{\epsilon}$) e iniciais ($\boldsymbol{\epsilon}^0$), para materiais homogêneos e isotrópicos, como:

$$\boldsymbol{\sigma} = \mathbf{D}(\boldsymbol{\epsilon} - \boldsymbol{\epsilon}^0) \text{ em } \Omega_s \quad (3.31)$$

onde \mathbf{D} é a matriz constitutiva da elasticidade, que depende do módulo de Young E e do coeficiente de Poisson ν do material, expressa por:

$$\mathbf{D} = \frac{E(1-\nu)}{(1+\nu)(1-2\nu)} \begin{pmatrix} 1 & \frac{\nu}{1-\nu} & \frac{\nu}{1-\nu} & 0 & 0 & 0 \\ \frac{\nu}{1-\nu} & 1 & \frac{\nu}{1-\nu} & 0 & 0 & 0 \\ \frac{\nu}{1-\nu} & \frac{\nu}{1-\nu} & 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & \frac{1-2\nu}{2(1-\nu)} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{1-2\nu}{2(1-\nu)} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{1-2\nu}{2(1-\nu)} \end{pmatrix}, \quad (3.32)$$

e Ω_s é o domínio da estrutura.

Considerando a situação de interesse, referente ao estudo do escoamento após a implantação de uma prótese valvar aórtica, quando as deformações da aorta são relativamente pequenas, selecionou-se um modelo de deformação linear na estrutura. Neste caso, o vetor deformação pode ser decomposto em função do produto de uma matriz de operadores diferenciais \mathbf{B} e o vetor deslocamento \mathbf{d} (Popov, 1990), ou seja:

$$\boldsymbol{\epsilon} = \mathbf{B} \mathbf{d} \text{ em } \Omega_s, \quad (3.33)$$

Nessa equação,

¹ A notação de Voigt permite representar um tensor simétrico (como é o caso do tensor das tensões) com um vetor da seguinte forma:

$$\boldsymbol{\sigma} = \begin{bmatrix} \sigma_{xx} & \sigma_{xy} & \sigma_{xz} \\ \sigma_{yx} & \sigma_{yy} & \sigma_{yz} \\ \sigma_{zx} & \sigma_{zy} & \sigma_{zz} \end{bmatrix} \equiv (\sigma_{xx}, \sigma_{yy}, \sigma_{zz}, \sigma_{xy}, \sigma_{yz}, \sigma_{xz})^t$$

$$\mathbf{B} = \begin{pmatrix} \frac{\partial}{\partial x} & 0 & 0 \\ 0 & \frac{\partial}{\partial y} & 0 \\ 0 & 0 & \frac{\partial}{\partial z} \\ \frac{\partial}{\partial y} & \frac{\partial}{\partial x} & 0 \\ 0 & \frac{\partial}{\partial z} & \frac{\partial}{\partial y} \\ \frac{\partial}{\partial z} & 0 & \frac{\partial}{\partial x} \end{pmatrix} \quad (3.34)$$

Substituindo-se as expressões anteriores nas equações de equilíbrio da estrutura obtém-se as equações de equilíbrio em função do vetor de deslocamento, velocidade e aceleração, *i.e.*:

$$\rho_s \ddot{\mathbf{d}} - \mathbf{B}^T (\mathbf{D} \mathbf{B}) \mathbf{d} = \mathbf{b} - \mathbf{B}^T \mathbf{D} \boldsymbol{\epsilon}^0 \quad \text{em } \Omega_s \quad (3.35)$$

3.3. Condições de Contorno

O escoamento foi determinado utilizando um modelo computacional correspondente a aorta de um paciente específico, a qual foi definida a partir da aquisição das imagens de uma tomografia computadorizada (CT). Como apresentado na Figura 3.2, a aorta possui os seguintes segmentos: *i*) raiz da aorta; *ii*) aorta ascendente; *iii*) arco aórtico e *iv*) início da aorta descendente. A entrada no domínio da aorta encontra-se localizada na raiz da aorta, mais especificamente na valva aórtica. Na parte superior do arco da aorta têm-se localizada três saídas que distribuem o sangue na direção das seguintes artérias: braquiocefálica; carótida esquerda e subclávia. Finalmente a quarta saída localiza-se na aorta descende.

Para resolver as equações diferenciais descritas nas seções 3.1 e 3.2, condições de contorno apropriadas devem ser definidas nas fronteiras do domínio: *i*) entrada; *ii*) saídas e *iii*) superfície da aorta. Para impor as necessárias condições de contorno é conveniente descrever rapidamente o ciclo cardíaco. O coração funciona como uma bomba que trabalha ciclicamente. Inicialmente, a valva da entrada da aorta está fechada, enquanto o coração se enche de sangue, quando então a valva se abre devido à alta pressão no coração. Conforme ilustrado na Figura 3.3, o fluxo de massa (\dot{m}) entrando da aorta cresce até atingir um valor máximo, quando a pressão no coração cai, devido ao seu esvaziamento e a valva é fechada, resultando numa queda da vazão. Este período inicial do ciclo é chamado de sístole e possui a

duração de aproximadamente 1/3 s. O período final do ciclo, denominado de diástole, possui a duração de 2/3 s, e corresponde ao período de relaxamento do coração, quando a valva está fechada e quase nenhuma vazão entra na aorta.

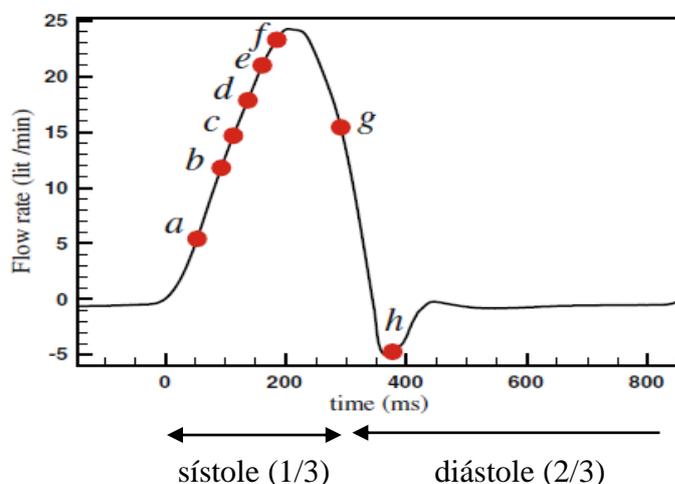


Figura 3.3. Esquema do ciclo cardíaco (sístole e diástole). (Borzajani *et al.*, 2010)

Na literatura especializada observa-se que na análise do escoamento nas regiões da aorta aceitam-se dois tipos de condições de contorno na entrada e saídas da aorta: *i*) pressão fisiológica (Crosetto *et al.*, 2011; Reymond *et al.*, 2013) ou *ii*) vazão fisiológica (Wang e Li, 2011b; Taelman *et al.*, 2016). No presente trabalho, selecionou-se impor pressão na entrada, e vazão em massa em cada uma das saídas. A Figura 3.4 esquematiza as condições de contorno utilizadas neste trabalho para um ciclo cardíaco.

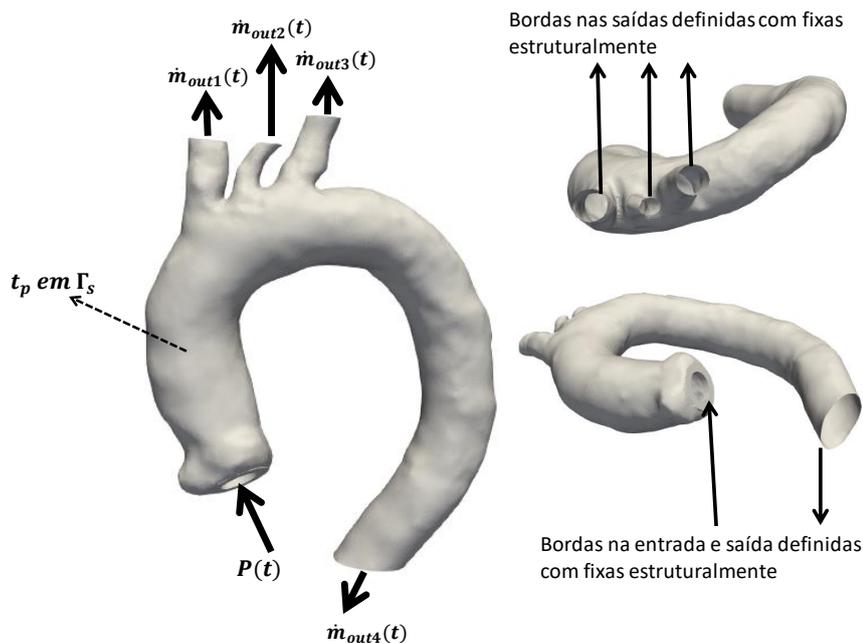


Figura 3.4. Esquematização das condições de contorno para um ciclo cardíaco.

A entrada da aorta corresponde à valva aórtica, onde foi prescrito um perfil de pressão variável com o tempo, $P(t)$, visando representar um perfil fisiológico. A entrada da aorta foi modelada geometricamente como sendo circular com o diâmetro efetivo da valva aórtica, já que no período da sístole a abertura da valva atinge muito rapidamente sua abertura máxima (diâmetro efetivo). O perfil proposto aqui, foi desenvolvido baseado nos trabalhos de Crosetto *et al.* (2011) e Reymond *et al.* (2013). O perfil descrito pelo polinômio abaixo foi prescrito durante cada um dos ciclos de 1 s do ciclo cardíaco. O perfil encontra-se ilustrado na Figura 3.5.

$$p_{in}(Pa) = 10^3(10,8 - 37,4 t + 837 t^2 - 3952 t^3 + 7643 t^4 - 6642 t^5 + 2151 t^6) \quad (3.36)$$

As quantidades turbulentas κ_{in} e ω_{in} na entrada da aorta são obtidas em função da velocidade normal ao plano de entrada do domínio computacional, $V_{in}(t)$, a qual é obtida a partir da solução do escoamento, para cada instante de tempo t , garantindo conservação global de massa.

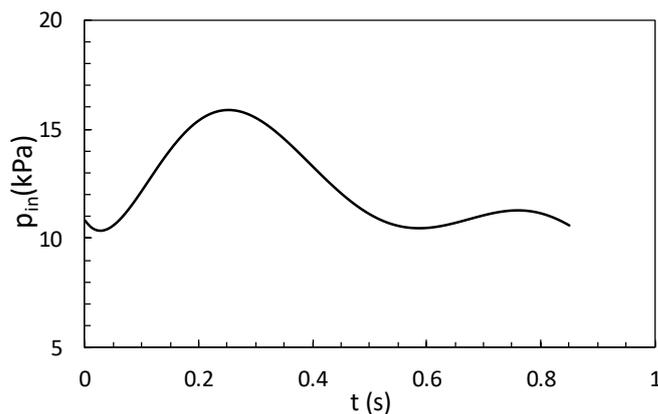


Figura 3.5. Perfil de pressão na entrada para um ciclo cardíaco.

A energia cinética turbulenta κ_{in} na entrada é (Mathieu e Scott, 2000):

$$\kappa_{in}(t) = \frac{3}{2} (V_{in}(t) I)^2 \quad (3.37)$$

onde I é intensidade turbulenta, a qual foi definida igual a 5% baseada nos trabalhos de Tan *et al.* (2009); Gomes (2017) e Cellis (2017).

A taxa específica de dissipação (ω_{in}) é baseada na escala de comprimento ℓ definido como $\ell = 0,07D$, sendo D o diâmetro da valva aórtica, e a constante empírica $C_\mu=0,09$.

$$\omega_{in}(t) = \frac{\sqrt{k_{in}(t)}}{C_{\mu}^{1/4} \rho} \quad (3.38)$$

As vazões volumétrica $\dot{V}_{in}(t)$ e mássica $\dot{m}_{in}(t)$ na entrada da aorta são obtidas a partir do perfil de velocidade do componente normal ao plano de entrada como

$$\dot{V}_{in}(t) = \int_{A_{in}} V_{in}(t) dA \quad ; \quad \dot{m}_{in}(t) = \rho \dot{V}_{in}(t) \quad (3.39)$$

Lembrando que um dos focos principais de estudo desta tese é avaliar a influência do ângulo de posicionamento (ϱ) de uma prótese valvar aórtica, a Figura 3.6 esboça em termos da geometria da aorta, o direcionamento (direita, esquerda, anterior e posterior) dos ângulos (ϱ) a serem avaliados.

Para cada simulação numérica desenvolvida, a inclinação geometria da valva aórtica foi redefinida em termos de cada ângulo (ϱ) e direcionamento avaliado, a Figura 3.7 exemplifica os casos de $\varrho = 0^\circ$ e $\varrho \neq 0^\circ$ (na direção esquerda).

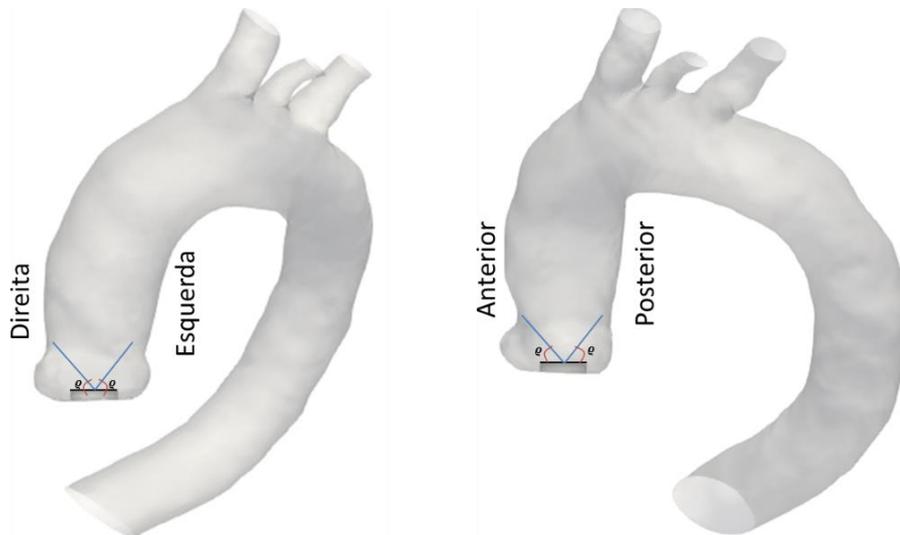


Figura 3.6. Direções avaliadas do posicionamento angular da valva



Figura 3.7. Inclinação $\varrho = 0^\circ$ e $\varrho \neq 0^\circ$ da valva aórtica

A Figura 3.4 ilustra que existem quatro fronteiras de saída do domínio computacional. A primeira $\dot{m}_{out1}(t)$ é posicionada na artéria braquiocefálica; a segunda $\dot{m}_{out2}(t)$ na artéria carótida esquerda; a terceira na artéria subclávia esquerda $\dot{m}_{out3}(t)$ e finalmente a quarta $\dot{m}_{out4}(t)$ saída na aorta descendente. De acordo com Alastruey *et al.* (2016), a vazão em cada uma das saídas varia com a vazão na entrada, apresentando a seguinte distribuição percentual em relação a vazão na entrada (saída 1: $\lambda_1 = 15\%$, saída 2: $\lambda_2 = 4\%$, saída 3: $\lambda_3 = 6\%$ e saída 4: $\lambda_4 = 75\%$).

Como condição de contorno nas quatro saídas da aorta, neste trabalho, propôs-se uma variação temporal para a vazão em cada uma das saídas, $\dot{m}_{out_i} = \lambda_i \dot{m}_{ref}$, $i = 1$ a 4, de acordo com a proporção proposta por Alastruey *et al.* (2016), baseado num polinômio apresentado a seguir (\dot{m}_{ref}) e apresentado na Fig. 3.8

$$\dot{m}_{ref} = 56.6 t^6 - 150.8 t^5 + 132.9 t^4 - 33.2 t^3 - 9.8 t^2 + 4.4 t - 0.05 \quad (3.40)$$

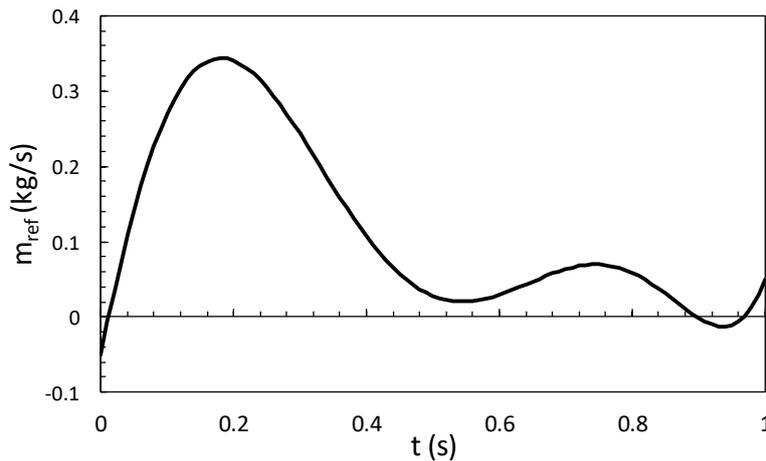


Figura 3.8. Perfil de vazão de referência para vazões de saída

Em relação às condições de contorno para a equação de equilíbrio estrutural, Eq. (3.35), nas fronteiras da entrada e das saídas da aorta, considerou-se estas superfícies como suportes fixos (Wang e Li, 2011c), *i.e.*: com deslocamento nulo.

Devido à interação fluido estrutura, a superfície interna da parede da aorta, Γ_s , se desloca com velocidade u_{g_i} . A velocidade de deslocamento é obtida ao impor como condição de contorno para as equações de equilíbrio da estrutura, Eq. (3.35), que a força atuante na superfície \mathbf{t}_p seja igual à força resultante das tensões (de pressão e viscosa) obtidas pelo campo de velocidade. Para o escoamento, impõe-se a condição de não deslizamento, *i.e.*, $\tilde{u}_i = 0 \rightarrow u_i = u_{g_i}$ e a energia cinética

turbulenta também é nula. A condição de contorno na superfície interna da aorta da taxa específica de dissipação da energia cinética turbulenta ω_w , é dada na forma adimensional em função da distância adimensional da parede y^+ (Menter, 1994).

$$\omega^+ = \min\left(2500, \frac{6}{\beta_\infty^*(y^+)^2}\right) \quad (3.41)$$

onde,

$$\omega^+ = \frac{\omega_w \mu}{\rho u^{*2}} \quad ; \quad y^+ = \frac{\rho u^* y}{\mu} \quad (3.42)$$

sendo u^* a velocidade de atrito, definida em função da tensão cisalhante na parede τ_w

$$u^* = \frac{\sqrt{\tau_w}}{\rho} \quad ; \quad \tau_w = \mu \frac{\partial v}{\partial n} \quad (3.43)$$

onde $\partial v / \partial n$ refere-se ao gradiente de velocidade na direção normal à parede.

3.4. Grandezas Auxiliares

A seguir, introduz-se a definição de uma série de grandezas auxiliares úteis na análise do escoamento nos capítulos de resultados (Caps. 5 e 6).

- Magnitude da vorticidade (ξ_ω):

$$\xi_\omega = \sqrt{2 \Omega_{ij} \Omega_{ij}} \quad (3.44)$$

onde Ω_{ij} é o tensor vorticidade

$$\Omega_{ij} = \frac{1}{2} \left(\frac{\partial u_i}{\partial x_j} - \frac{\partial u_j}{\partial x_i} \right) \quad (3.45)$$

- Critério Q; definido por Hunt *et al.* (1988) como:

$$Q = \frac{1}{2} (\Omega_{ij} \Omega_{ij} - S_{ij} S_{ij}) \quad (3.46)$$

onde S_{ij} refere-se ao tensor taxa de deformação (Eq. 3.5);

- Máxima tensão principal do tensor de Reynolds (TSS_{max}^{3D}); definido como (Malvern, 1969):

$$TSS_{max}^{3D} = \frac{\sigma_1 - \sigma_3}{2} \quad (3.47)$$

onde σ_1 e σ_3 correspondem ao maior e menor autovalor da matriz do tensor de Reynolds, no sistema de coordenadas principal. A obtenção de σ_1 e σ_3 é feita a

partir da solução da equação polinomial de terceira ordem apresentada a seguir:

$$\sigma^3 - I_1\sigma^2 + I_2\sigma - I_3 = 0 \quad (3.48)$$

Esta equação apresenta três raízes: σ_1 ; σ_2 e σ_3 . Na Eq. (3.48) I_1 ; I_2 e I_3 são os invariantes do tensor de Reynolds, definidos como:

$$I_1 = \overline{u'u'} + \overline{v'v'} + \overline{w'w'} \quad (3.49)$$

$$I_2 = (\overline{u'u'}) (\overline{v'v'}) + (\overline{v'v'}) (\overline{w'w'}) + (\overline{u'u'}) (\overline{w'w'}) + (\overline{u'v'})^2 + (\overline{v'w'})^2 + (\overline{u'w'})^2 \quad (3.50)$$

$$I_3 = -(\overline{u'w'})^2 (\overline{v'v'}) + 2(\overline{u'v'}) (\overline{v'w'}) (\overline{u'w'}) - (\overline{u'u'}) (\overline{v'w'})^2 - (\overline{u'v'})^2 (\overline{w'w'}) + (\overline{u'u'}) (\overline{v'v'}) (\overline{w'w'}) \quad (3.51)$$

- Média temporal de WSS (TAWSS, *Time Average WSS*):

$$TAWSS = \frac{1}{T} \int_0^T |\tau_w| dt \quad (3.52)$$

onde T é o período do ciclo cardíaco

- Índice oscilatório de tensão (OSI); definido por Ku *et al.* (1985) como:

$$OSI = 0,5 \left(1 - \frac{|\frac{1}{T} \int_0^T \tau_w dt|}{\frac{1}{T} \int_0^T |\tau_w| dt} \right) \quad (3.53)$$

- Média temporal de Pressão (TAP, *Time Average Pressure*):

$$TAP = \frac{1}{T} \int_0^T p dt \quad (3.54)$$

3.5. Parâmetros que Governam o Problema

O escoamento no interior da aorta é governado pelos parâmetros associados ao escoamento propriamente dito e a complacência da parede da aorta, pois esta define o domínio do escoamento. Estes são apresentados nesta seção.

O número de Reynolds (Re) descreve a relação entre as forças de inercias e forças viscosas. Como o regime de escoamento é transiente e cíclico, selecionou-se como referência, a vazão em massa correspondente ao pico da sístole $\dot{m}_{in,max}$

$$Re = \frac{4 \dot{m}_{in,max}}{\pi D \mu} \quad (3.55)$$

onde D é o diâmetro efetivo da valva aórtica

Devido à presença do arco da aorta, as forças centrípetas passam a ser

relevantes. O número de Dean (De) relaciona as forças de inércia e centrípetas com as forças viscosas (Dean, 1928).

$$De = Re \sqrt{\frac{R_a}{R_c}} \quad (3.56)$$

Nessa equação, Re é o número de Reynolds; R_a é o raio médio da aorta ascendente e R_c corresponde ao raio médio de curvatura da aorta. A intensidade do escoamento secundário e deslocamento da velocidade axial máxima é uma função do número de Dean.

Outro parâmetro relevante relacionado ao fluxo pulsátil na aorta é o número de Womersley (1955) que relaciona as forças transientes de inércia e as forças viscosas da forma a seguir:

$$\alpha_w = R_a \sqrt{\frac{f}{\mu/\rho}} \quad (3.57)$$

onde f é a frequência de pulsações e μ e ρ são viscosidade molecular e massa específica do fluido. Quando α_w é pequeno (<1), indica que a frequência de pulsações f é suficientemente baixa para que o perfil de velocidade na entrada possa se desenvolver durante cada ciclo. Quando α_w é grande (>10), o que corresponde a alta frequência de pulsações, o perfil de velocidade na entrada da aorta é aproximadamente uniforme (Ku, 1997).

O parâmetro padrão utilizado para a avaliação clínica da gravidade da estenose aórtica é o diâmetro efetivo do orifício da valva aórtica (D). Do ponto de vista da mecânica dos fluidos, o parâmetro deve ser $D/(2 R_a)$, pois a razão de expansão influencia diretamente o escoamento.

Finalmente, o último parâmetro que define o problema do ponto de vista de mecânica dos fluidos, refere-se às possíveis inclinações (ϱ) de uma valva aórtica instalada durante um processo cirúrgico de substituição de valva patológica.

Em termos dos parâmetros relacionados à estrutura (parede da aorta), são eles: o módulo de Young (E); coeficiente de Poisson ν ; densidade da estrutura (ρ_s) e espessura da estrutura (e).

No presente estudo, analisou-se o escoamento ao longo de uma aorta correspondente a um paciente, e utilizou-se condições fisiológicas típicas para analisar o escoamento. Os parâmetros dimensionais utilizados nas análises realizadas neste trabalho são:

i) geométricos: aorta do paciente selecionado possui raio médio de curvatura da aorta, $R_c \approx 57,4$ mm e raio médio da aorta $R_a \approx 19,4$ mm, diâmetro da valva aórtica $D = 16$ mm;

ii) condições de contorno: pressão na entrada e vazões nas saídas representativas de ciclos cardíacos fisiológicos, vários ângulos da valva aórtica ϱ ; frequência do ciclo cardíaco típico, $f=1s^{-1}$;

iii) propriedades do sangue: $\rho=1054$ kg/m³ e $\mu=0,0072$ Pa s (Gomes, 2017);

iv) propriedades estrutura da aorta: $E= 3$ MPa; $\nu= 0,47$; $e= 2$ mm (Gao *et al.*, 2008); $\rho_s= 2000$ kg/m³ (Xiong *et al.*, 2010);

Sendo os parâmetros adimensionais de referência governantes:

$$Re = 4421 ; De = 2572 ; \frac{D}{2R_a} = 0,41 ; \alpha_w = 19; \varrho = 0^0, 4^0 e 8^0 \quad (3.58)$$

4 Modelagem Numérica

Neste capítulo descreve-se a modelagem numérica utilizada para avaliar as características hemodinâmicas do fluxo sanguíneo no interior da aorta. O primeiro passo, consiste em criar um domínio computacional que represente a aorta. A seguir, uma malha deve ser distribuída no interior e parede da aorta, para então ser possível resolver as equações de conservação descritas no capítulo anterior. A solução das equações que governam o escoamento do sangue no interior da aorta e o deslocamento da parede da aorta é um problema de interação Fluido-Estrutura (FSI). A partir deste momento no texto, o termo fluido refere-se ao sangue e estrutura refere-se à parede aórtica.

Slone (2002) apresenta as características principais que possuem os problemas das simulações numéricas do tipo FSI:

- O movimento de determinado fluido em contato com uma estrutura transmite uma força nas superfícies de contato.
- A força transmitida gera uma resposta dinâmica na estrutura que posteriormente impacta no domínio do fluido.
- As equações que regem o movimento do fluido devem ser adaptadas a fim de captar as mudanças dinâmicas do domínio do fluido.

Neste trabalho, o software ANSYS, versão 18.0 foi a ferramenta computacional escolhida para modelar todos os aspectos da simulação FSI. A simulação FSI é composta por dois tipos de estratégias conjuntas bem conhecidas na literatura especializada, *i.e.*: Método de elementos finitos (FEM) e Método dos volumes finitos (FVM). O FEM resolve o equacionamento que rege o comportamento dinâmico da estrutura e o FVM é usado a fim de solucionar as equações que governam o comportamento dinâmico do fluido.

Conforme mencionado, a modelagem numérica abrange três grandes seções que serão discutidas neste capítulo. A etapa inicial é apresentada na seção 4.1 e refere-se à aquisição das imagens tomográficas do paciente que foi estudado, incluindo a descrição do processo de segmentação e geração da geometria de

interesse. O item 4.2 discute o processo de geração das malhas computacionais do sangue e da parede da aorta. As seções 4.3; 4.4 e 4.5 dissertam sobre a metodologia numérica que resolve as equações de conservação que regem a interação fluido-estrutura.

4.1. Aquisição de Imagens Médicas, Segmentação e Geração das Geometrias de Interesse

A aquisição das imagens foi realizada por meio de uma tomografia computadorizada (TC) aplicada ao paciente específico. A Figura 4.1 ilustra as vistas ortogonais da TC do paciente avaliado nesta tese de Doutorado. A escolha, uso e avaliação deste paciente específico foi aprovada pelo Conselho de Ética em Pesquisa do Instituto Nacional de Cardiologia, Ministério da Saúde (INC-MS).

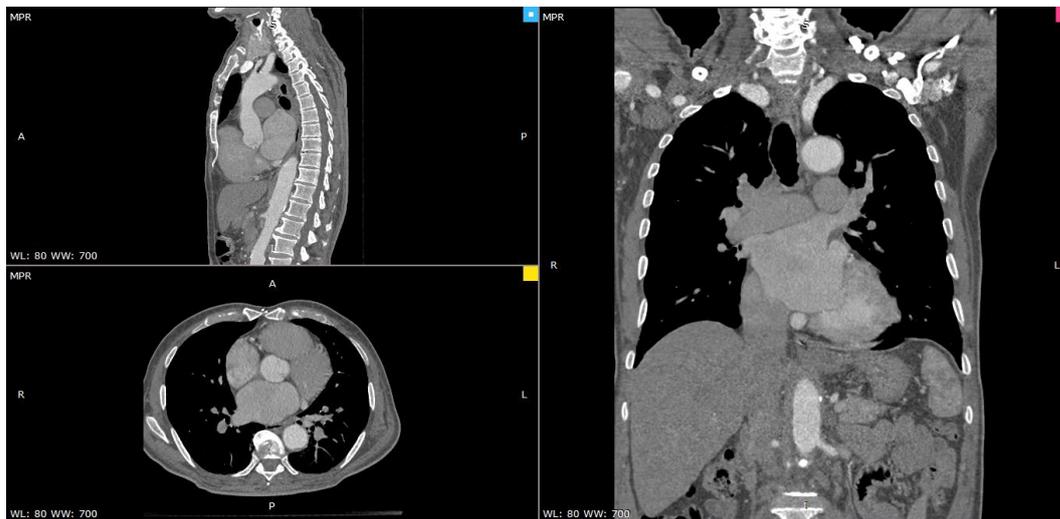


Figura 4.1. Vistas ortogonais de tomografia computadorizada da região torácica

O processo de pré-processamento; segmentação; pós-processamento das imagens foi realizado por meio dos softwares: *i*) FIJI e *ii*) Mimics (Materialise, Belgium). A Figura 4.2 apresenta o resultado da segmentação da aorta do paciente estudado. Nesta figura é observável que órgãos tais como coração, costelas, final da aorta torácica, entre outros foram excluídos satisfatoriamente graças ao procedimento de segmentação.

As geometrias referentes ao sangue e a parede da aorta, são construídos usando a segmentação gerada a partir das imagens obtidas com o exame do paciente. O volume segmentado corresponde ao volume que o sangue ocupa no interior da aorta. A superfície da segmentação é interpretada com a fronteira interna da parede da aorta

e a partir desta fronteira é projetada ao exterior a espessura da parede da aorta. A Figura 4.3 exemplifica a geometria do sangue e da parede da aorta do paciente estudado nesta tese.

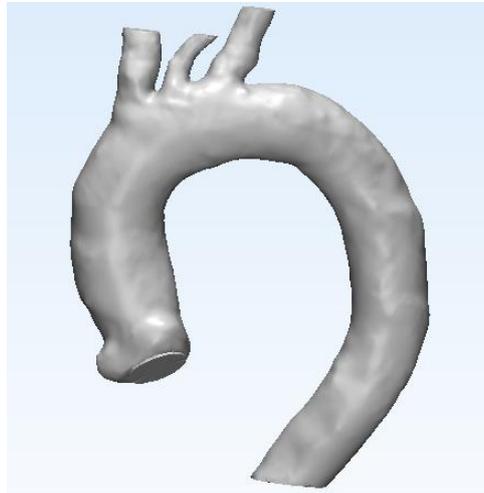
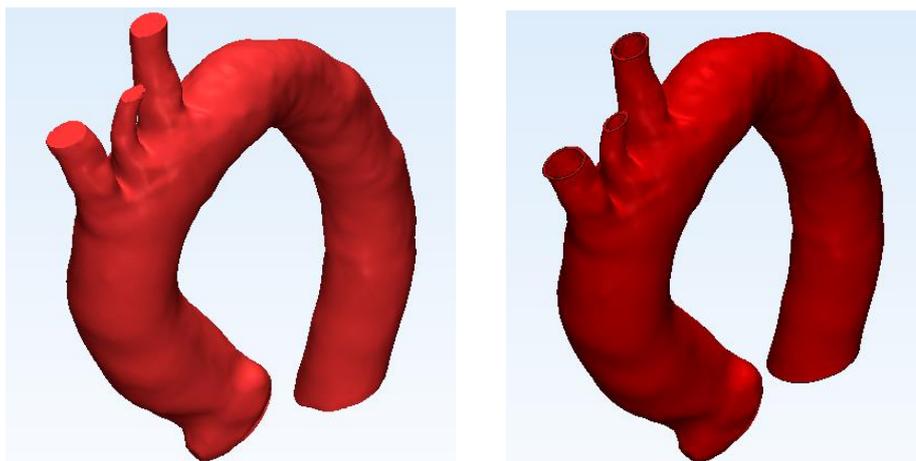


Figura 4.2. Segmentação da aorta do paciente avaliado



a) sangue

b) parede da aorta

Figura 4.3. Geometria do a) sangue e da b) parede da aorta

4.2. Malhas Computacionais do Sangue e da Parede da Aorta

As malhas computacionais foram geradas na ferramenta ICEM-CFD do pacote ANSYS, versão 18. Em relação ao domínio computacional do sangue, a malha foi obtida a partir de elementos tetraédricos. Em termos do domínio computacional da parede da aorta, os elementos da malha usados foram quadráticos. No Apêndice A1 são apresentadas as características qualitativas de cada uma das malhas geradas para o paciente estudado. Ainda no Apêndice A1 são apresentados os testes realizados de convergência de malha espacial e passo de tempo, visando a

obtenção de solução independentemente do número de volumes de controle e tamanho do passo de tempo, dentro de uma determinada precisão estipulada. A malha selecionada para as análises realizadas apresenta 2 milhões de elementos no volume de controle na região do sangue e 75000 elementos na estrutura da parede da aorta. O passo de tempo (Δt) foi definido igual a 0,01 s, o que garante um número de Courant máximo ($\dot{d}_{max}\Delta t/\overline{\Delta x}$) igual a 0,3, onde \dot{d}_{max} é a velocidade de deslocamento máximo da parede da aorta e $\overline{\Delta x}$ é o tamanho médio do espaçamento. Para o paciente estudado, as Figuras 4.4 e 4.5 apresentam vistas das malhas da parede da aorta e do sangue, respectivamente.

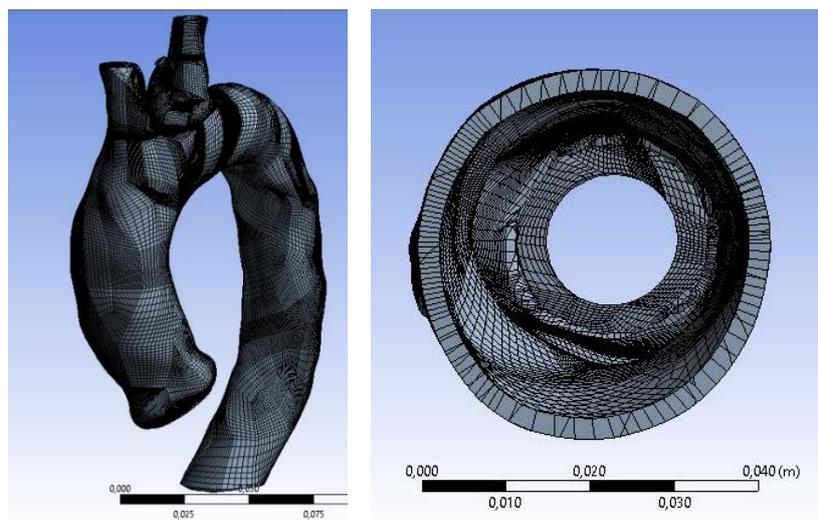


Figura 4.4. Malha da parede da aorta

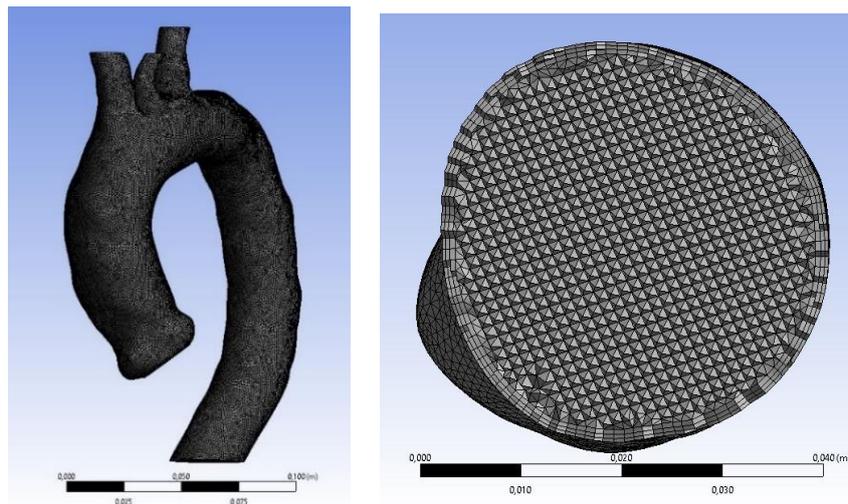


Figura 4.5. Malha do sangue

4.3. Método Numérico no Domínio do Fluido (Sangue)

A metodologia de volumes finitos, FVM (Patankar, 1980) é a estratégia numérica utilizada para resolver as equações de conservação de quantidade movimento linear; conservação de massa e variáveis turbulentas. O método consiste em dividir o domínio computacional em pequenos volumes de controle. Dentro de cada volume de controle existe um ponto de referência identificado como “nó”. As equações de conservação representadas pela Eq. (3.29) são integradas ao longo de cada volume de controle, e desta forma é obtido o balanço global de cada variável de interesse.

$$\int_{dV} \frac{\partial \rho \phi}{\partial t} dV + \int_{\Delta V} \mathbf{div}(\rho \tilde{\mathbf{u}} \phi - \Gamma_{\phi} \mathbf{grad} \phi) dV = \int_{dV} (Sc_{\phi} + Sp_{\phi} \phi) dV \quad (4.1)$$

Para tratar o termo transiente, empregou-se uma aproximação de segunda ordem (Burden e Faires, 2008), onde n representa o instante de tempo atual, $n - 1$, o instante anterior e $n + 1$ o novo passo de tempo.

$$\int_{dV} \frac{\partial \rho \phi}{\partial t} dV = \frac{\partial}{\partial t} \int_{dV} \rho \phi dV = \frac{3(\rho \phi V)^{n+1} - 4(\rho \phi V)^n + (\rho \phi V)^{n-1}}{2 \Delta t} \quad (4.2)$$

Para integrar o segundo termo da Eq. (4.1) no volume, emprega-se o teorema de divergência de Gauss e o esquema de discretização totalmente implícito, permitindo realizar uma integral de área das faces do volume de controle

$$\int_{\Delta V} \mathbf{div}(\rho \tilde{\mathbf{u}} \phi - \Gamma_{\phi} \mathbf{grad} \phi) dV = \int_{A_f} J_{nf} dA_f \quad (4.3)$$

sendo J_{nf} o fluxo total (convectivo e difusivo) normal à face do volume de controle

$$J_{nf} = (\rho \tilde{\mathbf{u}} \phi - \Gamma_{\phi} \mathbf{grad} \phi) \cdot \mathbf{n}_f \quad (4.4)$$

onde \mathbf{n}_f corresponde ao unitário normal às faces.

Para avaliar o fluxo de J_{nf} de todas as variáveis nas faces dos volumes de controle selecionou-se o esquema Power-Law (Patankar, 1980), já que se caracteriza por ter um comportamento satisfatório em termos da estabilidade e precisão dos fluxos convectivo-difusivo (Versteeg e Malalasekera, 2007)

$$J_{nf} - F_f \phi_i = (\phi_i - \phi_{i+1}) \left\{ D_f \left[\left[0, 1 - (1 - 0,1 |F_f/D_f|)^5 \right] \right] + \left[0, -F_f \right] \right\} \quad (4.5)$$

sendo o fluxo de massa na face dado por $F_f = \rho \tilde{\mathbf{u}} \phi \cdot \mathbf{n}_f dA_f$ e o coeficiente de difusão $D_f = \Gamma_f dA_f/dx_i$.

O termo de fonte é avaliado no nó no interior do volume, sendo considerado constante dentro do volume.

Para resolver o sistema de equações de conservação de massa e quantidade de movimento, selecionou-se a opção pressão-velocidade acoplada (*Pressure-Based Coupled Solver PBCS*), *i.e.*: as equações de conservação de quantidade de movimento e massa são resolvidas de forma simultânea.

Os seguintes fatores de sub-relaxação foram utilizados: *i*) massa (0,2) *ii*) quantidade de movimento (0,2); *iii*) energia cinética turbulenta (0,2); *iv*) taxa de dissipação específica (0,2). Considerando o ordem de grandeza de cada uma das variáveis resolvidas, o critério de convergência foi definido em 10^{-4} para todo instante do tempo.

4.4.Método Numérico para Solução das Equações de Equilíbrio

O método numérico aplicado para resolver as equações discretizadas de equilíbrio da estrutura Eq. (3.35), subdivide a fronteira Γ_s do domínio da estrutura (Ω_s) em duas partes: Na primeira, Γ_t atuam as tensões \mathbf{t}_p , enquanto que, na segunda Γ_d estão prescritos os deslocamentos \mathbf{d}_p , ou seja:

$$\mathbf{d} - \mathbf{d}_p = \mathbf{0} \text{ em } \Gamma_d \quad (4.6)$$

$$\mathbf{T} \boldsymbol{\sigma} - \mathbf{t}_p = \mathbf{0} \text{ em } \Gamma_t \quad (4.7)$$

Notar que: $\Gamma_s = \Gamma_d \cup \Gamma_t$.

A matriz \mathbf{T} contém os cossenos diretores do vetor normal à fronteira Γ_t , e é expressa por:

$$\mathbf{T} = \begin{pmatrix} n_x & 0 & 0 & n_y & 0 & n_z \\ 0 & n_y & 0 & n_x & n_z & 0 \\ 0 & 0 & n_z & 0 & n_y & n_x \end{pmatrix} \quad (4.8)$$

Substituindo-se Eqs. (3.31) e (3.33) na Eq. (4.7), obtém-se:

$$\mathbf{T}(\mathbf{DBd} - \mathbf{D}\boldsymbol{\epsilon}^0) - \mathbf{t}_p = \mathbf{0} \text{ em } \Gamma_t \quad (4.9)$$

Para resolver a equação de equilíbrio, Eq. (3.35), sujeitas às condições de contorno descritas, pelas Eqs. (4.6) e (4.9), aplicou-se o método dos resíduos ponderados (Zienkiewicz e Taylor, 2000; Hughes, 2012). A ideia consiste em substituir a

“solução exata” por uma combinação linear de funções que representam a solução aproximada e, em seguida, minimizar o resíduo que surge após essa aproximação, de uma maneira integral (em todo o domínio) por meio da utilização de funções de ponderação, \mathbf{W} . Neste estudo as funções de ponderação \mathbf{W} usadas possuíam forma de quadrilátero com 4 nós. Dessa maneira a equação diferencial original é transformada em um sistema de equações algébricas cujas incógnitas são os parâmetros nodais $\hat{\mathbf{d}}_j, \dot{\hat{\mathbf{d}}}_j, \ddot{\hat{\mathbf{d}}}_j$, de deslocamento, velocidade e aceleração, respectivamente.

Aplicando-se o método dos resíduos ponderados (Zienkiewicz e Taylor, 2000; Hughes, 2012) nas Eqs. (3.35), (4.6) e (4.9), chega-se a:

$$\begin{aligned} \int_{\Omega_s} \mathbf{W}^T [\mathbf{B}^T (\mathbf{D}\mathbf{B}\mathbf{d} - \mathbf{D}\boldsymbol{\epsilon}^0) + \mathbf{b} - \rho_s \ddot{\mathbf{d}}] d\Omega_s + \int_{\Gamma_t} \mathbf{W}_t^T [\mathbf{T} (\mathbf{D}\mathbf{B}\mathbf{d} - \mathbf{D}\boldsymbol{\epsilon}^0) - \mathbf{t}_p] d\Gamma \\ + \int_{\Gamma_d} \mathbf{W}_t^T [\mathbf{d} - \mathbf{d}_p] d\Gamma = \mathbf{0} \end{aligned} \quad (4.10)$$

Aplicando-se o teorema de Green na Eq. (4.10) chega-se à equação de equilíbrio na sua forma matricial compacta, ou seja:

$$\mathbf{M}\ddot{\bar{\mathbf{d}}} + \mathbf{K}\bar{\mathbf{d}} = \mathbf{F}_s(t) \quad (4.11)$$

onde $\bar{\mathbf{d}}$ corresponde ao campo aproximado de deslocamentos. \mathbf{M} representa a matriz de massa, \mathbf{K} a matriz de rigidez e $\mathbf{F}_s(t)$ o vetor de forças externas aplicadas na estrutura. Cada termo da Eq. (4.11) é obtido por:

$$\mathbf{M} = \int_{\Omega_i} \mathbf{W}^T \rho_s \mathbf{N} d\Omega \quad (4.12)$$

$$\mathbf{K} = \int_{\Omega_i} (\mathbf{B}\mathbf{W})^T \mathbf{D}\mathbf{B}\mathbf{N} d\Omega - \int_{\Gamma_i} \mathbf{W}^T \mathbf{T}\mathbf{D}\mathbf{B}\mathbf{N} d\Gamma \quad (4.13)$$

$$\mathbf{F} = \int_{\Omega_i} \mathbf{W}^T \mathbf{b} d\Omega + \int_{\Gamma_{ti}} \mathbf{W}^T \mathbf{t}_p d\Gamma + \int_{\Omega_i} (\mathbf{B}\mathbf{W})^T \mathbf{D}\boldsymbol{\epsilon}^0 d\Omega - \int_{\Gamma_{di}} \mathbf{W}^T \mathbf{T}\mathbf{D}\boldsymbol{\epsilon}^0 d\Gamma \quad (4.14)$$

Nas Eqs. (4.12) a (4.14), Ω_i representa o volume de controle associado ao ponto nodal i .

Finalmente, $(\mathbf{F}_s(t))$ é o vetor de forças externas aplicadas na estrutura. No caso de uma simulação numérica FSI, as forças externas são obtidas do campo de

velocidade (forças viscosas) e pressão, obtidas com a solução das equações que governam o fluido.

Para a solução de equação de equilíbrio na sua forma matricial, indicada na Eq. (3.35), utiliza-se o método de integração $HHT - \alpha$; proposto por Hilber-Hughes-Taylor (Hilber *et al.*, 1977), por possuir um comportamento satisfatório na solução numérica desse tipo de equação de segunda ordem (Negrut *et al.*, 2007). O método é baseado numa expansão de segunda ordem em série de Taylor. O esquema proposto por Newmark (1959) para problemas unidimensionais consiste em:

$$\hat{\mathbf{d}}_{n+1} = \hat{\mathbf{d}}_n + \Delta t \hat{\mathbf{d}}_n + \frac{\Delta t^2}{2} \left[(1 - 2\alpha_s) \ddot{\mathbf{d}}_n + 2\alpha_s \ddot{\mathbf{d}}_{n+1} \right] \quad (4.15)$$

$$\dot{\mathbf{d}}_{n+1} = \dot{\mathbf{d}}_n + \Delta t \left[(1 - \varphi_s) \ddot{\mathbf{d}}_n + \varphi_s \ddot{\mathbf{d}}_{n+1} \right] \quad (4.16)$$

Nessas equações, $\hat{\mathbf{d}}_{n+1}$ é o deslocamento nodal no tempo $t_{n+1} = t_n + \Delta t$; α_s e φ_s são constantes de integração do método.

De acordo como o método $HHT-\alpha$, a Eq. (3.35), para o instante de tempo t_{n+1} , pode ser expressa por:

$$\mathbf{M} \ddot{\mathbf{d}}_{n+1-\alpha_m} + \mathbf{K} \hat{\mathbf{d}}_{n+1-\alpha_f} = \mathbf{F}_s(\mathbf{t}_{n+1-\alpha_f}) \quad (4.17)$$

onde;

$$\ddot{\mathbf{d}}_{n+1-\alpha_m} = (1 - \alpha_m) \ddot{\mathbf{d}}_{n+1} + \alpha_m \ddot{\mathbf{d}}_n \quad (4.18)$$

$$\dot{\mathbf{d}}_{n+1-\alpha_f} = (1 - \alpha_f) \dot{\mathbf{d}}_{n+1} + \alpha_f \dot{\mathbf{d}}_n \quad (4.19)$$

$$\hat{\mathbf{d}}_{n+1-\alpha_f} = (1 - \alpha_f) \hat{\mathbf{d}}_{n+1} + \alpha_f \hat{\mathbf{d}}_n \quad (4.20)$$

$$\mathbf{F}_s(\mathbf{t}_{n+1-\alpha_f}) = (1 - \alpha_f) \mathbf{F}_s(\mathbf{t}_{n+1}) + \alpha_f \mathbf{F}_s(\mathbf{t}_n) \quad (4.21)$$

Combinando-se as Eqs. (4.15); (4.16) e (4.18) a (4.21) com a Eq. (4.17), obtém-se:

$$\begin{aligned} [\alpha_0 \mathbf{M} + (1 - \alpha_f) \mathbf{K}] \hat{\mathbf{d}}_{n+1} &= (1 - \alpha_f) \mathbf{F}_s(\mathbf{t}_{n+1}) + \alpha_f \mathbf{F}_s(\mathbf{t}_n) - \\ &\alpha_f \mathbf{K} \hat{\mathbf{d}}_n + \mathbf{M} \left(\alpha_0 \hat{\mathbf{d}}_n + \alpha_2 \dot{\mathbf{d}}_n + \alpha_3 \ddot{\mathbf{d}}_n \right) \end{aligned} \quad (4.22)$$

Nessa equação,

$$\alpha_0 = \frac{1-\alpha_m}{\alpha_s \Delta t^2} \quad ; \quad \alpha_1 = \frac{(1-\alpha_f)\varphi_s}{\alpha_s \Delta t} \quad (4.23)$$

$$\alpha_2 = \alpha_0 \Delta t \quad ; \quad \alpha_3 = \frac{(1-\alpha_m)}{2\alpha_s} - 1 \quad (4.24)$$

$$\alpha_4 = \frac{(1-\alpha_f)\varphi_s}{\alpha_s} - 1 \quad ; \quad \alpha_5 = (1 - \alpha_f) \left(\frac{\varphi_s}{2\alpha_s} - 1 \right) \Delta t \quad (4.25)$$

onde,

$$\varphi_s = \frac{1}{2} - \alpha_m + \alpha_f; \alpha_s \geq \frac{1}{2} \varphi_s; \alpha_m \leq \alpha_f \leq \frac{1}{2} \quad (4.26)$$

De forma a garantir que o método HHT- α seja incondicionalmente estável, os valores das constantes do método nas simulações realizadas, de acordo com o Manual do ANSYS (versão 18.0) foram: $\alpha_s = 0,3025$; $\varphi_s = 0,6$; $\alpha_f = 0,1$; $\alpha_m = 0$.

Resolvendo-se a Eq. (4.22), obtém-se o vetor de deslocamentos nodais $\hat{\mathbf{d}}_{n+1}$ para o instante de tempo t_{n+1} . Em seguida, são obtidas as velocidades e acelerações nodais $\hat{\mathbf{d}}_{n+1}^{\dot{}}$ e $\hat{\mathbf{d}}_{n+1}^{\ddot{}}$, respectivamente. Essencialmente, o método HHT- α consiste em calcular numericamente os valores desconhecidos de $\hat{\mathbf{d}}_{n+1}^{\ddot{}}$; $\hat{\mathbf{d}}_{n+1}^{\dot{}}$ e $\hat{\mathbf{d}}_{n+1}$ usando as Eqs. (4.15), (4.16) e (4.22), a partir dos valores conhecidos $\hat{\mathbf{d}}_n^{\ddot{}}$; $\hat{\mathbf{d}}_n^{\dot{}}$ e $\hat{\mathbf{d}}_n$.

4.5. Velocidade da Malha

A velocidade da malha deve ser avaliada a partir da variação de volume resultante do deslocamento da estrutura, devendo satisfazer a lei de conservação geométrica (Demirdžić e Perić, 1988; Farhat *et al.*, 1995):

$$\frac{dV}{dt} = \int_{\partial V} \mathbf{u}_g \cdot \mathbf{n}_f dA_f = \sum_j^{N_f} \mathbf{u}_{g,j} \cdot \mathbf{n}_f dA_f \quad (4.27)$$

onde N_f é o número de faces no volume de controle; A_f é a área da face f , cuja normal é \mathbf{n}_f .

O produto ponto $\mathbf{u}_{g,j} \cdot \mathbf{n}_f dA_f$ em cada face do volume do controle é calculado a partir de:

$$\mathbf{u}_{g,j} \cdot \mathbf{n}_f dA_f = \frac{\delta V_j}{\Delta t} \quad (4.28)$$

onde δV_j é o volume varrido pela face j do volume de controle no intervalo de tempo Δt .

Para avaliar a velocidade da malha para o novo passo de tempo $n + 1$, emprega-se a seguinte expressão:

$$(\mathbf{u}_{g,j} \cdot \mathbf{n}_f d A_f)^{n+1} = \frac{3}{2} \left(\frac{\delta V_j}{\Delta t} \right)^n - \frac{1}{2} \left(\frac{\delta V_j}{\Delta t} \right)^{n-1} \tag{4.29}$$

A Figura 4.6 resume o processo completo da simulação FSI, mostrando a relação entre suas três etapas: *i*) dinâmica do fluido; *ii*) dinâmica da deformação da estrutura e *iii*) dinâmica do deslocamento da malha do fluido.

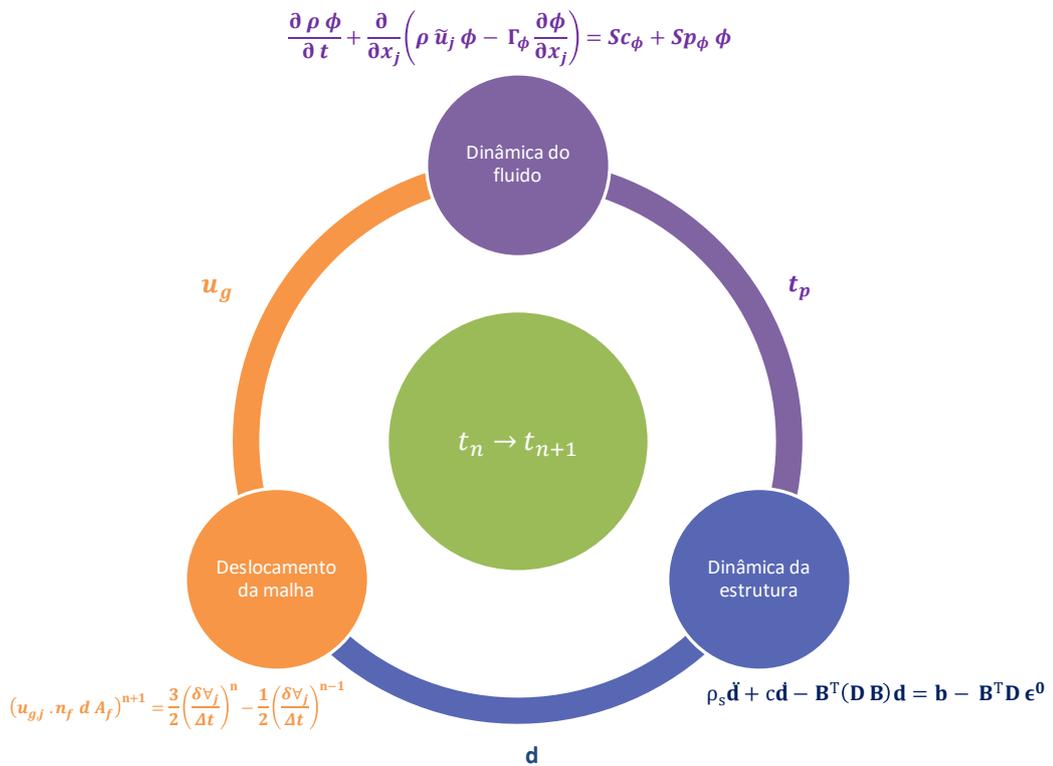


Figura 4.6. Esquemático da interação Fluido-Estrutura

5. Validação da Metodologia de Simulação Numérica

Este capítulo é dedicado a validar a estratégia de simulação numérica aplicada neste trabalho. O capítulo é subdividido em duas partes. Na primeira parte apresenta-se uma comparação dos resultados numéricos com aqueles obtidos experimentalmente por Bessa (2019). Na segunda parte, investiga-se influência da dilatação da superfície da aorta ao comparar o campo de escoamento obtido considerando a superfície da aorta complacente, ao empregar a metodologia de Interação Fluido Estrutura (FSI- Fluid Structure Interaction) com a solução obtida mantendo a superfície da aorta como uma estrutura rígida, a qual será denominada aqui de Computação de Dinâmica dos Fluidos (CFD - Computational Fluid Dynamics)-Rígido. Para esta análise, selecionou-se o caso com ângulo de entrada do escoamento na valva da aorta igual a posição de referência de 0° .

5.1. Comparação Numérico-Experimental

Como mencionado, o grupo de pesquisa do Laboratório de Engenharia de Fluidos (LEF) da PUC-Rio vem desenvolvendo estudos experimentais e numéricos na área de engenharia cardiovascular. Este trabalho de tese, se insere nas pesquisas desenvolvidas pelo grupo. A análise numérica da influência no escoamento no interior da aorta em função do posicionamento do ângulo da valva da aorta, tema desta tese, também foi realizada utilizando o enfoque experimental por Bessa (2019). Ambas as análises foram realizadas a partir da mesma tomografia computadorizada, visando realizar comparações entre os dados obtidos com os dois tipos de enfoques. A partir do molde 3D da aorta do paciente selecionado, construiu-se um fantoma para as medidas experimentais e uma malha para as soluções numéricas. Assim como no presente trabalho, o estudo realizado por Bessa (2019) foi focado na aorta ascendente, já que esta região é muito susceptível ao surgimento de aneurismas aórticos. Avaliou-se também a influência de diferentes posições angulares (ϱ) de uma prótese valvar.

Visando avaliar o modelo de turbulência utilizado nas simulações numéricas deste trabalho, todas as condições do experimento de Bessa (2019) foram replicadas na simulação numérica apresentada aqui.

Bessa (2019) mediu experimentalmente o campo de velocidade no interior da aorta utilizando a técnica PIV estereoscópico. A análise foi realizada mantendo a vazão na entrada da aorta constante, correspondente a vazão máxima no pico da sístole (vazão volumétrica, \dot{V}_{in} : 25 lt/min). O fantoma aórtico foi construído utilizando polímero polidimetilsiloxano, com espessura mínima da parede de 15 mm, garantindo rigidez da parede aórtica. Foram impostas nas quatro fronteiras de saídas da aorta (Fig. 3.4) vazões de acordo com o estudo realizado pelo Alastruey et al., (2016), *i.e.*: $\dot{V}_{out_1} = 0,15\dot{V}_{in}$; $\dot{V}_{out_2} = 0,04\dot{V}_{in}$; $\dot{V}_{out_3} = 0,06\dot{V}_{in}$ e $\dot{V}_{out_4} = 0,75\dot{V}_{in}$. Foi utilizado um duto conectado a aorta com comprimento grande o suficiente para garantir o escoamento hidrodinamicamente desenvolvido na entrada da mesma. Dessa forma, numericamente, o mesmo procedimento foi adotado, de forma que exatamente as mesmas condições de contorno fossem impostas nas duas modelagens. No estudo desenvolvido pelo Bessa (2019) não foram apresentadas incertezas de medição associadas à metodologia de medição utilizada.

Tomando como referência a posição do corpo humano (Figura 5.1), cinco angulações (φ) da valva aórtica foram investigadas aqui. Selecionou-se o ângulo 0° como referência e aplicou-se uma inclinação de 8° nas direções direita, esquerda, anterior e posterior, conforme indicado na figura.

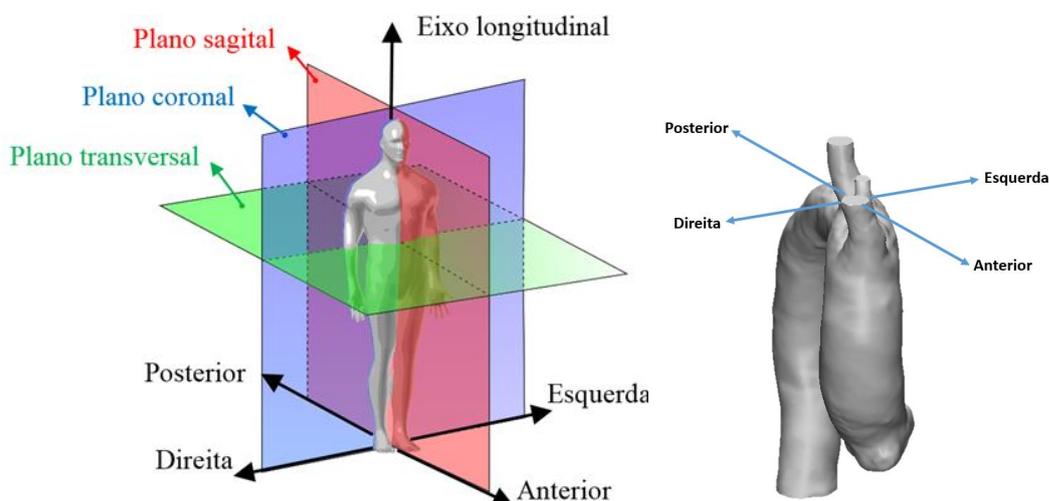


Figura 5.1. Corpo humano e localização das direções direita, esquerda, anterior e posterior

A Figura 5.1 define o plano transversal como sendo perpendicular ao eixo longitudinal do ser humano. Os planos de referência nos quais as medições experimentais foram realizadas caracterizam-se por serem paralelos à esse plano transversal. A Figura 5.2 define o eixo de coordenadas ($x=0$; $y=0$; $z=0$) localizado no centro da artéria braquiocefálica. A comparação numérico-experimental foi realizada nos 6 planos ilustrados nas duas vistas (lateral e frontal) apresentadas na Figura 5.2. O Plano A encontra-se localizado há 124 mm abaixo da origem do eixo de coordenadas, de forma análoga os planos B; C; D; E e F localizam-se há 109 mm; 94 mm; 84 mm; 74 mm e 64 mm abaixo da origem do eixo de coordenadas, respectivamente.

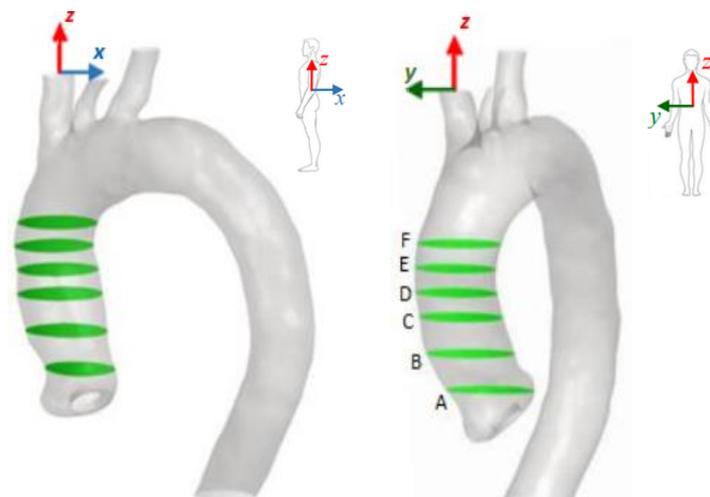


Figura 5.2. Eixo de coordenadas e planos de comparação numérico-experimental

A seguir apresenta-se uma comparação entre os resultados obtidos com os dois tipos de análise (experimental X numérico) para o componente z da velocidade e de algumas variáveis turbulentas: κ , energia cinética turbulenta e componentes cisalhantes do tensor de Reynolds ($\overline{w'v'}$, $\overline{w'u'}$ e $\overline{u'v'}$).

5.1.1. Componente z da velocidade (V_z)

As Figuras 5.3 a 5.7 apresentam a comparação numérico e experimental dos contornos no componente z da velocidade, V_z , nos seis planos selecionados, para as cinco angulações: 0° ; 8° direita; 8° esquerda; 8° anterior e 8° posterior. Analisando a Figura 5.3 correspondente ao caso de referência de 0° , observa-se a região de alta velocidade centrada no plano A, próximo à raiz da aorta. Devido a curvatura da aorta, nos planos subsequentes, o jato se aproxima da superfície anterior da aorta. Pode-se afirmar que excelente concordância entre os resultados foi obtida.

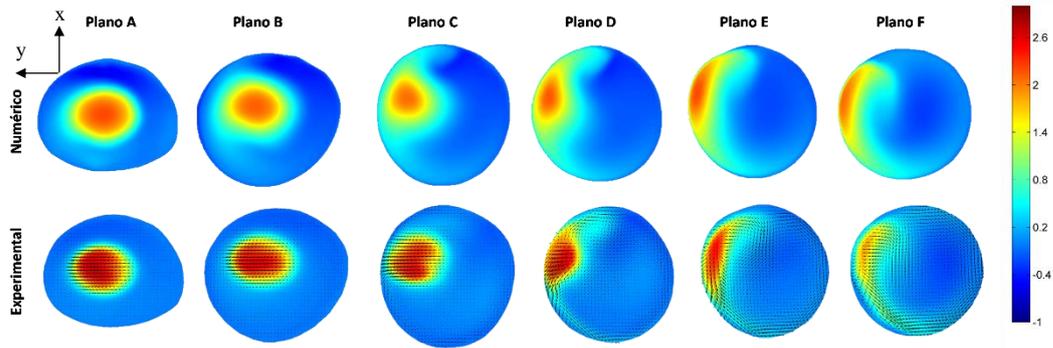


Figura 5.3. Caso: 0°. Componente de velocidade V_z (m/s)

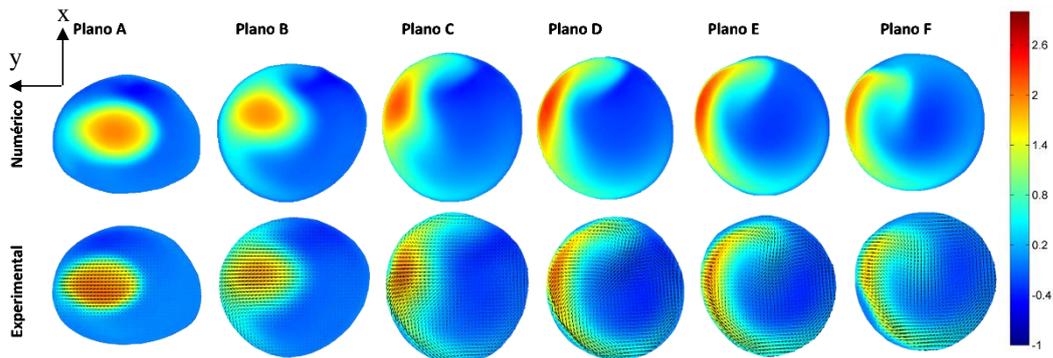


Figura 5.4. Caso: 8° direita. Componente de velocidade V_z (m/s)

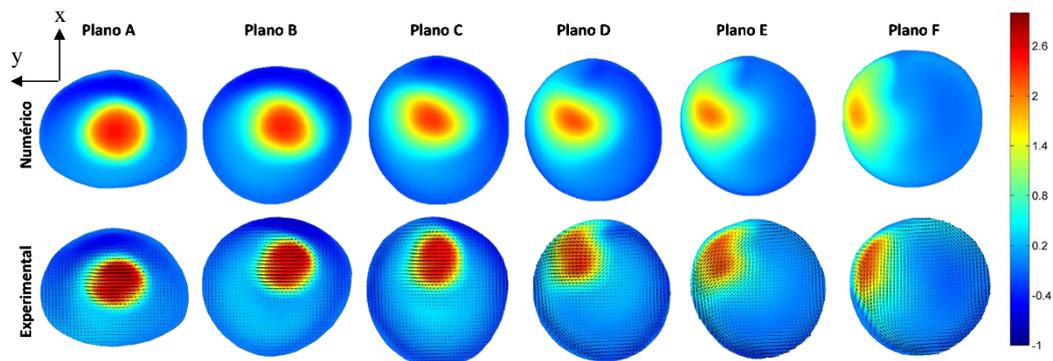


Figura 5.5. Caso: 8° esquerda. Componente de velocidade V_z (m/s)

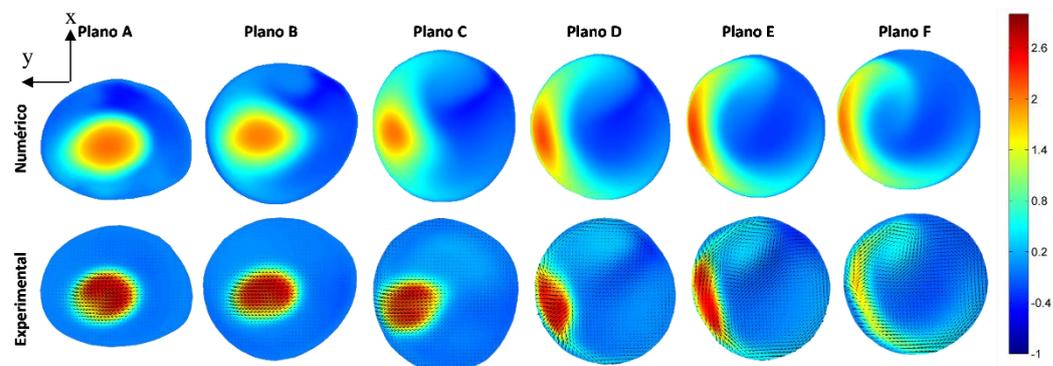


Figura 5.6. Caso: 8° anterior. Componente de velocidade V_z (m/s)

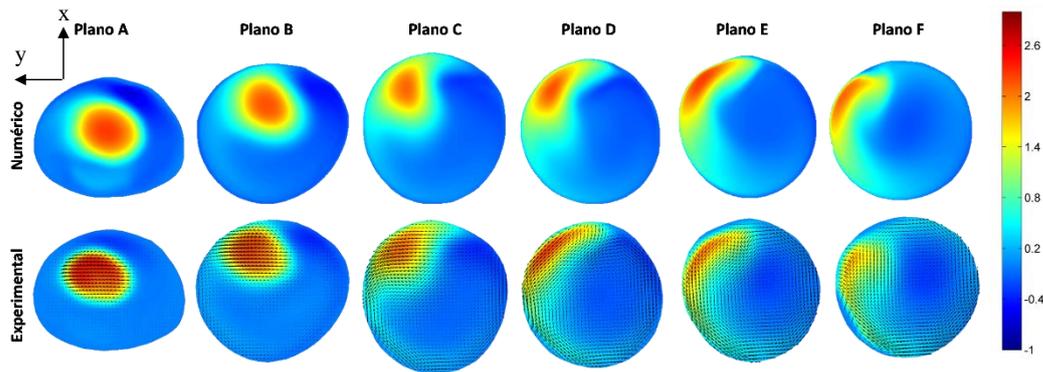


Figura 5.7. Caso: 8° posterior. Componente de velocidade V_z (m/s)

Analisando as Figuras 5.3 a 5.7, observa-se que em termos qualitativos os resultados numéricos de V_z esboçam uma ótima concordância com os resultados experimentais. Nota-se uma coerência geométrica com relação à localização do jato de velocidade em cada um dos casos analisados. Nota-se ainda que após o jato incidir na parede, a forma geométrica dos contornos de velocidade se mantém similar entre o resultado numérico e o experimental. Finalmente, a ordem de grandeza dos valores máximos e mínimos de V_z são congruente entre os resultados numérico e as medidas experimentais.

Ainda em termos do componente de velocidade z (V_z) foi realizada uma avaliação quantitativa da correspondência entre os resultados numéricos e as medidas experimentais para os casos 0° padrão e 8° direita, comparando-se os perfis de V_z em linhas de referência paralelas aos eixos x e y para cada um dos seis planos selecionados. A Figura 5.8 corresponde ao caso padrão de 0° e a Figura 5.9 ao caso com inclinação de 8° à direita. Para cada plano utilizou-se um eixo local x - y . Na parte inferior das figuras apresenta-se a comparação dos perfis ao longo do eixo y e acima destes gráficos, apresenta-se os perfis ao longo do eixo x . Para facilitar a identificação da localização dos perfis, na parte superior das figuras, os seis planos são indicados, junto com os seus eixos.

Analisando as Figuras 5.8 e 5.9 observa-se uma forte concordância quantitativa entre as medidas experimentais e os resultados numéricos no que se refere aos perfis de velocidade axial nos casos exemplificados (0° padrão e 8° direita). Nos planos avaliados os valores máximos de V_z no experimento são muito próximos daqueles obtidos na simulação numérica, situação análoga acontece com os valores mínimos de V_z . Existe ainda uma correspondência geométrica entre os resultados numéricos e experimentais em termos da localização do jato de

velocidade nos diversos planos. Para ambos os casos, os perfis ao longo do eixo x apresentam maior aderência numérico X experimental. Um pequeno desvio no perfil ao longo de y pode ser observado nos planos A e C para o caso de 0° . Mais uma vez, observa-se uma melhor concordância no caso de 8° à direita. Vale ressaltar a qualidade da concordância, apesar de existir uma incerteza quanto a localização precisa dos eixos locais x - y utilizada nos experimentos e no modelo numérico, exigindo um processo de interpolação dos dados de forma a obter correspondência precisa em termos da localização de cada eixo experimental e numérico.

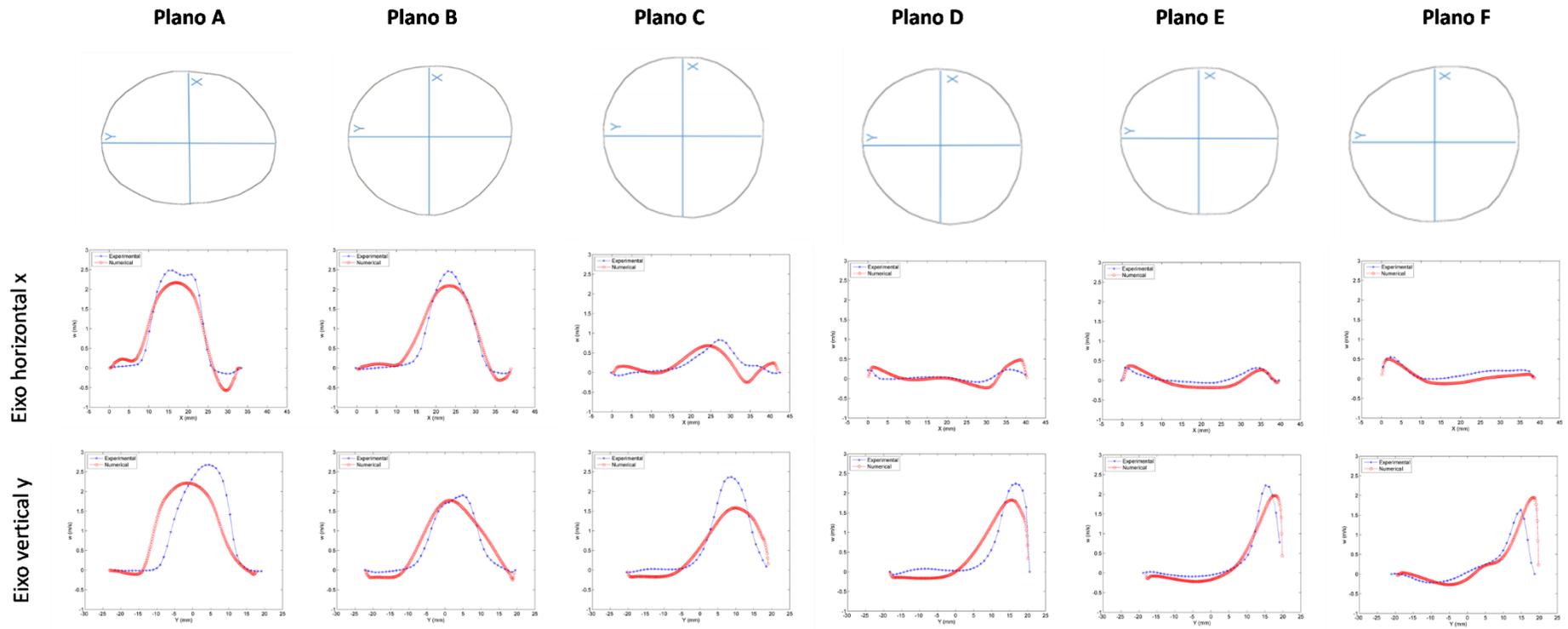


Figura 5.8. Perfil de velocidade axial V_z nas linhas de referência paralelas aos eixos x e y, Caso: 0°

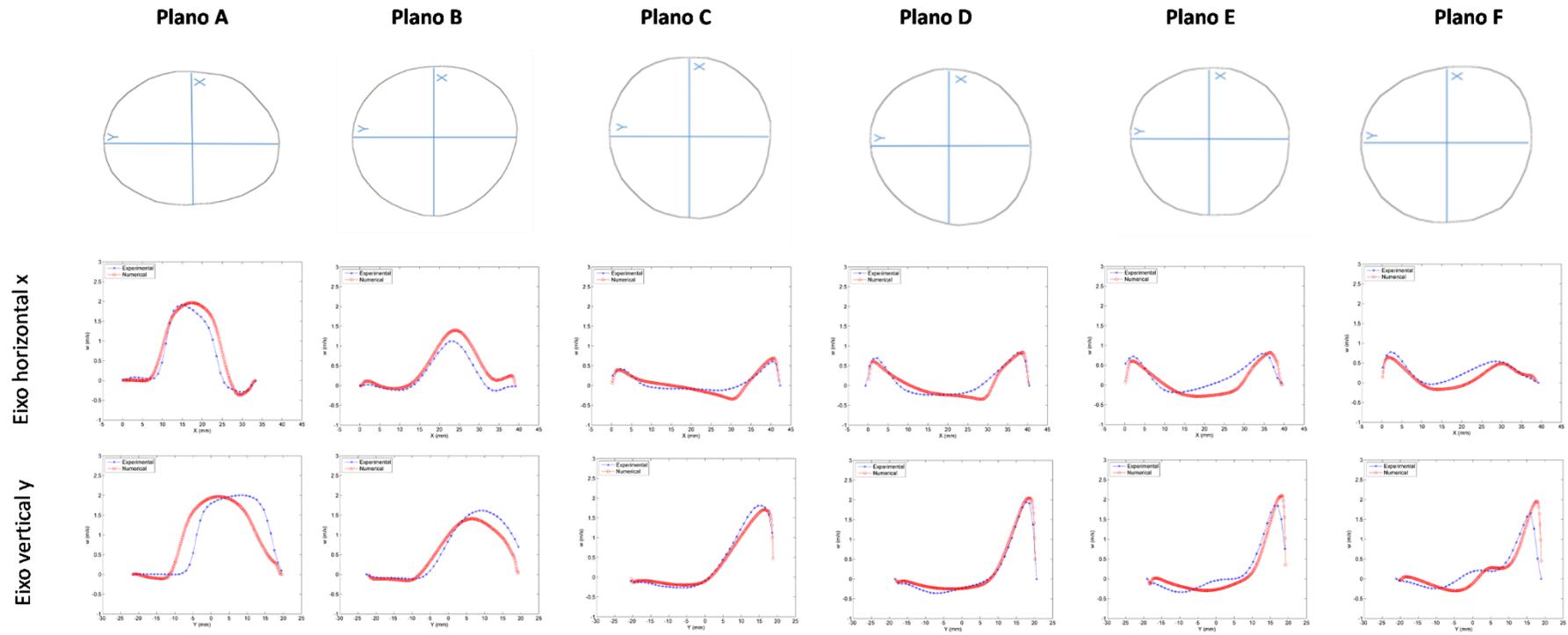


Figura 5.9. Perfil de velocidade axial V_z nas linhas de referência paralelas aos eixos x e y, Caso: 8° direita

5.1.2. Grandezas turbulentas

Em termos das grandezas turbulentas, comparam-se entre as duas metodologias, a energia cinética turbulenta (TKE) e os componentes tangenciais do tensor de Reynolds ($\overline{w'u'}$, $\overline{w'v'}$ e $\overline{u'v'}$) obtidos nos casos com inclinação de 0° padrão e de 8° direita. As Figuras 5.10 e 5.11 correspondem à energia cinética turbulenta e as Figs. 5.12 a 5.17 correspondem às componentes cisalhantes do tensor de Reynolds. Nestas figuras são apresentados isso-contornos das grandezas turbulentas nos seis planos indicados na Fig. 5.2. Na parte superior encontram-se os resultados numéricos e na parte inferior os resultados obtidos experimentalmente por Bessa (2019).

Analisando as Figs. 5.10 e 5.11 referentes à energia cinética turbulenta (TKE), observa-se que em termos qualitativos os contornos numéricos apresentaram uma concordância razoável em relação aos contornos experimentais. Nota-se que existe uma boa coerência numérico-experimental no que refere-se à localização espacial dos valores máximos de TKE (nos planos A,B e C ao redor do jato e nos planos D, E e F próximo da parede direita da aorta). Já em termos quantitativos foi observado para jato alinhado com o eixo (0°) em alguns planos os resultados experimentais apresentaram valores de TKE abaixo dos resultados numéricos planos e em outros planos (E e F), valores superiores. No entanto, para o jato inclinado para direita de 8°, as comparações entre os dados experimentais e numéricos de TKE são muito boas.

Em relação aos componentes dos tensores de Reynolds (Figuras 5.12 a 5.17), novamente é observado uma boa concordância qualitativa em termos da comparação numérico-experimental. As tensões de Reynolds foram calculadas a partir dos dados numéricos utilizando a Eq. 3.6. Nota-se que o componente $\overline{u'v'}$ apresenta a metade da intensidade dos componentes $\overline{u'w'}$ e $\overline{v'w'}$, que são equivalentes. Observa-se que as tensões de Reynolds são maiores na periferia do jato, diminuindo a intensidade a medida que o plano se afasta da entrada, crescendo na região da parede próximo da localização em que o jato incide na parede curva da aorta. Assim como a energia cinética turbulenta (TKE), que depende dos componentes normais do tensor de Reynolds, os componentes tangenciais também apresentaram melhor concordância para o caso de inclinação de 8° à direita. A melhor concordância entre os resultados de $\overline{u_i v_j}$ ocorre nos planos mais afastados

da raiz da aorta (planos D; E e F), contudo, características semelhantes também podem ser observadas nos primeiros planos (ver por exemplo, Plano B da Fig. 5.15; Plano B da Fig. 5.17).

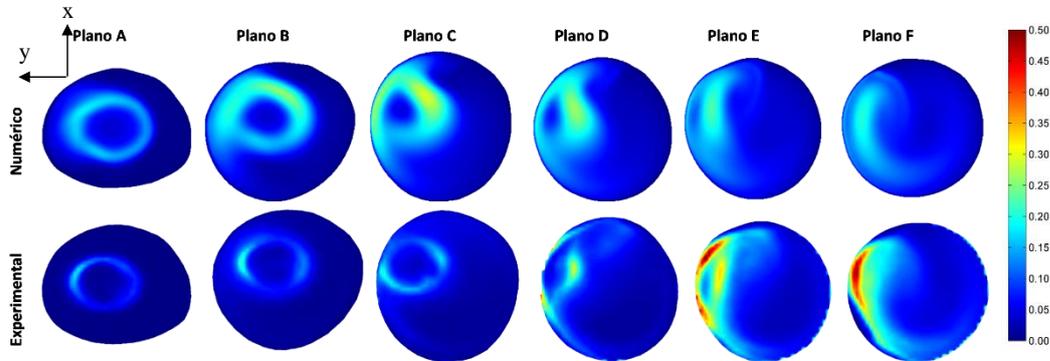


Figura 5.10. Caso: 0°. TKE (J/Kg)

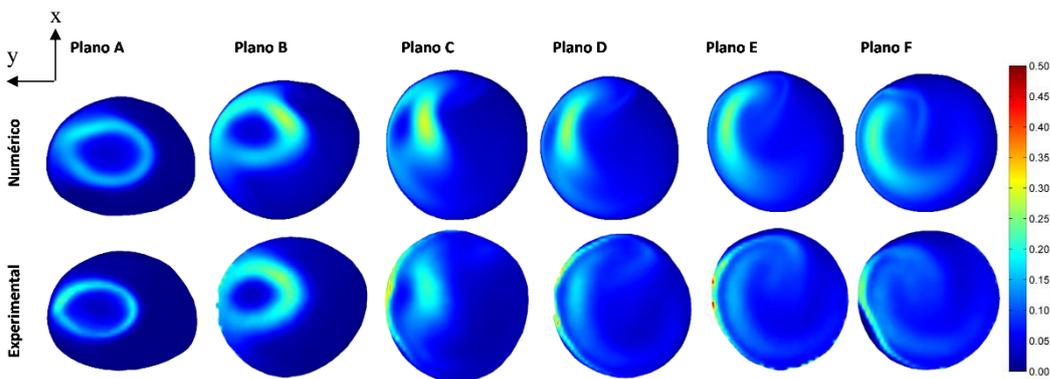


Figura 5.11. Caso: 8° direita. TKE (J/Kg)

5.1.3. Considerações finais

Em conclusão, a comparação numérico-experimental proporcionou uma excelente concordância tanto em termos qualitativos quanto em termos. Logo, de acordo com os resultados apresentados, pode-se dizer que o modelo de turbulência utilizado na simulação numérica reproduz de forma satisfatória o escoamento na região da aorta estudada.

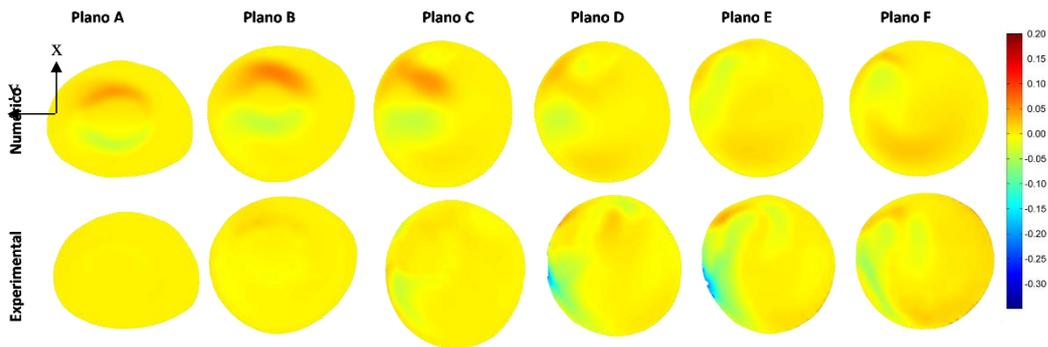


Figura 5.12. Caso: 0°. $\overline{w'u'}$ (m²/s²)

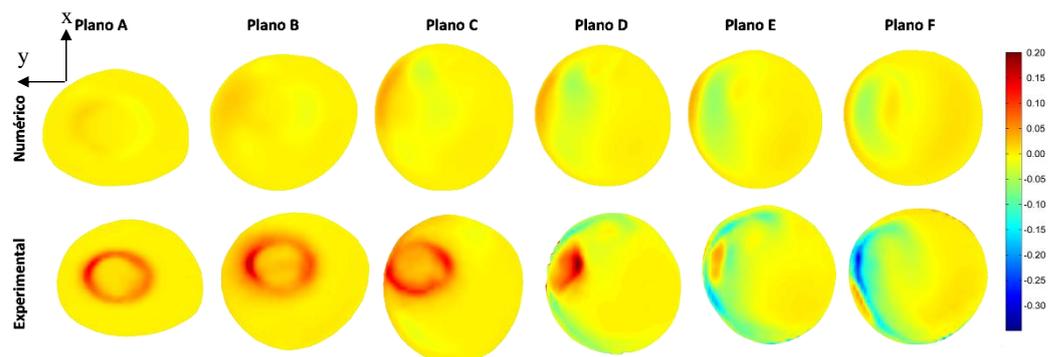


Figura 5.13. Caso: 0°. $\overline{w'v'}$ (m²/s²)

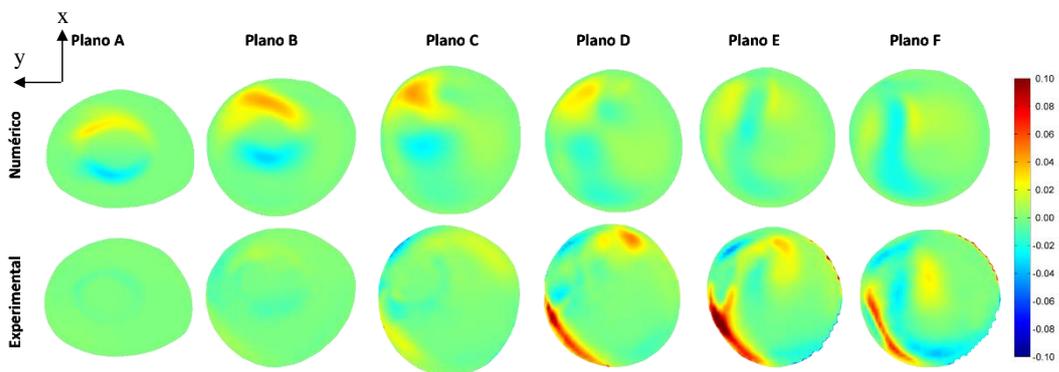


Figura 5.14. Caso: 0°. $\overline{u'v'}$ (m²/s²)

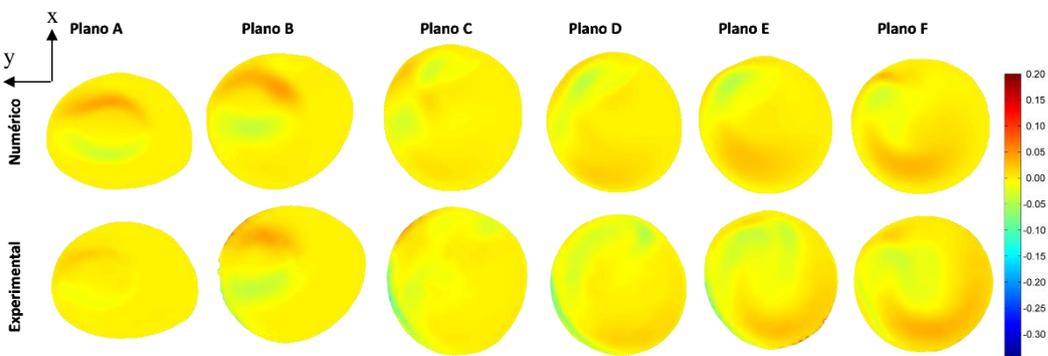


Figura 5.15. Caso: 8° direita. $\overline{w'u'}$ (m²/s²)

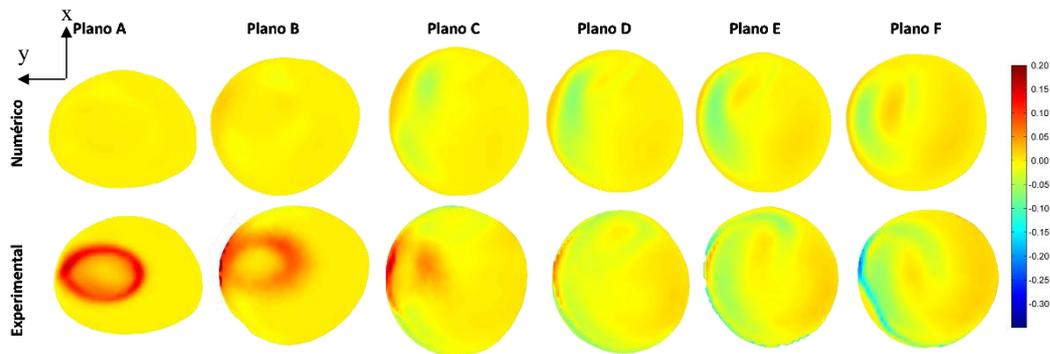


Figura 5.16. Caso: 8° direita. $\overline{w'v'}$ (m²/s²)

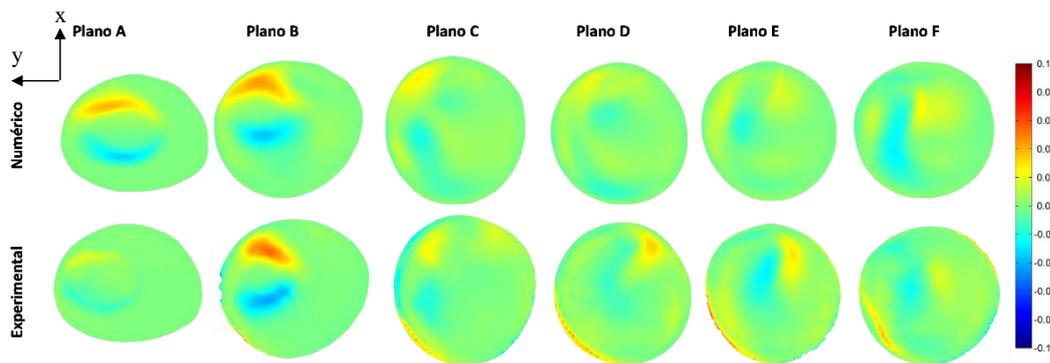


Figura 5.17. Caso: 8° direita. $\overline{u'v'}$ (m²/s²)

5.2. Influência da Complacência da Parede da Aorta

A aorta não é uma superfície rígida, i.e., apresenta complacência, apresentando dilatação de seu diâmetro quando a pressão em seu interior aumenta com o incremento da vazão durante o período da sístole, com posterior redução do diâmetro com a redução da pressão, durante o período diastólico. Como visto no Capítulo 2, a maioria dos trabalhos encontrados na literatura, considera a superfície da aorta com rígida, visando a obtenção de uma solução mais rápida e com menor custo. Nesta seção, investiga-se a influência da aproximação de se considerar a superfície da aorta como uma “parede rígida”. Para alcançar este objetivo, compara-se os resultados obtidos através da simulação considerando o movimento da parede da aorta (FSI) com os resultados considerando a aorta como uma estrutura rígida (CFD-Rígido). A presente análise foi realizada usando como referência o caso do ângulo padrão de entrada do jato na valva aórtica igual a 0°. Para os dois casos, utilizou-se todas as condições de contorno descritas no Capítulo 3. A comparação é baseada na análise das distribuições da tensão de cisalhamento (WSS – *Wall Shear Stress*) e pressão (*P*) na superfície interna da aorta.

As simulações CFD-Rígido e FSI foram realizadas utilizando 5 ciclos cardíacos de 1 segundo, visando obter uma solução periódica, eliminando o transiente inicial associado com efeitos de incerteza numéricos dependentes da iniciação da simulação. A Figura 5.18 apresenta a variação da magnitude da velocidade média ($|\bar{V}|$) no plano D (ilustrado na Fig. 5.2) ao longo dos 5 ciclos cardíacos.

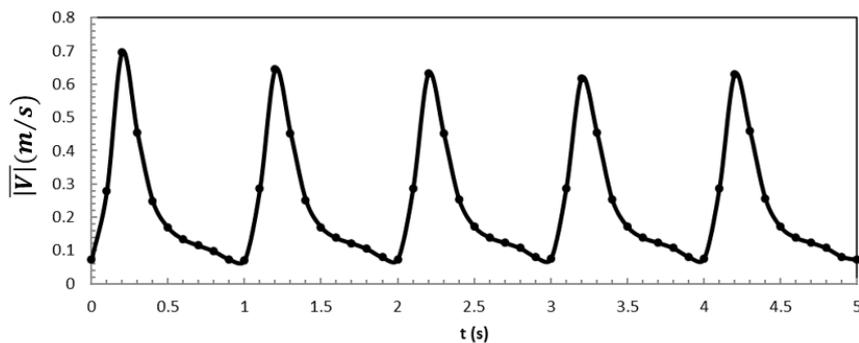


Figura 5.18. Magnitude de velocidade média ($|\bar{V}|$) no plano D

Observa-se na Figura 5.18 uma pequena redução dos picos de velocidade entre o primeiro e segundo ciclo. Após o terceiro ciclo, observa-se que o regime periódico já foi atingido, porém para minimizar incertezas, utilizou-se o quinto ciclo cardíaco para as presentes análises. O recurso computacional utilizado para as simulações CFD-Rígido e FSI foram iguais, *i.e.*: *Workstation DELL XPS 8930, intel core 7, 16GB*. O tempo necessário para simular os 5 ciclos cardíacos foi de 10 dias no referente ao enfoque FSI e de 1 dia no relativo à simulação CFD-Rígido.

Como mencionado no Capítulo 3, o ciclo cardíaco representado possui 1 segundo de duração. Como condição de contorno para os dois tipos de simulações, impôs-se um perfil de pressão variável durante o ciclo na valva aórtica, e variações temporais das vazões nas quatro artérias de saída de escoamento. A Figura 5.19 ilustra as variações temporais da vazão na valva aórtica, obtidas com as duas simulações (FSI e CFD-Rígido), para as situações onde a complacência é considerada e para o caso em que a parede da aorta é considerada rígida. Do ponto de vista macroscópico, as variações são análogas, com o crescimento da vazão até um valor máximo durante a sístole, com posterior redução e vazão próxima de zero na diástole. As pequenas diferenças encontradas para a vazão resultante das duas simulações são um reflexo dos níveis de pressão no interior da aorta resultantes para cada caso. No caso da aorta rígida, a vazão máxima ocorre durante a sístole, no

instante de tempo aproximadamente igual a 0,15 s, como um reflexo do incremento da pressão na entrada da valva aórtica. Já no caso onde a complacência da aorta é considerada, observam-se dois picos de vazão. O primeiro ocorre no instante $t \approx 0,1$ s, porém, os altos níveis de pressão induzem uma dilatação do diâmetro da aorta, aliviando a pressão no interior da aorta, causando uma redução da vazão. No entanto, como a pressão na entrada ainda encontra-se crescendo, a vazão volta a subir apresentando um segundo pico em $t \approx 0,2$ s.

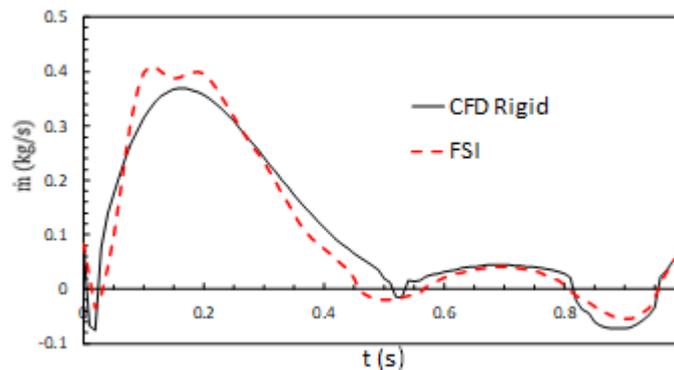


Figura 5.19. Evolução temporal da vazão na valva aórtica obtidas com a simulação FSI e CFD-Rígido.

Para comparar os resultados obtidos com os dois tipos de simulações, diferentes instantes de tempo foram selecionados para avaliar a tensão cisalhante e pressão na superfície interna da aorta. Os instantes de tempo de interesse escolhidos foram: 0,1 s (equivale aproximadamente a 1/3 do período sistólico); 0,2 s (refere-se aproximadamente ao ponto de máxima velocidade do período sistólico); 0,3 s (localizado na etapa de desaceleração do período sistólico); 0,5 s (localizado no período diastólico).

As Figuras 5.20 e 5.21 apresentam para os quatro instantes de tempo de interesse (*i.e.*: 0,1 s; 0,2 s; 0,3 s; 0,5 s) as distribuições de tensões de cisalhamento (WSS) e pressão (P) na superfície interna da aorta resultantes das simulações CFD-Rígido e FSI.

Analisando a distribuição de WSS na Figura 5.20, observam-se resultados similares durante o ciclo cardíaco, resultantes das duas simulações, FSI e CFD-Rígido. No início do ciclo observa-se uma distribuição mais uniforme e valores mais baixos de tensão cisalhante. A medida que a vazão cresce, na região de incidência do jato proveniente da valva aórtica obtém-se altos valores de WSS. No final do ciclo, com a redução da vazão, a tensão volta a cair, tendendo a se

uniformizar durante o período da diástole. Apesar das distribuições serem similares, observa-se que a simulação FSI fornece um campo de WSS com um leve incremento na parede direita da região da aorta ascendente, em relação a simulação CFD-Rígido.

Analisando a distribuição da pressão na parede da aorta na Figura 5.21, observam-se diferenças significativas entre os resultados das duas simulações, durante a etapa de aceleração e ponto máximo da sístole. Para os instantes de tempo 0,1s e 0,2s, o campo de pressão resultante da simulação FSI apresenta uma diminuição em toda a parede da aorta quando comparado com os resultados da simulação CFD-Rígido. Durante a desaceleração da sístole (0,3s) e início da diástole (0,5 s) não se observam diferenças no campo de pressão na parede da aorta entre os resultados obtidos com as duas simulações.

Vale mencionar aqui, que avaliou-se o campo de taxa de cisalhante no interior da aorta, durante todo o ciclo e constatou-se que este campo apresenta valores superiores a 50 1/s. Dessa forma, justifica-se a seleção de fluido Newtoniano utilizado neste trabalho para caracterizar o sangue.

Como conclusão desta primeira análise dos resultados obtidas na superfície da aorta, em instantes de tempos específicos, é possível precisar que a simulação com a parede da aorta rígida subdimensiona levemente os valores de WSS e superestima substancialmente os valores de pressão na parede da aorta.

Visando avaliar a influência da complacência da parede da aorta nas distribuições de tensão (cisalhamento e pressão) durante todo o ciclo cardíaco, procedeu-se a calcular a média temporal de WSS (TAWSS) e média temporal de pressão (TAP) para cada tipo de simulação, definidas como

$$\text{TAWSS} = \frac{1}{\Delta t} \int_{\Delta t} |\tau_w| dA \quad ; \quad \text{TAP} = \frac{1}{\Delta t} \int_{\Delta t} P_w dA \quad (5.1)$$

onde $\Delta t = 1\text{s}$ corresponde a um período do ciclo cardíaco, o subscrito w da tensão τ e pressão P indicam que as grandezas são avaliadas na superfície interna da parede da aorta.

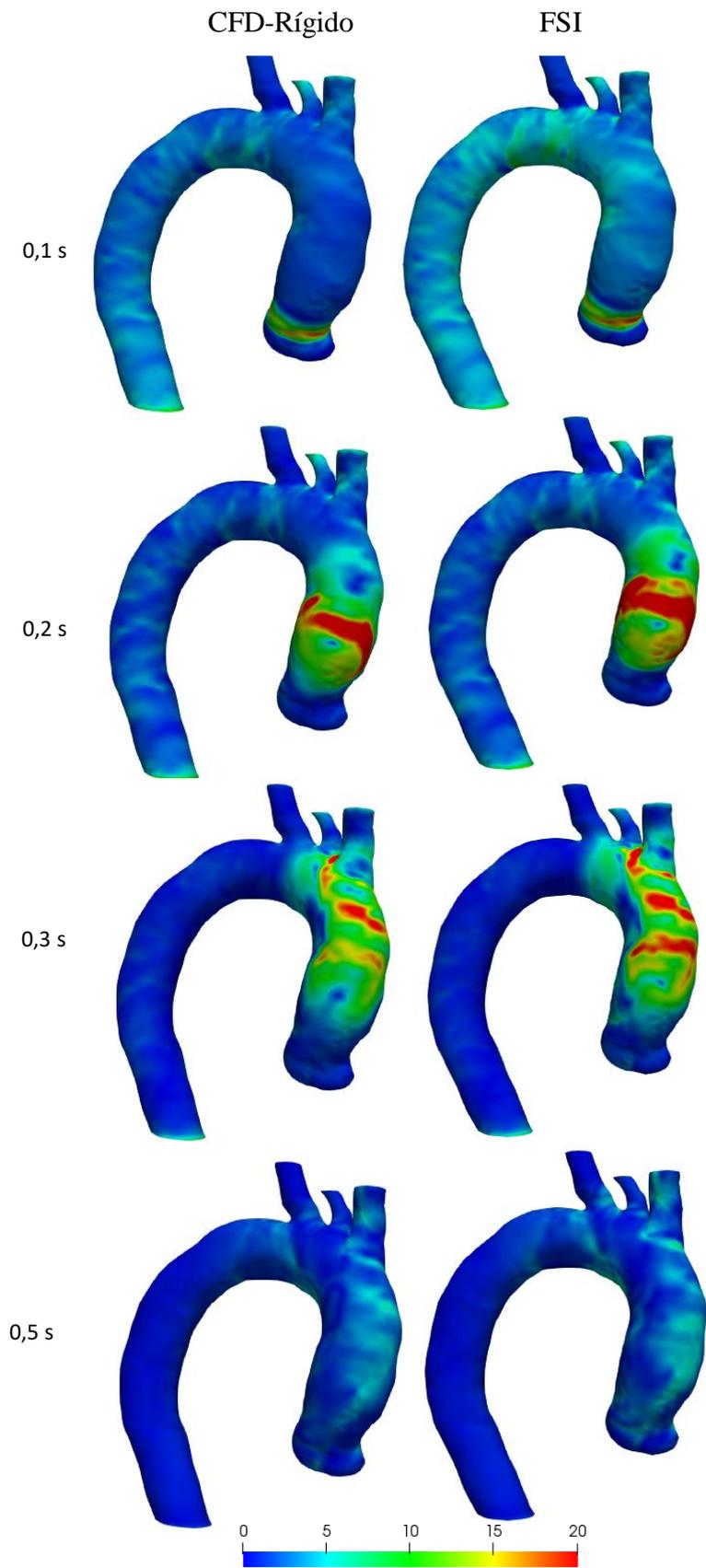


Figura 5.20. Distribuição de WSS (Pa) na superfície da aorta obtidas com os modelos CFD-Rígido e FSI em diferentes instantes de tempo

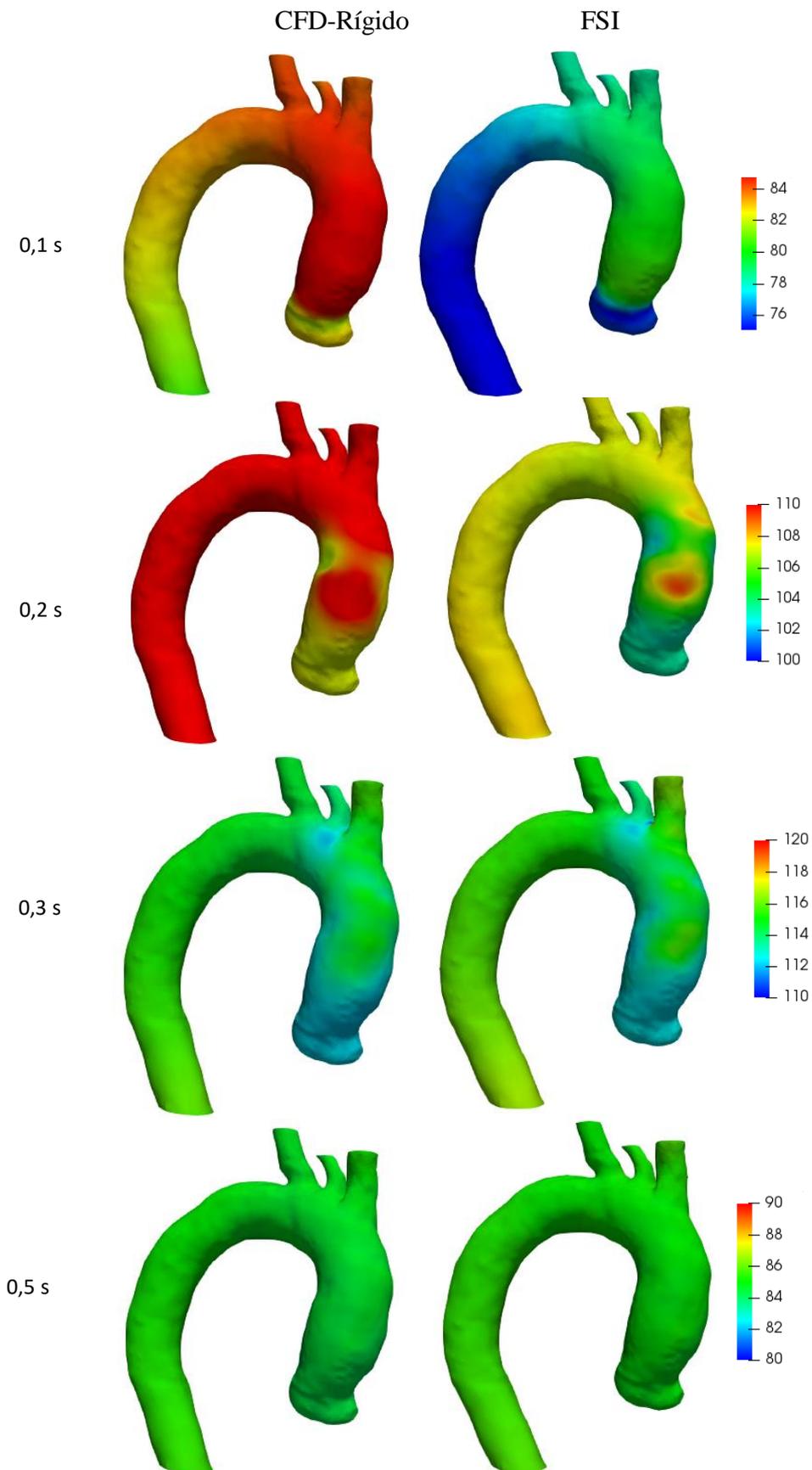


Figura 5.21. Distribuição de pressão (mmHg) na superfície da aorta obtidas com os modelos CFD-Rígido e FSI em diferentes instantes de tempo

Os campos da tensão cisalhante e pressão médias no tempo, na parede da aorta, correspondentes as simulações CFD-Rígido e FSI são apresentados nas Figuras 5.22 até 5.25, que apresentam duas vistas da aorta para facilitar a visualização dos resultados.

Através da distribuição da TAWSS na superfície da aorta, ilustradas nas Figuras 5.22 e 5.23 é possível perceber com maior facilidade as diferenças entre as simulações FSI e CFD-Rígido. Os resultados mostram que mesmo ao considerar as tensões cisalhantes durante todo o ciclo cardíaco, observa-se a presença de menores valores de WSS na parede direita da aorta ascendente na simulação CFD-Rígido. Com relação a distribuição de pressão na superfície da aorta, ao considerar todo o ciclo, confirma-se ao analisar a distribuição de TAP nas Figuras 5.24 e 5.25, que altos níveis de pressão resultam da simulação CFD-Rígido. Este resultado é esperado, pois com a dilatação da parede da aorta, ocorre um aumento da superfície de área, resultando em um alívio da pressão sobre a mesma.

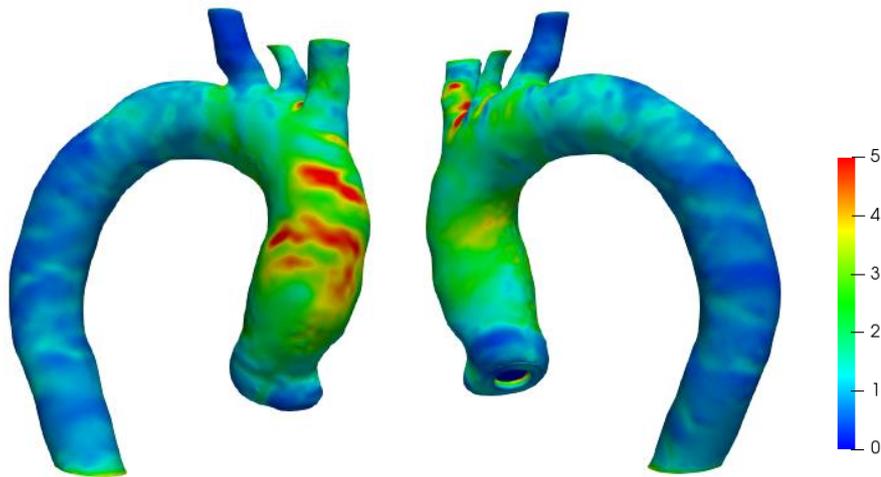


Figura 5.22. TAWSS (Pa) na simulação CFD-Rígido

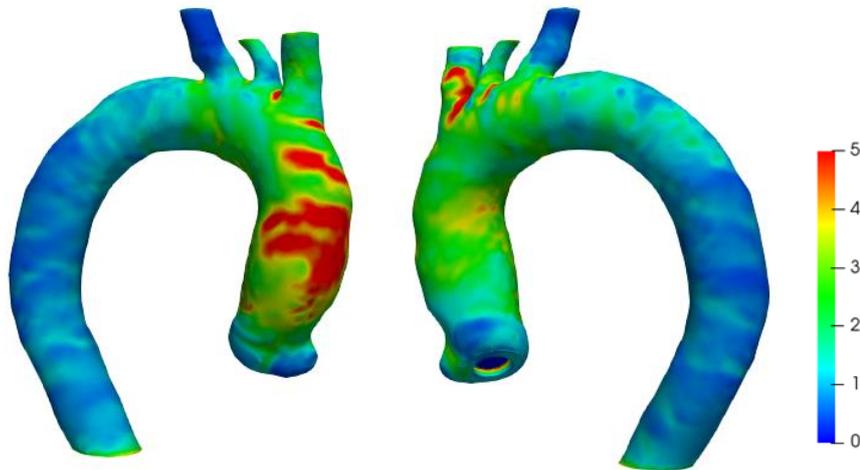


Figura 5.23. TAWSS (Pa) na simulação FSI

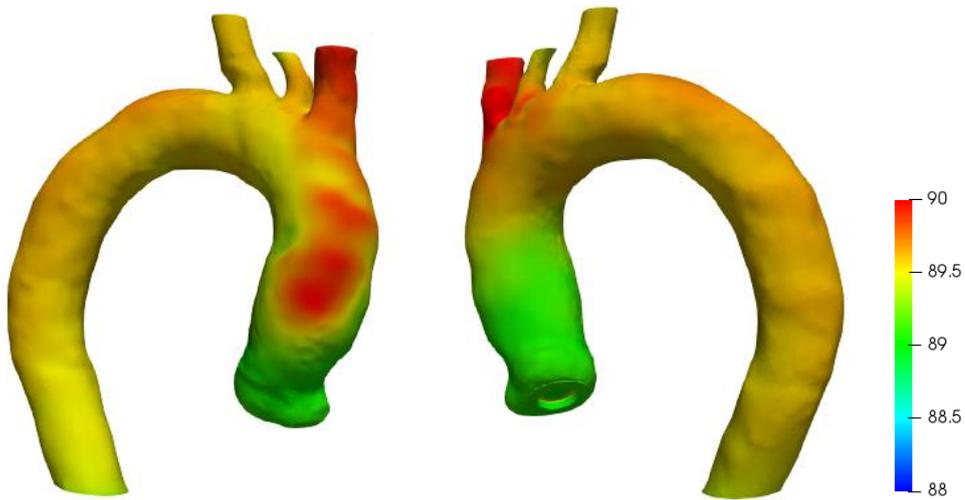


Figura 5.24. TAP (mmHg) na simulação CFD-Rígido

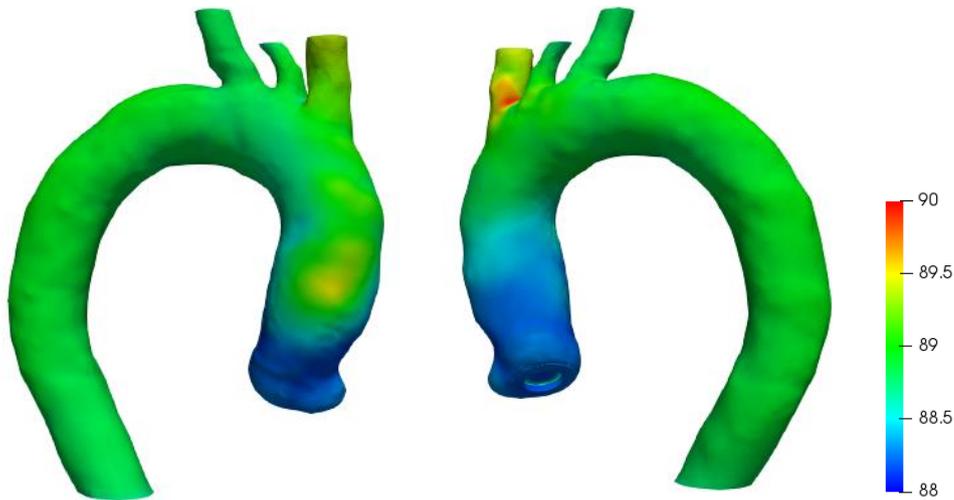


Figura 5.25. TAP (mmHg) na simulação FSI

Visando aprofundar a análise da influência da modelagem da rigidez da aorta (complacente \times rígida \Rightarrow FSI \times CFD-Rígido) na distribuição de tensões (cisalhante e normal) na superfície da aorta, é avaliada a evolução temporal ao longo do ciclo da tensão cisalhante média \overline{WSS}_ℓ e pressão média \overline{P}_ℓ na periferia de três planos de referências (C, D, E) definidas de acordo com

$$\overline{WSS}_\ell = \frac{1}{\ell_w} \int_{\Delta t} \tau_w d\ell \quad ; \quad \overline{P}_\ell = \frac{1}{\ell_w} \int_{\Delta t} P_w d\ell \quad (5.2)$$

onde ℓ corresponde a coordenada ao longo do perímetro do plano selecionado e ℓ_w o comprimento do perímetro.

A Figura 5.26 apresenta a periferia dos três planos selecionados. Os planos foram selecionados por se localizarem próximos ao local no qual o jato do sangue

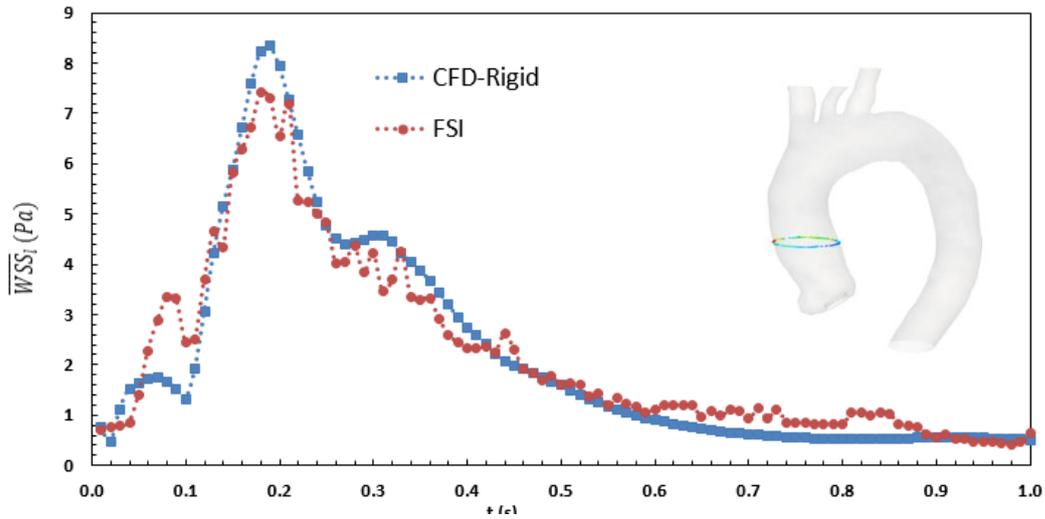
incide na parede da aorta, quando atinge o ponto máximo da sístole (0,2 s).



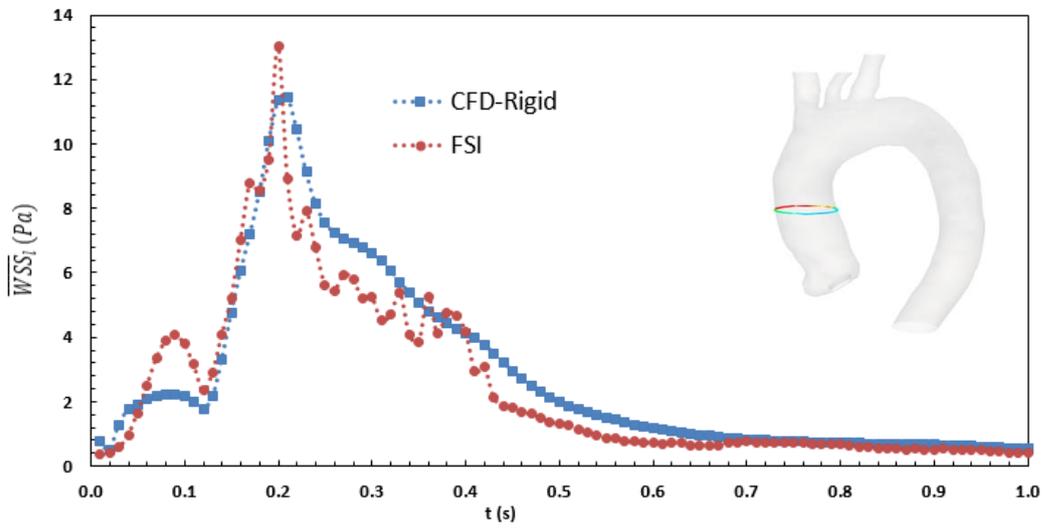
Figura 5.26. Periferia dos planos C; D e E.

Na Figura 5.27 são traçadas as evoluções temporais da tensão cisalhante média \overline{WSS}_l de cada periferia dos três planos selecionados, durante o ciclo cardíaco, enquanto que a evolução temporal da pressão média é apresentada na Figura 5.28. Em cada uma das figuras, a localização do plano correspondente ao perfil traçado é indicada.

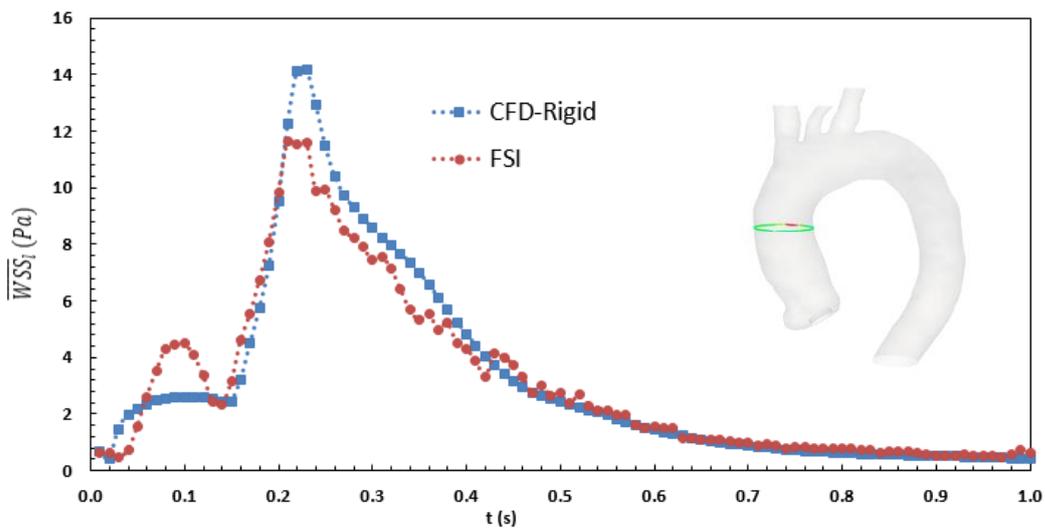
Analisando a variação com o tempo da tensão cisalhante média nas periferias dos três planos durante o ciclo cardíaco, obtida com os dois tipos de simulação (Figura 5.27), observa-se mais uma vez, a pequena influência da complacência na tensão cisalhante na parede da aorta. Como esperado, a evolução temporal da \overline{WSS}_l segue a variação temporal da vazão. Observa-se que apesar da tensão cisalhante média no ciclo obtida com a formulação FSI fornecer valores ligeiramente superiores a formulação CFD-Rígido, o subdimensionamento da WSS com a formulação CFD-Rígido não ocorre durante todo o ciclo cardíaco. Esse subdimensionamento é observável na etapa de aceleração da sístole. Na etapa de desaceleração da sístole acontece inclusive um aumento de \overline{WSS}_l . Na maior parte da diástole, as duas formulações fornecem previsões bem semelhantes. Observa-se ainda que a simulação CFD-Rígido não consegue captar o comportamento oscilatório da \overline{WSS}_l , essa característica oscilatória da tensão é notada na simulação FSI especialmente durante a desaceleração da sístole. O efeito oscilatório da \overline{WSS}_l , está associado a contração e dilatação da aorta durante o ciclo cardíaco, assim como com o impacto do jato de sangue na parede da aorta, o qual induz no ponto de estagnação alta pressão, induzindo a dilatação.



(a) Plano C

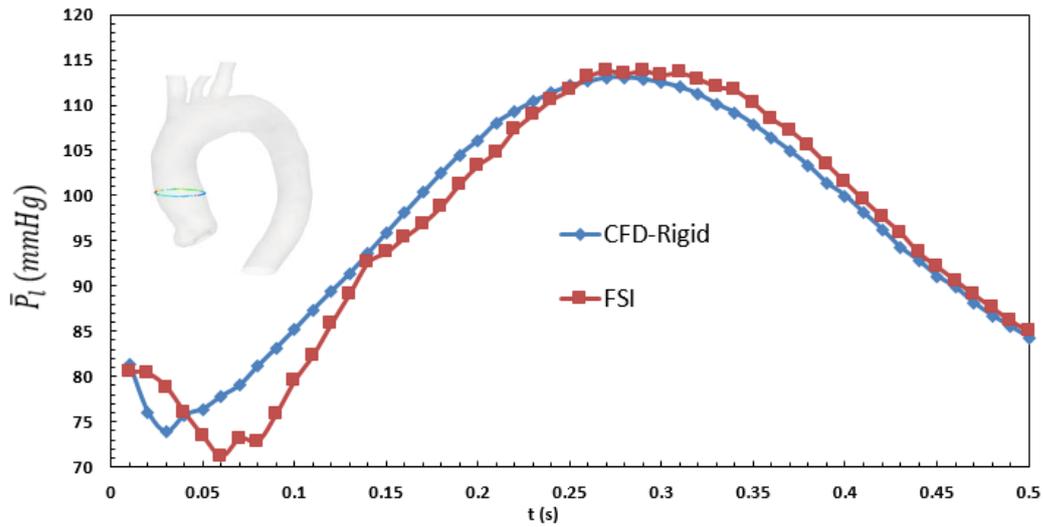


(b) Plano D

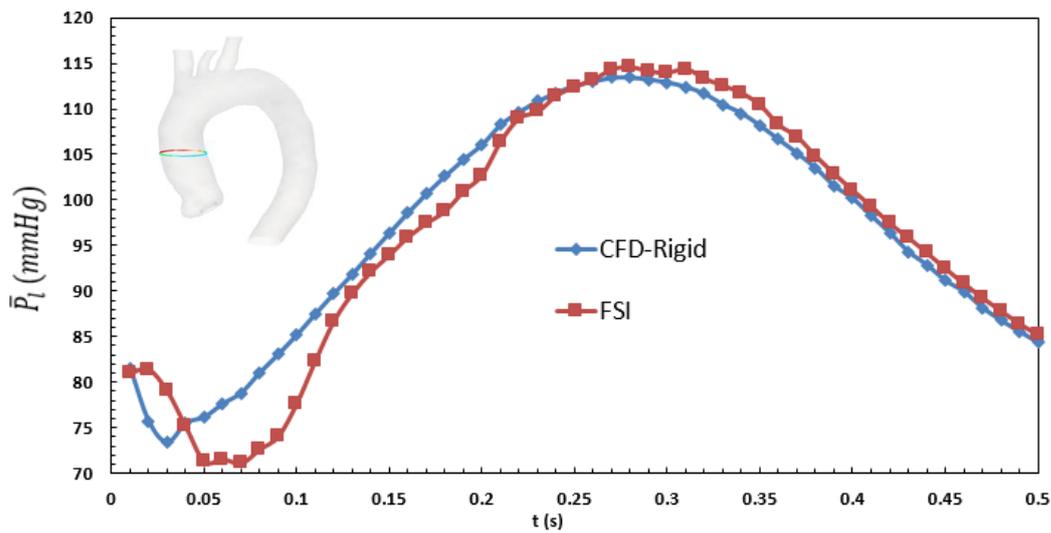


(c) Plano E

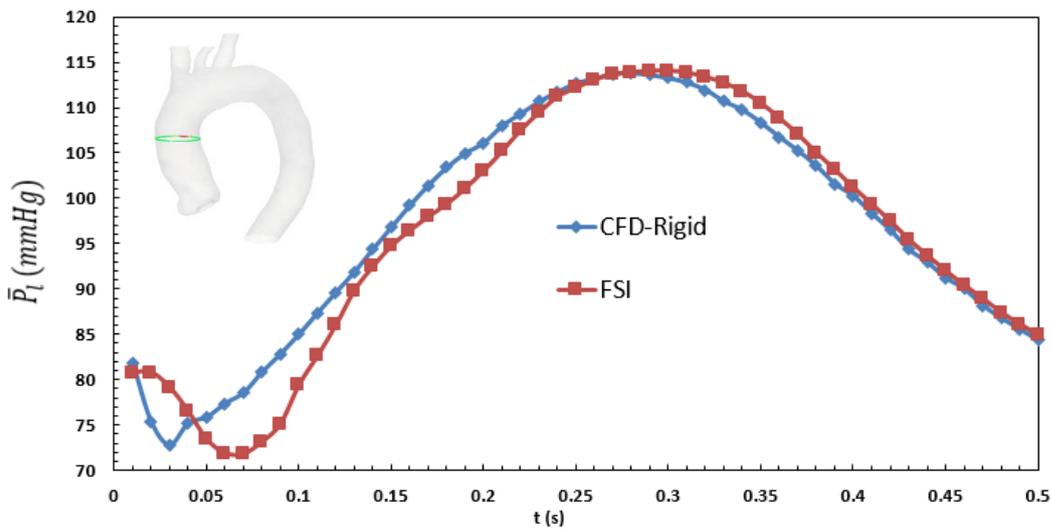
Figura 5.27. Variação de \overline{WSS}_t na periferia (ℓ) dos planos a) C; b) D; c) E.



(a) Plano C



(b) Plano D



(c) Plano E

Figura 5.28. Variação de \bar{P}_ℓ na periferia (ℓ) dos planos a) C; b) D; c) E.

Com relação a evolução temporal da pressão média na periferia dos três planos selecionados (Figura 5.28) observa-se claramente que em termos da pressão na parede as maiores diferenças entre as simulações FSI e CFD-Rígido ocorrem durante o percurso da sístole, quando a pressão obtida considerando a parede da aorta rígida (simulação CFD-Rígido) é superior à previsão considerando complacência (simulação FSI). No início da diástole os resultados de pressão dos dois tipos de simulações tornam-se mais próximos. Como já mencionado, a dilatação da parede da aorta alivia a pressão no interior da mesma, como esperado.

Diante do exposto neste capítulo pode-se concluir que as simulações FSI, que consideram a complacência da parede da aorta, i.e., consideram o movimento da complacência aórtica são mais realistas. Com relação a tensão cisalhante na parede da aorta, o modelo mais simplificado prevê resultados análogos, no entanto, com relação à pressão, a modelagem FSI, apesar do esforço computacional maior se mostra mais realista.

6 Resultados

Neste capítulo é apresentada a análise da influência do posicionamento coaxial valvar no fluxo no interior da aorta. A modelagem matemática do escoamento no interior da aorta e da estrutura da parede da aorta, considerando complacência desta encontra-se descrito no Capítulo 3, juntamente com as condições de contorno utilizadas, e propriedades do fluido e da parede da aorta.

Na próxima seção, a metodologia utilizada para a apresentação dos resultados é descrita. A seguir, como ponto de partida para a análise dos resultados, uma caracterização detalhada do escoamento para o caso da posição coaxial padrão de 0° referente ao posicionamento da valva aórtica é apresentada, seguida do estudo da influência dos diferentes posicionamentos coaxiais da valva (ϱ). Finalmente, o capítulo é encerrado com uma análise conclusiva das regiões críticas em função das diferentes variáveis hemodinâmicas avaliadas.

6.1. Descrição da Metodologia Utilizada na Apresentação dos Resultados

A apresentação dos resultados é focalizada nas regiões geométricas da aorta ascendente e do arco aórtico, já que as maiores mudanças hemodinâmicas resultante do ângulo de posicionamento de uma prótese aórtica valvar ocorrem nessas regiões. Todas as grandezas apresentadas correspondem ao 5o período do ciclo cardíaco, quando a condição de periodicidade numérica dos resultados encontra-se garantida.

Visando obter uma apropriada compreensão das variáveis hemodinâmicas estudadas, diferentes estratégias de visualização dos resultados foram empregadas, i.e., analisam-se contornos de variáveis de interesse, iso-superfícies, assim como perfis ao longo de determinadas coordenadas.

Duas abordagens de avaliação dos resultados foram utilizadas. A primeira abordagem busca identificar e mapear as características e estruturas das variáveis hemodinâmicas. Para alcançar esse objetivo, as seguintes variáveis foram selecionadas para serem avaliadas:

- Campo de velocidade: magnitude ($|V|$) e componentes do vetor velocidade;
- Magnitude do módulo do vetor vorticidade (ξ_ω) e identificação de vórtices (Critério Q)
- Pressão (P);
- Variação do diâmetro da aorta (D_a);
- Grandezas turbulentas: energia cinética turbulenta (TKE) e máxima tensão de principal do tensor de Reynolds (TSS_{max}^{3D});

Os resultados são apresentados para instantes de tempo específicos do ciclo cardíaco adotando as estratégias a seguir:

- visualização dos campos das variáveis de interesse em planos e linhas de referência definidos dentro do domínio computacional;
- apresentação de linhas de corrente;
- visualização de iso-superfícies de variáveis específicas
- visualização das variáveis de interesse na parede da aorta.

Apresentam-se também avaliações da média no tempo das variáveis hemodinâmicas no ciclo cardíaco. O equacionamento destas variáveis temporais foi apresentado no Capítulo 3.

Os planos estratégicos posicionados no domínio da aorta são aqueles ilustrados na Figura 5.2 do Capítulo 5. Além destes planos (repetidos aqui por conveniência), um outro plano localizado na direção principal do jato de velocidade, denominado plano G (perpendicular ao plano de entrada, alinhado com a coronária direita) também será objeto de estudo. Os referidos planos encontram-se ilustrados na Figura 6.1.

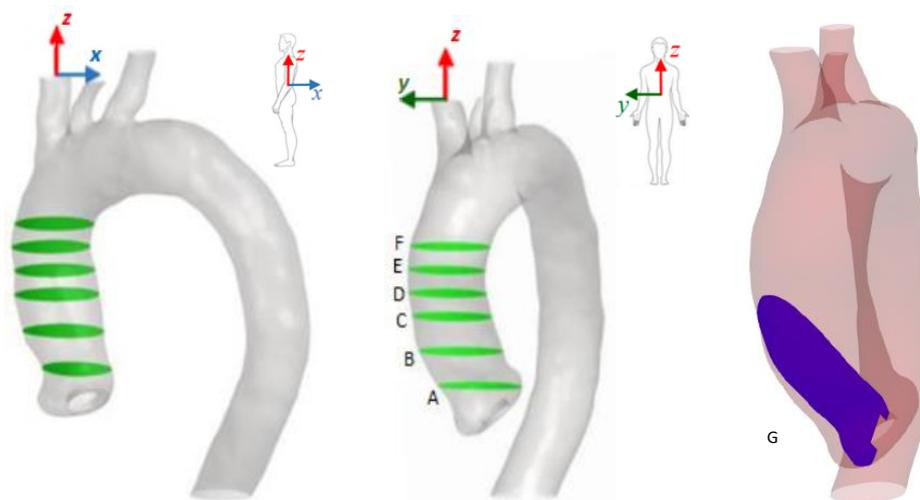


Figura 6.1. Plano de referência G

A segunda abordagem visa analisar as regiões críticas em função de uma série de variáveis hemodinâmicas de interesse médica (*i.e.*: tensão cisalhante na parede – WSS; pressão – P; energia cinética turbulenta – TKE e máxima tensão principal do tensor de Reynolds– TSS_{max}^{3D}). Visando identificar regiões onde grandezas críticas se localizam, concentrou-se o estudo na região ilustrada na Figura 6.2, já que nesta região da aorta existem os maiores riscos de se desenvolver um aneurisma de aorta ascendente (Collins *et al.*, 2015). O objetivo deste estudo é quantificar a área ou volume abrangido por uma região considerada crítica em termos de uma grandeza específica (ζ). As expressões para avaliar as regiões críticas são dadas a seguir,

$$\%ca_{\zeta} = \frac{ca_{\zeta}}{A_{int}} \times 100 \quad (6.1)$$

$$\%cv_{\zeta} = \frac{cv_{\zeta}}{V_{int}} \times 100 \quad (6.2)$$

onde $\%ca_{\zeta}$ e $\%cv_{\zeta}$ correspondem à percentagem de área crítica e do volume crítico abrangido pela grandeza ζ ; ca_{ζ} e cv_{ζ} indicam respectivamente a área crítica (mm^2) e volume crítico (mm^3) da grandeza de interesse ζ ; A_{int} e V_{int} são a área superficial e volume interno de interesse que abrange a aorta ascendente e início do arco da aorta, conforme ilustrado na Figura 6.2.



Figura 6.2. Região de interesse

Por intermédio das abordagens descritas é possível direcionar recomendações relativas a que tipo de angulação de uma prótese aórtica que poderá influenciar positivamente nas distribuições das estruturas hemodinâmicas nas regiões críticas do paciente.

6.2. Caracterização do Caso Padrão: 0° de Inclinação da Valva

No Capítulo 5 foi possível observar as diferenças entre uma simulação FSI e CFD usando o caso padrão de inclinação da valva aórtica (0°). Nesta seção complementa-se a avaliação dos resultados da simulação FSI do caso padrão, selecionado como referência, para avaliar a influência da inclinação do posicionamento de uma prótese aórtica valvar.

Como mencionado no Capítulo 3 de modelamento matemático, na entrada da aorta, i.e., no orifício da valva aórtica, foi imposta uma pressão variando periodicamente, representando o ciclo cardíaco. Como resultado desta condição de contorno, a vazão resultante também é periódica. A Fig. 6.3 apresenta a variação da pressão na entrada e a vazão em massa correspondente. Observa-se um pequeno atraso na resposta da vazão em relação à pressão. Observa-se ainda uma pequena oscilação na vazão entre 0,1s e 0,2 s, quando a vazão encontra-se próxima de seu valor máximo durante a sístole. Como já mostrado, no Capítulo 5, esta oscilação ocorre devido à dilatação da aorta, não ocorrendo quando a aorta é modelada como rígida.

Para auxiliar na apresentação dos resultados, alguns instantes de tempo foram selecionados para a análise do escoamento, e encontram-se ilustrados na Figura 6.3. Os instantes de tempo 0,1 s e 0,2 s encontram-se no período da sístole de pressão crescente, próximo do pico de vazão. Os instantes de tempo 0,3 s e 0,4 s encontram-se no período de redução de vazão da sístole e finalmente o instante de tempo igual a 0,8 s corresponde a um instante de tempo da diástole.

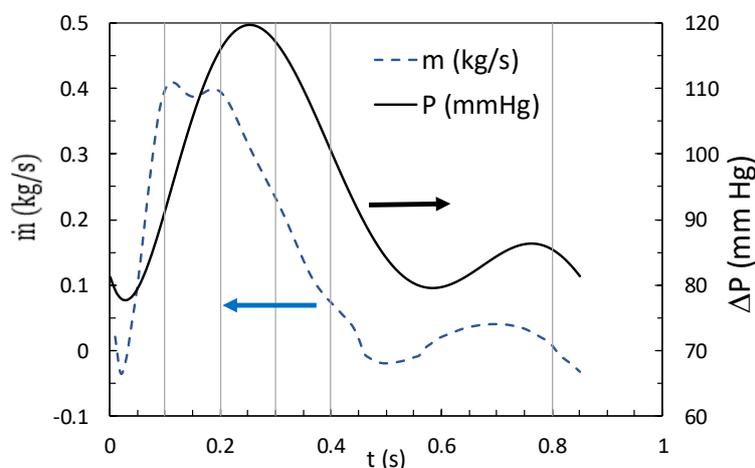


Figura 6.3 Pressão imposta na entrada, e vazão resultando para o Caso padrão de 0°

6.2.1. Campo de velocidade

Como primeiro resultado a ser analisado, apresenta-se na Figura 6.4, para diversos instantes de tempo, o campo da magnitude do vetor velocidade traçado em forma de volume renderizado de forma a dar uma ideia geral do comportamento do escoamento durante o ciclo cardíaco. Analisando a figura, nota-se, no começo do ciclo, instante de tempo 0,05 s, que o fluxo dentro da aorta apresenta velocidade quase que nula, já no instante de tempo 0,10 s o jato de velocidade começa a ser visível, com valores de 2 m/s próximo à raiz. A medida que o tempo passa, como consequência do incremento da vazão, a velocidade em toda a aorta cresce, e o comprimento do jato com altos valores de velocidade cresce, atingindo a superfície da aorta em $t=0,2$ s, sendo então desviado, escoando ao longo da superfície do arco da aorta, levando fluido com velocidade alta (1,5 m/s) para a região próxima da artéria braquiocefálica. ($t=0,25$ s e $t=0,3$ s). No entanto, estes instantes de tempo, encontram-se no período de desaceleração sistólico, portanto a intensidade do jato na valva aórtica encontra-se diminuindo, e conseqüentemente, a velocidade ao longo de toda a aorta também diminui gradativamente até que em $t=0,45$ s baixas velocidades já reinam em praticamente toda a aorta, tendendo ao campo inicial do ciclo. Observa-se ainda regiões de recirculação nas proximidades da parede esquerda da aorta.

A visualização das linhas de corrente (linha tangente ao vetor velocidade) também pode auxiliar no entendimento dos padrões hemodinâmicos na região da aorta. A Figura 6.5 ilustra as linhas de corrente, coloridas pela da magnitude do vetor velocidade nos instantes de tempo (0,1 s; 0,2 s e 0,3 s) representativos do período da sístole.

Segundo a Figura 6.5 pode ser observado que durante a aceleração da sístole (0,1 s) o campo de velocidade possui uma tendência a se espalhar uniformemente no domínio da aorta após a raiz da aorta. No instante de tempo correspondente ao ponto próximo de máxima vazão sistólica (0,2 s), observa-se que o jato de velocidade impacta na parede da aorta. Uma recirculação é observável em grande parte da região da aorta ascendente. Durante a desaceleração da sístole (0,3 s), ocorre uma redução da intensidade do jato, e observa-se um espalhamento da região de recirculação, se estendendo desde das artérias na parte superior do arco, até a raiz da aorta.

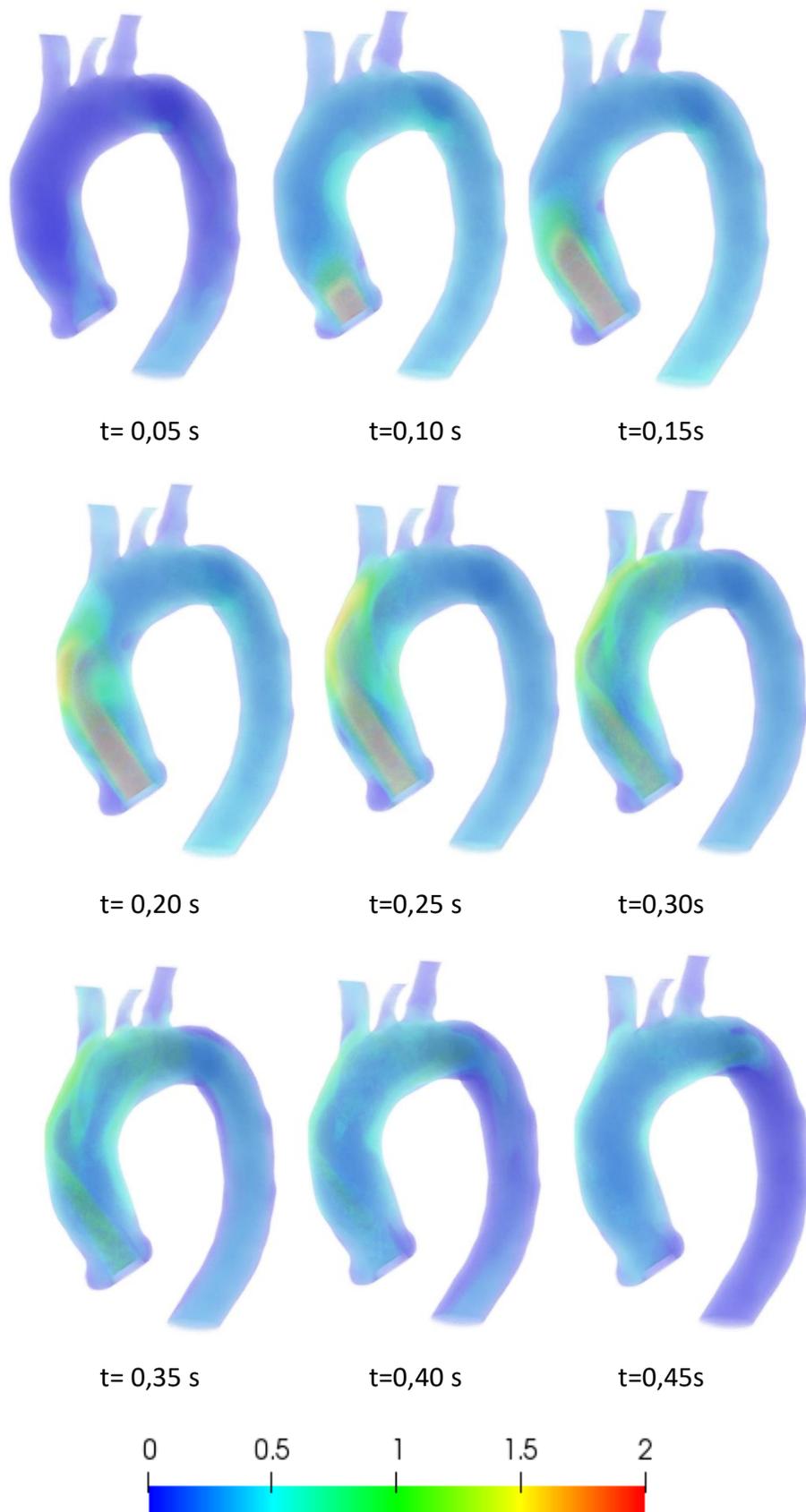


Figura 6.4. Caso: 0° , Magnitude de velocidade ($|V|$) no volume interno da aorta

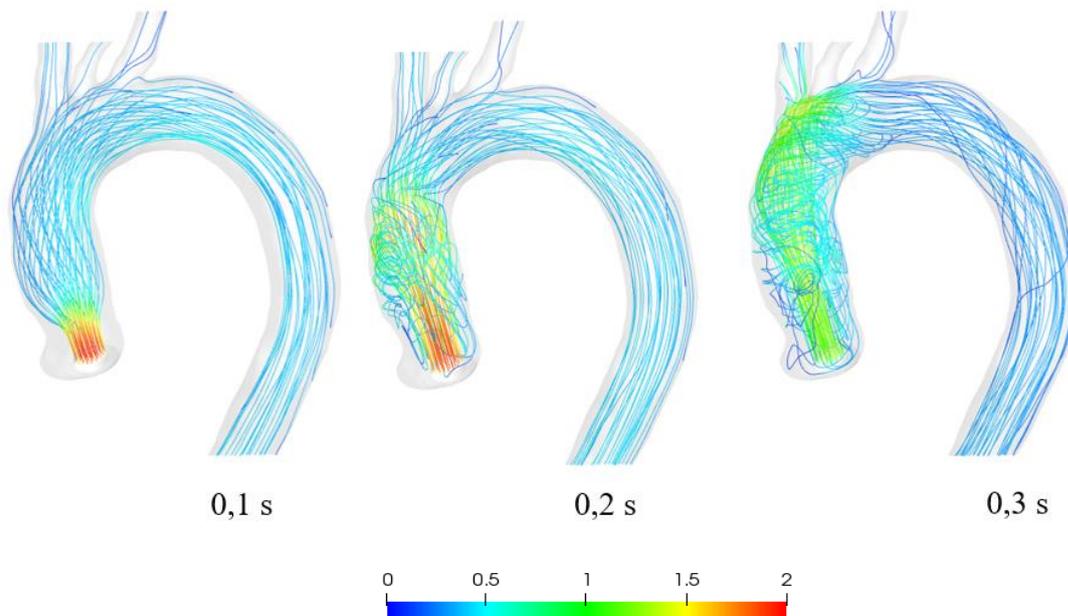


Figura 6.5. Caso: 0°. Linhas de corrente.

A seguir na Figura 6.6 é apresentado o campo da magnitude do vetor velocidade ($|V|$) no plano G para 5 instantes de tempo de interesse (*i.e.*: 0,1 s; 0,2 s; 0,3 s; 0,5 s e 0,8 s). Como mencionado, o plano G representa a localização geométrica do centro do jato quando a inclinação da valva aórtica é 0°.

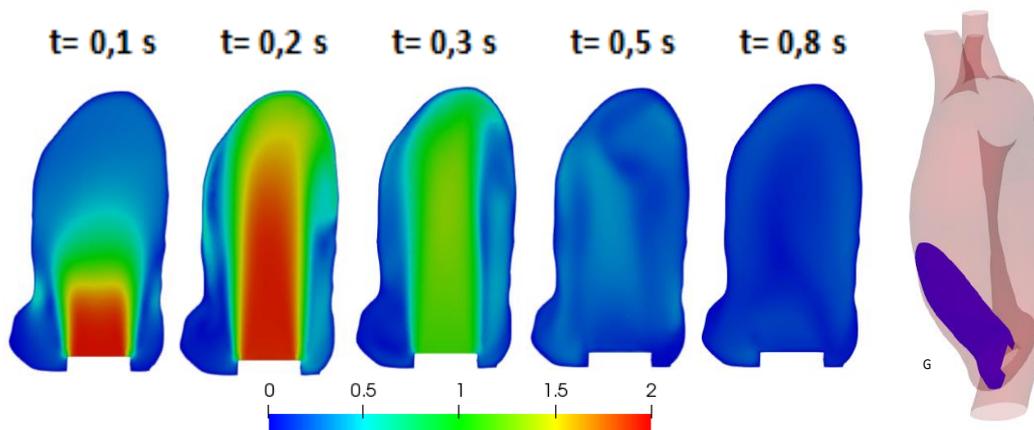


Figura 6.6. Caso: 0°. Magnitude de velocidade $|V|$ (m/s) no plano G

Na Figura 6.6 observa-se que nas etapas de aceleração e ponto próximo de vazão máxima da sístole (0,1 s e 0,2 s), os valores máximos de velocidade no centro do jato correspondem a aproximadamente 2 m/s. Analisando a evolução da velocidade entre estes dois instantes de tempo, pode-se visualizar o desenvolvimento do jato até atingir a superfície da aorta. No instante de desaceleração observado (0,3 s), o jato de velocidade apresenta magnitude da ordem de 1 m/s e nas áreas de recirculação os valores de velocidade encontram-se próximo

de 0,5 m/s. Já na etapa inicial da diástole (0,5 s) apresentam-se valores baixos de velocidade (0,4 m/s ou menos). Finalmente próximo da etapa final da diástole (0,8 s), o fluido no interior da aorta encontra-se praticamente em repouso e não são observáveis velocidades no plano ilustrado.

No estudo desenvolvido por Celis (2017) foi simulado numericamente pontos específicos de vazão mássica (regime permanente, i.e., sem considerar o processo de desaceleração do ciclo cardíaco) do período da sístole e foi considerada a parede da aorta (do mesmo paciente avaliado no presente trabalho) com uma estrutura rígida. É interessante mencionar que no ponto máximo de vazão mássica, Celis (2017) também apresentou o contorno de magnitude de velocidade no plano na direção principal do jato do sangue. O resultado obtido por Celis (2017) nesse ponto do ciclo cardíaco pode ser comparado com o campo de velocidade obtido no plano G no instante de tempo de 0,2 s do presente estudo já que nesse instante a vazão mássica encontra-se próxima de seu valor máximo. Realizando a comparação mencionada foi notado que qualitativamente o jato de sangue apresentou um comportamento similar no que se refere à pesquisa do Celis (2017) e o presente estudo.

Visando complementar as informações referentes ao campo de velocidade, permitindo um melhor entendimento do padrão de escoamento na região da aorta ascendente, a seguir é ilustrado na Figura 6.7 os iso-contornos do componente de velocidade axial (V_z) nos planos de interesse (planos A à F, ilustrados na Fig. 6.1) para 4 instantes de tempo do ciclo cardíaco. Os contornos dos componentes no plano perpendicular (V_x e V_y) são apresentados na Figura 6.8.

Analisando o componente axial nos planos x - y selecionados (Figura 6.7), reforça-se a observação resultante da análise da Figura 6.6, i.e., de que no período de aceleração da sístole (0,1 s), o jato de entrada através da valva encontra-se em desenvolvimento, sendo localizado nos planos próximos à raiz da aorta (Plano A e B), conseqüentemente, baixos valores de velocidade axial são encontrados nos planos C até F. Isto é confirmado, ao analisarmos o escoamento no plano transversal (Figura 6.8), pois no início do ciclo, o sangue no interior da aorta encontra-se praticamente em repouso.

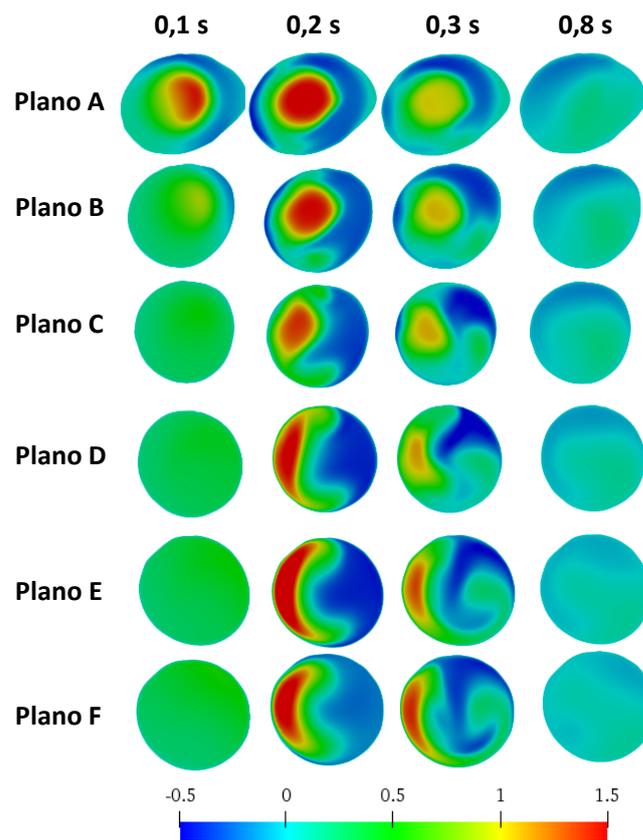
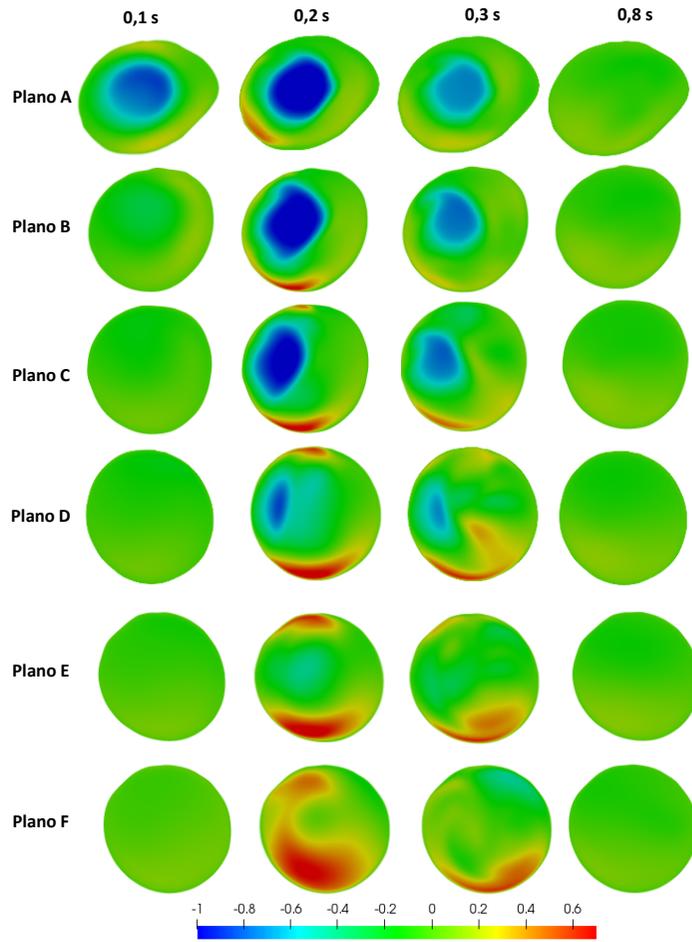
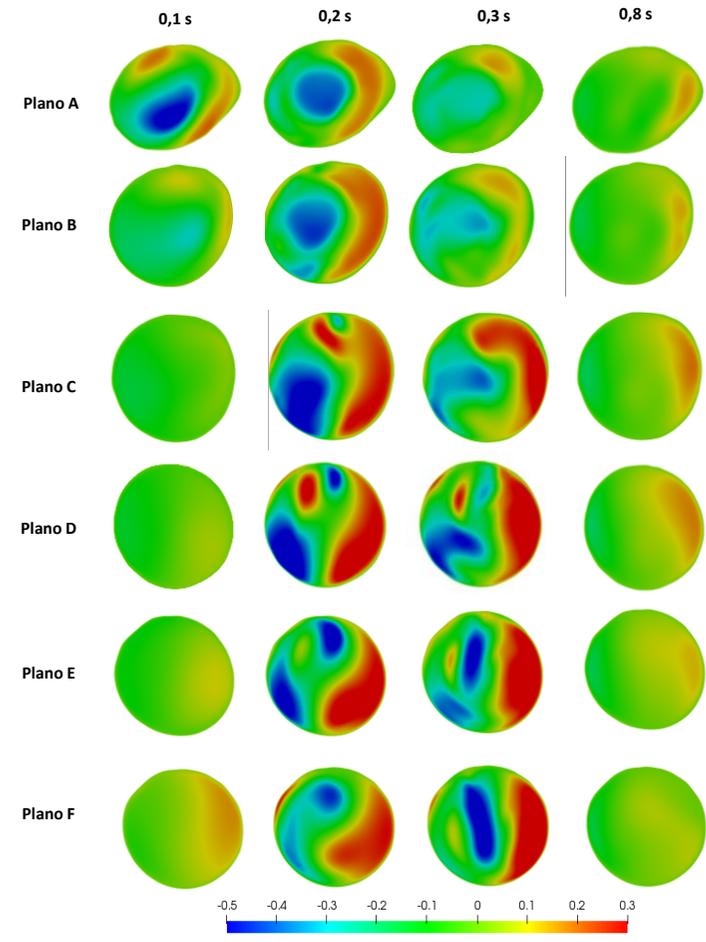


Figura 6.7. Caso: 0° . V_z (m/s) nos planos de referência de A a F

No ponto próximo de máxima vazão sistólica (0,2 s), o jato se estende por todos os planos. Devido a curvatura da aorta, o jato inicialmente localizado no centro do plano, se desloca para a parede direita, impingindo em sua superfície. Note na Figura 6.8a, que o componente V_x é negativo próximo à essa parede, indicando que o fluido se dirige para o lado direito, retornando na parte anterior. Os contornos de velocidade axial V_z nos planos D até F (Figura 6.7) ilustram o efeito causado pelo impacto do jato na parede da aorta, *i.e.*: espalhamento do jato ao longo da parede, e aumento da região com velocidade V_z negativa, indicando aumento das áreas de recirculação. Dentre os efeitos do impacto do jato na parede observa-se que entre os instantes de tempo 0,2 s e 0,3 s, ocorre um aumento de velocidade axial próximo a parede direita, induzida por uma rotação no sentido anti-horário do campo de velocidade, conforme pode-se visualizar nos planos A até F. Uma análise dos componentes V_x e V_y na Figura 6.8 mostram claramente, a recirculação gerada no plano, como a velocidade subindo do lado esquerdo ($V_y > 0$) e descendo do lado direito ($V_y < 0$). No instante de tempo próximo ao final da diástole (0,8 s), a intensidade de todos os componentes de velocidade é praticamente nula, indicando que o fluido encontra-se praticamente em repouso no final do ciclo.



(a) Componente na direção x , V_x (m/s)



(b) Componente na direção y , V_y (m/s)

Figura 6.8. Caso: 0° . V_x (m/s) e V_y (m/s) nos planos de referência de A a F.

6.2.2. Vorticidade e estruturas coerentes

Outra variável relevante na hemodinâmica da aorta refere-se à vorticidade, a qual está relacionada com a rotação do elemento de fluido no interior do domínio avaliado. Na Figura 6.9, a magnitude de vorticidade (ξ_ω) é apresentada no plano G. Observa-se que a vorticidade é máxima nas regiões de alto cisalhamento, i.e., na periferia do jato e próximo às superfícies sólidas.

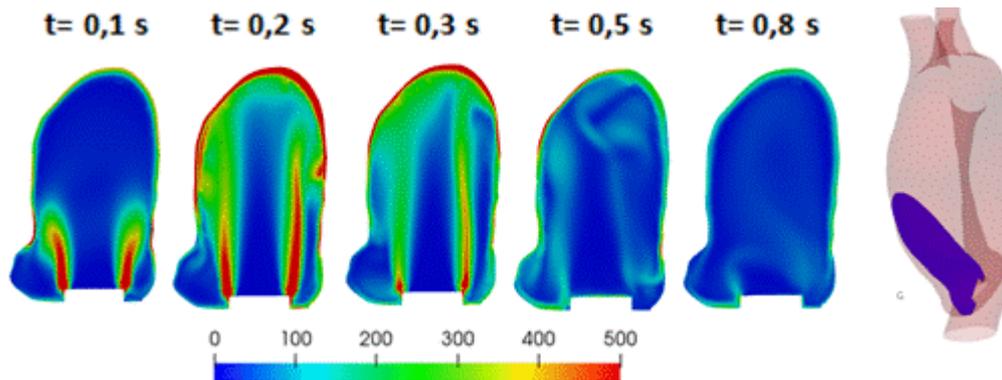


Figura 6.9. Caso: 0°. Magnitude de vorticidade ξ_ω (s^{-1}) no plano G

Observa-se na Figura 6.9, no instante de tempo 0,1 s, valores de ξ_ω superiores a $500 s^{-2}$ localizados na periferia do jato de velocidade. Já a partir do ponto próximo de máxima vazão sistólica (0,2 s) e na desaceleração da sístole (0,3 s) a região de alta vorticidade ocorre próxima à parede, na região onde o jato incide. No período da diástole (0,5 s; 0,8 s) os valores de vorticidade diminuem drasticamente, pois o escoamento encontra-se praticamente em repouso.

A Figura 6.10 ilustra a magnitude de vorticidade nos planos x - y A à F. Os isocontornos de ξ_ω nestes planos complementam as informações observadas no plano G, de que os valores máximos de vorticidade ocorrem nas regiões mais próximas das paredes e ao redor do jato. No instante de tempo 0,1 s, como o jato encontra-se próximo à raiz da aorta, os níveis mais altos da vorticidade se concentram nesta região. Nos planos C até F os valores de vorticidade são praticamente nulos. Concernente aos instantes de tempo 0,2 s e 0,3 s, nota-se nos planos A; B e C que os valores máximos de ξ_ω encontram-se com maior proximidade das paredes posterior e esquerda da aorta. Em contrapartida, a partir do local de impacto do jato na parede (planos D; E e F) os valores máximos de ξ_ω encontram-se mais próximos

das paredes direita e anterior. Em relação ao período da diástole (0,8 s) os valores máximos ξ_ω são de aproximadamente 50 s^{-1} .

Ainda em termos da análise da vorticidade, é importante identificar se existem vórtices nas regiões da aorta avaliada. Uma possibilidade de se realizar esta análise é através da utilização do critério Q , Eq. 3.48, (Hunt *et al.*, 1988), o qual relaciona os tensores de deformação e rotação. Se $Q > 0$ infere-se que a parcela da rotação é maior do que a de deformação, indicando a possibilidade de se encontrar um estrutura coerente. Visando identificar a presença de estruturas coerentes e localização em relação ao jato proveniente da valva aórtica, ilustra-se na Figura 6.11, para os diferentes instantes de tempo selecionados, utilizando duas vistas, uma iso-superfície da magnitude da velocidade (1 m/s, cor vermelho), representando o contorno do jato de velocidade. Superposto à esta iso-superfície, traçou-se uma iso-superfície do critério Q igual a 3000 s^{-2} , a qual é colorida com a magnitude de vorticidade ξ_ω , a fim de avaliar a intensidade da vorticidade criada. A iso-superfície do critério Q ilustra o formato do vórtice formado no interior da aorta durante o período da sístole.

Analisando a Figura 6.11 observa-se que até 0,10 s o vórtice formado tem o contorno geométrica de um toroide e encontra-se localizado na periferia do jato de velocidade. Com o aumento da vazão, nos instantes 0,15 s e 0,25 s a forma geométrica do vórtice transforma-se em um *hairpin* (“grampo de cabelo”), mantendo-se proximal ao jato de velocidade. A partir do instante de tempo 0,30 s, o vórtice começa a subdividir-se em pequenos vórtices, provavelmente como consequência do impacto do jato na parede da aorta. Com o avanço do tempo ($t=0,35$ s) e o fechamento da valva aórtica, o jato deixa de existir, e dezenas de pequenos vórtices tornam-se visíveis. Avaliando a intensidade dos vórtices, é apreciável que independentemente do instante de tempo; da forma geométrica dos vórtices e da quantidade de vórtices, tem-se que a maior parte da área superficial dos vórtices apresenta magnitude de vorticidade entre 150 s^{-1} e 350 s^{-1} .

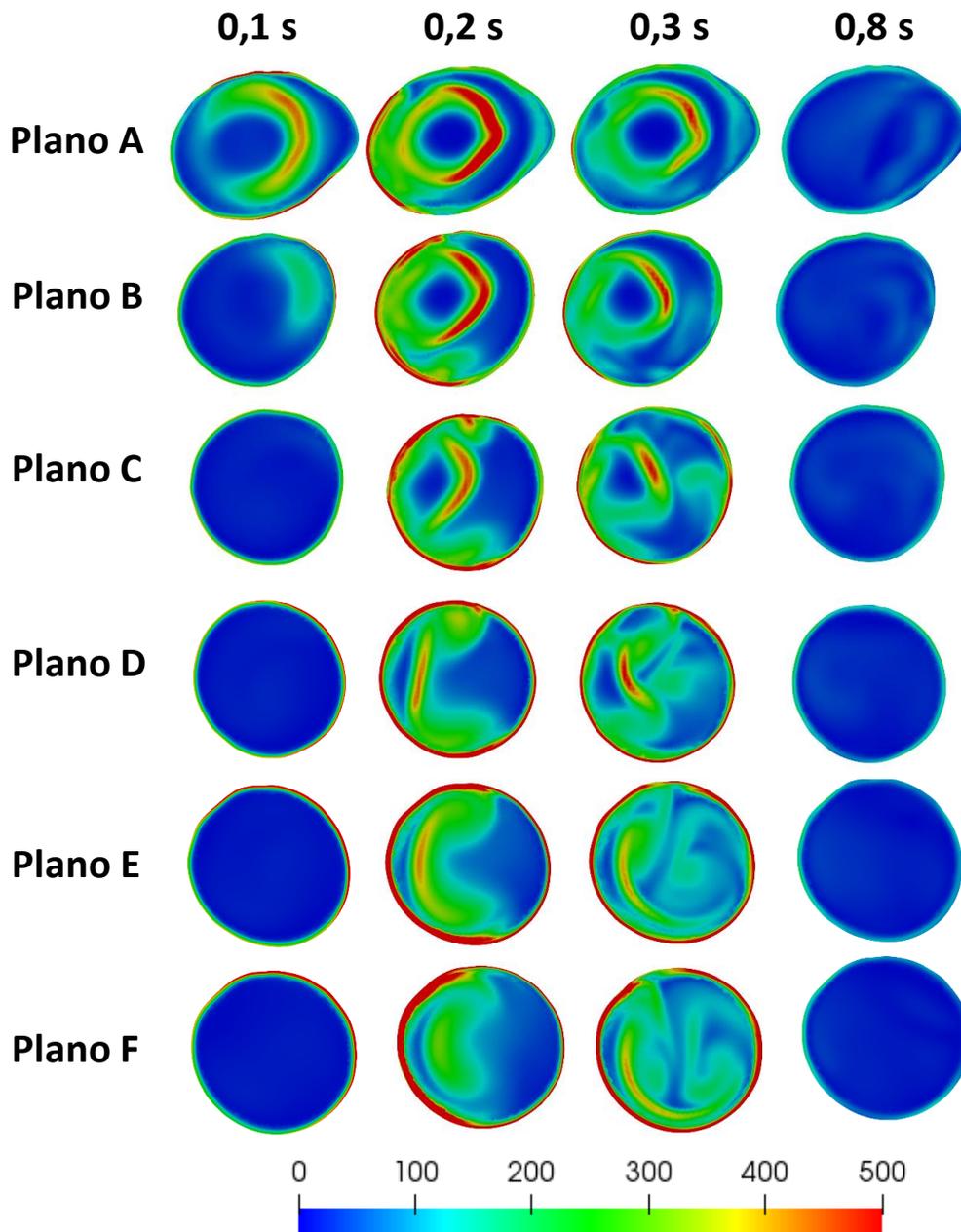


Figura 6.10. Caso: 0°. Magnitude de vorticidade ξ_ω (s^{-1}) nos planos A até F

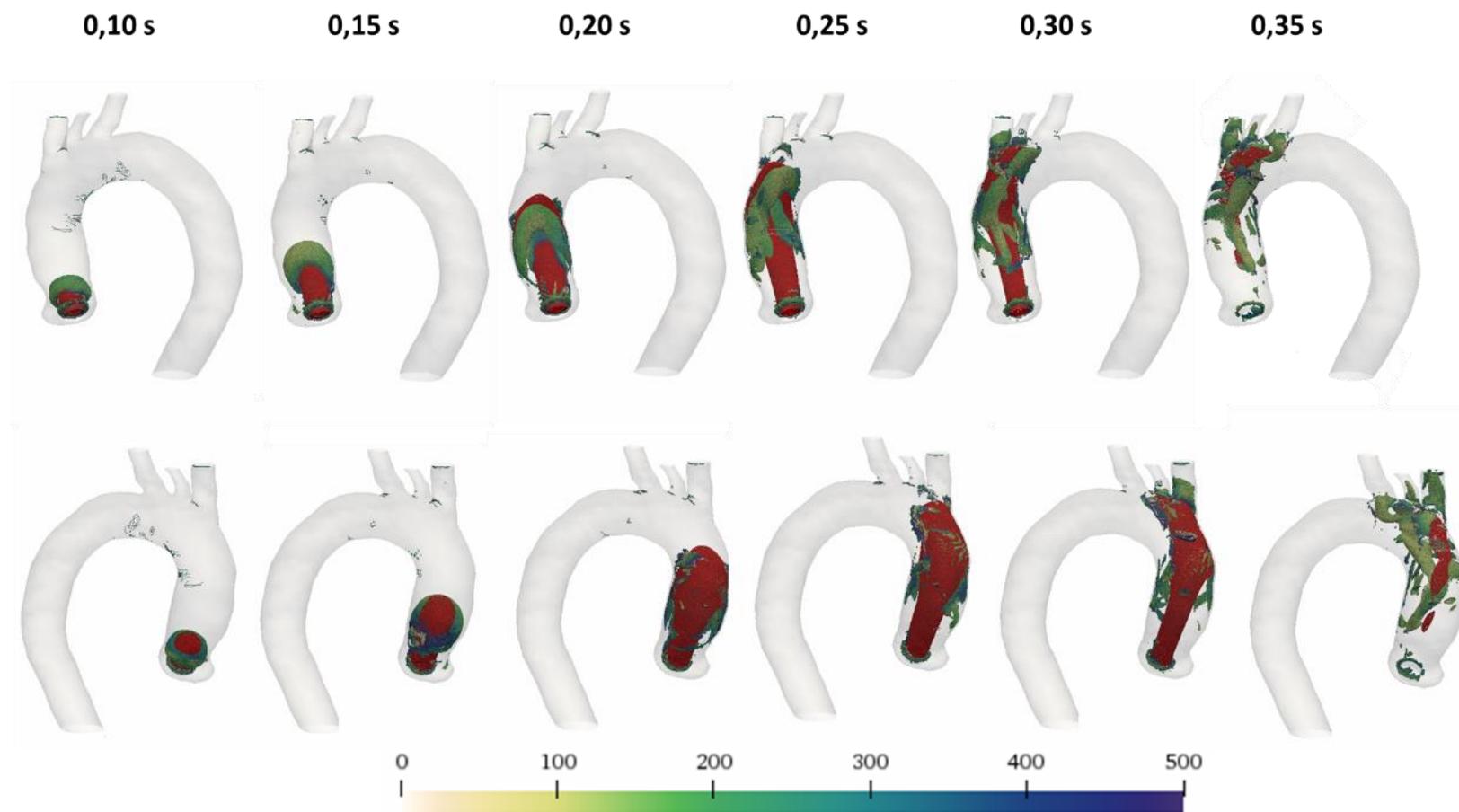


Figura 6.11. Caso: 0°. Identificação de vórtices (Critério Q); Magnitude de vorticidade ξ_{ω} (s^{-1}) e jato de velocidade (m/s)

6.2.3. Pressão

O mapeamento da pressão apresentado nesta seção refere-se ao diferencial de pressão, $\Delta P(t)$, entre a pressão no domínio da aorta, $P(t)$, e a pressão na entrada da aorta, $P_{in}(t)$. Na Figura 6.12 é apresentado o diferencial de pressão $\Delta P(t)$ (ou pressão relativa) no plano G, para os cinco instantes de tempo selecionados para análise. Já a Figura 6.13 apresenta a distribuição de pressão nos planos A à F.

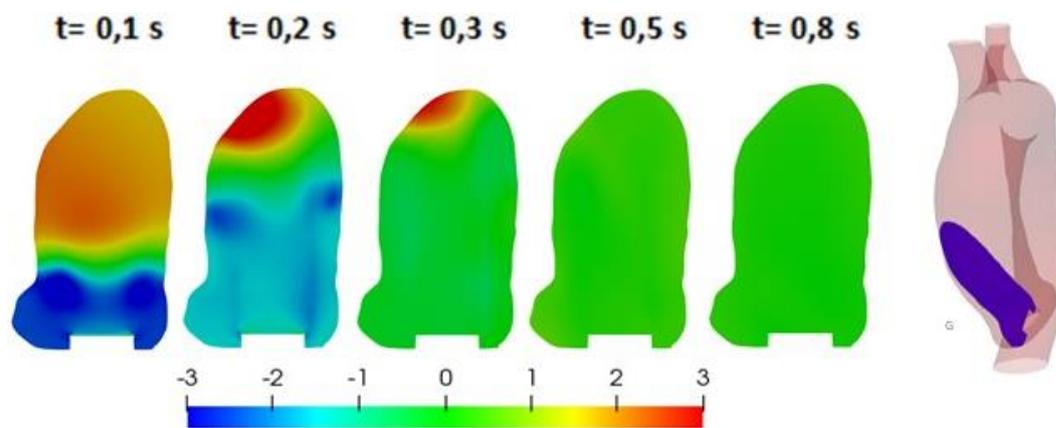


Figura 6.12. Caso: 0°. Diferencial de pressão ΔP (mmHg) no plano G

Com a expansão do jato para o interior da aorta quando sai da valva aórtica, devido ao aumento do diâmetro, ocorre uma redução da pressão. Por outro lado, na região em que o jato impinge na parede, como a velocidade vai para zero, a pressão cresce. Observa-se na Figura 6.12, que o diferencial de pressão (ΔP) no instante de tempo 0,1 s (aceleração da sístole) apresenta valores entre -3 mmHg e 2 mmHg. Em relação ao instante de tempo correspondente ao ponto próximo de vazão máxima da sístole, $t=0,2$ s, observa-se uma extensa região com valores de ΔP superiores a 3 mmHg, correspondendo a região de impacto do jato na parede. Observa-se ainda uma recuperação da pressão na região da raiz da aorta. A medida que a vazão vai sendo reduzida, observa-se uma redução na queda de pressão, com a pressão na região de estagnação também se reduzindo, implicando numa menor região com pressão relativa acima de 3 mmHg. Já nos instantes de tempo representativos da diástole (0,5 s e 0,8 s), o ΔP é próximo de zero, *i.e.*: durante a etapa diastólica, a pressão no domínio da aorta ascendente é aproximadamente constante e igual à pressão na entrada da aorta.

No ponto máximo de vazão mássica, o presente estudo e Celis (2017) apresentaram um ΔP aproximado de 3 mmHg no plano na direção principal do jato do sangue (identificado com G, no presente estudo). Ainda comparando o presente estudo com Celis (2017), foi observado que as regiões de baixa pressão se encontraram localizadas na periferia do jato do sangue.

A Figura 6.13 ilustra os iso-contornos da pressão, ΔP , nos planos A à F. Observa-se aumento de pressão próximo da parede direita devido à incidência do jato neste lado. Nesta ilustração observa-se no instante de tempo 0,1 s que do plano C à F, a pressão é aproximadamente uniforme, condizente com o campo de velocidade discutido, uma vez que o jato se estende somente a poucos milímetro da raiz da aorta.

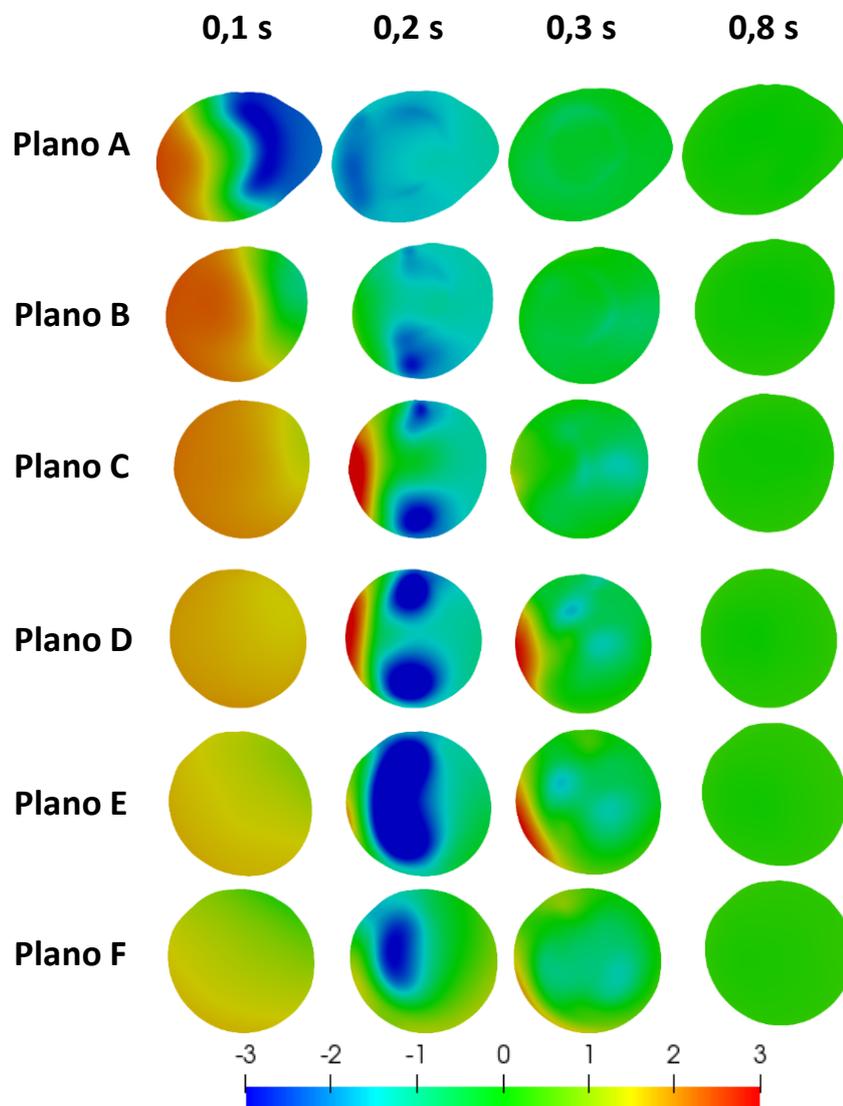


Figura 6.13. Caso: 0°. Diferencial de pressão ΔP (mmHg) nos plano A até F.

Como consequência do impacto do jato na parede da aorta (0,2 s), altos valores de pressão podem ser observados nos planos C e D próximo da parede direita. Observa-se ainda neste instante de tempo, a existência de valores mais baixos de pressão próximo às paredes anterior e posterior nos planos C até E, relacionados com a formação das recirculações que direcionam o fluxo para o lado direito, conforme discutido. Com a desaceleração do escoamento, a diferença de pressão no interior da aorta é reduzida. No instante de tempo 0,3 s ainda é possível observar influência da incidência do jato na parede da aorta nos planos D e E. Já na etapa da diástole (0,8 s) constata-se novamente que a pressão no domínio da aorta ascendente apresenta valores iguais a pressão na entrada da aorta.

6.2.4. Grandezas turbulentas

Em termos das grandezas turbulentas, a Figura 6.14 ilustra a distribuição da energia cinética turbulenta, $= \rho \kappa$, (Eq. 3.7) e da máxima tensão cisalhante do tensor de Reynolds, TSS_{max}^{3D} , (Eq. 3.49) nos planos A à F.

Uma primeira observação a ser feita corresponde a semelhança entre as distribuições dessas duas grandezas para todos os instantes de tempo e posições consideradas. Este fato já foi discutido na literatura (Les *et al.*, 2010), o que leva alguns autores a analisarem somente a distribuição da energia cinética turbulenta, a qual é mais facilmente determinada. No entanto, apesar das distribuições serem muito semelhantes, a energia cinética turbulenta TKE apresenta níveis 25% acima dos níveis de TSS_{max}^{3D} (Figura 6.14). A energia cinética turbulenta é diretamente proporcional ao primeiro invariante do tensor de Reynolds, I_1 , $\kappa = 2 I_1$, logo, se as tensões normais são dominantes, a maior tensão principal será aproximadamente igual a I_1 , i.e., $\sigma_1 \approx I_1$, sendo σ_3 relativamente pequeno, resultando em $TSS_{mas}^{3D} = \rho(\sigma_1 - \sigma_3)/2 \approx \rho I_1/2 \approx \rho\kappa$. Antes de analisar com mais detalhes a Figura 6.14, vale mencionar aqui, que os campos dos componentes do tensor de Reynolds foram avaliados, corroborando o fato de que os componentes normais da tensão de Reynolds são dominantes, pois $\overline{u'u'}$, $\overline{v'v'}$ e $\overline{w'w'}$ são uma ordem de grandeza maiores que os componentes tangenciais $\overline{u'v'}$, $\overline{u'w'}$ e $\overline{v'w'}$.

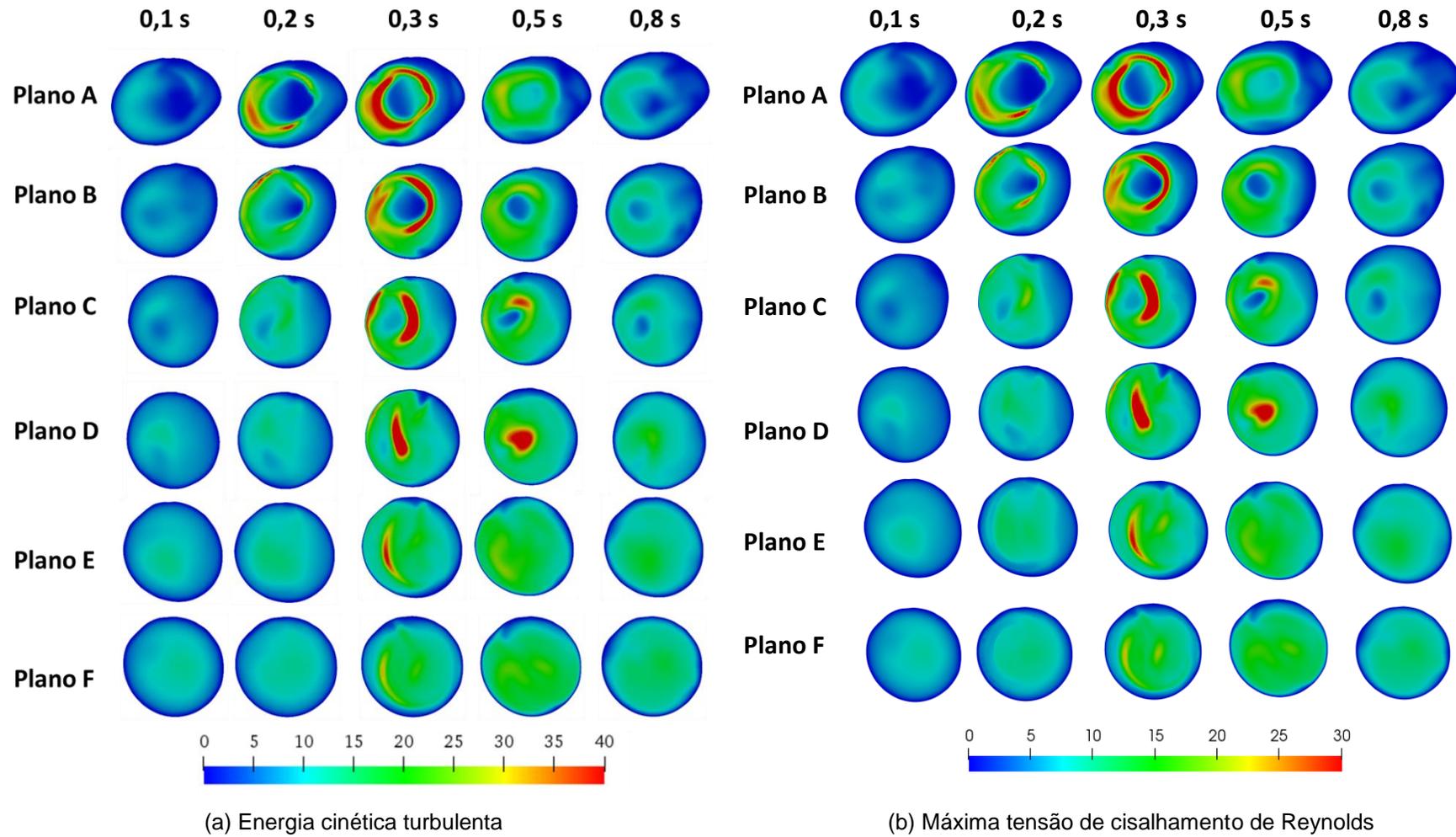


Figura 6.14. Caso: 0°. TKE (J/m^3) e TSS_{max}^{3D} (J/m^3) nos planos A até F.

Analisando os instantes de tempo iniciais (0,1 s) na Figura 6.14, observa-se baixos valores de TKE e TSS_{max}^{3D} , com distribuição aproximadamente uniforme na maiorias dos planos plotados. Já no instante de tempo correspondente ao ponto próximo de vazão máxima da sístole (0,2 s) o incremento das grandezas turbulentas na periferia do jato é visível nos planos A e B. Observa-se ainda um aumento das grandezas turbulentas próximo à parede direita, já que o jato é direcionado para esta região. Como já discutido com relação as grandezas médias, para os planos mais afastados da raiz da aorta, os efeitos relacionados ao jato são amortecidos, induzindo diminuição das grandezas avaliadas.

Na etapa de desaceleração da sístole (representada pelo instante de tempo 0,3 s), observa-se um aumento das grandezas turbulentas nas duas regiões críticas mencionadas (periferia do jato e parede direita). Interessante observar um atraso na resposta das grandezas turbulentas em relação ao escoamento médio. No início da diástole (0,5 s) ainda observa-se valores altos das grandezas turbulentas nos planos C e D, isto como consequência das recirculações formadas na seção transversal, resultantes do impacto do jato de velocidade na parede. No final da diástole (0,8 s) observa-se que assim como o escoamento médio tende ao repouso, as grandezas turbulentas também decaem.

Visando identificar estruturas características destas grandezas turbulentas é apresentado na Figura 6.15 uma iso-superfície de TSS_{max}^{3D} , representativa do escoamento, igual $20 J/m^3$. Na Figura 6.15 nota-se que no percurso da sístole (0,2 s e 0,3 s) que a iso-superfície de tensões máximas de Reynolds, TSS_{max}^{3D} , apresenta forma toroidal ao redor do jato de velocidade, a qual é destruída com a queda da vazão ($t=0,5$ s)

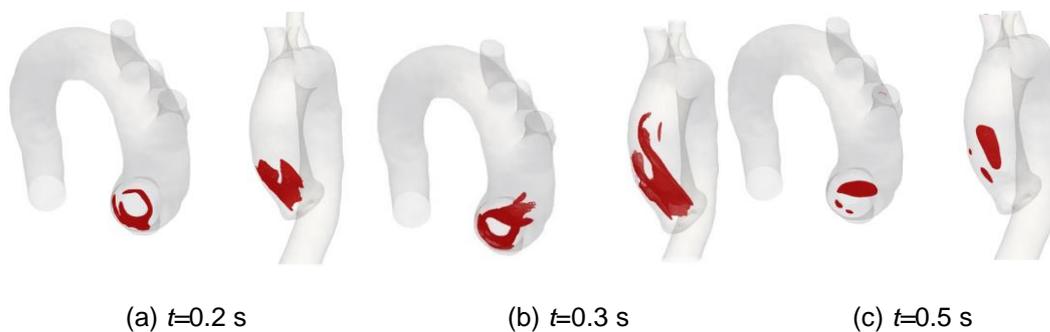


Figura 6.15. Caso: 0°. Iso-superfície $TSS_{max}^{3D} = 20 J/m^3$

6.3. Caracterização dos Casos de Angulação da Valva Simulados

A influência do posicionamento coaxial da prótese aórtica nas características hemodinâmicas no interior e endotélio aórtico são analisadas nesta seção. Analisa-se a influência do posicionamento da prótese aórtica no campo de velocidade e grandezas turbulentas, assim como na forma das estruturas coerentes. Com relação à parede aórtica, analisa-se a influência do posicionamento valvar em grandezas como pressão e tensão cisalhante na parede vascular, que influenciam a complacência do diâmetro aórtico, o qual também é avaliado.

6.3.1. Campo de velocidade

Visando identificar a influência da posição coaxial da prótese no direcionamento do jato proveniente do orifício valvar e sua interação com a parede da aorta, apresenta-se para todos os casos analisados, na Figura 6.16 uma iso-superfície com magnitude do vetor velocidade igual a 1 m/s. Foi selecionado os instantes iguais a 0,2 s e 0,3 s. Observa-se na Figura 6.16a, que no instante correspondente ao ponto próximo de vazão máxima sistólica (0,2 s), o único caso que não apresenta o jato de velocidade impactando na parede aórtica na região ascendente corresponde ao caso com valva aórtica posicionada com inclinação de 8° na direção esquerda. Os casos direcionados para a direção direita apresentam uma marcada semelhança com o caso padrão 0° em termos da forma geométrica do jato de velocidade e localização da região de impacto na parede aórtica. Comparado com o caso padrão 0°, os casos com inclinação para a direção anterior apresentam um pequeno comprimento do jato de velocidade, i.e., o jato impacta na superfície da aorta mais próximo da raiz. Os casos inclinados para a direção posterior apresentam uma marcada inclinação do jato na direção posterior. Com relação ao instante de tempo $t=0,3$ s, correspondente ao final da sístole (Figura 6.16b) o diâmetro do jato com velocidade de 1 m/s apresenta uma evidente diminuição no seu diâmetro para todos os casos avaliados. Observa-se ainda o espalhamento do jato, com a mudança de direção após o impacto na parede da aorta, levando fluido com alta velocidade até as proximidades do tronco braquiocefálico.

O jato de alta velocidade induz recirculações na região ascendente da aorta. Para avaliar a estrutura complexa do escoamento, apresenta-se na Figura 6.17, nos mesmos instantes de tempo selecionados na análise prévia, as linhas de corrente

correspondentes a todos os casos de posicionamento da valva aórtica analisados, as quais são coloridas com o valor da magnitude do vetor velocidade. Observa-se na Figura 6.17a que no instante de tempo $t=0,2s$, correspondente ao ponto próximo de vazão máxima da sístole, existe para todos os casos, recirculações atrás do jato principal nas regiões próximas da parede esquerda ascendente da aorta. Nota-se ainda que neste instante de tempo, as maiores regiões de recirculação acontecem nos casos com a valva direcionada à parede posterior. Corroborando o fato de que o jato se espalha, alterando sua direção após incidir na superfície da aorta, nota-se na Figura 6.17b, para todos os casos analisados, que esse espalhamento está diretamente relacionado com a formação de recirculações que se estendem desde a aorta ascendente até o início do arco aórtico. Esta observação é mais evidente no caso da valva direcionada 4° na direção posterior.

Buscando complementar as análises do campo de velocidade, apresenta-se na Figura 6.18, para cada posição angular (ϱ) da valva, a magnitude do vetor velocidade no plano G. As comparações são realizadas entre a posição padrão 0° e as angulações (4° e 8°) direcionadas às paredes direita e esquerda da aorta, assim como entre a posição padrão de 0° e as angulações (4° e 8°) direcionadas às paredes anterior e posterior. Na Figura 6.18a observa-se que em $t=0,1$ s não há maiores diferenças no campo da magnitude da velocidade no plano G para cada um dos casos apresentados. As diferenças podem ser apreciadas nos instantes 0,2 s e 0,3 s. Em comparação à posição padrão 0° , pode ser identificado um jato mais curto no plano G quando as angulações (4° e 8°) da valva estão direcionadas à esquerda da parede aórtica. Em termos das angulações da valva direcionadas à direita, a velocidade no plano G apresenta um leve incremento quando comparada à posição padrão 0° , com um jato de maior intensidade impingindo na parede da aorta. Com relação aos direcionamentos da valva às paredes anterior e posterior (Figura 6.18b), não são observadas diminuições no comprimento do jato, porém a inclinação do jato na direção da parede é mais visível, especialmente para os casos com ângulo de 8° , sendo visível inclusive para $t=0,1$ s. No caso com valva aórtica posicionada com inclinação de 8° na direção anterior, observa-se para $t=0,2$ s, que a incidência do jato à parede, induz uma recirculação para o lado posterior. De um modo geral, as maiores diferenças na magnitude do vetor velocidade devido ao posicionamento da valva ocorrem no instante 0,2 s e 0,3 s, quando a intensidade da vazão na entrada ainda é significativa.

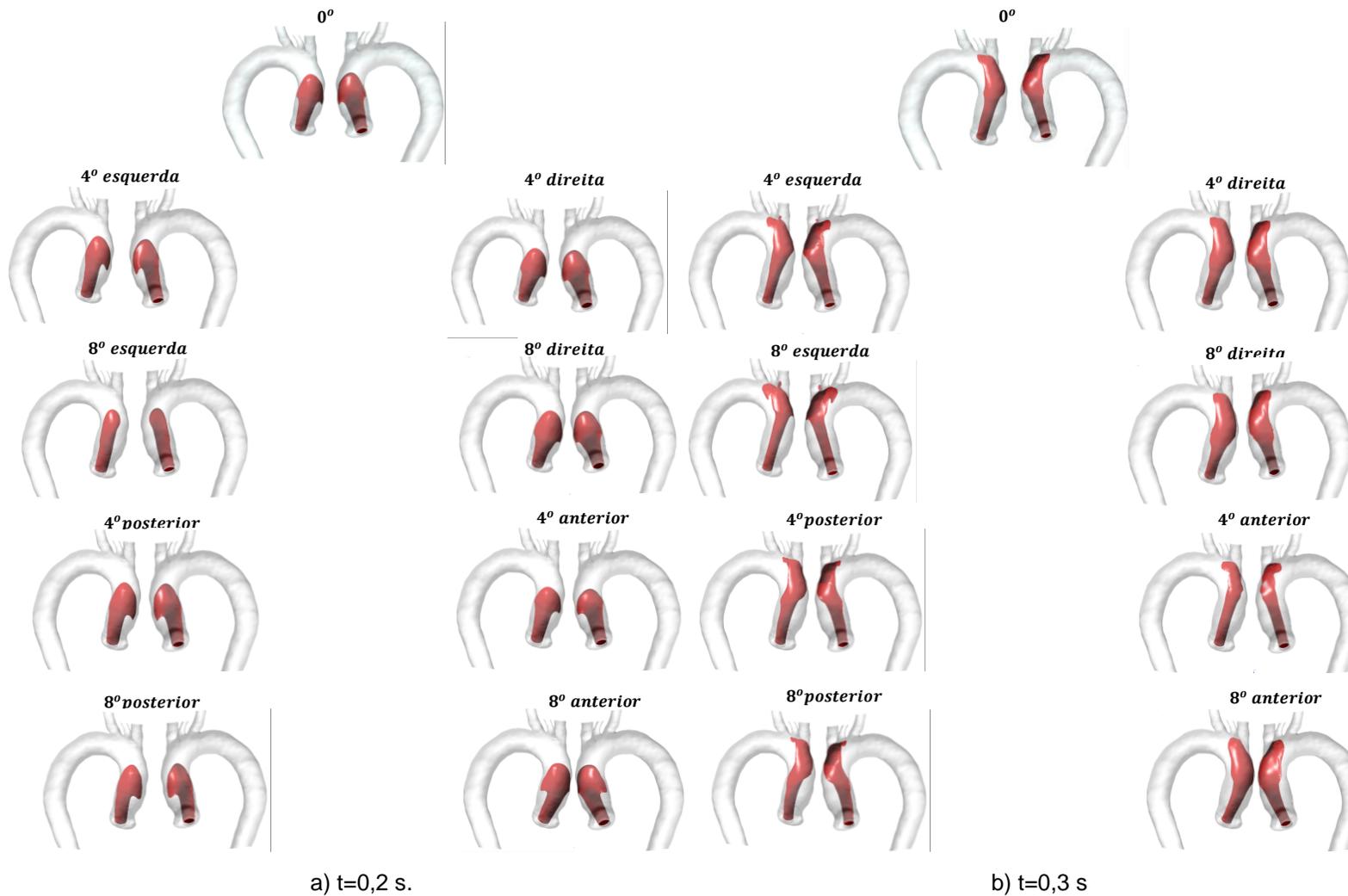


Figura 6.16. Iso-superfície de velocidade (1 m/s), casos: todos

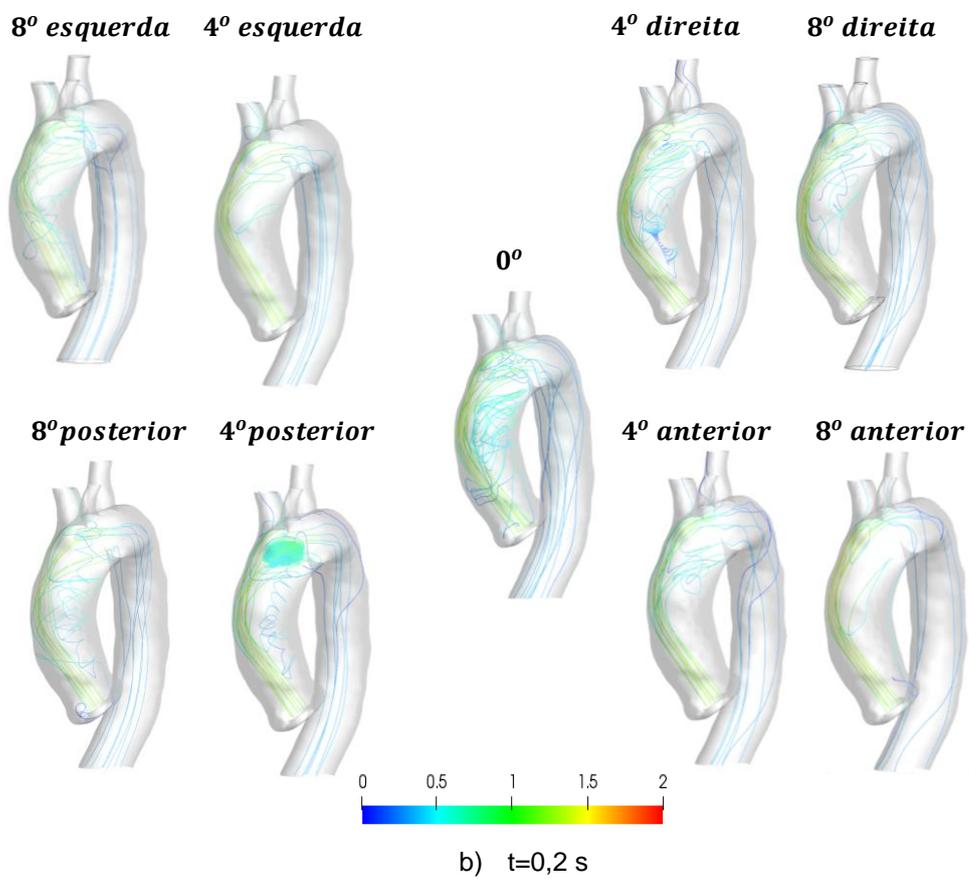
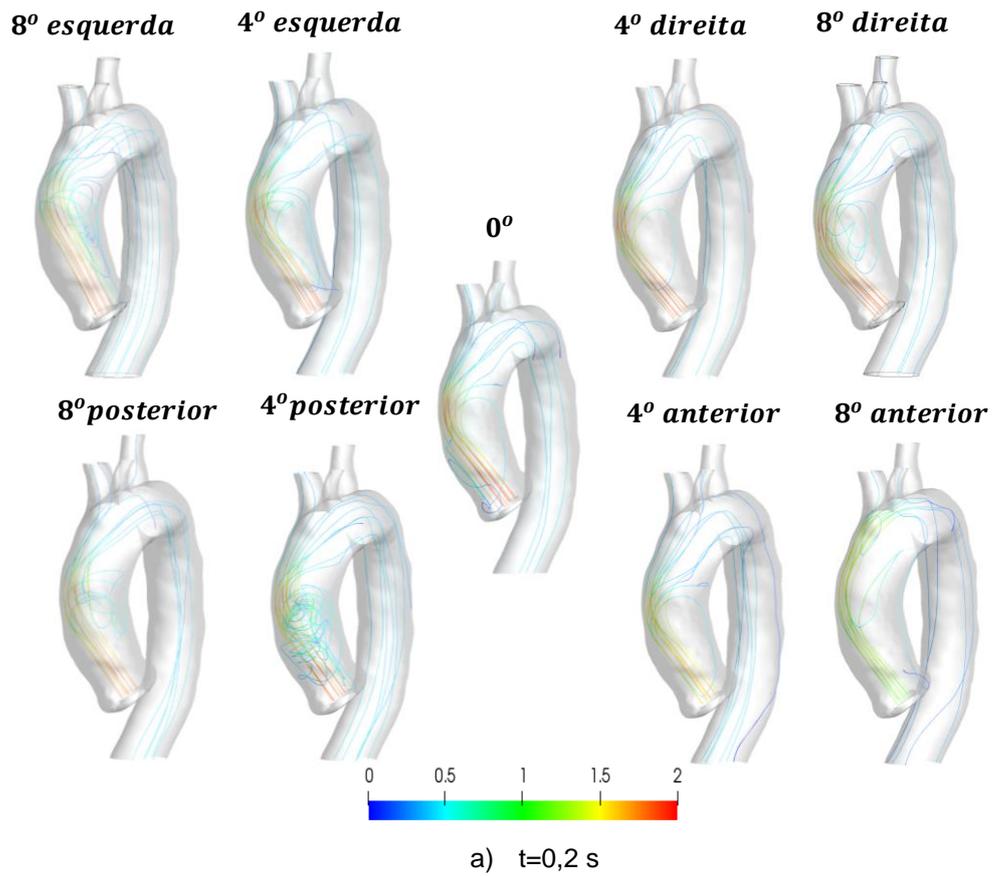
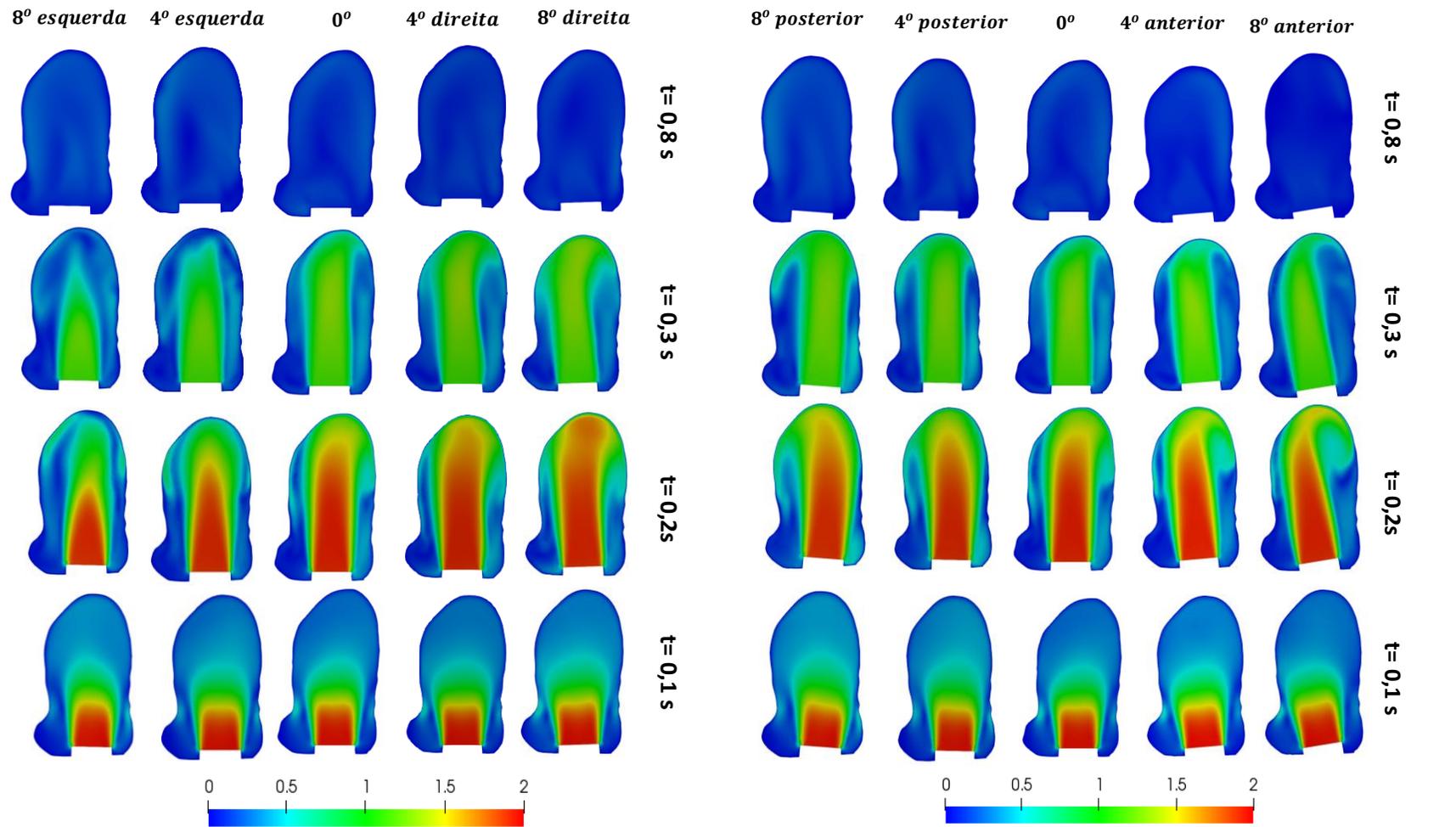


Figura 6.17. Linhas de corrente, casos: todos



a) casos: 0° ; 8° esquerda; 4° esquerda; 8° direita e 4° direita.

b) casos: 0° ; 8° posterior; 4° posterior; 8° anterior e 4° anterior

Figura 6.18. $|V|$ (m/s) no plano G.

Celis (2017) realizou pesquisas em termos da inclinação da prótese valvar aórtica nas direções posterior (3° e 5°) e anterior (2° e 4°), no estudo desenvolvido pelo Celis (2017) não foram avaliadas inclinações de prótese valvar aórtica nas direções esquerda e direita. Novamente comparando o presente estudo com Celis (2017) no que se refere ao ponto máximo de vazão mássica e plano de referência localizado na direção principal do jato, foi notado que o direcionamento do jato de sangue encontrava-se influenciado de forma análoga nos dois estudos pela inclinação da prótese valvar aórtica.

Visando identificar de forma mais abrangente as mudanças hemodinâmicas na aorta ascendente produzidas pelo posicionamento da valva aórtica, q , é ilustrado nas Figuras 6.19 até 6.21 os campos de velocidade axial (V_z) em três planos selecionados para 4 instantes do ciclo cardíaco. Os planos escolhidos são os planos A; B e D pois nestes planos observou-se variações mais significativas do campo de velocidades para o caso padrão de 0°, apresentado na seção 6.2.2.

Analisando a velocidade axial (V_z) no plano A, Figura 6.19, é possível observar que as alterações do campo de velocidade que ocorrem próximo à raiz da aorta são muito pequenas. Nesta seção da aorta, foi identificado que no período sistólico (0,1 s; 0,2 s e 0,3 s) as inclinações da valva aórtica direcionadas à esquerda geraram um jato um pouco mais centralizado no interior da aorta, quando comparado com os outros direcionamentos. Por causa da centralização do jato, observa-se que as regiões com velocidade negativa, indicando a presença de recirculações, são distribuídas de forma mais homogênea ao redor do jato. Em contrapartida, os direcionamentos à direita, induzem a uma diminuição da simetria angular ao redor do jato no plano avaliado (plano A), com o aumento da região com velocidade negativa no lado esquerdo. Adicionalmente, no centro do jato a velocidade apresenta um leve incremento quando o direcionamento é à esquerda e situação oposta sucede com o direcionamento à direita. Com relação aos direcionamentos posterior e anterior, pequenas diferenças ocorrem associadas à centralização do jato de velocidade no plano A, porém não são observadas maiores mudanças dos valores máximos de velocidade no centro do jato.

Concernente a análise de V_z no plano B (Figura 6.20) tem-se as seguintes situações análogas às observadas no plano A, porém um pouco mais acentuadas: *i*) maiores valores de velocidade no centro jato quando o posicionamento da valva aórtica é na direção esquerda; *ii*) jato centrado do plano B quando o direcionamento

da valva aórtica é dirigido à esquerda; *iii*) jato deslocado do centro do plano, em direção da parede posterior quando o jato é inclinado nesta direção; *iv*) no caso de inclinação na direção anterior, o jato se mantém aproximadamente centrado no plano B; *v*) regiões de velocidade negativa (recirculação) distribuídas de forma mais homogênea ao redor do jato no caso de 8° esquerda; *vi*) no instante de tempo 0,2 s são observados valores relativamente altos de velocidade próximo da parede direita da aorta quando o posicionamento da valva aórtica avaliado é na direção 8° direita.

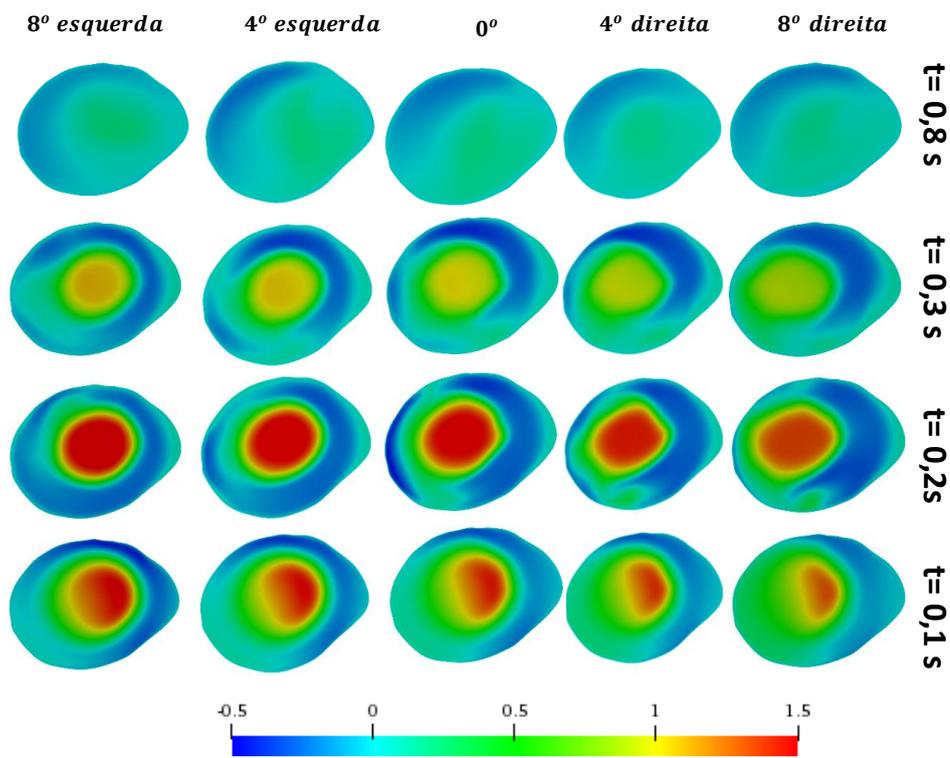
Finalmente, analisando o campo de velocidade V_z no plano D (Figura 6.21) são observadas grandes diferenças em termos da distribuição de velocidade. Nos instantes de tempo 0,2 s e 0,3 s observa-se que nesta região de análise (plano D), todos os direcionamentos da valva aórtica, com exceção das inclinações à esquerda, já indicam impacto do fluxo na parede da aorta, com altos valores de velocidade próximo à superfície direita, e velocidades negativas do lado esquerdo. Como esperado, com a inclinação da valva aórtica na direção posterior, o jato impacta mais próximo desta superfície, se deslocando para a superfície anterior quando a inclinação é alterada para essa direção.

Buscando identificar comportamentos localizados como consequência do impacto do jato na parede, a seguir na Figura 6.22 ilustra-se o perfil de velocidade axial no instante de tempo próximo do pico da sístole (0,2 s) e na linha de referência “L” (paralela ao eixo y e centrada no plano D) para todos os direcionamentos avaliados na inclinação angular (ϱ) de 8° e a posição padrão 0°.

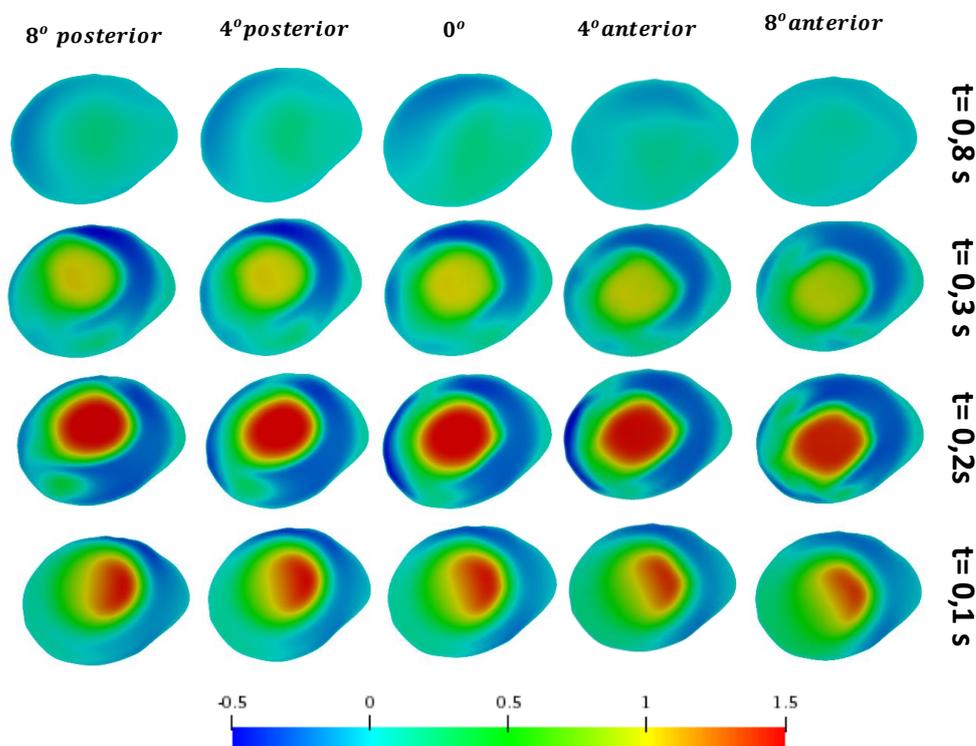
De acordo ao ilustrado na Figura 6.22, é possível observar que na linha de referência avaliada, os casos da valva aórtica posicionados na direção 8° direita; 8° anterior; 8° posterior e 0° possuem valores altos de velocidade ($V_z \geq 1,5$ m/s) em comparação com o caso na direção 8° esquerda. Uma vez que a linha de referência “L” encontra-se localizada aproximadamente na metade da aorta ascendente, é admissível inferir que pelo menos até essa altura o caso com valva aórtica posicionada com inclinação de 8° na direção esquerda apresenta o jato de velocidade mais centralizado. Porém uma análise mais abrangente é necessária a fim de determinar de maneira global as consequências hemodinâmicas do caso de 8° esquerda.

Em termos da recirculação, novamente o caso com valva aórtica posicionada com inclinação de 8° na direção esquerda apresenta um comportamento do perfil de

V_z mais afastado dos outros 4 casos traçados na Figura 6.22, já que a recirculação neste caso particular é consideravelmente menor do que nos outros.

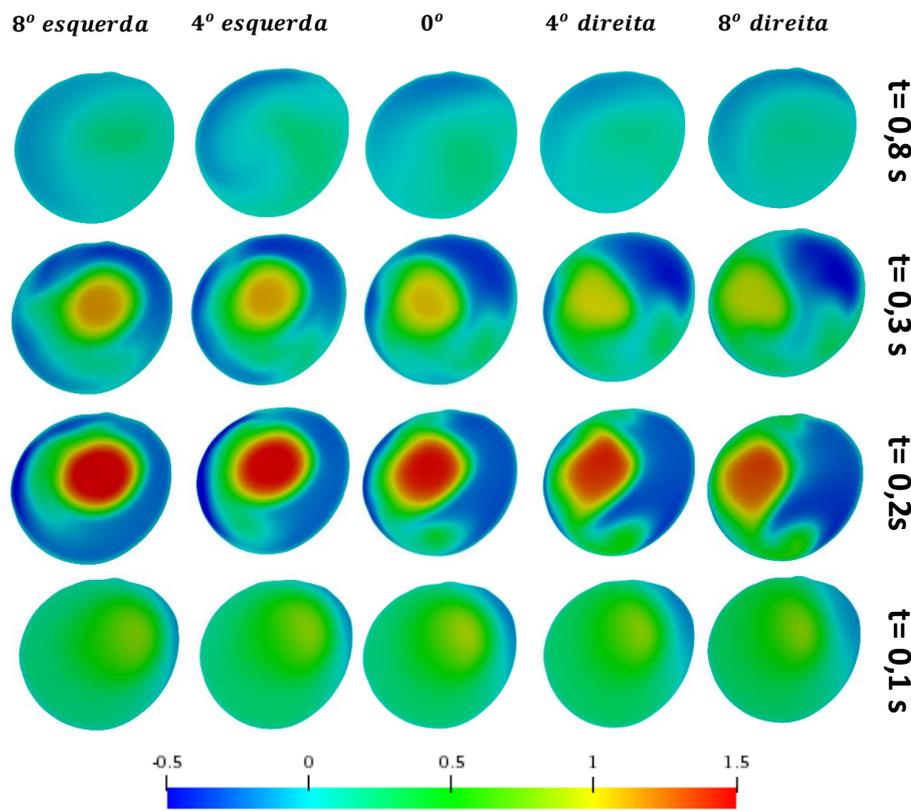


(a) casos: 0°; 8° esquerda; 4° esquerda; 8° direita e 4° direita

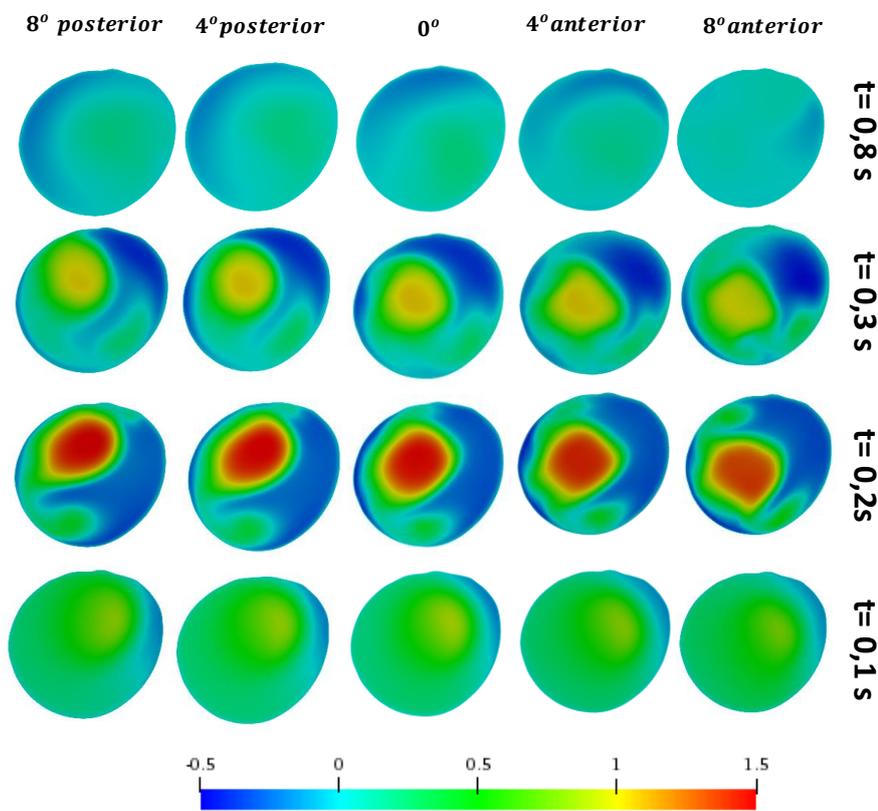


(b) casos: 0°; 8° posterior; 4° posterior; 8° anterior e 4° anterior

Figura 6.19. Influência do posicionamento valvar em V_z (m/s), plano A em diferentes tempos

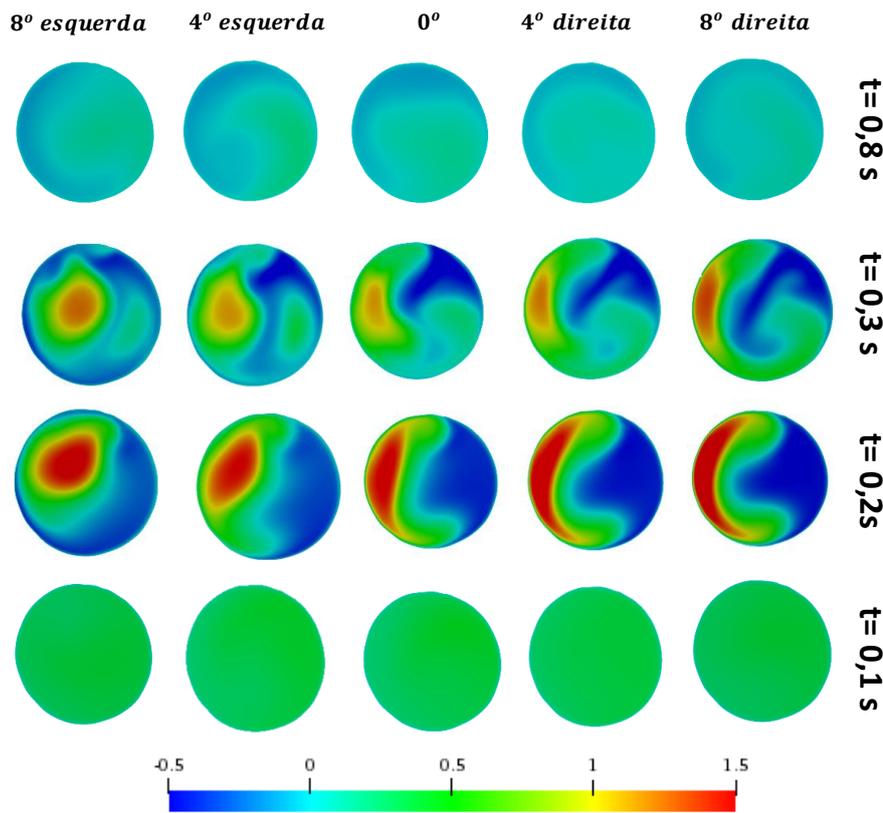


(a) casos: 0° ; 8° esquerda; 4° esquerda; 8° direita e 4° direita

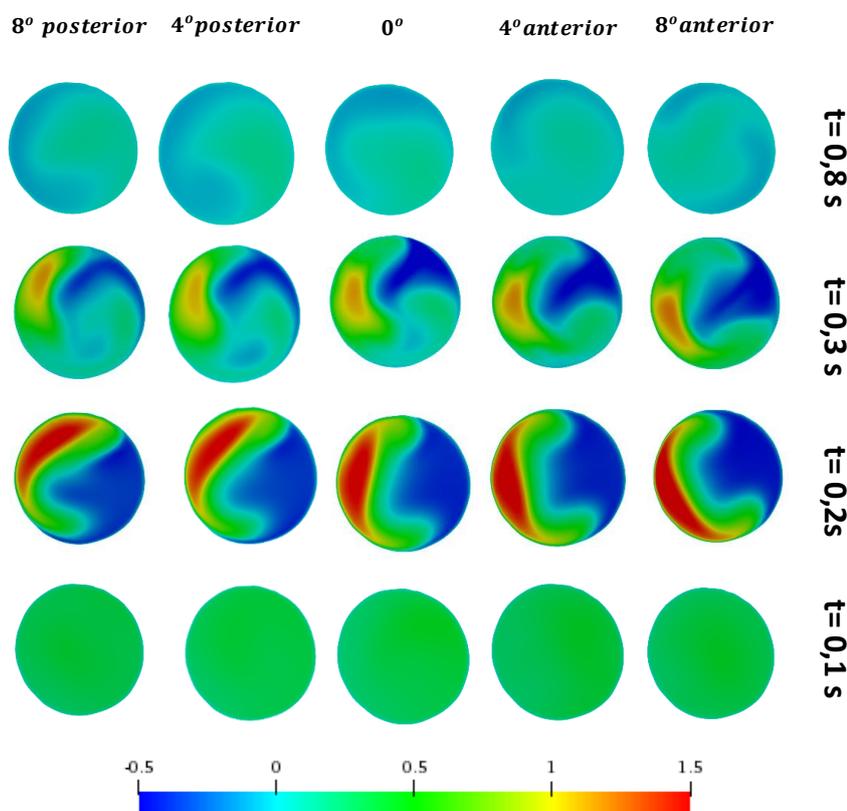


(b) casos: 0° ; 8° posterior; 4° posterior; 8° anterior e 4° anterior

Figura 6.20. Influência do posicionamento valvar em V_z (m/s), plano B em diferentes tempos



(a) casos: 0°; 8° esquerda; 4° esquerda; 8° direita e 4° direita



(b) casos: 0°; 8° posterior; 4° posterior; 8° anterior e 4° anterior

Figura 6.21. Influência do posicionamento valvar em V_z (m/s), plano D em diferentes tempos

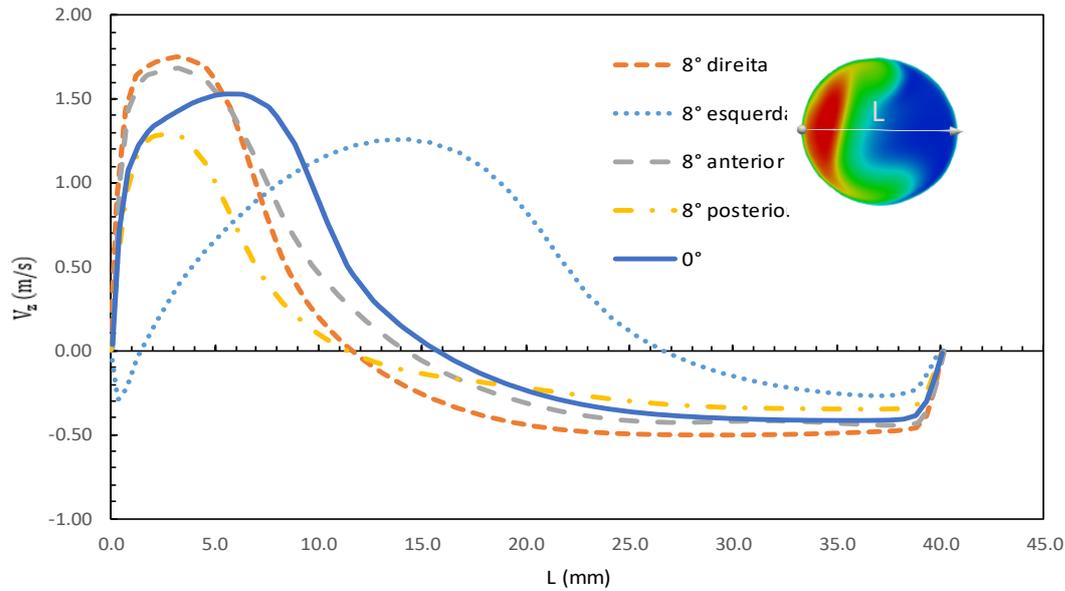


Figura 6.22. Perfil de velocidade V_z (m/s) na linha de referencia L, casos: 8° direita; 8° esquerda; 8° anterior e 8° posterior

6.3.2. Estruturas coerentes

Conforme apresentado na Figura 6.11 com relação ao caso padrão de 0° , três formas de vórtices foram identificadas durante o ciclo cardíaco, *i.e.*: *i*) forma toroidal ($\sim 0,1$ s); *ii*) forma de *hairpin* ($\sim 0,2$ s); e *iii*) pequenos vórtices em forma longitudinal ($\sim 0,4$ s). Visando identificar a influência do ângulo de posicionamento da valva aórtica na formação de estruturas coerentes, apresenta-se na Figura 6.23, para todos os casos simulados (*i.e.*: 4° e 8° em todas as direções), a iso-superfície do critério Q (3000 s^{-2}) nos instantes de tempo 0,15 s; 0,20 s e 0,40 s. Sobre a iso-superfície de Q constante que representa uma estrutura coerente, traçou-se a magnitude de vorticidade (ξ_ω).

A partir do ilustrado na Figura 6.23 observa-se que em termos qualitativos todos os casos simulados apresentaram os três estágios das formas de vórtices referidos anteriormente e para os diversos casos, a magnitude de vorticidade na superfície do vórtice variou entre 150 s^{-2} e 350 s^{-2} . Porém algumas diferenças são visíveis:

i) para todos os casos, no estágio 1 (forma toroidal), o vórtice é susceptível à inclinação da valva aórtica, por isto, o vórtice toroidal apresenta uma inclinação e direção diretamente proporcional à inclinação da valva;

ii) próximo ao pico da sístole, vórtices do tipo *harpin* são encontrados em todos os casos, porém para os casos de inclinação à esquerda e posterior, estes são mais curtos, enquanto para as inclinações a direita e anterior são ligeiramente mais alongados.

iii) com relação aos pequenos vórtices longitudinais, estes encontram-se localizados na região de aorta ascendente e início do arco da aorta, entretanto, somente no caso de inclinação da valva aórtica na direção 8° esquerda, vórtices longitudinais não são visualizados no início da aorta ascendente.

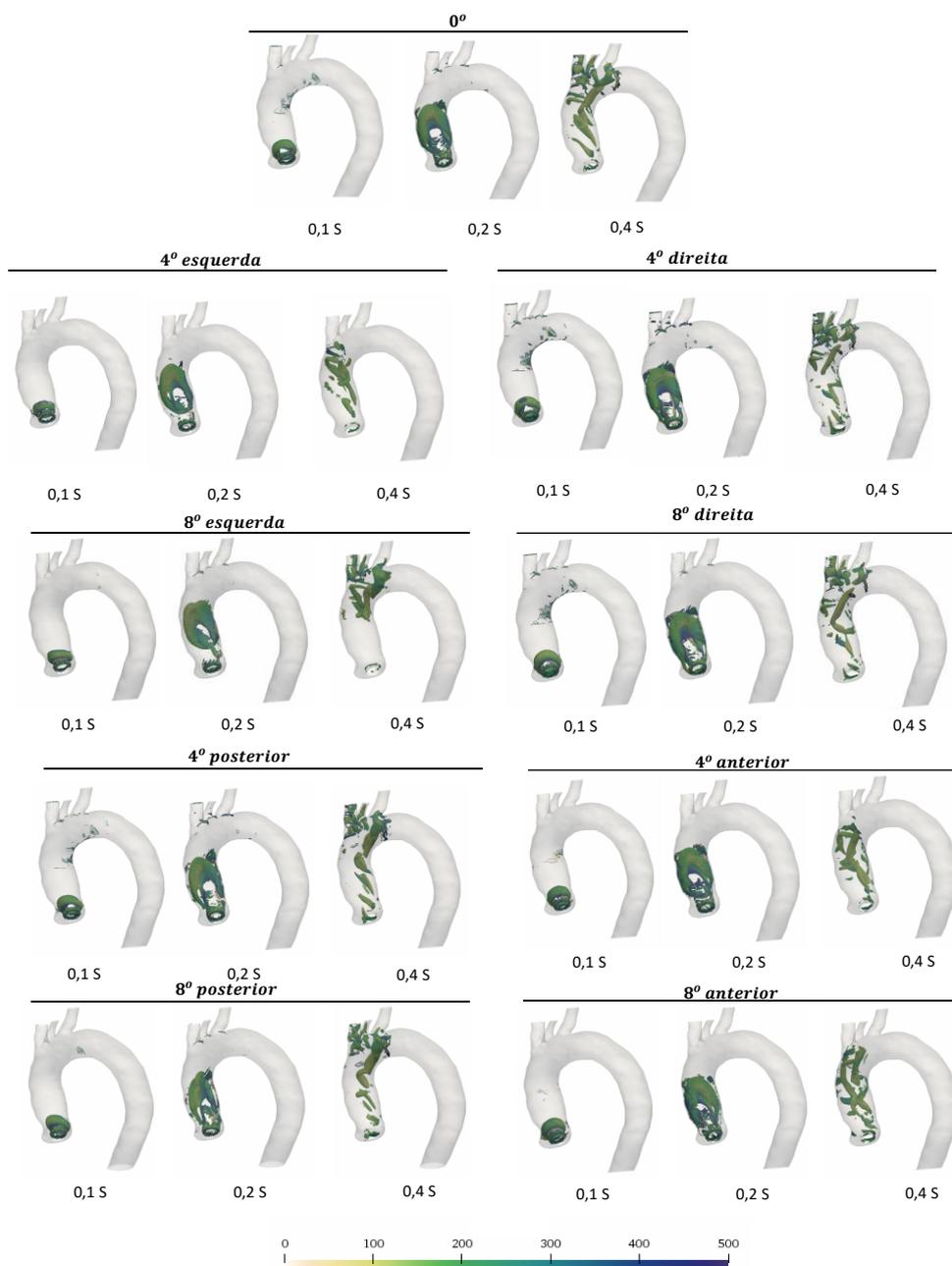


Figura 6.23. Critério Q e ξ_ω (s^{-1}); casos: todos

6.3.3. Grandezas turbulentas

Uma vez que na análise do campo da energia cinética turbulenta TKE do caso padrão 0° (Figura 6.14) da seção 6.2 foi observado que os maiores valores de TKE no interior da aorta surgiram no instante de tempo 0,3 s, selecionou-se analisar aqui, este instante de tempo do ciclo cardíaco.

A Figura 6.24 apresenta para todos os casos analisados, em $t=0,3$ s, o campo de TKE traçada em forma de volume renderizado no domínio interno da aorta.

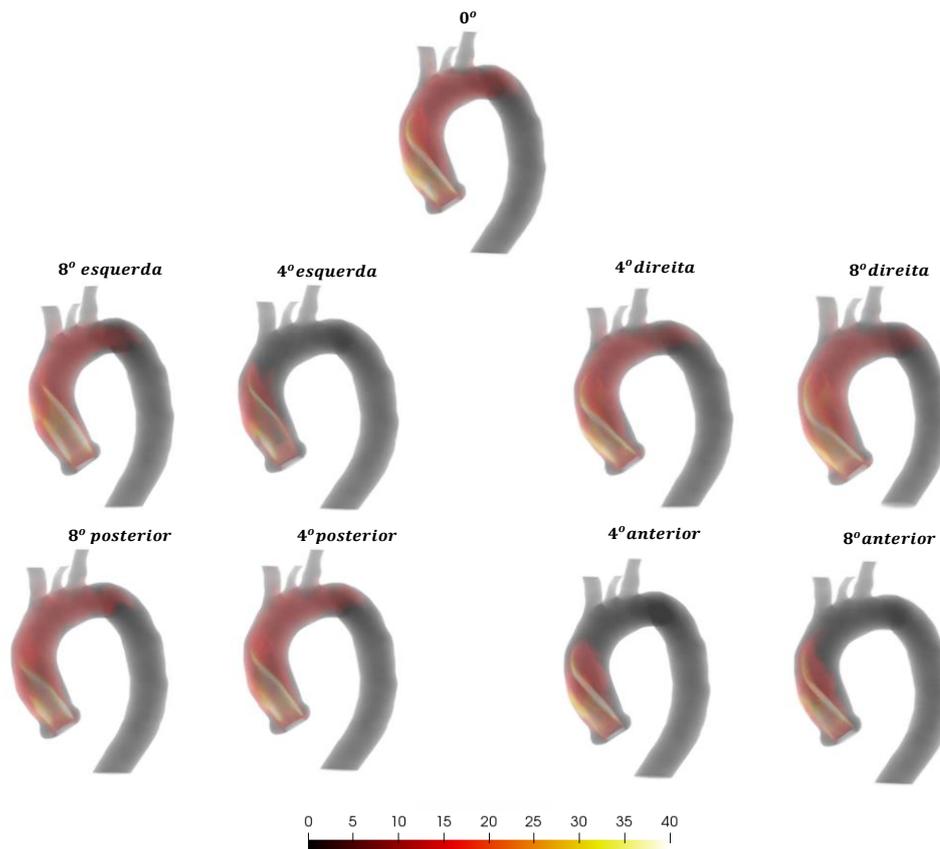


Figura 6.24. TKE (J/m^3) no volume interno da aorta em $t=0,3$ s, casos: todos

Nesta visualização da energia cinética turbulenta ilustrada na Figura 6.24 é possível inferir a direção do jato proveniente da valva. Claramente, nos casos de inclinação à esquerda, o jato encontra-se mais centrado no interior da aorta, impingindo numa posição mais afastada da raiz da aorta do que no caso de inclinação à direita, onde o jato encontra-se inclinado, atingindo a superfície da aorta no lado anterior e mais próximo da raiz da mesma. Com relação às inclinações na direção anterior, nota-se altos níveis de TKE próximo à raiz da aorta, enquanto que para os casos com posicionamento da valva inclinados na direção posterior, verifica-se que altos níveis de TKE podem ser visualizados até o arco da aorta.

De acordo ao visualizado na Figura 6.24 tem-se que nos casos nas direções 0°; 8° esquerda; 4° direita; 8° direita; 4° posterior e 8° posterior o volume de valores altos de TKE abrange as regiões da aorta ascendente e arco da aorta. Em termos dos casos nas direções 4° esquerda; 4° anterior e 8° anterior as regiões de alta TKE encontram-se localizadas somente na aorta ascendente. Ainda na Figura 6.24 pode ser notado em todos os casos avaliados que após a região onde ocorre o impacto do jato na parede apresenta-se uma diminuição da TKE que percorre o arco aórtico.

A distribuição da máxima tensão principal do tensor de Reynolds (TSS_{max}^{3D}), pode ser visualizada na Figura 6.25, para o caso padrão 0°, através de sua distribuição no volume interno da aorta, no instante de tempo $t=0,3$ s. Comparando-se a visualização da distribuição volumétrica de TSS_{max}^{3D} na Figura 6.25, com a de TKE na Figura 6.24, observa-se, como já mencionado na análise apresentada na seção 6.2.4, que as distribuições são similares.



Figura 6.25. TSS_{max}^{3D} (J/m^3) no volume interno da aorta em $t=0,3$ s, caso: 0°

Visando identificar situações críticas com relação às grandezas turbulentas, determinou-se os máximos valores de energia cinética turbulenta no volume da aorta, TKE_{max} . Este dados são apresentado na Figura 6.26, para todos os casos avaliados, em cada instante de tempo do ciclo cardíaco. Observa-se que os valores máximos da energia cinética turbulenta, TKE_{max} , não são suficientemente altos para gerar perigo de surgimento de hemólise, já que de acordo com Les et al. (2010), o limite em termos de TKE a partir do qual é possível a destruição das hemácias é $600 J/m^3$.

Observa-se na Figura 6.26a que nos casos de inclinação da valva aórtica na direção direita, os valores máximos de TKE, TKE_{max} , não apresentam grandes

variações em comparação com o caso padrão 0° , com exceção de um leve incremento no início da diástole. Já os casos com valvas inclinadas na direção esquerda (Figura 6.26b) apresentam grandes variações de TKE_{max} quando comparado com o caso padrão 0° , com uma redução de 30% do valor de TKE_{max} no instante de tempo $t=0,35$ s. Os casos com valva aórtica inclinada na direção anterior (Figura 6.26c) também apresentam uma diminuição do TKE_{max} quando comparado ao caso padrão 0° , no entanto esta queda não é tão expressiva com a já observada nos casos com inclinação da valva na direção esquerda. Entre o ponto máximo da sístole e o final da sístole, os casos com a valva inclinada na direção posterior (Figura 6.26d) sofrem um incremento do TKE_{max} em relação ao caso padrão 0° , porém, no início da diástole a tendência descrita inverte-se.

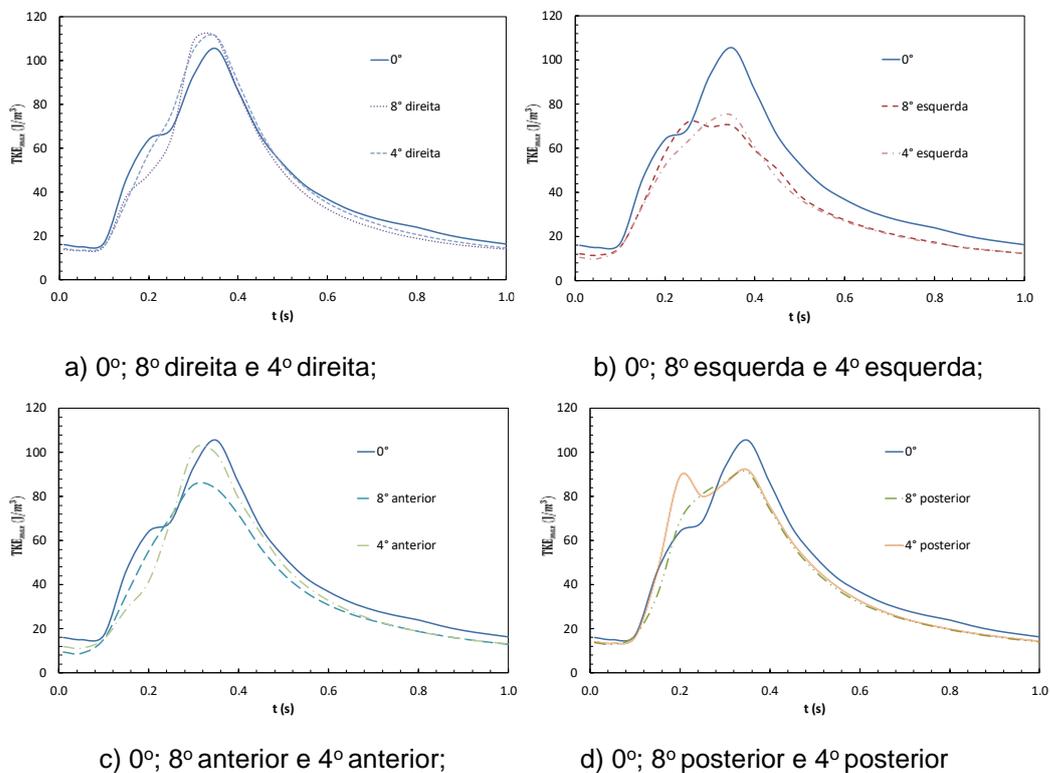
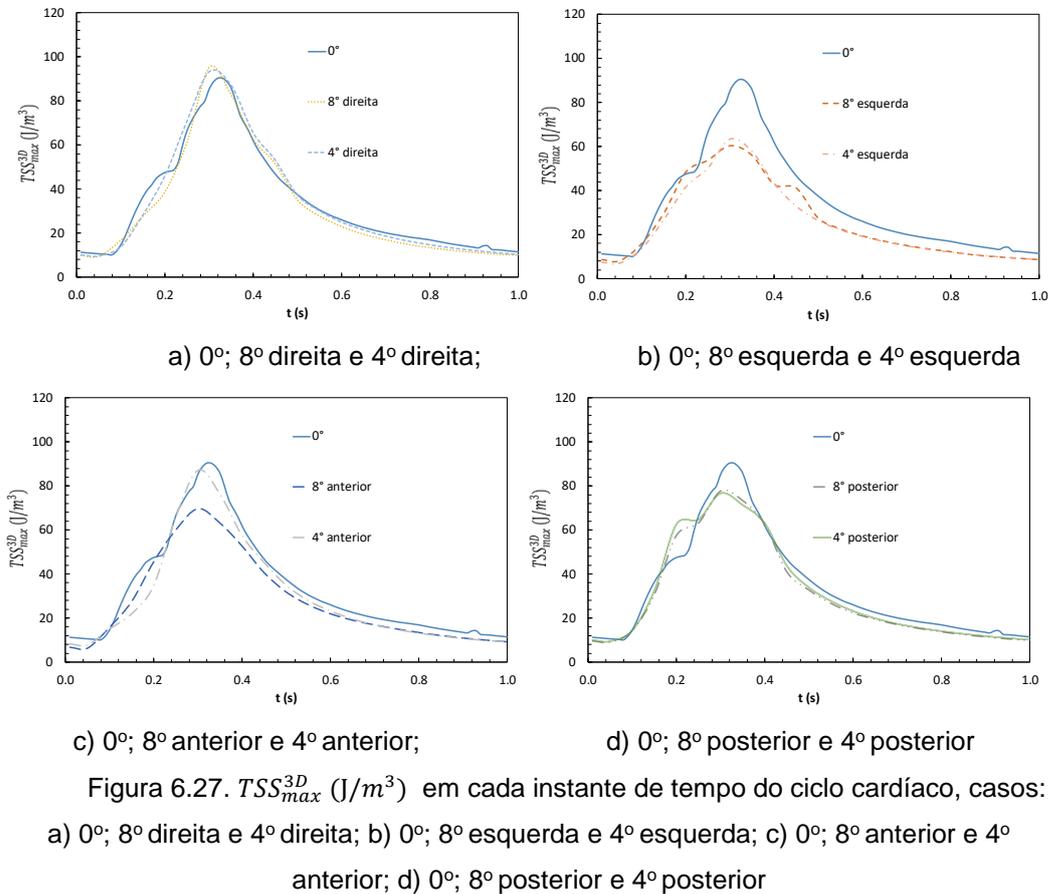


Figura 6.26. TKE_{max} (J/m^3) em cada instante de tempo do ciclo cardíaco, casos: a) 0° ; 8° direita e 4° direita; b) 0° ; 8° esquerda e 4° esquerda; c) 0° ; 8° anterior e 4° anterior; d) 0° ; 8° posterior e 4° posterior

A seguir, mostra-se na Figura 6.27, para todos os casos avaliados, os valores máximos de TSS_{max}^{3D} em cada instante de tempo do ciclo cardíaco, permitindo observar que existe uma notória similaridade qualitativa entre o comportamento dos máximos de TSS_{max}^{3D} e os máximos de TKE apresentados na Figura 6.26. Nota-se ainda que os diferentes direcionamentos da valva aórtica avaliados não geraram

valores suficientemente altos de TSS_{max}^{3D} que propiciaram o surgimento da doença hemólise. Esta reflexão fundamenta-se nos limites de TSS apresentados na Tabela 3.1 do capítulo de revisão da literatura.



De acordo com Les *et al.* (2010), a razão entre a máxima tensão principal do tensor de Reynolds e a energia cinética turbulenta é $TSS_{max}^{3D}/TKE = 2/3$. Dessa, forma, apresenta-se na Figura 6.28, a razão entre os máximos dessas duas grandezas para o caso padrão de 0°, durante o ciclo cardíaco, e compara-se com a proposta de Les *et al.* (2010). Observa-se que durante o início da sístole ($t < 0,07$ s) e praticamente todo o período da diástole ($0,4$ s $< t < 1$ s), a razão $\max(TSS_{max}^{3D})/TKE_{max}$ para o caso padrão 0° é muito próxima da razão proposta por Les *et al.* (2010). Nota-se que a discordância entre os dados está localizada na parte final da sístole, e é nesse período que o jato de sangue impacta com mais intensidade na parede da aorta. Uma das razões desta discordância pode ser explicada como uma consequência do aumento dos componentes cisalhantes $\overline{u'w'}$; $\overline{v'w'}$ e $\overline{u'v'}$ do tensor de Reynolds, quando o jato de velocidade impacta na parede da aorta.

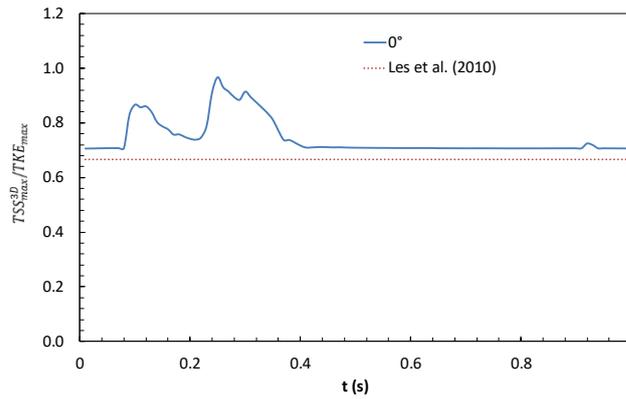


Figura 6.28. $\max(TSS_{max}^{3D})/TKE_{max}$ em cada instante de tempo, caso 0° e relação proposta pelo Les *et al.* (2010)

Finalmente, com relação à análise de grandezas turbulentas, apresenta-se na Figura 6.29 que o máximo de TSS_{max}^{3D} no ciclo cardíaco não ocorre no instante de tempo correspondente ao ponto de maior vazão mássica e sim no instante próximo ao início da diástole. Este atraso na resposta da máxima tensão turbulenta de Reynolds pode ser crítico na análise do escoamento no interior da aorta utilizando aproximações de regime permanente, uma vez que não poderá ser prevista.

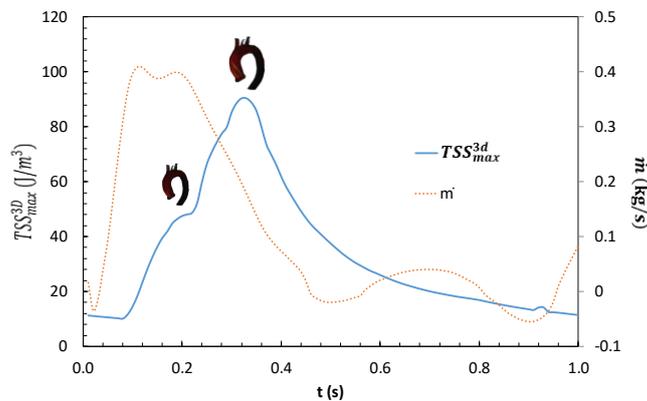


Figura 6.29. TSS_{max}^{3D} e \dot{m} em cada instante de tempo do ciclo cardíaco, caso: 0°

6.3.4. Pressão na superfície da aorta

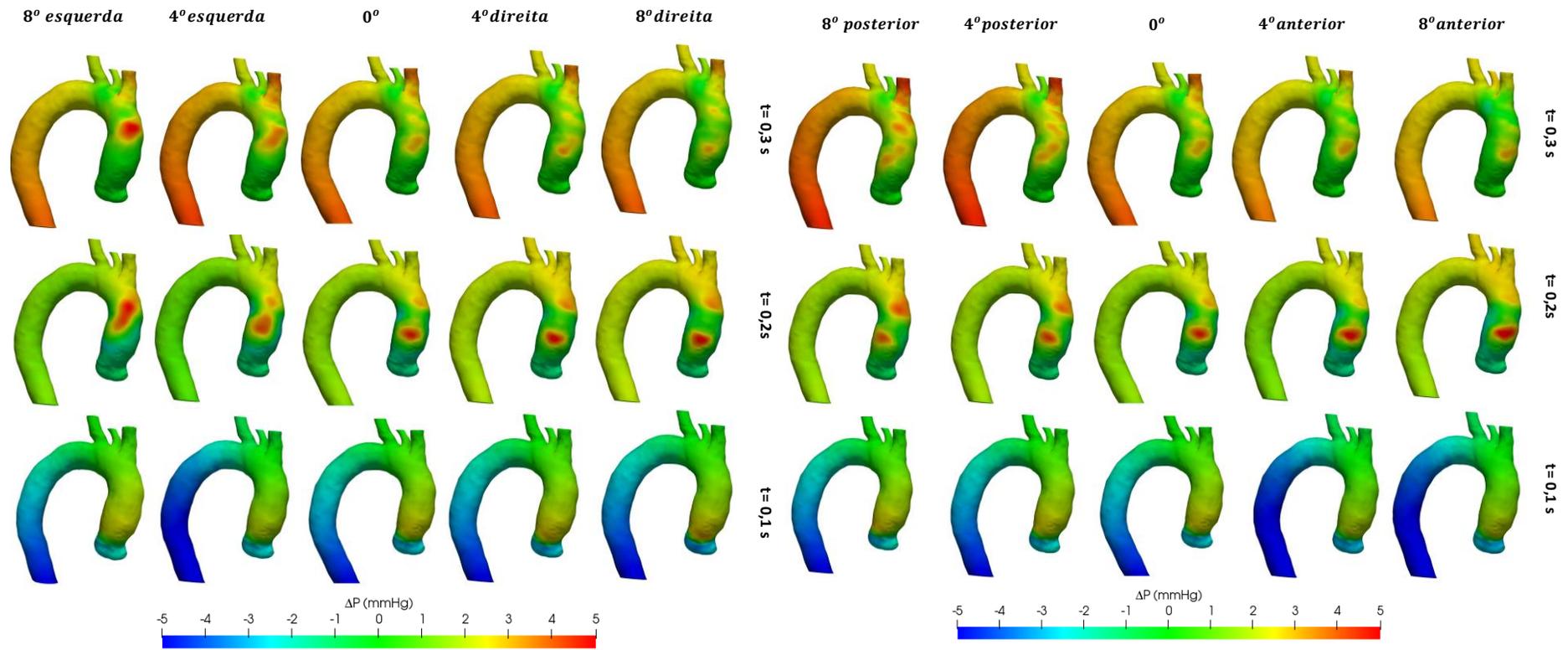
Nessa subseção é avaliada a influência dos diferentes casos de inclinação de valva aórtica nas tensões normais (pressão) na parede da aorta.

A Figura 6.30a apresenta para os casos 0° , 4° e 8° correspondentes à inclinações nas direções esquerda e direita, a distribuição da queda de pressão em relação à entrada da valva aórtica, ΔP , na parede da aorta em três instantes de tempo de interesse: 0,1 s; 0,2 s e 0,3 s, enquanto que a Figura 6.30b corresponde aos casos

0°, 4° e 8° com inclinações nas direções posterior e anterior. Analisando a figura, observa-se que em termos da pressão na parede não existem grandes diferenças na etapa crescente de vazão da sístole (0,1 s) quando compara-se a distribuição de pressão na parede do caso padrão de 0° com a distribuição resultante de todos os direcionamentos da valva aórtica.

No que se refere ao instante de tempo próximo de vazão máxima da sístole (0,2 s), o caso de 0° apresenta pequenas diferenças de pressão na parede se é comparado com os casos na direção direita (4° e 8°). Nestes três casos são observadas duas regiões de alta pressão, a primeira localizada aproximadamente na metade da aorta ascendente e a segunda no final da aorta ascendente. Ainda relativo ao instante 0,2 s, as diferenças de pressão na parede são muito maiores entre o caso 0° e os casos na direção esquerda, especialmente quando o caso comparado é na direção 8° esquerda. No caso com valva aórtica posicionada com inclinação de 4° na direção esquerda ainda é observado duas regiões de alta pressão, porém muito próximas uma da outra, já o caso na direção 8° esquerda apresenta somente uma região de alta pressão próximo do final da aorta ascendente. Ainda com relação ao instante de tempo de 0,2 s, observa-se que os casos com inclinação da valva aórtica para a direção anterior tendem a possuir somente uma região de alta pressão (localizada aproximadamente na metade da aorta ascendente). A região de alta pressão dos casos na direção anterior é maior do que aquela observada no caso padrão de 0°. Em relação aos casos na direção posterior, nota-se duas regiões de alta pressão (na metade e no final da aorta ascendente), porém, a primeira região apresenta duas características diferentes (especialmente o caso de 8° na direção posterior) quando comparada ao caso de 0°: *i*) a região tende a diminuir nesta direção e *ii*) o deslocamento da região à parede posterior da aorta é notório.

Analisando a distribuição de pressão na parede da aorta no instante de tempo próximo do final da sístole (0,3 s), nota-se que o caso da valva aórtica com inclinação de 8° na direção esquerda apresenta os maiores valores de pressão na região ascendente da parede da aorta, quando comparado a todos os outros casos. Ainda com relação ao instante 0,3 s, observa-se um espalhamento das regiões de alta pressão nos casos de inclinação na direção posterior, *i.e.*: 3 regiões de alta pressão na aorta ascendente e uma na artéria braquiocefálica. Em relação à inclinação na direção anterior, as regiões de alta pressão diminuem quando comparadas ao caso 0°.



(a) casos: 0° ; 8° esquerda; 4° esquerda; 8° direita e 4° direita

(b) casos: 0° ; 8° posterior; 4° posterior; 8° anterior e 4° anterior

Figura 6.30. ΔP (mmHg) na parede da aorta

Celis (2017) selecionou como seção de interesse uma parte da parede direita e anterior da aorta ascendente a fim de avaliar a influência da inclinação da prótese valvar aórtica nas tensões da parede na seção selecionada. Comparando os resultados obtidos no presente estudo em termos da pressão na parede na seção de interesse do Celis (2017) e no ponto máximo de vazão mássica, foi notado nos dois estudos, que os casos da prótese valvar aórtica direcionada à parede posterior apresentava uma diminuição de pressão na seção da parede aórtica referida. E um aumento de pressão na seção da parede quando o direcionamento da prótese se encontrava em direção à parede anterior da aorta. É importante mencionar que no estudo do Celis (2017) não foi avaliado o comportamento da pressão nas regiões da parede posterior e esquerda da aorta ascendente e no início do arco aórtico. O presente estudo apresenta uma região de interesse mais abrangente que inclui o arco aórtico na qual será avaliada quantitativamente o comportamento da pressão nas seções seguintes desta tese.

Embora a análise da distribuição de pressão na parede em instantes de tempo específicos do ciclo cardíaco seja relevante a fim de compreender e caracterizar os aspectos hemodinâmicos na sístole e diástole, também é conveniente realizar uma avaliação global do ciclo cardíaco, i.e., avaliar a distribuição média temporal da pressão na parede durante todo o ciclo. Dessa forma, a Figura 6.31 ilustra a distribuição TAP (*time average pressure*), Eq. (3.57), na parede da aorta para todos os casos simulados. Analisando a figura, é possível identificar quais são as regiões de alta pressão na parede durante tudo o ciclo cardíaco. O caso que apresenta maior região de alta pressão na parede é o caso com inclinação de 8° esquerda e a região encontra-se localizada no final da aorta ascendente. Seguidamente os casos com inclinações à 4° direita; 8° direita; 4° anterior e 8° anterior apresentam picos altos de pressão na metade da aorta ascendente. Já os casos com inclinações à 4° esquerda; 4° posterior e 8° posterior apresentam as menores regiões de concentração de tensões normais.

Complementando as análises de distribuição de pressão na parede apresentadas, avalia-se na Figura 6.32, o máximo valor de pressão relativa entre a parede da aorta e a entrada do domínio, durante o ciclo cardíaco, de cada um dos casos avaliados. Observa-se que a maioria dos casos apresenta dois picos de ΔP_{max} durante o ciclo. O primeiro pico ocorre na região de impacto do jato na superfície da aorta, e pode atingir valor de aproximadamente 5 mmHg na parede. O segundo

e maior pico de pressão de aproximadamente 8 mmHg ocorre próximo da artéria braquiocefálica. Em relação aos casos na direção direita (Figura 6.32a) nota-se que o ΔP_{max} na artéria braquiocefálica diminuiu quando comparado ao caso padrão 0° . Na Figura 6.32b nota-se que o caso com inclinação à 8° esquerda atinge valores menores de ΔP_{max} na artéria braquiocefálica em relação ao caso padrão 0° . No período de aceleração da sístole, os casos com inclinação na direção anterior (Figura 6.32c) atingem valores superiores de ΔP_{max} na região de impacto do jato quando compara-se ao caso padrão 0° , porém essa tendência inverte-se na artéria braquiocefálica quando o ciclo atinge o final da sístole e início da diástole. Na Figura 6.32d observa-se que próximo do ponto de maior vazão na sístole e na região de impacto do jato os casos com inclinação na direção posterior apresentam uma diminuição do ΔP_{max} quando compara-se ao caso padrão 0° .

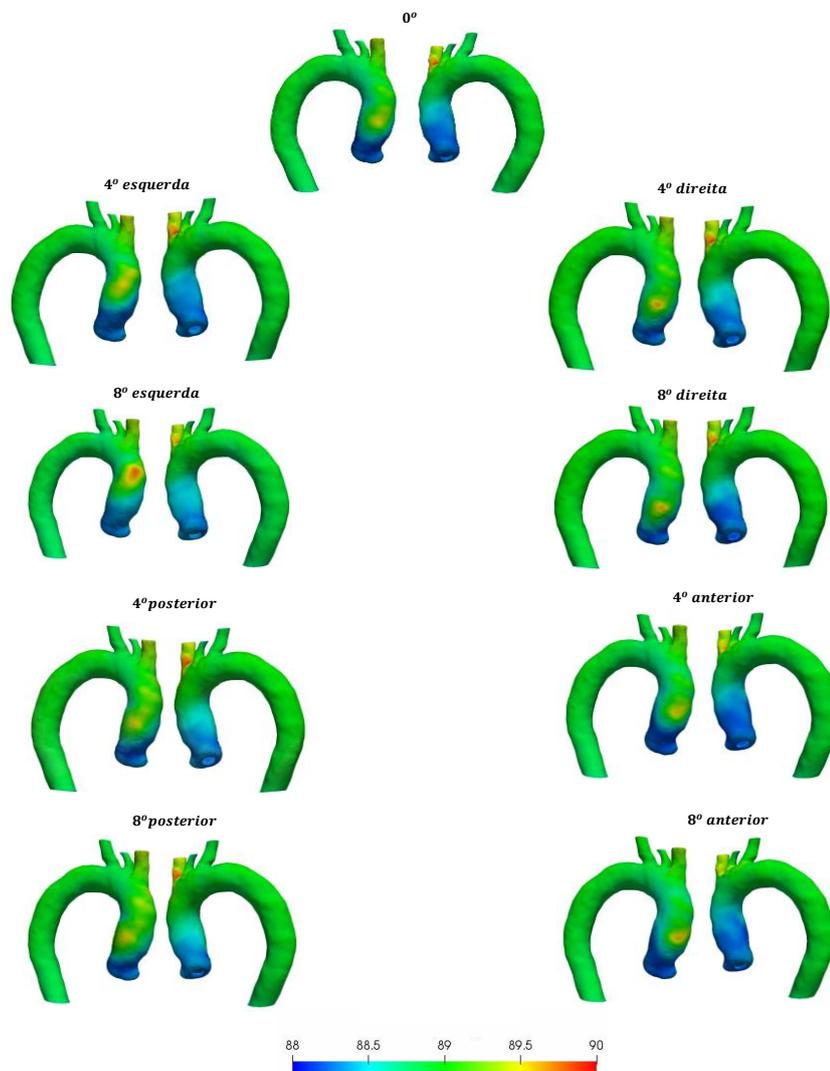


Figura 6.31. TAP (mmHg) na parede da aorta, casos: todos

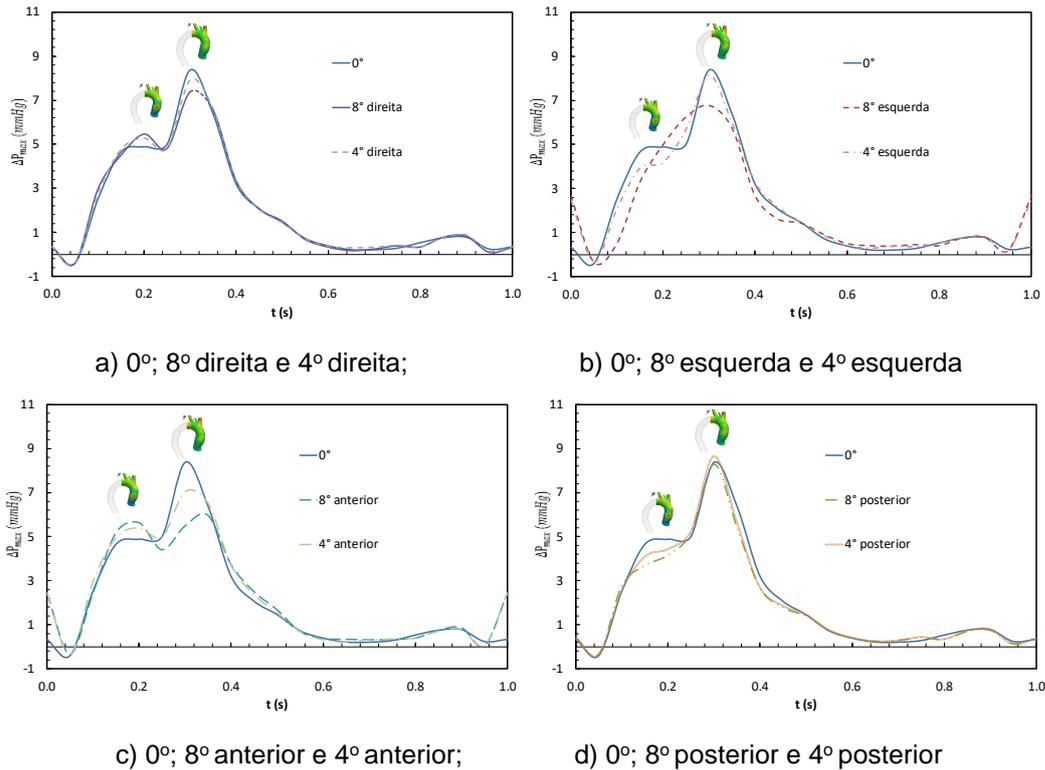
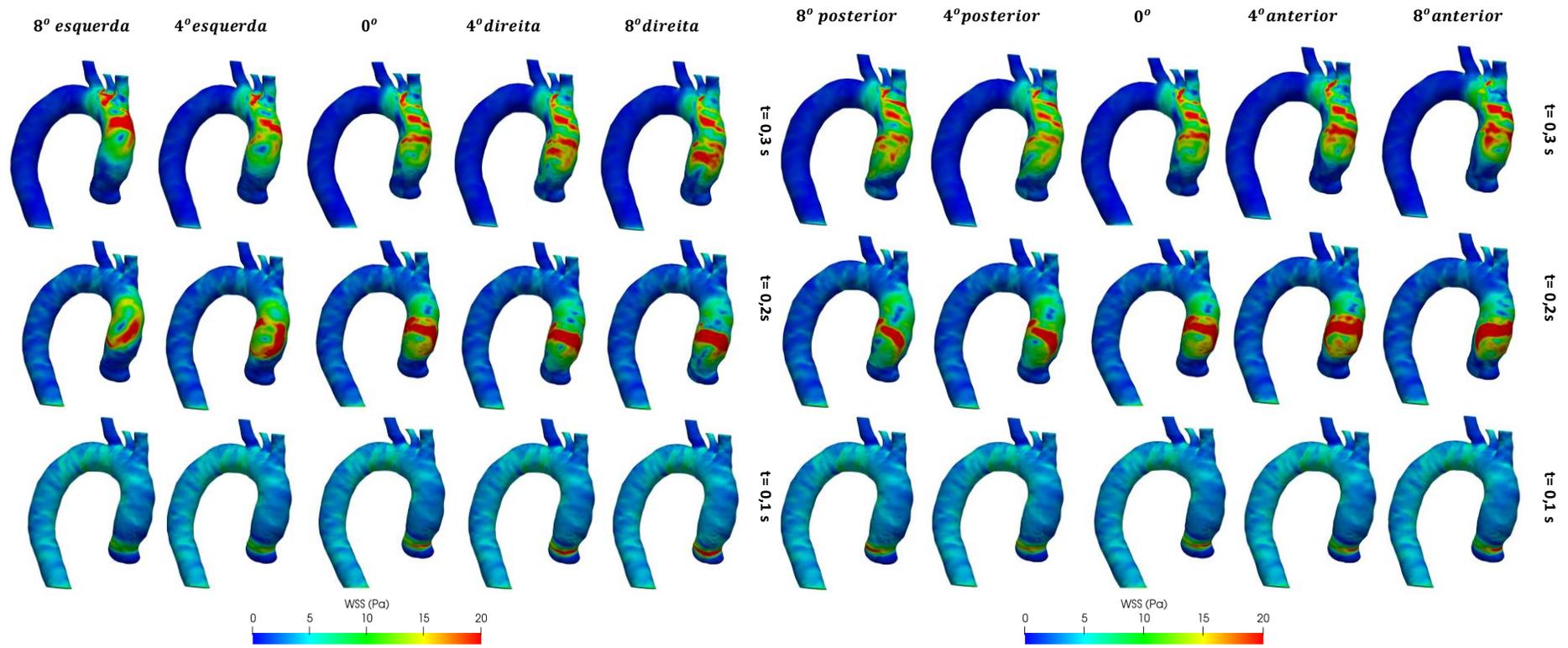


Figura 6.32. ΔP_{max} (mmHg) em cada instante de tempo do ciclo cardíaco, casos: a) 0°; 8° direita e 4° direita; b) 0°; 8° esquerda e 4° esquerda;

6.3.5. Tensão de cisalhamento na superfície da aorta (WSS)

A distribuição de tensão cisalhante na parede vascular é uma variável importante em termos da influência no remodelamento aórtico. Na Figura 6.33 são apresentadas as distribuições da tensão cisalhante na parede, WSS, de todos os casos simulados para três instantes de tempo de interesse do ciclo cardíaco, *i.e.*: 0,1 s; 0,2 s e 0,3 s. Com relação ao instante próximo de vazão máxima da sístole (0,2 s), observa-se na Figura 6.33a que os casos com inclinação na direção direita apresentaram um leve incremento da região de WSS quando comparados com a região observada no caso de 0°, porém, a forma geométrica desta região possui ainda uma marcada semelhança com a forma observada para o caso de 0°. A semelhança geométrica referida não é mantida quando se compara os casos com inclinação na direção esquerda com o caso de 0°. Ainda para este instante de tempo (0,2s), os casos com inclinação na direção anterior sofrem um aumento das regiões de alta tensão na aorta ascendente quando comparados ao caso 0°, de forma contrária os casos com inclinação na direção posterior proporcionam uma diminuição das regiões de alta WSS na aorta ascendente.



(a) casos: 0° ; 8° esquerda; 4° esquerda; 8° direita e 4° direita

(b) casos: 0° ; 8° posterior; 4° posterior; 8° anterior e 4° anterior

Figura 6.33. WSS (Pa) na parede da aorta.

Referente ao instante $t=0,3$ s, o caso de inclinação à 8° esquerda apresenta a maior concentração de alta tensão no final da aorta ascendente e no início do arco da aorta. O caso com 4° de inclinação à esquerda apresenta as menores regiões de alta tensão quando comparado com todos os outros casos esboçados na Figura 6.33a. Para todos os casos com inclinação nas direções anterior e posterior ilustrados na Figura 6.33b, observa-se que no instante $t=0,3$ s as regiões de alta WSS espalham-se na aorta ascendente e início do arco da aorta.

Analogamente à comparação realizado com Celis (2017) em termos da pressão na parede, foi notado que em termos da WSS na seção de interesse pelo Celis (2017) e no ponto máximo de vazão mássica, os casos da prótese valvar aórtica direcionada à parede posterior apresentava uma diminuição de WSS na seção da parede aórtica selecionada por Celis (2017) e um aumento de WSS na seção da parede quando o direcionamento da prótese se encontrava em direção à parede anterior da aorta.

De forma análoga ao realizado com relação à pressão, é conveniente uma avaliação dos valores médios da tensão cisalhante na parede da aorta (TAWSS, *Time Average Wall Shear Stress*), Eq. (3.57), durante o ciclo cardíaco, visando determinar o impacto global da inclinação de uma prótese valvar. Outra grandeza também interessante a ser avaliada é o índice oscilatório de tensão, OSI, Eq. 3.56. As Figuras 6.34 e 6.35 ilustram para todos os casos simulados as variáveis TAWSS e OSI, respectivamente.

De acordo com o apresentado na Figura 6.34 os casos com inclinação de 4° direita e 8° direita exibem um incremento das regiões de alta WSS em comparação com o caso padrão 0° , as quais se localizam após a metade da aorta ascendente. Em relação aos casos com inclinação de 4° esquerda e 8° esquerda, a localização de regiões de alta WSS está mais próxima do final da aorta ascendente. Com relação ao caso com inclinação de 4° posterior, o tamanho das regiões de alta WSS diminui em relação ao caso de 0° e estas localizam-se especialmente na metade da aorta ascendente. Os casos com inclinação 8° posterior; 4° anterior e 8° anterior também apresentam suas regiões de alta tensão localizada na metade da aorta ascendente.

O índice oscilatório de tensão (OSI, *Oscillatory Shear Index*) indica a variação cíclica e angular da WSS. A Figura 6.35 esboça para todos os casos simulados o OSI no ciclo cardíaco. Segundo pode ser observado na figura, existem locais na parede da aorta com altos valores de OSI ($\sim 0,5$). Altos valores de OSI

podem facilitar o surgimento da doença aterosclerose (Harloff *et al.*, 2010). Em termos gerais as regiões que apresentaram maiores valores de OSI encontram-se localizadas na raiz da aorta; arco da aorta e início da aorta descendente. Os casos de inclinação da valva aórtica que geraram maior incremento de OSI foram aqueles com inclinação na direção direita e anterior. A partir da análise das Figuras 6.34 e 6.35 pode-se destacar que as variáveis TAWSS e OSI são inversamente proporcionais, o que nos leva a concluir que valores muito baixos de WSS podem direcionar ao surgimento do processo aterosclerótico.

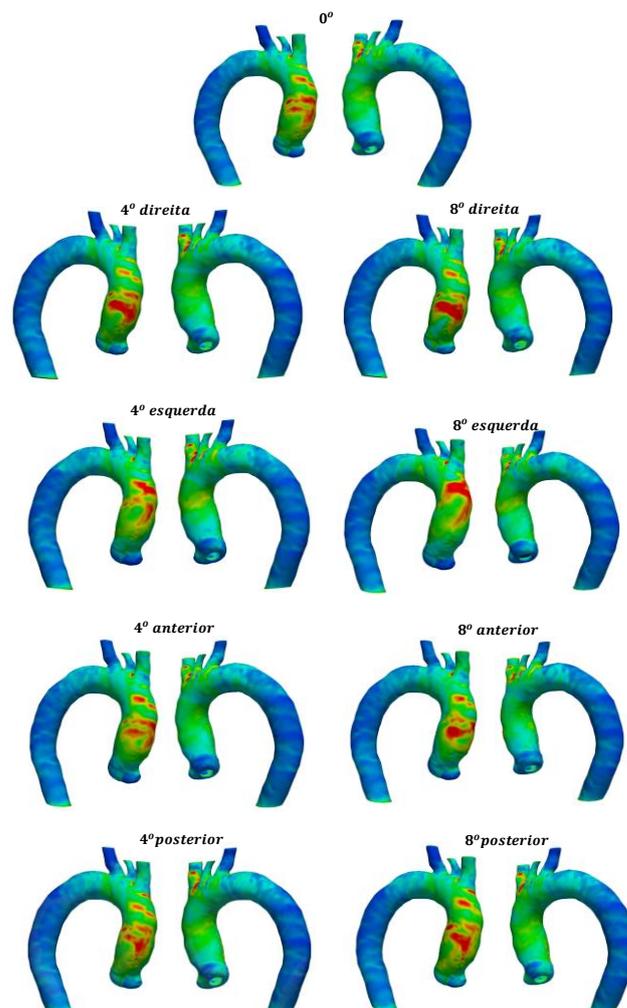


Figura 6.34. TAWSS (Pa), casos: todos

Visando identificar exatamente os picos máximos de WSS durante o ciclo cardíaco de cada caso avaliado, a Figura 6.36 ilustra a variação da máxima WSS para cada instante do ciclo cardíaco. Nota-se dois picos de tensão de cisalhamento máxima nos casos simulados, de forma análogo ao obtido com relação a distribuição de pressão. O primeiro pico (entre 30 e 40 Pa) correspondendo ao instante de tempo do ponto próximo de vazão máxima da sístole (0,2 s) e o segundo

(entre 60 e 70 Pa) próximo do final da sístole ($\sim 0,3$ s). Na etapa intermediária da sístole, o caso de inclinação de 8° esquerda apresenta um decréscimo dos valores máximos de WSS em relação ao caso padrão 0° . A partir do início da diástole, os casos com inclinação na direção posterior apresentam uma leve diminuição dos pontos máximos de WSS em comparação com o caso padrão 0° . O caso com inclinação 8° anterior exibe uma diminuição dos valores máximos de WSS durante o final da sístole, porém no percurso intermediário da diástole (entre 0,5 s e 0,7 s) nota-se um incremento dos valores máximos de WSS quando comparado ao caso padrão 0° .

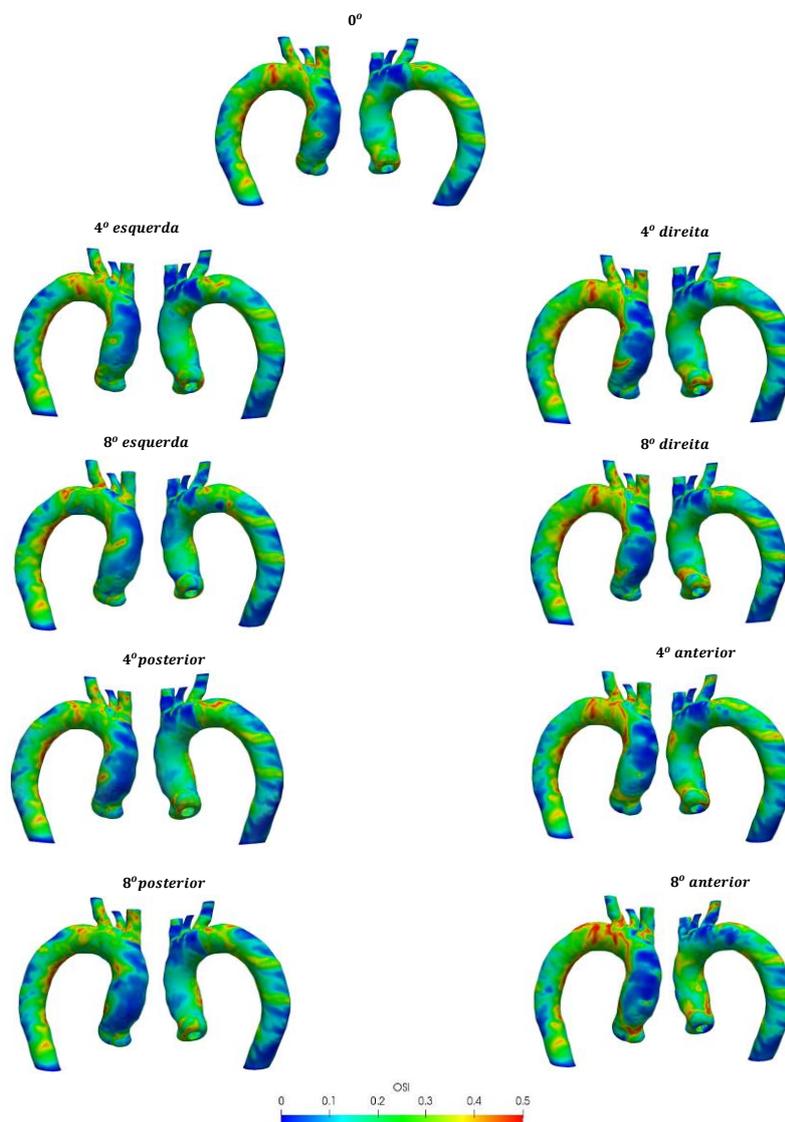


Figura 6.35. OSI, casos: todos

Visando identificar com maior contundência quais casos de angulação da prótese valvar geram um incremento ou diminuição das regiões de alta WSS em

relação ao caso padrão 0° , uma análise quantitativa se faz imperativa. A referida análise é apresentado na seção 6.4.

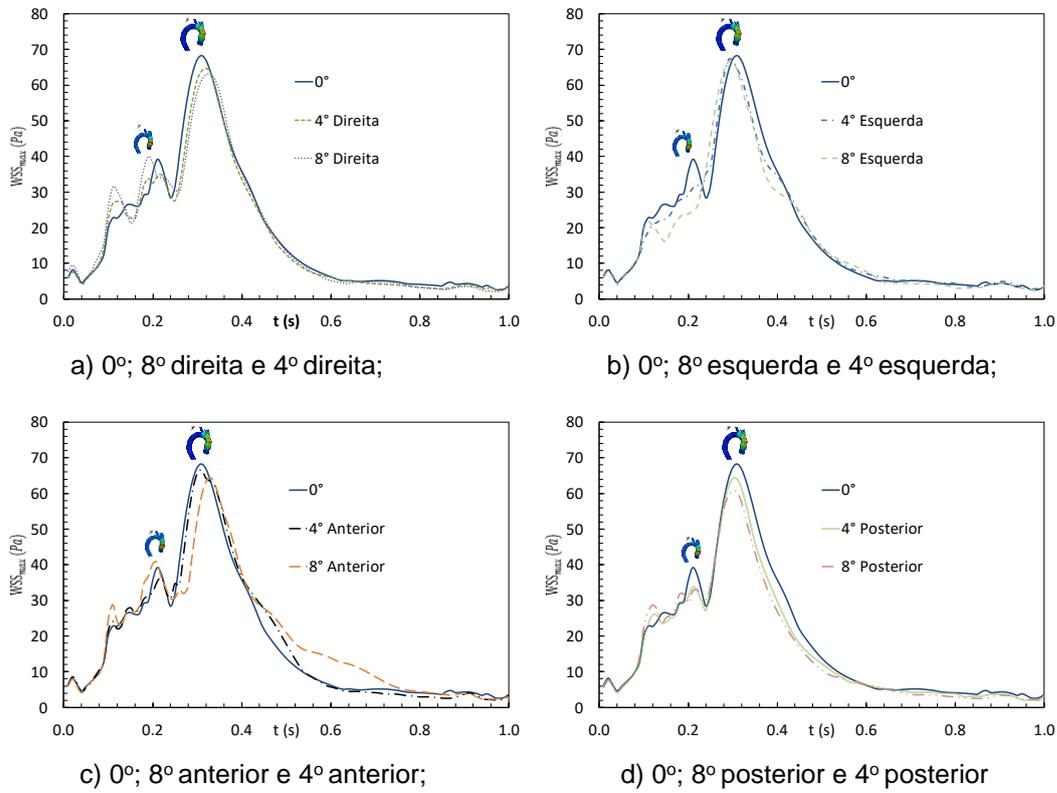


Figura 6.36. WSS_{max} (Pa) em cada instante de tempo do ciclo cardíaco, casos: a) 0° ; 8° direita e 4° direita; b) 0° ; 8° esquerda e 4° esquerda; c) 0° ; 8° anterior e 4° anterior; d) 0° ; 8° posterior e 4° posterior

6.3.6. Variação do diâmetro da aorta

Devido a complacência da parede arterial, seu diâmetro se altera durante o ciclo cardíaco, como reflexo das tensões mecânicas que atuam em sua superfície. Este efeito é avaliado nesta seção, onde investiga-se a influência do ângulo de posicionamento da valva aórtica na variação do diâmetro da aorta durante o ciclo cardíaco. Selecionou-se o plano D (Fig. 6.1) para investigar a variação do diâmetro, e somente os casos com ângulo igual a 8° .

Vale ressaltar aqui, que os planos utilizados para pós-processamento dos dados foram os mesmos planos definidos no aparato experimental de Bessa (2019), para que fosse possível comparar os resultados. O ideal aqui, seria a utilização de um plano perpendicular à superfície da aorta, mas sendo o objetivo desta seção, simplesmente avaliar o efeito do posicionamento na dilatação (se é maior ou menor

com relação ao caso padrão de 0°), a utilização do plano existente atende ao desejado, já estando disponível para o presente pós-processamento.

A Figura 6.37 ilustra a variação de (Da) no plano D para os casos de inclinação mais acentuada ($\varrho = 8^\circ$) para todas as direções (direita; esquerda; anterior e posterior) e o caso padrão 0° . A variação de (Da) nos casos de inclinação da prótese valvar aórtica de 4° apresenta um comportamento similar em termos qualitativos ao observado no caso $\varrho = 8^\circ$.

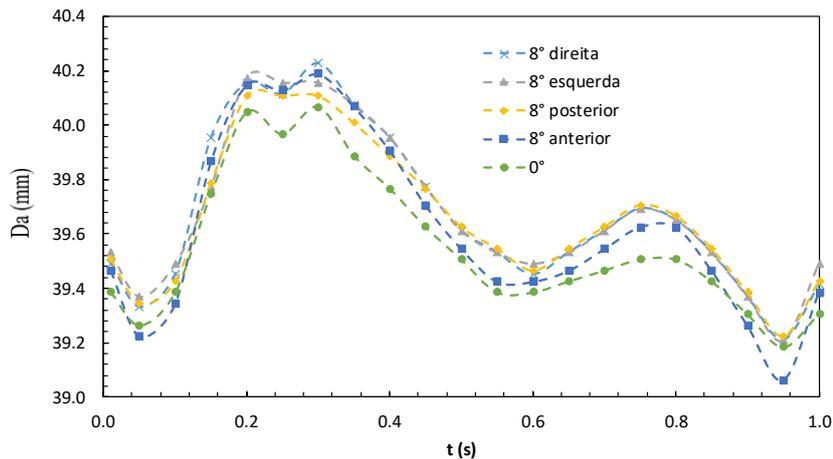


Figura 6.37. Da (mm) em cada instante de tempo do ciclo cardíaco, casos: 0° ; 8° direita; 8° esquerda; 8° posterior e 8° anterior

Analisando a Figura 6.37 observa-se, para todos os casos, dois picos de dilatação máxima do diâmetro da aorta. O primeiro pico ocorre aproximadamente no instante igual a 0,2 s correspondente ao ponto próximo da vazão máximo na sístole (0,2 s) e um segundo pico da mesma ordem de grandeza um pouco depois, em $t=0,3$ s, durante a desaceleração do escoamento. Estes dois picos correspondem com os picos de pressão máxima na superfície da aorta. Com a dilatação do diâmetro ocorre uma queda da pressão, relaxando o diâmetro que também apresenta uma pequena queda. No entanto como visto nas seções anteriores, existe um atraso com relação a vazão da entrada dos picos das grandezas turbulentas, que apresentam picos máximos no instante igual a 0,3 s e podem ser os responsáveis por esse segundo aumento do diâmetro da aorta. Durante a redução da pressão e grandezas turbulentas na diástole, o diâmetro da aorta volta a diminuir, recuperando o diâmetro original. Observa-se ainda que para todos os casos de inclinações de 8° no posicionamento da valva aórtica, a dilatação do diâmetro da aorta foi ligeiramente superior que no caso padrão de 0° .

A variação do diâmetro ilustrado na Figura 6.37 é de aproximadamente de 1 mm, sendo essa ordem de grandeza coerente com os resultados obtidos nos estudos realizados pelo Wang e Li (2011a); Crosetto *et al.* (2011) e (Reymond *et al.*, 2013).

6.4. Análise de Regiões Críticas

Na seção 6.3 foi possível identificar e avaliar qualitativamente a localização das regiões com altos valores de tensão de cisalhamento na parede (WSS), pressão (P) na parede; energia cinética turbulenta (TKE) no volume do sangue e tensão principal do tensor de Reynolds (TSS_{max}^{3D}) no volume do sangue. Visando quantificar a área e o volume ocupado por cada uma dessas grandezas com valores acima de valores críticos, assim com a duração de aplicação dos valores críticos, neste trabalho propôs-se identificar a porcentagem do tamanho das regiões com valores superiores aos críticos em relação ao tamanho das regiões (área e/ou volume) de interesse.

6.4.1. Área superficial crítica

As grandezas relevantes que atuam na superfície da aorta são pressão e tensão cisalhante. Nesta seção, define-se como área superficial crítica ca_{ζ} , a área da superfície da aorta que apresente valores das grandezas de interesse ($\zeta = \text{WSS}$ ou ΔP) acima de um determinado patamar considerado crítico.

A fração entre a área superficial crítica ca_{ζ} e o tamanho da área superficial da área de interesse A_{int} é avaliada em função do tempo de um ciclo cardíaco. A fração $\%ca_{\zeta}$ definida pela Eq. (6.1) é aplicada para as duas variáveis de interesse. A região de interesse é definida na Figura 6.2 da seção 6.1.

6.4.1.1. WSS

Visando definir um patamar crítico para a tensão cisalhante na parede, analisou-se os dados correspondentes aos valores máximos de WSS no ciclo cardíaco para o caso padrão 0° (Figura 6.36). Uma vez que entre 0,1 s e 0,5 s, os valores de WSS eram superiores a 15 Pa, este valor foi considerado como o valor limite inferior para a presente análise.

Na Figura 6.38, para os instantes de tempo 0,2 e 0,3 s do ciclo cardíaco, a região

da superfície da aorta, na região de interesse, com valores de WSS ≈ 15 Pa é identificada com a cor amarela, sendo que a cor vermelha indica WSS ≥ 20 Pa. Pode-se observar claramente a influência do posicionamento da valva aórtica no tamanho e localização dessa região.

Analisando a Figura 6.39a observa-se que quando a inclinação da valva aórtica encontra-se posicionada na direção direita, para 4° e 8° , a fração da área com valores críticos é muito semelhante, i.e., a maior área crítica acontece aproximadamente no mesmo instante de tempo (0,27 s) e a maior área crítica apresenta aproximadamente o mesmo valor percentual (7,8 %). Porém, ao comparar os resultados destes casos com o caso padrão 0° observa-se que até o instante de tempo próximo de 0,15 s as áreas das regiões críticas são similares; porém, após o jato de sangue incidir na superfície da aorta, os casos com a valva inclinada na direção direita apresentam um incremento no tamanho da região crítica em comparação com o caso padrão 0° .

O caso com o posicionamento da valva aórtica com inclinação de 4° na direção esquerda (Figura 6.39b) é semelhante ao caso padrão, i.e., o tamanho da região com valores críticos é semelhante. Já com a inclinação maior de 8° à esquerda, durante um intervalo de tempo menor, uma região maior apresenta valores críticos de WSS. Este comportamento é um reflexo do fato de que para o caso de inclinação do posicionamento da valva aórtica na direção de 8° esquerda, o jato proveniente da valva aórtica atinge a sua superfície de forma retardada em termos do tempo com relação ao caso padrão, deslocando a posição de incidência do jato para mais próximo do final da aorta ascendente e início do arco aórtico, ocasionando um aumento da área da região crítica.

A Figura 6.39c mostra que a variação no tempo do tamanho da região com tensões críticas para os casos com inclinação da valva aórtica na direção anterior (4° e 8°) são bem semelhantes ao caso padrão de 0° , porém com um aumento do tamanho da área com tensões acima do valor crítico de 15 Pa, entre 0,15s e 0,35 s. Observa-se ainda que durante a etapa final da sístole, o caso com inclinação de 4° na direção anterior apresenta maiores áreas críticas do que o caso de 8° nessa mesma direção, já na etapa inicial da diástole as maiores regiões críticas estão presentes no caso com inclinação de 8° na direção anterior.

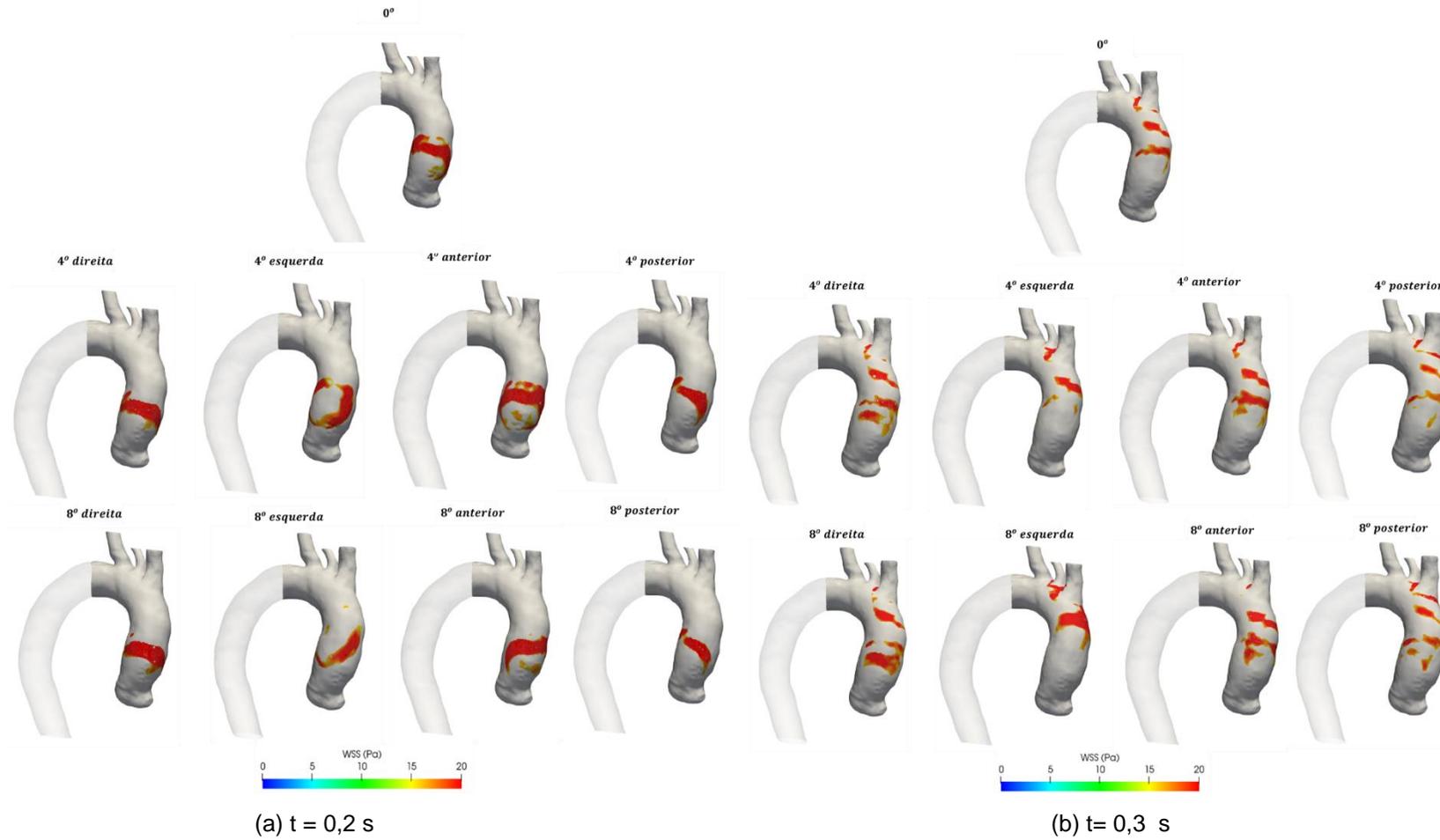


Figura 6.38. WSS (Pa) na região crítica para casos: todos

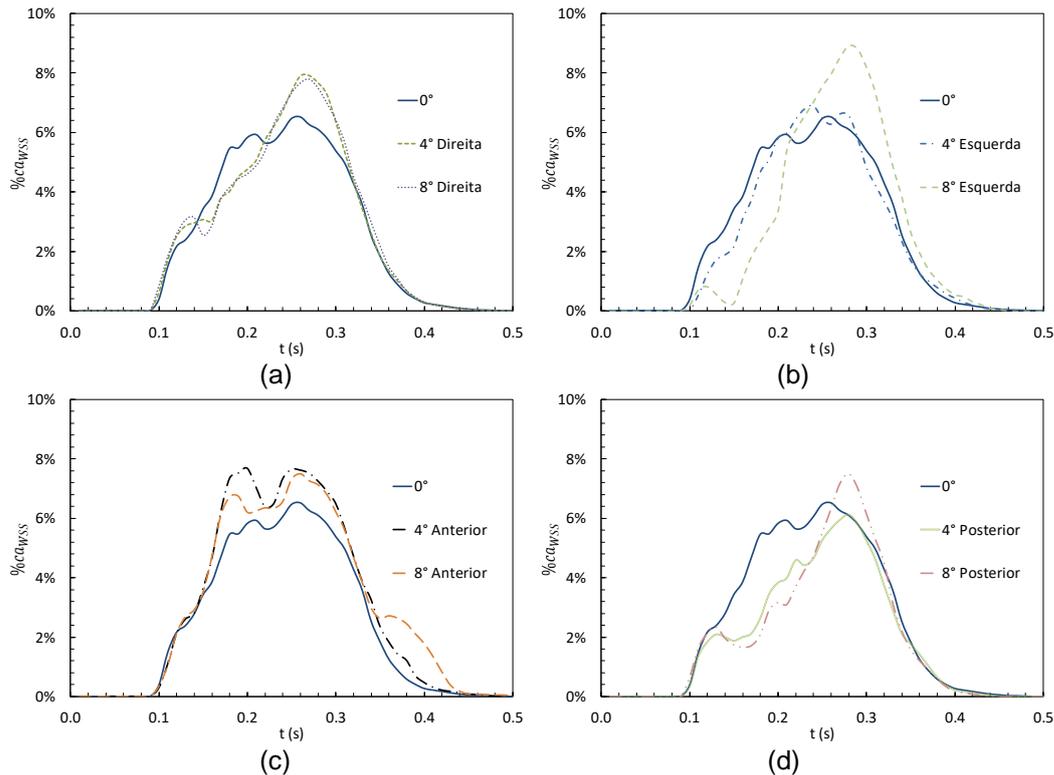


Figura 6.39. $\%ca_{WSS}$ em cada instante de tempo do ciclo cardíaco, casos: a) 0° ; 8° direita e 4° direita; b) 0° ; 8° esquerda e 4° esquerda; c) 0° ; 8° anterior e 4° anterior; d) 0° ; 8° posterior e 4° posterior

Finalmente, a Figura 6.39d refere-se à comparação entre o caso padrão 0° e os casos com inclinação da valva aórtica na direção posterior. Nota-se que para ambos os casos na direção posterior ocorre uma redução no intervalo de tempo em que a superfície da aorta encontra-se sujeita à altos valores de WSS. No entanto com a inclinação maior (de 8° na direção posterior) ocorre um pequeno aumento do tamanho da região crítica por um pequeno intervalo de tempo de 0,05 s (de 0,27s a 0,32s). O caso com inclinação na direção 4° posterior apresenta durante todo o ciclo cardíaco menor tamanho da área de região crítica em comparação com o caso padrão 0° .

Com relação ao tamanho da região com tensões acima do valor crítico e do intervalo de tempo no qual essas tensões atuam, pode-se observar que a melhor configuração relativa ao posicionamento da valva aórtica é o ângulo de 4° com inclinação na direção posterior, pois apresenta tamanho da área com tensões críticas menores.

6.4.1.2. Pressão (ΔP)

A definição do limiar com relação à pressão crítica na parede da aorta também foi realizada baseada na análise dos valores máximos da variação de pressão (ΔP) durante o ciclo cardíaco para o caso padrão de 0° (Figura 6.32). Considerou-se como condição crítica, pressões acima de 4 mmHg com relação à pressão na entrada da valva aórtica. A relação entre a área crítica de alta pressões ΔP ($ca_{\Delta P}$) e a área da região de interesse é dada pela Eq. (6.1), com $\zeta = \Delta P$. A Figura 6.40 apresenta as percentagens de áreas críticas $\%ca_{\Delta P}$ para cada instante de tempo do ciclo cardíaco e para todos os casos de angulações da valva aórtica estudados.

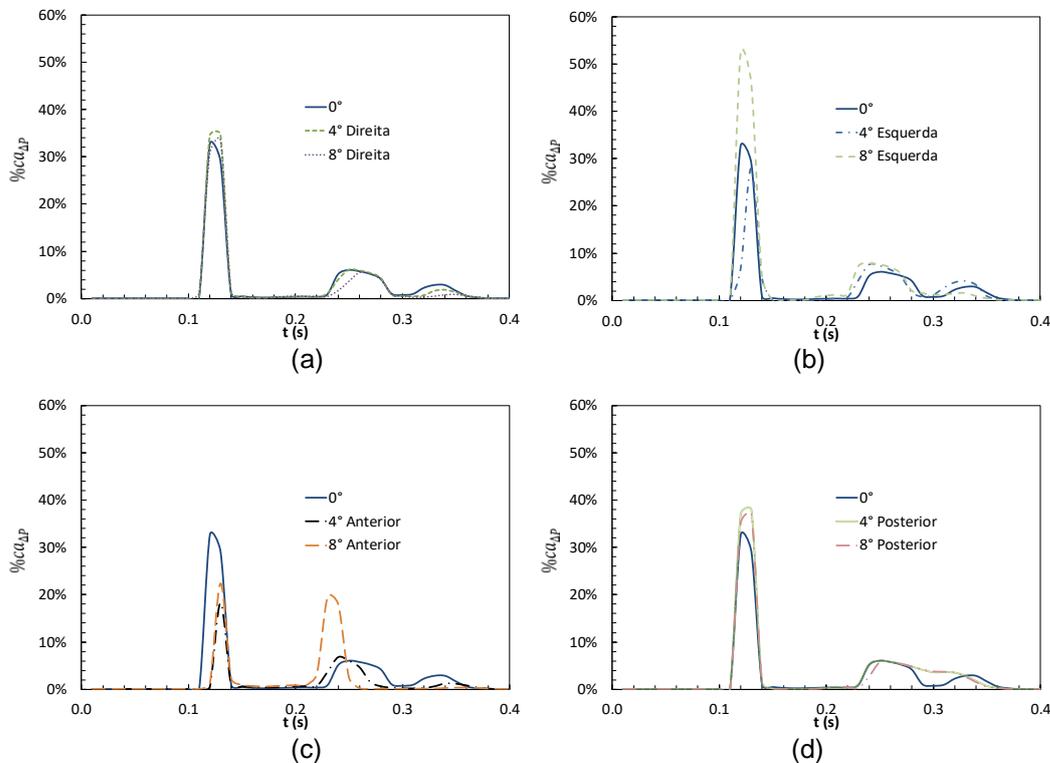


Figura 6.40. $\%ca_{\Delta P}$ em cada instante de tempo do ciclo cardíaco, casos: a) 0° ; 8° direita e 4° direita; b) 0° ; 8° esquerda e 4° esquerda; c) 0° ; 8° anterior e 4° anterior; d) 0° ; 8° posterior e 4° posterior

Analisando a Figura 6.40 nota-se que embora existam diferenças entre os valores máximos de $\%ca_{\Delta P}$ para cada caso avaliado, existe um comportamento similar para todos os casos em termos dos instantes de tempos nos quais acontecem as maiores regiões críticas, *i.e.*: logo após a metade da etapa crescente da sístole (0,1 s), quando durante poucas centésimas de segundos apresenta-se o primeiro valor máximo de tamanho de região crítica. Nota-se ainda que no instante de tempo

de 0,24 s ocorre um segundo pico de $\%ca_{\Delta P}$, porém numa área bem pequena. Finalmente e aproximadamente em 0,33 s surge um novo valor pico de $\%ca_{\Delta P}$.

Já em termos específicos de cada caso avaliado, observa-se na Figura 6.40a que os casos com inclinação da valva aórtica para a direção direita apresentam valores de $\%ca_{\Delta P}$ muito próximos daqueles observado no caso padrão de 0° . Em relação aos casos com inclinação da valva para a direção esquerda (Figura 6.40b), nota-se que o caso mais inclinado (8° esquerda) apresenta um aumento significativo no tamanho da região com pressão acima do valor crítico, com relação ao caso com inclinação de 4° à esquerda e ao caso padrão de 0° . Com relação a pressão, a inclinação da valva aórtica na direção anterior resultou numa diminuição do tamanho da área com pressão acima da crítica no período próximo ao instante de tempo de vazão máxima da sístole. No entanto, durante o período de desaceleração, o caso mais inclinado (8°) apresentou um aumento de 10% para 20% no tamanho da região com pressões críticas. Finalmente, analisando os casos com inclinação da valva aórtica na direção posterior, observa-se um aumento do tamanho da região com altas pressões, para ambos os casos de 4° e 8° , que apresentam comportamento bem semelhantes.

A Figura 6.41 ilustra para o caso padrão 0° a localização das três regiões críticas, com pressão relativa maior ou igual a 4 mmHg, para os três instantes de tempo associados com um aumento do tamanho da região crítica identificados na Figura 6.40.

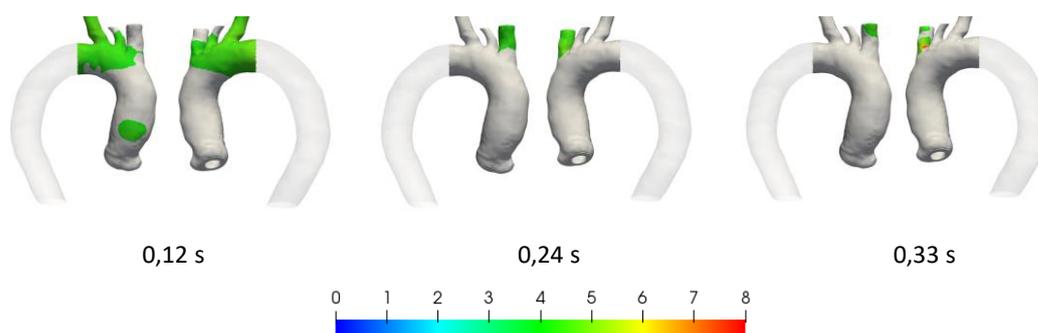


Figura 6.41. Regiões de alto $\%ca_{\Delta P}$ em $t = 0,12$ s; $0,24$ s e $0,33$ s, caso: 0°

Avaliando a Figura 6.41, nota-se que a região crítica encontra-se próxima da artéria braquiocefálica. Somente no instante de tempo correspondente ao pico da sístole (aproximadamente $t = 0,12$ s), quando ocorre o máximo de vazão na entrada, observa-se uma região de alta pressão na região ascendente da aorta. Vale ressaltar

que o valor máximo de ΔP nessa região (rever Figura 6.32) em 0,12 s é de 4,8 mmHg, significativamente menor do que os valores máximos de ΔP obtidos em outros instantes de tempo (por exemplo em 0,33 s o valor máximo de ΔP é 8,5 mmHg e localiza-se na artéria braquiocefálica). Este resultado indica que o posicionamento da valva aórtica pode não ser crítico com relação a obtenção de picos de pressão na superfície da aorta ascendente, que poderiam induzir possíveis problemas como surgimento de aneurisma aórtico na aorta ascendente.

6.4.2. Volume crítico

De forma análogo ao utilizado para definir uma área crítica, nesta seção define-se um volume crítico cv_{ζ} , como sendo o volume no interior da aorta que apresente valores das grandezas de interesse ζ acima de um determinado patamar considerado crítico. Aqui as grandezas turbulentas associadas ao tensor de Reynolds foram selecionadas para serem avaliadas: energia cinética turbulenta, TKE, e máxima tensão principal do tensor de Reynolds, TSS_{max}^{3D} .

A fração entre o volume crítico cv_{ζ} e o tamanho do volume da região de interesse V_{int} é avaliada em função do tempo de um ciclo cardíaco. A fração $\%cv_{\zeta}$ definida pela Eq. (6.1) é aplicada para as duas variáveis de interesse.

6.4.2.1. Energia cinética turbulenta (TKE)

O limite definido para identificar as regiões críticas de alta TKE foi $60 J/m^3$. Este valor foi selecionado, pois entre o instante de tempo próximo ao ponto de vazão máxima da sístole (0,20 s) e a etapa inicial a diástole (0,50 s) observou-se valores de TKE superiores a $60 J/m^3$.

A Figura 6.42 ilustra os resultados obtidos de $\%cv_{TKE}$ para cada instante de tempo do ciclo cardíaco e para todos os casos de angulações da valva aórtica avaliados. Uma primeira observação que pode ser feita para todos os casos analisados, refere-se ao fato de que o volume crítico é muito pequeno, sendo inferior a 1% do volume da região de interesse.

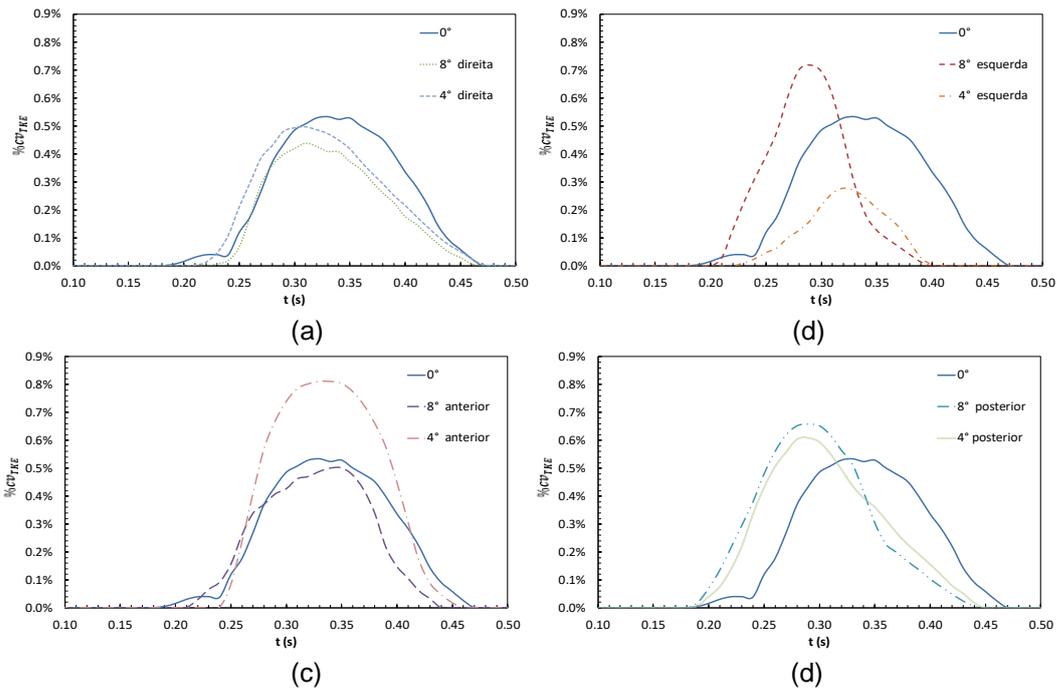


Figura 6.42. $\%cv_{TKE}$ em cada instante de tempo do ciclo cardíaco, casos: a) 0° ; 8° direita e 4° direita; b) 0° ; 8° esquerda e 4° esquerda; c) 0° ; 8° anterior e 4° anterior; d) 0° ; 8° posterior e 4° posterior

A partir de uma análise da Figura 6.42a, observa-se que ambos os casos com inclinação da valva aórtica para a direção direita apresentam uma tendência similar em termos de $\%cv_{TKE}$, com uma percentagem de volume crítica um pouco menor do que para o caso padrão de 0° . Nota-se ainda que o caso com inclinação menor (caso de 4° à direita) apresentou valores de $\%cv_{TKE}$ minimamente superiores com relação ao caso com inclinação de 8° à direita. Os casos com inclinação do posicionamento da valva na direção posterior Figura 6.42d, também apresentam tamanho e evolução temporal do volume crítico semelhante para os dois ângulos investigados. No entanto, o volume crítico é um pouco maior do que o observado para o caso padrão de 0° , ocorrendo mais próximo ao início do ciclo.

Os casos com inclinação de 4° à esquerda e 8° à esquerda (Figura 6.42b) revelaram uma distribuição do tamanho do volume crítico $\%cv_{TKE}$ assim como sua evolução no tempo drasticamente diferente de um caso em relação ao outro. O caso com menor inclinação (4°) à esquerda, apresenta um volume crítico bem pequeno, com existência durante um intervalo de tempo menor do que a inclinação maior de 8° . O interessante a ressaltar aqui, é que a volume crítico para a inclinação de 4° é menor do que o volume crítico do caso padrão de 0° , enquanto para o caso mais

inclinado, de 8° à esquerda, apresenta um volume crítico bem superior ao caso padrão de 0°.

O caso com posicionamento da valva aórtica inclinada 4° na direção anterior foi aquele que apresentou maiores volumes críticos de TKE, com duração equivalente à do caso mais inclinado na direção anterior (8°). Aliás o caso com inclinação maior na direção anterior (8°) apresentou uma distribuição de volume crítica praticamente igual à do caso padrão de 0°, não só em tamanho, mas em duração.

6.4.2.2. Tensão principal do tensor de Reynolds (TSS_{max}^{3D})

O valor limite de TSS_{max}^{3D} foi definido através da análise da evolução temporal dos valores máximos dessa variável, tendo sido definido como sendo igual a $40 J/m^3$. A Figura 6.43 apresenta o comportamento de $\%cv_{TSS_{max}^{3D}}$ durante o ciclo cardíaco, para todos os casos de angulações da valva aórtica avaliados.

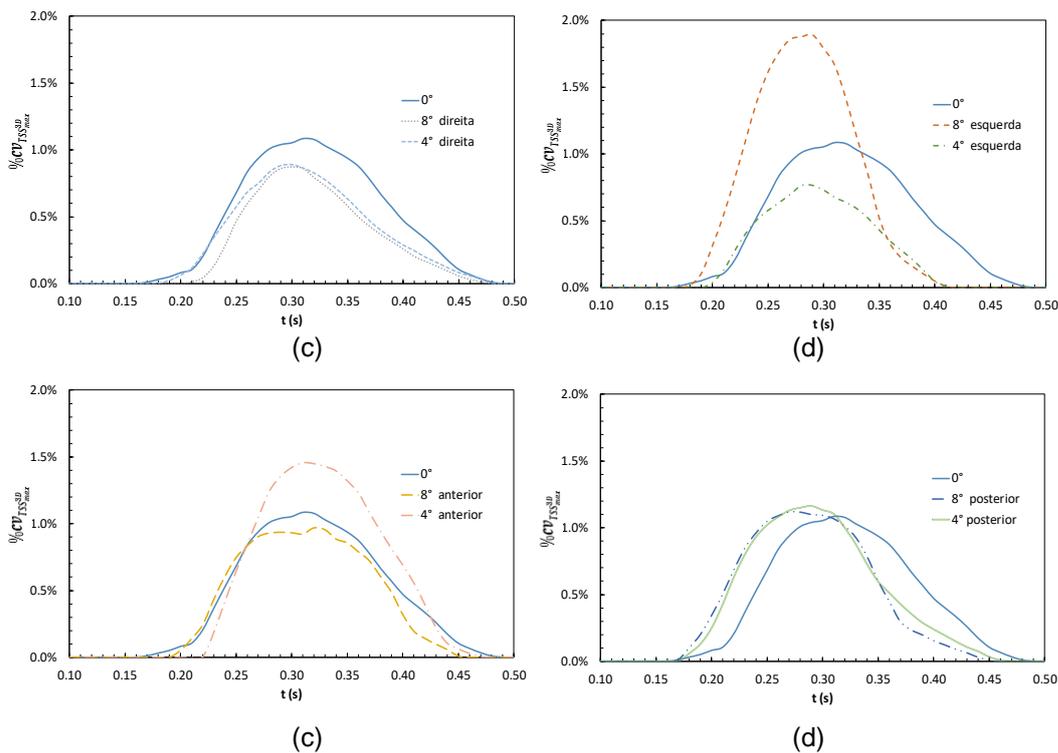


Figura 6.43. $\%cv_{TSS_{max}^{3D}}$ em cada instante de tempo do ciclo cardíaco, casos: a) 0°; 8° direita e 4° direita; b) 0°; 8° esquerda e 4° esquerda; c) 0°; 8° anterior e 4° anterior; d) 0°; 8° posterior e 4° posterior

Analisando a Figura 6.43 observa-se que a distribuição do volume crítico da tensão principal do tensor de Reynolds é muito semelhante a distribuição do volume crítico da energia cinética turbulenta. Todos os comentários realizados com relação ao volume crítico de TKE se aplicam aqui. A principal diferença diz respeito ao tamanho volume crítico, que chega a 2%, mas naturalmente é um reflexo do limitar crítico definido para cada uma das variáveis. Esse resultado já era esperado, pois já foi mostrado a grande semelhança de comportamento dessas duas variáveis.

6.4.3. Análise global em relação ao caso padrão de 0°

No decorrer de todo este capítulo foram realizadas diferentes análises das grandezas físicas relevantes para compreensão do escoamento de sangue no interior da aorta. As análises tiveram por objetivo identificar e compreender os efeitos positivos ou negativos de variar a inclinação do posicionamento de uma valva aórtica. De forma a fornecer mais subsídios para identificar as vantagens e desvantagens do posicionamento da valva aórtica, nesta seção, apresenta-se uma análise das áreas e volumes críticos médios durante todo o ciclo cardíaco. Dessa forma, as seguintes variáveis médias no tempo são definidas para serem avaliadas: percentagem de área crítica média no ciclo cardíaco ($\%Tca_{\zeta}$) e o volume crítico médio no tempo ($\%Tcv_{\zeta}$) das variáveis de interesse (ζ).

$$\%Tca_{\zeta} = \frac{1}{\Delta t} \int_{t_i}^{t_f} \%ca_{\zeta} dt \quad ; \quad \%Tcv_{\zeta} = \frac{1}{\Delta t} \int_{t_i}^{t_f} \%cv_{\zeta} dt \quad (6.3)$$

Na Tabela 6.1 são apresentados os resultados obtidos para $\%Tca_{\zeta}$ (onde ζ é WSS ou ΔP) e $\%Tcv_{\zeta}$ (onde ζ é TKE ou TSS_{max}^{3D}).

Tabela 6.1. $\%Tca_{WSS}$; $\%Tca_{\Delta P}$; $\%Tcv_{TSS_{max}^{3D}}$; $\%Tcv_{TKE}$, casos: todos

Caso	$\%Tca_{WSS}$	$\%Tca_{\Delta P}$	$\%Tcv_{TSS_{max}^{3D}}$	$\%Tcv_{TKE}$
0°	1.19%	1.04%	0.17%	0.076%
8° direita	1.25%	0.94%	0.11%	0.055%
4° direita	1.24%	1.09%	0.13%	0.068%
8° esquerda	1.21%	1.53%	0.22%	0.062%
4° esquerda	1.12%	0.90%	0.09%	0.024%
8° anterior	1.45%	0.75%	0.15%	0.064%
4° anterior	1.43%	0.52%	0.20%	0.106%
8° posterior	0.98%	1.19%	0.16%	0.081%
4° posterior	0.95%	1.25%	0.17%	0.078%

Analisando a Tabela 6.1 pode-se observar que a configuração com o posicionamento a valva aórtica com inclinação de 4° na direção posterior apresenta a menor área superficial crítica em relação a valores de WSS. Este resulta corrobora a análise realizada com a variação da área crítica com o tempo. Já com relação a área superficial com valores superiores à pressão crítica, a melhor configuração, com a menor área crítica corresponde a configuração com inclinação da valva aórtica de 4° na direção anterior. Com relação as grandezas turbulentas, a melhor configuração correspondente ao menor volume crítico é a configuração com inclinação da valva aórtica de 4° à esquerda. Ainda analisando a Tabela 6.1, pode-se identificar quais os piores posicionamentos da valva aórtica com relação a maior área/volume críticos. A maior área crítica de WSS corresponde à configuração com inclinação de 8° na direção anterior, já para a pressão, a pior configuração é a inclinação de 8° à esquerda. Com relação as grandezas turbulentas, a maior área crítica de TKE é a configuração com a valva aórtica inclina de 8° na direção esquerda, enquanto que a pior configuração para TSS_{max}^{3D} é com a valva inclina de 4° na direção anterior.

Com esta análise da Tabela 6.1 não foi possível indicar a melhor configuração de posicionamento da valva aórtica. Dessa forma, visando auxiliar na interpretação dos resultados da Tabela 6.1 foi calculado para cada caso a variação dos parâmetros ($v_{\%Tca_{\zeta}}$ e $v_{\%Tcv_{\zeta}}$) em relação ao caso padrão 0°. Na Figura 6.44 ilustra-se as variações das áreas e volumes críticos das grandezas selecionadas na análise:

$$v_{\%Tca_{WSS}}; v_{\%Tca_{\Delta P}}; v_{\%Tcv_{TSS_{max}^{3D}}} \text{ e } v_{\%Tcv_{TKE}}.$$

A Figura 6.44 apresenta-nos a possibilidade de visualizar de forma consolidada os efeitos da inclinação da valva aórtica nas regiões críticas de cada variável de interesse. Observa-se na Figura 6.44 que os dois casos na direção posterior apresentam tendências análogas para todas as regiões críticas, *i.e.*: diminuição de $v_{\%Tca_{WSS}}$ e $v_{\%Tcv_{TSS_{max}^{3D}}}$ e aumento de $v_{\%Tca_{\Delta P}}$ e $v_{\%Tcv_{TKE}}$. Nota-se ainda na Figura 6.44 que embora os casos na direção anterior gerem uma diminuição da região crítica em termos do ΔP , o efeito na região crítica de WSS é inverso, inclusive, de todas as direções avaliadas os casos na direção anterior são aqueles que provocam maior incremento de $v_{\%Tca_{WSS}}$.

Ainda em relação aos casos na direção anterior tem-se que o caso com inclinação da valva de 8° na direção anterior produz um efeito contrário ao

observado com o caso inclinado de 4° anterior em termos das regiões críticas das grandezas turbulentas. Com relação aos casos com inclinação na direção direita observa-se que é gerado uma diminuição das regiões críticas das grandezas turbulentas, porém em termos de $v_{\%Tca_{WSS}}$ os casos na direção direita sofrem aumentos. Dentre todos os casos, o caso 8° esquerda gera o maior incremento da região crítica em termos do ΔP e da TSS_{max}^{3D} .

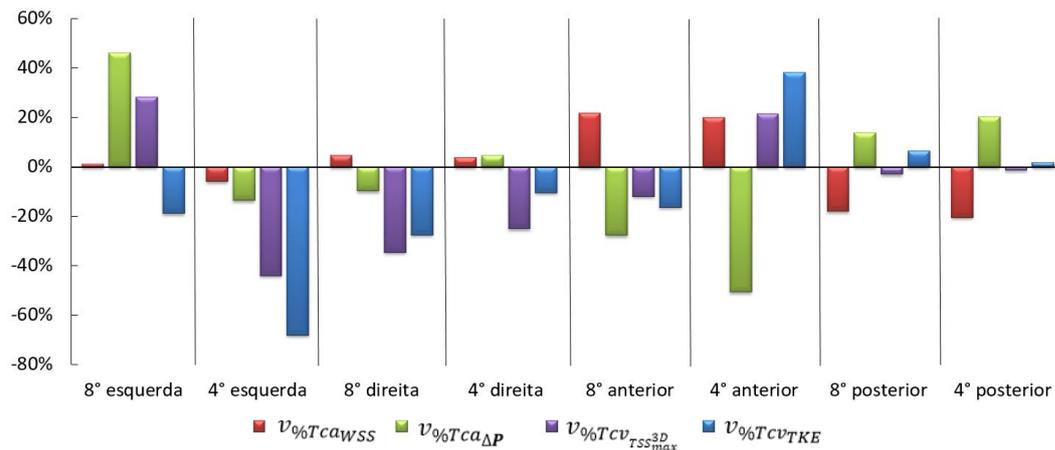


Figura 6.44. Variação dos parâmetros ($v_{\%Tca_{\zeta}}$; $v_{\%Tcv_{\zeta}}$) de cada caso em relação ao 0°

Como conclusão final, analisando os resultados da Figura 6.44, pode-se ressaltar que o caso com inclinação da valva aórtica de 4° esquerda é o único caso que gera uma diminuição das regiões críticas de todas as variáveis (WSS; ΔP ; TSS_{max}^{3D} e TKE). A partir disto, pode ser concluído que este caso apresenta as melhores condições para a instalação de uma prótese aórtica valvar.

7

Conclusões e Recomendações

As conclusões desdobradas neste capítulo foram desenvolvidas em concordância com os objetivos inicialmente formulados no capítulo 1 deste trabalho. As seções 7.1; 7.2 e 7.3 aqui descritas abordam cada objetivo específico. Já a seção 7.4 refere-se às recomendações para trabalhos futuros.

7.1. Comparação numérica-experimental

No concernente ao segundo objetivo específico formulado (*i.e.*: validar a modelagem matemática usada para reproduzir o escoamento do sangue na aorta de um paciente específico através de uma comparação numérica-experimental), conclui-se que qualitativamente o enfoque numérico apresentou excelente concordância com os resultados experimentais obtidos pelo Bessa (2019) em termos da componente axial de velocidade (V_z); as componentes do tensor de Reynolds ($\overline{w'v'}$, $\overline{w'u'}$ e $\overline{u'v'}$) e a energia cinética turbulenta (TKE). Isto, sustentou a extensão do modelo de turbulência aplicado na comparação numérica (CFD e permanente) - experimental às posteriores simulações FSI e transiente.

7.2. Caracterização e Avaliação das Grandezas Hemodinâmicas em Função da Inclinação da Prótese Valvar Aórtica

Com relação ao primeiro objetivo específico estabelecido (*i.e.*: caracterizar e avaliar as grandezas hemodinâmicas em termos de diferentes posicionamentos coaxial da prótese valvar aórtica, de um paciente específico), foi possível caracterizar as estruturas hemodinâmicas da aorta em função do ângulo de inclinação da prótese valvar (ϱ), analisando *i*) direcionamento do jato e área de impacto na parede da aorta; *ii*) regiões de recirculação na raiz da aorta e aorta ascendente; *iii*) identificação de estruturas coerentes (vórtices) em termos de sua forma geométrica; localização espacial no domínio da aorta e intensidade

(magnitude de vorticidade); *iv*) regiões de alta pressão; WSS e OSI na parede da aorta e *v*) regiões de alta TKE e TSS_{max}^{3D} no volume interno da aorta.

Em termos da região de impacto do jato na parede foi concluído que o caso com inclinação da valva aórtica de 8° à esquerda apresentou a região de impacto mais próxima do início do arco aórtico, já as regiões de impacto na parede dos outros casos localizaram-se aproximadamente na seção central da aorta ascendente.

A análise das estruturas coerentes, mostrou a existência de três tipos de vórtices para todos os casos avaliados, vórtices do tipo toroidal, grampo de cabelo “hairpin” e longitudinais. Foi constatado que nos instantes de tempo iniciais do ciclo cardíaco a inclinação da valva aórtica gera uma forte influência no direcionamento dos vórtices. Já nos instantes de tempo após o instante correspondente ao ponto de vazão máxima da sístole foi observado que a região de impacto do jato na parede é um fator predominantemente influente em termos do surgimento dos vórtices longitudinais, *i.e.*: a exceção do caso com inclinação valvar de 8° na direção esquerda, todos os vórtices longitudinais presentes nos outros casos de inclinação da valva são formados a partir do início da aorta ascendente, porém, e devido ao fato que a região do impacto do caso com inclinação valvar de 8° na direção esquerda localiza-se mais próxima do início do arco da aorta, tem-se que os vórtices longitudinais neste caso específico surgem no início do arco aórtico.

A análise das regiões de alta WSS e alta pressão na parede da aorta permitiram concluir que o caso com posicionalmente da valva aórtica inclinada de 4° à esquerda foi o único caso que apresentou uma diminuição global destas variáveis no ciclo cardíaco, quando comparado ao caso padrão 0°. Observou-se que os casos com inclinação na direção anterior apresentaram uma diminuição das regiões com alta pressão, porém, nas regiões de alta WSS foi notado um aumento em comparação com o caso padrão 0°. Isto, indica a necessidade de sempre avaliar tanto o impacto na parede da aorta das tensões tangenciais (WSS) como das tensões normais (P).

Finalmente, a análise das grandezas turbulentas (TKE e TSS_{max}^{3D}) no volume interno da aorta permitiu identificar que os casos com inclinações valvar na direção 4° esquerda; 8° direita; 4° direita e 8° anterior foram os únicos casos que viabilizaram uma diminuição das regiões críticas das duas grandezas turbulentas avaliadas. Já o caso com inclinação de 4° na direção anterior apresentou as maiores regiões críticas de TKE e TSS_{max}^{3D} .

7.3. Posicionamento Ideal para o Implante de uma Prótese Valvar Aórtica

No concernente ao segundo objetivo específico formulado (*i.e.*: propor o posicionamento coaxial ideal de uma prótese aórtica com relação a sua influência na geração de tensões mecânicas não fisiológicas na região de aorta ascendente), foi observado que o caso com inclinação valvar na direção de 4° à esquerda é aquele que diminui as regiões de altas tensões mecânicas (WSS e pressão) na parede vascular, podendo contribuir para uma não progressão do processo de remodelamento aórtico. Uma segunda opção poderia consistir na utilização da prótese aórtica inclinada na direção posterior, porém, nesta direção, somente é visível a diminuição das regiões de alta WSS.

A análise da relação entre tensões mecânicas e a patologia que caracteriza a hemólise foi observada que nenhum dos casos de inclinação da valva avaliados atingiram valores suficientemente altos de TKE e TSS_{max}^{3D} que pudessem induzir ao surgimento desta afecção. Porém, o caso que permaneceu mais afastado dos limites da hemólise foi o caso com inclinação valvar de 4° à esquerda.

Os resultados obtidos para o índice oscilatório de tensão (OSI) indicaram que o caso com menores valores de OSI foi o caso com inclinação valvar de 4° à esquerda, sendo a configuração que possivelmente ocasionaria um menor estímulo ao processo de aterosclerose vascular.

Por fim, conclui-se que o caso com posicionamento da inclinação da valva aórtica de 4° na direção esquerda apresenta as melhores condições em termos das tensões mecânicas, que visam diminuir a possibilidade do surgimento das patologias aneurismáticas na aorta ascendente; hemólise ou processo aterosclerótico, após da instalação de uma prótese valvar aórtica. Deste modo, a maior conclusão e recomendação que é desdobrada a partir deste estudo doutoral é sugerir que as próteses valvares aórticas sejam instaladas com um posicionamento coaxial próximo ou igual à 4° na direção esquerda.

7.4. Recomendações para Trabalhos Futuros

O presente trabalho de tese pode ser desdobrado em diversas direções. Recomenda-se:

- i. Modelar os folhetos de modelos reais de próteses valvares aórticas visando identificar o impacto nas características hemodinâmicas do escoamento no interior da aorta.
- ii. Avaliar a influência de alterações das condições contorno de pressão e vazão durante o ciclo cardíaco.
- iii. Analisar o escoamento no interior da aorta, utilizando um modelo de turbulência de grandes escalas, visando captar com maior precisão as pequenas estruturas do escoamento. Adicionalmente com este modelo pode ser identificado com maior precisão os possíveis períodos de relaminação do escoamento nos períodos de desaceleração do ciclo cardíaco.
- iv. Investigar a influência da aproximação de fluido Newtoniano para o sangue.
- v. Eliminar a fixação da extremidade da aorta para a análise estrutural, da simulação do tipo FSI.
- vi. Validar, através de simulações FSI em um número razoável de pacientes aneurismáticos, que o caso com posicionamento valvar inclinado de 4° na direção esquerda, apresenta os melhores desempenhos fisiológicos em termo de mitigação do desenvolvimento de aneurisma aórtico; hemólise e aterosclerose.
- vii. Iniciar estudos de fadiga na parede da aorta nas simulações FSI a fim de viabilizar a análise da curva de Wöhler da aorta para um número muito alto de ciclos cardíacos.
- viii. Realizar estudos de otimização – multi-objetivo da inclinação da prótese valvar aórtica, outorgando maiores pesos as variáveis físicas mais relevantes do ponto de vista da cardiologia.
- ix. Avaliar os índices de quantificação do potencial hemolítico visando aprofundar a análise do risco da destruição dos glóbulos vermelhos.

Referência Bibliográficas

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

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., SCHAEFFTER, T., FIGUEROA, C. A. On the impact of modelling assumptions in multi-scale, subject-specific models of aortic haemodynamics. **Journal of The Royal Society Interface**, v. 13, n. 119, p. 20160073, 2016. ISSN 1742-5689.

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

ATKINS, S. K., CAO, K., RAJAMANNAN, N. M., SUCOSKY, P. Bicuspid aortic valve hemodynamics induces abnormal medial remodeling in the convexity of porcine ascending aortas. **Biomechanics and modeling in mechanobiology**, v. 13, n. 6, p. 1209-1225, 2014. ISSN 1617-7959.

ATKINSON, D. J.; EDELMAN, R. Cineangiography of the heart in a single breath hold with a segmented turboFLASH sequence. **Radiology**, v. 178, n. 2, p. 357-360, 1991. ISSN 0033-8419.

AURICCHIO, F., CONTI, M., MORGANTI, S., REALI, A. Simulation of transcatheter aortic valve implantation: a patient-specific finite element approach. **Computer methods in biomechanics and biomedical engineering**, v. 17, n. 12, p. 1347-1357, 2014. ISSN 1025-5842.

BANG, J. S.; CHOI, C. R.; KIM, C. N. A numerical analysis on the curved bileaflet mechanical heart valve (mhv): leaflet motion and blood flow in an elastic blood vessel. **Journal of mechanical science and technology**, v. 19, n. 9, p. 1761-1772, 2005. ISSN 1738-494X.

BARANNYK, O.; OSHKAI, P. The influence of the aortic root geometry on flow characteristics of a prosthetic heart valve. **Journal of biomechanical engineering**, v. 137, n. 5, p. 051005, 2015. ISSN 0148-0731.

BASRI, A. A., ZUBER, M., ZAKARIA, M. S., ILLYANI, E., AHMAD, A. The Effects of Aortic Stenosis on the Hemodynamic Flow Properties using Computational Fluid Dynamics. Proc. Int. Conf. Comput. Methods Eng. Heal. Sci.(ICCMHEH), December, 2016. p.17-19.

BESSA, G. M. **Estudo do Escoamento em Modelo de Aorta Utilizando a Velocimetria por Imagens Estereoscópicas de Partículas**. 2019. 210 (Doutorado). Engenharia Mecânica, Pontifícia Universidade Católica do Rio de Janeiro (PUC-Rio), Rio de Janeiro.

BLUESTEIN, D., DUMONT, K., DE BEULE, M., RICOTTA, J., IMPELLIZZERI, P., VERHEGGHE, B., VERDONCK, P. Intraluminal thrombus and risk of rupture in patient specific abdominal aortic aneurysm–FSI modelling. **Computer methods in biomechanics and biomedical engineering**, v. 12, n. 1, p. 73-81, 2009. ISSN 1025-5842.

BLUESTEIN, D., NIU, L., SCHOEPHOERSTER, R., & DEWANJEE, M. Steady flow in an aneurysm model: correlation between fluid dynamics and blood platelet deposition. **Journal of biomechanical engineering**, v. 118, n. 3, p. 280-286, 1996. ISSN 0148-0731.

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

BORGHI, A., WOOD, N. B., MOHIADDIN, R. H., XU, X. Y. Fluid–solid interaction simulation of flow and stress pattern in thoracoabdominal aneurysms: a patient-specific study. **Journal of Fluids and Structures**, v. 24, n. 2, p. 270-280, 2008. ISSN 0889-9746.

BOUSIANIS, E., GUALA, M., OLGAC, U., WILDERMUTH, S., HOYER, K., VENTIKOS, Y., POULIKAKOS, D. CFD and PTV steady flow investigation in an anatomically accurate abdominal aortic aneurysm. **Journal of Biomechanical Engineering**, v. 131, n. 1, p. 011008, 2009. ISSN 0148-0731.

BRAVERMAN, A. C., GÜVEN, H., BEARDSLEE, M. A., MAKAN, M., KATES, A. M., MOON, M. R. The bicuspid aortic valve. **Current problems in cardiology**, v. 30, n. 9, p. 470-522, 2005. ISSN 0146-2806.

BURDEN, R. L.; FAIRES, J. D. **Análise numérica**. Cengage Learning, 2008. ISBN 8522106010.

CALLAGHAN, F., KARKOURI, J., BROADHOUSE, K., EVIN, M., FLETCHER, D., GRIEVE, S. (2015). Thoracic aortic aneurysm: 4D flow MRI and computational fluid dynamics model. **Computer methods in biomechanics and biomedical engineering**, v. 18, n. sup1, p. 1894-1895, 2015. ISSN 1025-5842.

CANSTEIN, C., CACHOT, P., FAUST, A., STALDER, A., BOCK, J., FRYDRYCHOWICZ, A., KÜFFER, J., HENNIG, J., MARKL, M. 3D MR flow

analysis in realistic rapid-prototyping model systems of the thoracic aorta: comparison with in vivo data and computational fluid dynamics in identical vessel geometries. **Magnetic Resonance in Medicine: An Official Journal of the International Society for Magnetic Resonance in Medicine**, v. 59, n. 3, p. 535-546, 2008. ISSN 0740-3194.

CAO, K., ATKINS, S. K., MCNALLY, A., LIU, J., SUCOSKY, P. Simulations of morphotype-dependent hemodynamics in non-dilated bicuspid aortic valve aortas. **Journal of biomechanics**, v. 50, p. 63-70, 2017. ISSN 0021-9290.

CAPELLI, C., BOSI, G., CERRI, E., NORDMEYER, J., ODENWALD, T., BONHOEFFER, P., MIGLIAVACCA, F., TAYLOR, A., SCHIEVANO, S. Patient-specific simulations of transcatheter aortic valve stent implantation. **Medical & biological engineering & computing**, v. 50, n. 2, p. 183-192, 2012. ISSN 0140-0118.

Cardiovascular diseases (CVDs). 2017. Disponível em: <[https://www.who.int/news-room/fact-sheets/detail/cardiovascular-diseases-\(cvds\)](https://www.who.int/news-room/fact-sheets/detail/cardiovascular-diseases-(cvds))>. Acesso em: 20 de junho de 2018.

CELIS, D. **Numerical study of the influence of tilt valve angle on blood flow in an aortic model**. 2017. Tese de Doutorado. PUC-Rio.

CELIS, D., IBAÑEZ, I., NIECKELE AZEVEDO, P., NIECKELE, A., GOMES, B. **Numerical investigation of hemodynamics patterns after Transcatheter Aortic Valve Replacement (TAVR)**. 24th ABCM International Congress of Mechanical Engineering. Curitiba 2017.

CHANDRA, S., RAUT, S. S., JANA, A., BIEDERMAN, R. W., DOYLE, M., MULUK, S. C., FINOL, E. A. Fluid-structure interaction modeling of abdominal aortic aneurysms: the impact of patient-specific inflow conditions and fluid/solid coupling. **Journal of biomechanical engineering**, v. 135, n. 8, p. 081001, 2013. ISSN 0148-0731.

CHANDRAN, K.; YEARWOOD, T. Experimental study of physiological pulsatile flow in a curved tube. **Journal of fluid mechanics**, v. 111, p. 59-85, 1981. ISSN 1469-7645.

CHEW, Y., LOW, H., LEE, C., KWA, S. Laser anemometry measurements of steady flow past aortic valve prostheses. **Journal of biomechanical engineering**, v. 115, n. 3, p. 290-298, 1993. ISSN 0148-0731.

CHIEFFO, A., BUCHANAN, G. L., VAN MIEGHEM, N. M., TCHETCHE, D., DUMONTEIL, N., LATIB, A., VAN DER BOON, R., VAHDAT, O., MARCHEIX, B., FARAH, B., SERRUYS, P., FAJADET, J., CARRIÉ, D. 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.

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

COURTOIS, M.; KOVACS, S.; LUDBROOK, P. Physiological early diastolic intraventricular pressure gradient is lost during acute myocardial ischemia. **Circulation**, v. 81, n. 5, p. 1688-1696, 1990. ISSN 0009-7322.

CRIBIER, A., ELTCHANINOFF, H., BASH, A., BORENSTEIN, N., TRON, C., BAUER, F., DERUMEAUX G., ANSALME, F., LABORDE, F., LEON, M. B.. 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.

CRISCIONE, R. **Ascending aorta parametric modeling and fluid dynamics analysis in a child patient with congenital BAV and ascending aorta aneurysm**. 2013. École Polytechnique de Montréal

CROSETTO, P., REYMOND, P., DEPARIS, S., KONTAXAKIS, D., STERGIOPULOS, N., QUARTERONI, A. Fluid–structure interaction simulation of aortic blood flow. **Computers & Fluids**, v. 43, n. 1, p. 46-57, 2011. ISSN 0045-7930.

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

D'ANCONA, G., AMADUCCI, A., RINAUDO, A., PASTA, S., FOLLIS, F., PILATO, M., BAGLINI, R. Haemodynamic predictors of a penetrating atherosclerotic ulcer rupture using fluid–structure interaction analysis. **Interactive cardiovascular and thoracic surgery**, v. 17, n. 3, p. 576-578, 2013. ISSN 1569-9285.

D'AVENIO, G., GRIGIONI, M., DANIELE, C., MORBIDUCCI, U., HAMILTON, K. 3D velocity field characterization of prosthetic heart valve with two different valve testers by means of stereo-PIV. Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2015 37th Annual International Conference of the IEEE, 2015, IEEE. p.3327-3330.

DARLING, R. C., MESSINA, C. R., BREWSTER, D. C., OTTINGER, L. W. Autopsy study of unoperated abdominal aortic aneurysms. The case for early resection. **Circulation**, v. 56, n. 3 Suppl, p. III161-4, 1977. ISSN 0009-7322.

DASI, L. P., SIMON, H. A., SUCOSKY, P., YOGANATHAN, A. P. Fluid mechanics of artificial heart valves. **Clinical and experimental pharmacology and physiology**, v. 36, n. 2, p. 225-237, 2009. ISSN 1440-1681.

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

DE TULLIO, M., CRISTALLO, A., BALARAS, E., VERZICCO, R. Direct numerical simulation of the pulsatile flow through an aortic bileaflet mechanical heart valve. **Journal of Fluid Mechanics**, v. 622, p. 259-290, 2009. ISSN 1469-7645.

DE TULLIO, M., NAM, J., PASCAZIO, G., BALARAS, E., VERZICCO, R. Computational prediction of mechanical hemolysis in aortic valved prostheses. **European Journal of Mechanics-B/Fluids**, v. 35, p. 47-53, 2012. ISSN 0997-7546.

DEAN, W. LXXII. The stream-line motion of fluid in a curved pipe (Second paper). **The London, Edinburgh, and Dublin Philosophical Magazine and Journal of Science**, v. 5, n. 30, p. 673-695, 1928. ISSN 1941-5982.

DEMIRDŽIĆ, I.; PERIĆ, M. Space conservation law in finite volume calculations of fluid flow. **International journal for numerical methods in fluids**, v. 8, n. 9, p. 1037-1050, 1988. ISSN 1097-0363.

DEPLANO, V., KNAPP, Y., BERTRAND, E., GAILLARD, E. Flow behaviour in an asymmetric compliant experimental model for abdominal aortic aneurysm. **Journal of biomechanics**, v. 40, n. 11, p. 2406-2413, 2007. ISSN 0021-9290.

DEPLANO, V., MEYER, C., GUIVIER-CURIEN, C., BERTRAND, E. New insights into the understanding of flow dynamics in an in vitro model for abdominal aortic aneurysms. **Medical engineering & physics**, v. 35, n. 6, p. 800-809, 2013. ISSN 1350-4533.

DI MARTINO, E. S., GUADAGNI, G., FUMERO, A., BALLERINI, G., SPIRITO, R., BIGLIOLI, P., REDAELLI, A. Fluid-structure interaction within realistic three-dimensional models of the aneurysmatic aorta as a guidance to assess the risk of rupture of the aneurysm. **Medical engineering & physics**, v. 23, n. 9, p. 647-655, 2001. ISSN 1350-4533.

DRAKE, R.; VOGL, A. W.; MITCHELL, A. W. **Gray's anatomy for students**. Elsevier Health Sciences, 2014. ISBN 0702051330.

DREWE, C. J., PARKER, L. P., KELSEY, L. J., NORMAN, P. E., POWELL, J. T., DOYLE, B. J. Haemodynamics and stresses in abdominal aortic aneurysms: A fluid-structure interaction study into the effect of proximal neck and iliac bifurcation angle. **Journal of biomechanics**, v. 60, p. 150-156, 2017. ISSN 0021-9290.

DUCCI, A., PIRISI, F., TZAMTZIS, S., BURRIESCI, G. Transcatheter aortic valves produce unphysiological flows which may contribute to thromboembolic

events: an in-vitro study. **Journal of biomechanics**, v. 49, n. 16, p. 4080-4089, 2016. ISSN 0021-9290.

DUCCI, A., TZAMTZIS, S., MULLEN, M. J., BURRIESCI, G. Hemodynamics in the Valsalva sinuses after transcatheter aortic valve implantation (TAVI). **J Heart Valve Dis**, v. 22, n. 5, p. 688-696, 2013.

EL-HAMAMSY, I.; CHESTER, A. H.; YACOUB, M. H. Cellular regulation of the structure and function of aortic valves. **Journal of Advanced Research**, v. 1, n. 1, p. 5-12, 2010. ISSN 2090-1232.

ETZ, C. D., MISFELD, M., BORGER, M. A., LUEHR, M., STROTDREES, E., MOHR, F.-W. Current indications for surgical repair in patients with bicuspid aortic valve and ascending aortic ectasia. **Cardiology research and practice**, v. 2012, 2012. ISSN 2090-8016.

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.

FALUDI, R., SZULIK, M., D'HOOGHE, J., HERIJGERS, P., RADEMAKERS, F., PEDRIZZETTI, G., VOIGT, J.-U. Left ventricular flow patterns in healthy subjects and patients with prosthetic mitral valves: an in vivo study using echocardiographic particle image velocimetry. **The Journal of thoracic and cardiovascular surgery**, v. 139, n. 6, p. 1501-1510, 2010. ISSN 0022-5223.

FARHAT, C.; LESOINNE, M.; MAMAN, N. Mixed explicit/implicit time integration of coupled aeroelastic problems: Three-field formulation, geometric conservation and distributed solution. **International Journal for Numerical Methods in Fluids**, v. 21, n. 10, p. 807-835, 1995. ISSN 1097-0363.

FEIJÓO, R.; ZOUAIN, N. Formulations in rates and increments for elastic-plastic analysis. **International Journal for numerical methods in engineering**, v. 26, n. 9, p. 2031-2048, 1988. ISSN 0029-5981.

FORSTROM, R. J. A NEW MEASURE OF ERYTHROCYTE MEMBRANE STRENGTH-THE JET FRAGILITY TEST. 1970.

FRAUENFELDER, T., LOTFEY, M., BOEHM, T., WILDERMUTH, S. Computational fluid dynamics: hemodynamic changes in abdominal aortic aneurysm after stent-graft implantation. **Cardiovascular and interventional radiology**, v. 29, n. 4, p. 613-623, 2006. ISSN 0174-1551.

FRYDRYCHOWICZ, A., STALDER, A. F., RUSSE, M. F., BOCK, J., BAUER, S., HARLOFF, A., BERGER, A., LANGER, M., HENNIG, 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.

FUSINI, L., MIREA, O., TAMBORINI, G., MURATORI, M., GRIPARI, P., CEFALÙ, C., GHULAM, S., MAFFESSANTI, F., ANDREINI, D., PONTONE, G., BARTORELLI, A., ALAMANNI, F., AGRIFOGLIO, M., PEPI, M., Incidence and severity of atherosclerotic cardiovascular artery disease in patients undergoing TAVI. **The international journal of cardiovascular imaging**, v. 31, n. 5, p. 975-985, 2015. ISSN 1569-5794.

GAILLARD, E.; BERGERON, P.; DEPLANO, V. Influence of wall compliance on hemodynamics in models of abdominal aortic aneurysm. **Journal of Endovascular Therapy**, v. 14, n. 4, p. 593-599, 2007. ISSN 1526-6028.

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

GAO, F.; OHTA, O.; MATSUZAWA, T. Fluid-structure interaction in layered aortic arch aneurysm model: assessing the combined influence of arch aneurysm and wall stiffness. **Australasian Physics & Engineering Sciences in Medicine**, v. 31, n. 1, p. 32, 2008. ISSN 0158-9938.

GAO, F., UEDA, H., GANG, L., OKADA, H. Fluid structure interaction simulation in three-layered aortic aneurysm model under pulsatile flow: comparison of wrapping and stenting. **Journal of biomechanics**, v. 46, n. 7, p. 1335-1342, 2013. ISSN 0021-9290.

GARCIA, J., BARKER, A. J., MURPHY, I., JARVIS, K., SCHNELL, S., COLLINS, J. D., CARR, J., MALAISRIE, S., MARKL, M. Four-dimensional flow magnetic resonance imaging-based characterization of aortic morphometry and haemodynamics: impact of age, aortic diameter, and valve morphology. **European Heart Journal-Cardiovascular Imaging**, v. 17, n. 8, p. 877-884, 2015. ISSN 2047-2412.

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

GILMANOV, A.; SOTIROPOULOS, F. Comparative hemodynamics in an aorta with bicuspid and trileaflet valves. **Theoretical and Computational Fluid Dynamics**, v. 30, n. 1-2, p. 67-85, 2016. ISSN 0935-4964.

GOMES, B. A. D. A. **Simulação IN VITRO do Fluxo Sanguíneo em Modelo Aórtico Tridimensional de Paciente Submetido a Implante Valvar Percutâneo**. 2017. Faculdade de Medicina, Universidade Federal do Rio de Janeiro

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

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.

GUNNING, P. S.; VAUGHAN, T. J.; MCNAMARA, L. M. Simulation of self expanding transcatheter aortic valve in a realistic aortic root: implications of deployment geometry on leaflet deformation. **Annals of biomedical engineering**, v. 42, n. 9, p. 1989-2001, 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.

HA, H., LANTZ, J., HARALDSSON, H., CASAS, B., ZIEGLER, M., KARLSSON, M., SALONER, D., DYVERFELDT, P., EBBERS, T. Assessment of turbulent viscous stress using ICOSA 4D Flow MRI for prediction of hemodynamic blood damage. **Scientific Reports**, v. 6, p. 39773, 2016. ISSN 2045-2322.

HA, H., ZIEGLER, M., WELANDER, M., BJARNEGÅRD, N., CARLHÄLL, C.-J., LINDENBERGER, M., LÄNNE, T., EBBERS, T., DYVERFELDT, P. Age-Related Vascular Changes Affect Turbulence in Aortic Blood Flow. **Frontiers in physiology**, v. 9, p. 36, 2018. ISSN 1664-042X.

HAO, Q. Modeling of Flow in an In Vitro Aneurysm Model: A Fluid-Structure Interaction Approach. 2010.

HARLOFF, A., BERG, S., BARKER, A., SCHÖLLHORN, J., SCHUMACHER, M., WEILLER, C., MARKL, M. Wall shear stress distribution at the carotid bifurcation: influence of eversion carotid endarterectomy. **European radiology**, v. 23, n. 12, p. 3361-3369, 2013. ISSN 0938-7994.

HARLOFF, A., NUßBAUMER, A., BAUER, S., STALDER, A. F., FRYDRYCHOWICZ, A., WEILLER, C., HENNIG, J., MARKL, M. In vivo assessment of wall shear stress in the atherosclerotic aorta using flow-sensitive 4D MRI. **Magnetic Resonance in Medicine: An Official Journal of the International Society for Magnetic Resonance in Medicine**, v. 63, n. 6, p. 1529-1536, 2010. ISSN 0740-3194.

HATOUM, H., MOORE, B. L., MAUREIRA, P., DOLLERY, J., CRESTANELLO, J. A., DAS, L. P. Aortic sinus flow stasis likely in valve-in-valve transcatheter aortic valve implantation. **The Journal of thoracic and cardiovascular surgery**, v. 154, n. 1, p. 32-43. e1, 2017. ISSN 0022-5223.

HIGASHIDATE, M., TAMIYA, K., BEPPU, T., & IMAI, Y. Regulation of the aortic valve opening: in vivo dynamic measurement of aortic valve orifice area. **The Journal of thoracic and cardiovascular surgery**, v. 110, n. 2, p. 496-503, 1995. ISSN 0022-5223.

HILBER, H. M.; HUGHES, T. J.; TAYLOR, R. L. Improved numerical dissipation for time integration algorithms in structural dynamics. **Earthquake Engineering & Structural Dynamics**, v. 5, n. 3, p. 283-292, 1977. ISSN 1096-9845.

HONG, G.-R., PEDRIZZETTI, G., TONTI, G., LI, P., WEI, Z., KIM, J. K., BAWEJA, A., LIU, S., CHUNG, N., NARULA, J., VANNAN, M., HOULE, H. Characterization and quantification of vortex flow in the human left ventricle by contrast echocardiography using vector particle image velocimetry. **JACC: Cardiovascular Imaging**, v. 1, n. 6, p. 705-717, 2008. ISSN 1936-878X.

HOWELL, B. A., KIM, T., CHEER, A., DWYER, H., SALONER, D., CHUTER, T. Computational fluid dynamics within bifurcated abdominal aortic stent-grafts. **Journal of Endovascular Therapy**, v. 14, n. 2, p. 138-143, 2007. ISSN 1526-6028.

HUGHES, T. J. **The finite element method: linear static and dynamic finite element analysis**. Courier Corporation, 2012. ISBN 0486135020.

HUNT, J. C.; WRAY, A. A.; MOIN, P. Eddies, streams, and convergence zones in turbulent flows. 1988.

JAHANDARDOOST, M.; FRADET, G.; MOHAMMADI, H. Effect of heart rate on the hemodynamics of bileaflet mechanical heart valves' prostheses (St. Jude Medical) in the aortic position and in the opening phase: A computational study. **Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine**, v. 230, n. 3, p. 175-190, 2016. ISSN 0954-4119.

JAYENDIRAN, R.; NOUR, B.; RUI MI, A. Computational fluid–structure interaction analysis of blood flow on patient-specific reconstructed aortic anatomy and aneurysm treatment with Dacron graft. **Journal of Fluids and Structures**, v. 81, p. 693-711, 2018. ISSN 0889-9746.

JEONG, J.; HUSSAIN, F. On the identification of a vortex. **Journal of fluid mechanics**, v. 285, p. 69-94, 1995. ISSN 1469-7645.

JOHNSON, A. D.; DETWILER, J. H.; HIGGINS, C. B. Left coronary artery anatomy in patients with bicuspid aortic valves. **British heart journal**, v. 40, n. 5, p. 489-493, 1978. ISSN 1468-201X.

JUN, B. H.; SAIKRISHNAN, N.; YOGANATHAN, A. P. Micro particle image velocimetry measurements of steady diastolic leakage flow in the hinge of a St. Jude Medical® regent™ mechanical heart valve. **Annals of biomedical engineering**, v. 42, n. 3, p. 526-540, 2014. ISSN 0090-6964.

KELLER, E. J., MALAISRIE, S. C., KRUSE, J., MCCARTHY, P. M., CARR, J. C., MARKL, M., BARKER, A., COLLINS, J. D. Reduction of aberrant aortic haemodynamics following aortic root replacement with a mechanical valved conduit. **Interactive cardiovascular and thoracic surgery**, v. 23, n. 3, p. 416-423, 2016. ISSN 1569-9285.

KELLY, S.; O'ROURKE, M. Fluid, solid and fluid–structure interaction simulations on patient-based abdominal aortic aneurysm models. **Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine**, v. 226, n. 4, p. 288-304, 2012. ISSN 0954-4119.

KIMIAGHALAM, M. **Fluid-structure interaction simulation of bileaflet and monoleaflet mechanical heart valve flow dynamics**. 2013. Oklahoma State University

KIMURA, N., NAKAMURA, M., KOMIYA, K., NISHI, S., YAMAGUCHI, A., TANAKA, O., MISAWA, Y., ADACHI, H., KAWAHITO, K. Patient-specific assessment of hemodynamics by computational fluid dynamics in patients with bicuspid aortopathy. **The Journal of thoracic and cardiovascular surgery**, v. 153, n. 4, p. S52-S62. e3, 2017. ISSN 0022-5223.

KLABUNDE, R. **Cardiovascular physiology concepts**. Lippincott Williams & Wilkins, 2011. ISBN 1451113846.

KO, T.-Y., LIN, M.-S., LIN, L.-C., LIU, Y.-J., YEH, C.-F., HUANG, C.-C., CHEN, Y.-H., CHEN Y.-S., KAO, H.-L. Frequency and Significance of Intravascular Hemolysis Before and After Transcatheter Aortic Valve Implantation in Patients With Severe Aortic Stenosis. **The American journal of cardiology**, v. 121, n. 1, p. 69-72, 2018. ISSN 0002-9149.

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

KU, D. N., GIDDENS, D. P., ZARINS, C. K., & GLAGOV, S. Pulsatile flow and atherosclerosis in the human carotid bifurcation. Positive correlation between plaque location and low oscillating shear stress. **Arteriosclerosis, thrombosis, and vascular biology**, v. 5, n. 3, p. 293-302, 1985. ISSN 1079-5642.

KUMAR, G., RAGHAV, V., LERAKIS, S., & YOGANATHAN, A. P. High transcatheter valve replacement may reduce washout in the aortic sinuses: an in-vitro study. **The Journal of heart valve disease**, v. 24, n. 1, p. 22-29, 2015. ISSN 0966-8519.

LAFLAMME, J., PURI, R., URENA, M., LAFLAMME, L., DELAROCHELLIÈRE, H., ALTISENT, O. A.-J., DEL TRIGO. M., CAMPELO-PARADA, F., DELAROCHELLIÈRE, R., DUMONT, E., DOYLE. D., MOHAMMADI, S., CÔTÉ, M., PIBAROT, P., LAROCHE, V., RODÉS-CABAU, J., PARADIS, J.-M. Incidence and risk factors of hemolysis after transcatheter aortic valve implantation with a balloon-expandable valve. **The American journal of cardiology**, v. 115, n. 11, p. 1574-1579, 2015. ISSN 0002-9149.

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

LE, T. B. A computational framework for simulating cardiovascular flows in patient-specific anatomies. 2011.

LEE, H.; TATSUMI, E.; TAENAKA, Y. Experimental study on the Reynolds and viscous shear stress of bileaflet mechanical heart valves in a pneumatic ventricular assist device. **Asaio Journal**, v. 55, n. 4, p. 348-354, 2009. ISSN 1058-2916.

LEO, H. L., DASÍ, L. P., CARBERRY, J., SIMON, H. A., & YOGANATHAN, A. P. Fluid dynamic assessment of three polymeric heart valves using particle image velocimetry. **Annals of biomedical engineering**, v. 34, n. 6, p. 936-952, 2006. ISSN 0090-6964.

LES, A. S., SHADDEN, S. C., FIGUEROA, C. A., PARK, J. M., TEDESCO, M. M., HERFKENS, R. J., DALMAN, R., TAYLOR, C. A. 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.

LEUNG, J. H., WRIGHT, A. R., CHESHIRE, N., CRANE, J., THOM, S. A., HUGHES, A. D., XU, Y. Fluid structure interaction of patient specific abdominal aortic aneurysms: a comparison with solid stress models. **Biomedical engineering online**, v. 5, n. 1, p. 33, 2006. ISSN 1475-925X.

LEVERETT, L., HELLUMS, J., ALFREY, C., LYNCH, E. Red blood cell damage by shear stress. **Biophysical journal**, v. 12, n. 3, p. 257-273, 1972. ISSN 0006-3495.

LI, C.-P.; LO, C.-W.; LU, P.-C. Estimation of viscous dissipative stresses induced by a mechanical heart valve using PIV data. **Annals of biomedical engineering**, v. 38, n. 3, p. 903-916, 2010. ISSN 0090-6964.

LI, J. K. **Dynamics of the vascular system**. World scientific, 2004. ISBN 9814488909.

LI, Z.; KLEINSTREUER, C. Fluid-structure interaction effects on sac-blood pressure and wall stress in a stented aneurysm. **Journal of biomechanical engineering**, v. 127, n. 4, p. 662-671, 2005. ISSN 0148-0731.

LI, Z.; KLEINSTREUER, C. A comparison between different asymmetric abdominal aortic aneurysm morphologies employing computational fluid-structure interaction analysis. **European Journal of Mechanics-B/Fluids**, v. 26, n. 5, p. 615-631, 2007. ISSN 0997-7546.

LIM, W. L., CHEW, Y. T., CHEW, T. C., LOW, H. T. Steady flow velocity field and turbulent stress mappings downstream of a porcine bioprosthetic aortic valve

Vitro. **Annals of biomedical engineering**, v. 25, n. 1, p. 86-95, 1997. ISSN 0090-6964.

LIM, W. Y.; LLOYD, G.; BHATTACHARYYA, S. Mechanical and surgical bioprosthetic valve thrombosis. **Heart**, v. 103, n. 24, p. 1934-1941, 2017. ISSN 1355-6037.

LIU, L., ZHENG, H., WILLIAMS, L., ZHANG, F., WANG, R., HERTZBERG, J., SHANDAS, R. Development of a custom-designed echo particle image velocimetry system for multi-component hemodynamic measurements: system characterization and initial experimental results. **Physics in Medicine & Biology**, v. 53, n. 5, p. 1397, 2008. ISSN 0031-9155.

LONG, D. S., SMITH, M. L., PRIES, A. R., LEY, K., DAMIANO, E. R. Microviscometry reveals reduced blood viscosity and altered shear rate and shear stress profiles in microvessels after hemodilution. **Proceedings of the National Academy of Sciences**, v. 101, n. 27, p. 10060-10065, 2004. ISSN 0027-8424.

LURAGHI, G., WU, W., DE GAETANO, F., MATAS, J. F. R., MOGGRIDGE, G. D., SERRANI, M., STASIAK, J., COSTANTINO, M., MIGLIAVACCA, F. Evaluation of an aortic valve prosthesis: Fluid-structure interaction or structural simulation? **Journal of biomechanics**, v. 58, p. 45-51, 2017. ISSN 0021-9290.

MALVERN, L. E. **Introduction to the Mechanics of a Continuous Medium**. 1969. ISBN 0134876032.

MALVINDI, P. G., PASTA, S., RAFFA, G. M., & LIVESEY, S. Computational fluid dynamics of the ascending aorta before the onset of type A aortic dissection. **European Journal of Cardio-Thoracic Surgery**, v. 51, n. 3, p. 597-599, 2016. ISSN 1010-7940.

MAO, W.; LI, K.; SUN, W. Fluid–structure interaction study of transcatheter aortic valve dynamics using smoothed particle hydrodynamics. **Cardiovascular engineering and technology**, v. 7, n. 4, p. 374-388, 2016. ISSN 1869-408X.

MARKL, M., BRENDECKE, S. M., SIMON, J., BARKER, A. J., WEILLER, C., HARLOFF, A. Co-registration of the distribution of wall shear stress and 140 complex plaques of the aorta. **Magnetic resonance imaging**, v. 31, n. 7, p. 1156-1162, 2013. ISSN 0730-725X.

MAROM, G., KIM, H.-S., ROSENFELD, M., RAANANI, E., HAJ-ALI, R. Fully coupled fluid–structure interaction model of congenital bicuspid aortic valves: effect of asymmetry on hemodynamics. **Medical & biological engineering & computing**, v. 51, n. 8, p. 839-848, 2013. ISSN 0140-0118.

MASUTANI, E. M., CONTIJOCH, F., KYUBWA, E., CHENG, J., ALLEY, M. T., VASANAWALA, S., HSIAO, A. Volumetric segmentation-free method for rapid visualization of vascular wall shear stress using 4D flow MRI. **Magnetic resonance in medicine**, v. 80, n. 2, p. 748-755, 2018. ISSN 0740-3194.

MATHEW, P. A comparison of hemodynamic performance in mechanical and biological heart valve prostheses. 2010.

MATHIEU, J.; SCOTT, J. **An introduction to turbulent flow**. Cambridge University Press, 2000. ISBN 0521775388.

MAY-NEWMAN, K.; HILLEN, B.; DEMBITSKY, W. Effect of left ventricular assist device outflow conduit anastomosis location on flow patterns in the native aorta. **ASAIO journal**, v. 52, n. 2, p. 132-139, 2006. ISSN 1058-2916.

MAYMIR, J., DEUTSCH, S., MEYER, R., GESELOWITZ, D., TARBELL, J. Mean velocity and Reynolds stress measurements in the regurgitant jets of tilting disk heart valves in an artificial heart environment. **Annals of biomedical engineering**, v. 26, n. 1, p. 146-156, 1998. ISSN 0090-6964.

MCNALLY, A.; MADAN, A.; SUCOSKY, P. Morphotype-dependent flow characteristics in bicuspid aortic valve ascending aortas: a benchtop particle image velocimetry study. **Frontiers in physiology**, v. 8, p. 44, 2017. ISSN 1664-042X.

MENDEZ, V.; DI GIUSEPPE, M.; PASTA, S. Comparison of hemodynamic and structural indices of ascending thoracic aortic aneurysm as predicted by 2-way FSI, CFD rigid wall simulation and patient-specific displacement-based FEA. **Computers in biology and medicine**, v. 100, p. 221-229, 2018. ISSN 0010-4825.

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.

MESRI, Y., NIAZMAND, H., DEYRANLOU, A., SADEGHI, M. R. Fluid-structure interaction in abdominal aortic aneurysms: Structural and geometrical considerations. **International Journal of Modern Physics C**, v. 26, n. 04, p. 1550038, 2015. ISSN 0129-1831.

MIDHA, P. A., RAGHAV, V., OKAFOR, I., YOGANATHAN, A. P. The effect of valve-in-valve implantation height on sinus flow. **Annals of biomedical engineering**, v. 45, n. 2, p. 405-412, 2017. ISSN 0090-6964.

MIRABELLA, L., BARKER, A. J., SAIKRISHNAN, N., COCO, E. R., MANGIAMELI, D. J., MARKL, M., YOGANATHAN, A. P. MRI-based protocol to characterize the relationship between bicuspid aortic valve morphology and hemodynamics. **Annals of biomedical engineering**, v. 43, n. 8, p. 1815-1827, 2015. ISSN 0090-6964.

MOHLER, E. R., NICHOLS, R., HARVEY, W., SHERIDAN, M., WALLER, B., WALLER, B. F. Development and progression of aortic valve stenosis: atherosclerosis risk factors—a causal relationship? A clinical morphologic study. **Clinical cardiology**, v. 14, n. 12, p. 995-999, 1991. ISSN 1932-8737.

MOLONY, D. S., CALLANAN, A., KAVANAGH, E. G., WALSH, M. T., & MCGLOUGHLIN, T. M. Fluid-structure interaction of a patient-specific abdominal

aortic aneurysm treated with an endovascular stent-graft. **Biomedical engineering online**, v. 8, n. 1, p. 24, 2009. ISSN 1475-925X.

MORGANTI, S., CONTI, M., AIELLO, M., VALENTINI, A., MAZZOLA, A., REALI, A., AURICCHIO, F. Simulation of transcatheter aortic valve implantation through patient-specific finite element analysis: two clinical cases. **Journal of biomechanics**, v. 47, n. 11, p. 2547-2555, 2014. ISSN 0021-9290.

MORSI, Y. S.; SAKHAEIMANESH, A. A. Flow characteristics past jellyfish and St. Vincent valves in the aortic position under physiological pulsatile flow conditions. **Artificial Organs**, v. 24, n. 7, p. 564-574, 2000. ISSN 0160-564X.

NEGRUT, D., RAMPALLI, R., OTTARSSON, G., SAJDAK, A. On an implementation of the Hilber-Hughes-Taylor method in the context of index 3 differential-algebraic equations of multibody dynamics (DETC2005-85096). **Journal of computational and nonlinear dynamics**, v. 2, n. 1, p. 73-85, 2007. ISSN 1555-1415.

NEWMARK, N. M. A method of computation for structural dynamics. **Journal of the engineering mechanics division**, v. 85, n. 3, p. 67-94, 1959.

NISHIMURA, R. A. Aortic valve disease. **Circulation**, v. 106, n. 7, p. 770-772, 2002. ISSN 0009-7322.

ONG, C. W.; HO, P.; LEO, H. L. Effects of Microporous Stent Graft on the Descending Aortic Aneurysm: A Patient-Specific Computational Fluid Dynamics Study. **Artificial organs**, v. 40, n. 11, p. E230-E240, 2016. ISSN 0160-564X.

PASTA, S., GENTILE, G., RAFFA, G., BELLAVIA, D., CHIARELLO, G., LIOTTA, R., SCARDULLA, C., PILATO, M. In Silico shear and intramural stresses are linked to aortic valve morphology in dilated ascending aorta. **European Journal of Vascular and Endovascular Surgery**, v. 54, n. 2, p. 254-263, 2017. ISSN 1078-5884.

PASTA, S., RINAUDO, A., LUCA, A., PILATO, M., SCARDULLA, C., GLEASON, T. G., VORP, D. A. Difference in hemodynamic and wall stress of ascending thoracic aortic aneurysms with bicuspid and tricuspid aortic valve. **Journal of biomechanics**, v. 46, n. 10, p. 1729-1738, 2013. ISSN 0021-9290.

PATANKAR, S. **Numerical heat transfer and fluid flow**. CRC press, 1980. ISBN 0891165223.

PATEL, S.; USMANI, A. Y.; MURALIDHAR, K. Effect of aorto-iliac bifurcation and iliac stenosis on flow dynamics in an abdominal aortic aneurysm. **Fluid Dynamics Research**, v. 49, n. 3, p. 035513, 2017. ISSN 1873-7005.

PELC, N. J., HERFKENS, R. J., SHIMAKAWA, A., ENZMANN, D. R. Phase contrast cine magnetic resonance imaging. **Magnetic resonance quarterly**, v. 7, n. 4, p. 229-254, 1991.

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

PICCINELLI, M., VERGARA, C., ANTIGA, L., FORZENIGO, L., BIONDETTI, P., DOMANIN, M. Impact of hemodynamics on lumen boundary displacements in abdominal aortic aneurysms by means of dynamic computed tomography and computational fluid dynamics. **Biomechanics and modeling in mechanobiology**, v. 12, n. 6, p. 1263-1276, 2013. ISSN 1617-7959.

PINGPOH, C., PACHE, G., NAWRAS, D., GUENKEL, L., SAMI, K., ZEH, W., ZIMMER, E., JANDER, N., SIEPE, M., BEYERSDORF, F. Valve thrombosis 7 months after transcatheter aortic valve implantation. **The Annals of thoracic surgery**, v. 98, n. 3, p. 1079-1081, 2014. ISSN 0003-4975.

POLANCZYK, A., PODYMA, M., TREBINSKI, L., CHRZASTEK, J., ZBICINSKI, I., STEFANCZYK, L. A novel attempt to standardize results of CFD simulations basing on spatial configuration of aortic stent-grafts. **PloS one**, v. 11, n. 4, p. e0153332, 2016. ISSN 1932-6203.

POPE, S. B. **Turbulent flows**: IOP Publishing 2001.

POPMA, J. J., DEEB, G. M., YAKUBOV, S. J., MUMTAZ, M., GADA, H., O'HAIR, D. Transcatheter Aortic-Valve Replacement with a Self-Expanding Valve in Low-Risk Patients. **The new england journal of medicine**, 2019.

POPOV, E. P. **Engineering mechanics of solids**. Prentice Hall, 1990. ISBN 0132792583.

RAGHAV, V., BARKER, A. J., MANGIAMELI, D., MIRABELLA, L., MARKL, M., YOGANATHAN, A. P. Valve mediated hemodynamics and their association with distal ascending aortic diameter in bicuspid aortic valve subjects. **Journal of Magnetic Resonance Imaging**, v. 47, n. 1, p. 246-254, 2018. ISSN 1053-1807.

REYMOND, P., CROSETTO, P., DEPARIS, S., QUARTERONI, A., STERGIOPULOS, N. Physiological simulation of blood flow in the aorta: comparison of hemodynamic indices as predicted by 3-D FSI, 3-D rigid wall and 1-D models. **Medical Engineering and Physics**, v. 35, n. 6, p. 784-791, 2013. ISSN 1350-4533.

RINAUDO, A.; PASTA, S. Regional variation of wall shear stress in ascending thoracic aortic aneurysms. **Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine**, v. 228, n. 6, p. 627-638, 2014. ISSN 0954-4119.

RISSLAND, P., ALEMU, Y., EINAV, S., RICOTTA, J., BLUESTEIN, D. Abdominal aortic aneurysm risk of rupture: patient-specific FSI simulations using anisotropic model. **Journal of biomechanical engineering**, v. 131, n. 3, p. 031001, 2009. ISSN 0148-0731.

ROBERTS, W. C. The congenitally bicuspid aortic valve: a study of 85 autopsy cases. **The American journal of cardiology**, v. 26, n. 1, p. 72-83, 1970. ISSN 0002-9149.

RUILE, P.; NEUMANN, F.-J. Valve Thrombosis after TAVI. **European heart journal**, v. 38, n. 36, p. 2700-2701, 2017. ISSN 0195-668X.

RUSS, C., HOPF, R., HIRSCH, S., SÜNDERMANN, S., FALK, V., SZÉKELY, G., GESSAT, M. Simulation of transcatheter aortic valve implantation under consideration of leaflet calcification. Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2013 35th Annual International Conference of the IEEE, 2013, IEEE. p.711-714.

RUSSO, C. F., CANNATA, A., LANFRANCONI, M., VITALI, E., GARATTI, A., BONACINA, E. Is aortic wall degeneration related to bicuspid aortic valve anatomy in patients with valvular disease? **The Journal of thoracic and cardiovascular surgery**, v. 136, n. 4, p. 937-942, 2008. ISSN 0022-5223.

SAIKRISHNAN, N.; MIRABELLA, L.; YOGANATHAN, A. P. Bicuspid aortic valves are associated with increased wall and turbulence shear stress levels compared to trileaflet aortic valves. **Biomechanics and Modeling in Mechanobiology**, v. 14, n. 3, p. 577-588, Jun 2015. ISSN 1617-7959. Disponível em: <<Go to ISI>://WOS:000354408100010 >.

SAIKRISHNAN, N., YAP, C. H., MILLIGAN, N. C., VASILYEV, N. V., YOGANATHAN, A. P. In Vitro Characterization of Bicuspid Aortic Valve Hemodynamics Using Particle Image Velocimetry. **Annals of Biomedical Engineering**, v. 40, n. 8, p. 1760-1775, Aug 2012. ISSN 0090-6964. Disponível em: <<Go to ISI>://WOS:000305795200011 >.

SALAUN, E., CLAVEL, M.-A., RODÉS-CABAU, J., PIBAROT, P. Bioprosthetic aortic valve durability in the era of transcatheter aortic valve implantation. **Heart**, v. 104, n. 16, p. 1323-1332, 2018. ISSN 1355-6037.

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.

SALSAC, A.-V., SPARKS, S., CHOMAZ, J.-M., LASHERAS, J. Evolution of the wall shear stresses during the progressive enlargement of symmetric abdominal aortic aneurysms. **Journal of Fluid Mechanics**, v. 560, p. 19-51, 2006. ISSN 1469-7645.

SALSAC, A.-V.; SPARKS, S. R.; LASHERAS, J. C. Hemodynamic changes occurring during the progressive enlargement of abdominal aortic aneurysms. **Annals of vascular surgery**, v. 18, n. 1, p. 14-21, 2004. ISSN 0890-5096.

SCHAEFER, B. M., LEWIN, M. B., STOUT, K. K., GILL, E., PRUEITT, A., BYERS, P. H., OTTO, C. M. The bicuspid aortic valve: an integrated phenotypic

classification of leaflet morphology and aortic root shape. **Heart**, v. 94, n. 12, p. 1634-1638, 2008. ISSN 1468-201X.

SCHMITT, F. G. About Boussinesq's turbulent viscosity hypothesis: historical remarks and a direct evaluation of its validity. **Comptes Rendus Mécanique**, v. 335, n. 9-10, p. 617-627, 2007. ISSN 1631-0721.

SCOTT, R.; ASHTON, H.; LAMPARELLI, M. Fifteen years of experience using 6 cm as a criterion for abdominal aortic aneurysm surgery. **British Journal of Surgery**, v. 86, n. 5, p. 709-710, 1999. ISSN 0007-1323.

SCOTTI, C. M.; FINOL, E. A. Compliant biomechanics of abdominal aortic aneurysms: a fluid–structure interaction study. **Computers & Structures**, v. 85, n. 11-14, p. 1097-1113, 2007. ISSN 0045-7949.

SCOTTI, C. M., JIMENEZ, J., MULUK, S. C., FINOL, E. A. Wall stress and flow dynamics in abdominal aortic aneurysms: finite element analysis vs. fluid–structure interaction. **Computer methods in biomechanics and biomedical engineering**, v. 11, n. 3, p. 301-322, 2008. ISSN 1025-5842.

SEAMAN, C.; AKINGBA, A. G.; SUCOSKY, P. Steady Flow Hemodynamic and Energy Loss Measurements in Normal and Simulated Calcified Tricuspid and Bicuspid Aortic Valves. **Journal of Biomechanical Engineering-Transactions of the Asme**, v. 136, n. 4, Apr 2014. ISSN 0148-0731. Disponível em: <<Go to ISI>://WOS:000333474400001 >.

SEGALOVA, P. A., RAO, K. V., ZARINS, C. K., TAYLOR, C. A. Computational modeling of shear-based hemolysis caused by renal obstruction. **Journal of biomechanical engineering**, v. 134, n. 2, p. 021003, 2012. ISSN 0148-0731.

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

SEMAAN, E., MARKL, M., CHRIS MALAISRIE, S., BARKER, A., ALLEN, B., MCCARTHY, P., CARR, J., COLLINS, J. D. Haemodynamic outcome at four-dimensional flow magnetic resonance imaging following valve-sparing aortic root replacement with tricuspid and bicuspid valve morphology. **European Journal of Cardio-Thoracic Surgery**, v. 45, n. 5, p. 818-825, 2013. ISSN 1873-734X.

SHAPPELL, S. **Valvular heart diseases** 2004.

SHARZEHEE, M.; KHALAFVAND, S. S.; HAN, H.-C. Fluid-structure interaction modeling of aneurysmal arteries under steady-state and pulsatile blood flow: a stability analysis. **Computer methods in biomechanics and biomedical engineering**, v. 21, n. 3, p. 219-231, 2018. ISSN 1025-5842.

SHEK, T. L., LEONARD, W. T., NABOVATI, A., AMON, C. H. Computational fluid dynamics evaluation of the cross-limb stent graft configuration for endovascular aneurysm repair. **Journal of biomechanical engineering**, v. 134, n. 12, p. 121002, 2012. ISSN 0148-0731.

SHEN, X., SCHNELL, S., BARKER, A. J., SUWA, K., TASHAKKOR, L., JARVIS, K., CARR, J., COLLINS, J., PRABHAKARAN, S., MARKL, M. Voxel-by-voxel 4D flow MRI-based assessment of regional reverse flow in the aorta. **Journal of Magnetic Resonance Imaging**, v. 47, n. 5, p. 1276-1286, 2018. ISSN 1053-1807.

SHI, Y.; LAWFORD, P.; HOSE, R. Review of zero-D and 1-D models of blood flow in the cardiovascular system. **Biomedical engineering online**, v. 10, n. 1, p. 33, 2011. ISSN 1475-925X.

SIEVERS, H.-H.; SCHMIDTKE, C. A classification system for the bicuspid aortic valve from 304 surgical specimens. **The Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery**, v. 133, n. 5, p. 1226-1233, 2007. ISSN 0022-5223.

SIROIS, E.; SUN, W. Computational evaluation of platelet activation induced by a bioprosthetic heart valve. **Artificial organs**, v. 35, n. 2, p. 157-165, 2011. ISSN 0160-564X.

SIROIS, E.; WANG, Q.; SUN, W. Fluid simulation of a transcatheter aortic valve deployment into a patient-specific aortic root. **Cardiovascular Engineering and Technology**, v. 2, n. 3, p. 186-195, 2011. ISSN 1869-408X.

SLONE, A., PERICLEOUS, K., BAILEY, C., CROSS, M. Dynamic fluid-structure interaction using finite volume unstructured mesh procedures. **Computers & structures**, v. 80, n. 5-6, p. 371-390, 2002. ISSN 0045-7949.

SOUDAH, E., NG, E. Y., LOONG, T., BORDONE, M., PUA, U., NARAYANAN, S. CFD modelling of abdominal aortic aneurysm on hemodynamic loads using a realistic geometry with CT. **Computational and mathematical methods in medicine**, v. 2013, 2013. ISSN 1748-670X.

STAMATOPOULOS, C., MATHIOULAKIS, D., PAPAHRILAOU, Y., KATSAMOURIS, A. Experimental unsteady flow study in a patient-specific abdominal aortic aneurysm model. **Experiments in fluids**, v. 50, n. 6, p. 1695-1709, 2011. ISSN 0723-4864.

STEPHENS, E. H., HOPE, T. A., KARI, F. A., KVITTING, J.-P. E., LIANG, D. H., HERFKENS, R. J., MILLER, D. C. Greater asymmetric wall shear stress in Sievers' type 1/LR compared with 0/LAT bicuspid aortic valves after valve-sparing aortic root replacement. **The Journal of thoracic and cardiovascular surgery**, v. 150, n. 1, p. 59-68, 2015. ISSN 0022-5223.

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

SUH, G.-Y., LES, A. S., TENFORDE, A. S., SHADDEN, S. C., SPILKER, R. L., YEUNG, J. J., CHENG, C., HERFKENS, R., DALMAN, R., TAYLOR, C. A. Hemodynamic changes quantified in abdominal aortic aneurysms with increasing exercise intensity using MR exercise imaging and image-based computational fluid

dynamics. **Annals of biomedical engineering**, v. 39, n. 8, p. 2186-2202, 2011a. ISSN 0090-6964.

SUH, G.-Y., LES, A. S., TENFORDE, A. S., SHADDEN, S. C., SPILKER, R. L., YEUNG, J. J., CHENG, C., HERFKENS, R., DALMAN, R., TAYLOR, C. A.. Quantification of particle residence time in abdominal aortic aneurysms using magnetic resonance imaging and computational fluid dynamics. **Annals of biomedical engineering**, v. 39, n. 2, p. 864-883, 2011b. ISSN 0090-6964.

SUITO, H., TAKIZAWA, K., HUYNH, V. Q., SZE, D., UEDA, T. FSI analysis of the blood flow and geometrical characteristics in the thoracic aorta. **Computational mechanics**, v. 54, n. 4, p. 1035-1045, 2014. ISSN 0178-7675.

SUN, L. **Role of hemodynamic shear stress abnormalities in calcific aortic valve disease**. 2014. University of Notre Dame

SUTERA, S.; MEHRJARDI, M. Deformation and fragmentation of human red blood cells in turbulent shear flow. **Biophysical Journal**, v. 15, n. 1, p. 1, 1975.

Taelman, L., Bols, J., Degroote, J., Muthurangu, V., Panzer, J., Vierendeels, J., Segers, P. Differential impact of local stiffening and narrowing on hemodynamics in repaired aortic coarctation: an FSI study. **Medical & biological engineering & computing**, v. 54, n. 2-3, p. 497-510, 2016. ISSN 0140-0118.

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

TASKIN, M. E., FRASER, K. H., ZHANG, T., WU, C., GRIFFITH, B. P., & WU, Z. J. Evaluation of Eulerian and Lagrangian models for hemolysis estimation. **ASAIO journal**, v. 58, n. 4, p. 363-372, 2012. ISSN 1058-2916.

THOMAS, P.; LOMBARD, C. Geometric conservation law and its application to flow computations on moving grids. **AIAA journal**, v. 17, n. 10, p. 1030-1037, 1979. ISSN 0001-1452.

THOMSEN, C., CORTSEN, M., SÖNDERGAARD, L., HENRIKSEN, O., STÅHLBERG, F. A segmented k-space velocity mapping protocol for quantification of renal artery blood flow during breath-holding. **Journal of Magnetic Resonance Imaging**, v. 5, n. 4, p. 393-401, 1995. ISSN 1053-1807.

THUBRIKAR, M. Diseases of the aortic valve. **Thubrikar M. 'The aortic valve'** CRC press, Boca Raton FL, USA, p. 157-174, 1990.

THUBRIKAR, M.; AGALI, P.; ROBICSEK, F. Wall stress as a possible mechanism for the development of transverse intimal tears in aortic dissections. **Journal of medical engineering & technology**, v. 23, n. 4, p. 127-134, 1999. ISSN 0309-1902.

TRAUZEDDEL, R. F., LÖBE, U., BARKER, A. J., GELSINGER, C., BUTTER, C., MARKL, M., SCHULZ-MENGER, J., VON KNOBELSDORFF-BRENKENHOFF, F. 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.

TSE, K. M., CHIU, P., LEE, H. P., & HO, P. Investigation of hemodynamics in the development of dissecting aneurysm within patient-specific dissecting aneurismal aortas using computational fluid dynamics (CFD) simulations. **Journal of biomechanics**, v. 44, n. 5, p. 827-836, 2011. ISSN 0021-9290.

VAHIDKHAH, K.; AZADANI, A. N. Supra-annular Valve-in-Valve implantation reduces blood stasis on the transcatheter aortic valve leaflets. **Journal of biomechanics**, v. 58, p. 114-122, 2017. ISSN 0021-9290.

VAHIDKHAH, K., CORDASCO, D., ABBASI, M., GE, L., TSENG, E., BAGCHI, P., & AZADANI, A. N. Flow-induced damage to blood cells in aortic valve stenosis. **Annals of biomedical engineering**, v. 44, n. 9, p. 2724-2736, 2016. ISSN 0090-6964.

VAN KESTEREN, F., WOLLERSHEIM, L. W., BAAN, J., NEDERVEEN, A. J., KAYA, A., BOEKHOLDT, S. M., A DE MOL, B., OOIJ, P., PLANKEN, R. N. Four-dimensional flow MRI of stented versus stentless aortic valve bioprostheses. **European radiology**, v. 28, n. 1, p. 257-264, 2018. ISSN 0938-7994.

VARDULAKI, K., PREVOST, T., WALKER, N., DAY, N., WILMINK, A., QUICK, C., ASHTON, H., SCOTT, R. Growth rates and risk of rupture of abdominal aortic aneurysms. **British Journal of Surgery**, v. 85, n. 12, p. 1674-1680, 1998. ISSN 0007-1323.

VERRI, P. H., MENEGUZ-MORENO, R. A., DA COSTA TEIXEIRA, F. R., ETTO, J. P., GOMES, M. C. C., JERONIMO, A. D., OLIVEIRA, A., SIQUEIRA, D., ABIZAID, A., SOUSA, A., SOUSA, A. G. 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.

VERSTEEG, H. K.; MALALASEKERA, W. **An introduction to computational fluid dynamics: the finite volume method**. Pearson Education, 2007. ISBN 0131274988.

VISCARDI, F., VERGARA, C., ANTIGA, L., MERELLI, S., VENEZIANI, A., PUPPINI, G., FAGGIAN, G., MAZZUCCO, A., LUCIANI, G. B. Comparative finite element model analysis of ascending aortic flow in bicuspid and tricuspid aortic valve. **Artificial organs**, v. 34, n. 12, p. 1114-1120, 2010. ISSN 0160-564X.

VON KNOBELSDORFF-BRENKENHOFF, F., TRAUZEDDEL, R. F., BARKER, A. J., GRUETTNER, H., MARKL, M., SCHULZ-MENGER, J. Blood flow characteristics in the ascending aorta after aortic valve replacement—a pilot

study using 4D-flow MRI. **International journal of cardiology**, v. 170, n. 3, p. 426-433, 2014. ISSN 0167-5273.

VON SPICZAK, J., CRELIER, G., GIESE, D., KOZERKE, S., MAINTZ, D., BUNCK, A. C. Quantitative analysis of vortical blood flow in the thoracic aorta using 4D phase contrast MRI. **PLoS One**, v. 10, n. 9, p. e0139025, 2015. ISSN 1932-6203.

VORP, D. A.; RAGHAVAN, M.; WEBSTER, M. W. Mechanical wall stress in abdominal aortic aneurysm: influence of diameter and asymmetry. **Journal of vascular surgery**, v. 27, n. 4, p. 632-639, 1998. ISSN 0741-5214.

WANG, Q.; SIROIS, E.; SUN, W. Patient-specific modeling of biomechanical interaction in transcatheter aortic valve deployment. **Journal of biomechanics**, v. 45, n. 11, p. 1965-1971, 2012. ISSN 0021-9290.

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

WANG, X.; LI, X. Computational simulation of aortic aneurysm using FSI method: influence of blood viscosity on aneurismal dynamic behaviors. **Computers in biology and medicine**, v. 41, n. 9, p. 812-821, 2011b. ISSN 0010-4825.

WANG, X.; LI, X. Fluid-structure interaction based study on the physiological factors affecting the behaviors of stented and non-stented thoracic aortic aneurysms. **Journal of Biomechanics**, v. 44, n. 12, p. 2177-2184, 2011c. ISSN 0021-9290.

WANG, X.; LI, X. A fluid–structure interaction-based numerical investigation on the evolution of stress, strength and rupture potential of an abdominal aortic aneurysm. **Computer methods in biomechanics and biomedical engineering**, v. 16, n. 9, p. 1032-1039, 2013. ISSN 1025-5842.

WANG, Y.; QUAINI, A.; ČANIĆ, S. A Higher-Order Discontinuous Galerkin/Arbitrary Lagrangian Eulerian Partitioned Approach to Solving Fluid–Structure Interaction Problems with Incompressible, Viscous Fluids and Elastic Structures. **Journal of Scientific Computing**, p. 1-40, 2018. ISSN 0885-7474.

WEINBERG, E. J.; MOFRAD, M. R. K. A multiscale computational comparison of the bicuspid and tricuspid aortic valves in relation to calcific aortic stenosis. **Journal of biomechanics**, v. 41, n. 16, p. 3482-3487, 2008. ISSN 0021-9290.

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.

WILCOX, D. C. **Turbulence modeling for CFD**. DCW industries La Canada, CA, 1993.

WOLTERS, B., RUTTEN, M., SCHURINK, G., KOSE, U., DE HART, J., & VAN DE VOSSE, F. A patient-specific computational model of fluid–structure interaction in abdominal aortic aneurysms. **Medical engineering & physics**, v. 27, n. 10, p. 871-883, 2005. ISSN 1350-4533.

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, 1955.

WU, W., POTT, D., MAZZA, B., SIRONI, T., DORDONI, E., CHIASTRA, C., PETRINI, L., PENNATI, G., DUBINI, G., SONNTAG, S., KUETTING, M., MIGLIAVACCA, F., STEINSEIFER, U. Fluid–structure interaction model of a percutaneous aortic valve: comparison with an in vitro test and feasibility study in a patient-specific case. **Annals of biomedical engineering**, v. 44, n. 2, p. 590-603, 2016. ISSN 0090-6964.

XENOS, M., ALEMU, Y., ZAMFIR, D., EINAV, S., RICOTTA, J. J., LABROPOULOS, N., TASSIOPOULOS, P., BLUESTEIN, D. The effect of angulation in abdominal aortic aneurysms: fluid–structure interaction simulations of idealized geometries. **Medical & biological engineering & computing**, v. 48, n. 12, p. 1175-1190, 2010. ISSN 0140-0118.

XENOS, M., LABROPOULOS, N., RAMBHIA, S., ALEMU, Y., EINAV, S., TASSIOPOULOS, A., SAKALIHASAN, N., BLUESTEIN, D. Progression of abdominal aortic aneurysm towards rupture: refining clinical risk assessment using a fully coupled fluid–structure interaction method. **Annals of biomedical engineering**, v. 43, n. 1, p. 139-153, 2015. ISSN 0090-6964.

XENOS, M., RAMBHIA, S. H., ALEMU, Y., EINAV, S., LABROPOULOS, N., TASSIOPOULOS, A., RICOTTA, J., BLUESTEIN, D. Patient-based abdominal aortic aneurysm rupture risk prediction with fluid structure interaction modeling. **Annals of Biomedical Engineering**, v. 38, n. 11, p. 3323-3337, 2010. ISSN 0090-6964.

XIE, J.; ZHOU, J.; FUNG, Y. Bending of blood vessel wall: stress-strain laws of the intima-media and adventitial layers. **Journal of biomechanical engineering**, v. 117, n. 1, p. 136-145, 1995. ISSN 0148-0731.

XIONG, F. L., GOETZ, W. A., CHONG, C. K., CHUA, Y. L., PFEIFER, S., WINTERMANTEL, E., YEO, J. H. Finite element investigation of stentless pericardial aortic valves: relevance of leaflet geometry. **Annals of biomedical engineering**, v. 38, n. 5, p. 1908-1918, 2010. ISSN 0090-6964.

YOUSSEFI, P., GOMEZ, A., ARTHURS, C., SHARMA, R., JAHANGIRI, M., & FIGUEROA, C. A. Impact of patient-specific inflow velocity profile on hemodynamics of the thoracic aorta. **Journal of biomechanical engineering**, v. 140, n. 1, p. 011002, 2018. ISSN 0148-0731.

YU, H., ENGEL, S., JANIGA, G., & THÉVENIN, D. A review of hemolysis prediction models for computational fluid dynamics. **Artificial organs**, v. 41, n. 7, p. 603-621, 2017. ISSN 0160-564X.

YU, S. Steady and pulsatile flow studies in abdominal aortic aneurysm models using particle image velocimetry. **International Journal of Heat and Fluid Flow**, v. 21, n. 1, p. 74-83, 2000. ISSN 0142-727X.

YU, S.; ZHAO, J. A steady flow analysis on the stented and non-stented sidewall aneurysm models. **Medical engineering & physics**, v. 21, n. 3, p. 133-141, 1999. ISSN 1350-4533.

ZHANG, Q.; GAO, B.; CHANG, Y. The study on hemodynamic effect of series type LVAD on aortic blood flow pattern: a primary numerical study. **Biomedical engineering online**, v. 15, n. 2, p. 163, 2016. ISSN 1475-925X.

ZHOU, F., CUI, Y. Y., WU, L. L., YANG, J., LIU, L., MAITZ, M. F., BROWN, I., HUANG, N. Analysis of flow field in mechanical aortic bileaflet heart valves using finite volume method. **Journal of Medical and Biological Engineering**, v. 36, n. 1, p. 110-120, 2016. ISSN 1609-0985.

ZIENKIEWICZ, O. C.; TAYLOR, R. L. **The finite element method: solid mechanics**. Butterworth-heinemann, 2000. ISBN 0750650559.

Apêndice

Neste apêndice encontra-se apresentado o teste de resolução espacial e o teste de resolução temporal que permitiram identificar um tamanho de malha e passo de tempo confiável em termos das simulações numéricas realizadas. A estrutura de como foram realizados os testes é apresentada na Figura A 1.

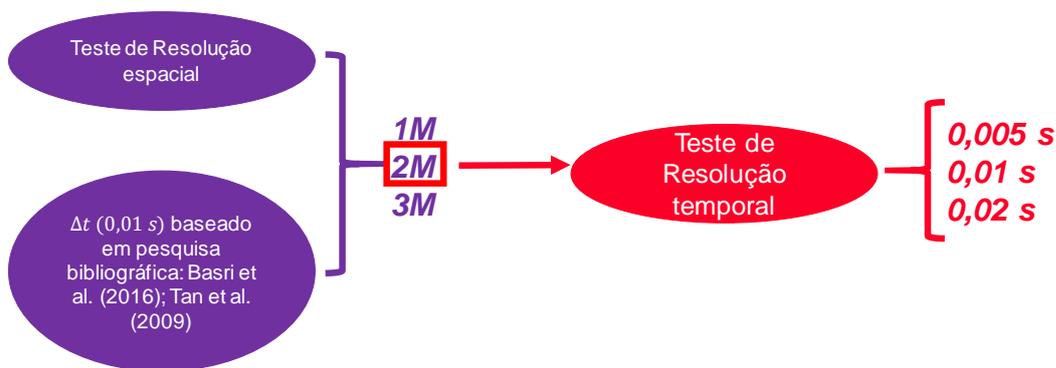


Figura A 1. Configuração do teste de resolução espacial e resolução temporal

Segundo pode ser observado na Figura A 1 foram avaliadas três tamanhos de malhas, *i.e.*: um milhão de elementos (1M); dois milhões de elementos (2M) e três milhões de elementos (3M). Inicialmente o passo de tempo Δt escolhido para realizar o teste de resolução espacial foi baseado nas pesquisas de tipo FSI na região da aorta ascendente desenvolvido por Basri et al. (2016) e Tan et al. (2009), *i.e.*: 0,01 s. Uma vez definido o número de elementos apropriado da malha foi realizado o teste de resolução temporal visando a obtenção de independência da solução neste parâmetro. Os testes de resolução espacial e temporal foram realizados para o caso padrão 0°.

As variáveis monitoradas para realizar o teste de convergência de malha, foram selecionadas no instante de tempo correspondente ao ponto de maior vazão da sístole (*i.e.*: 0,2 s), por ser considerado ponto crítico da análise. Avaliou-se: a tensão de cisalhamento média (\overline{WSS}) e pressão média (\bar{P}) na parede da região de interesse (Figura 6.2); pressão (P) e magnitude do vetor velocidade ($|\vec{V}|$) na linha central do jato de sangue.

A Tabela A 1 ilustra os valores de \overline{WSS} e \bar{P} na parede da região de interesse para cada uma das malhas testadas. Pode-se observar variações muito pequenas (inferior a 0,5% para P e 2% para a WSS) das grandezas de interesse com a malha.

Tabela A 1. Teste de Resolução espacial: \bar{P} e \overline{WSS} na região de interesse.

# Elementos da malha (M)	\bar{P} (mmHg)	% v de \bar{P}	\overline{WSS} (Pa)	% v de \overline{WSS}
1	106,56		3,68	
2	106,88	0,30	3,75	1,97
3	106,99	0,11	3,80	1,43

%v: porcentagem de variação da grandeza (\bar{P} ou \overline{WSS}) em relação ao tamanho da malha imediatamente anterior

* Δt : 0,01 s

A Figura A 2 esboça para cada tamanho de malha avaliado, a magnitude do vetor velocidade ($|\vec{V}|$) e pressão (P) na linha central do jato. Na figura os isocontornos de ambas as variáveis no plano G (Fig. 6.1) também são apresentadas.

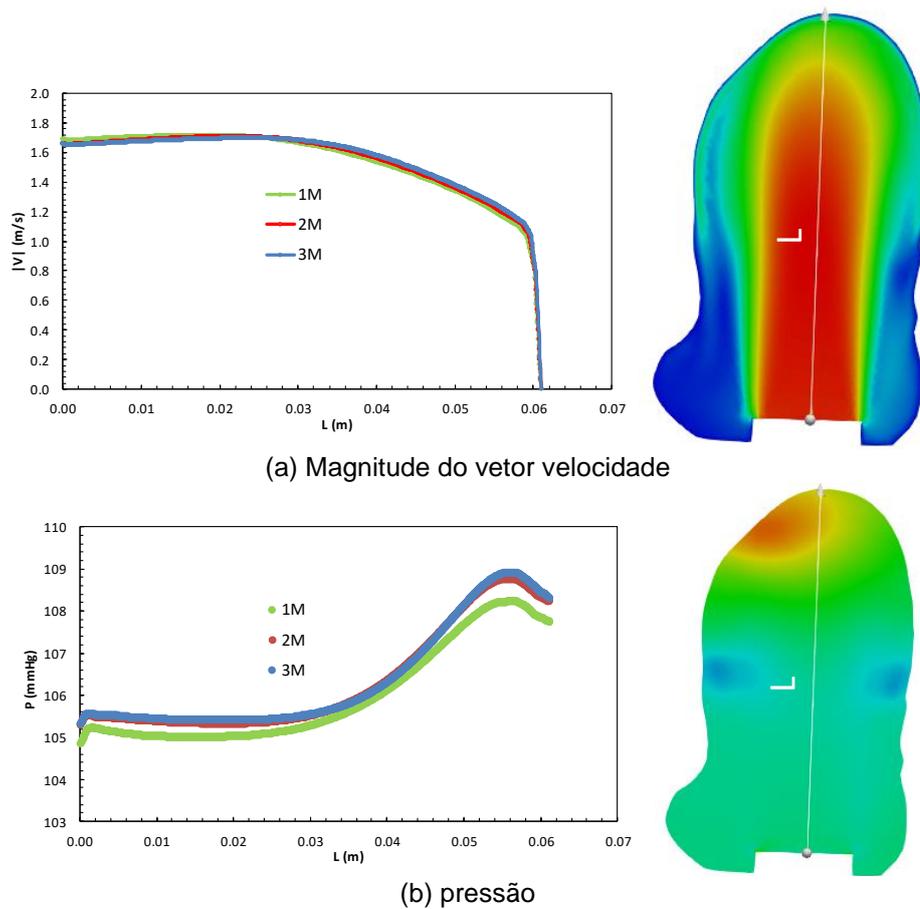


Figura A 2. Teste de Resolução espacial: P e $(|\vec{V}|)$ na linha central do jato de sangue.

Nota-se na Tabela A 1 e Figura A 2 que os resultados obtidos a partir da malha 2M são consideravelmente mais próximos daqueles obtidos com a malha de 3M e mais afastados dos obtidos com malha de 1M. Isto, sugere uma convergência entre as malhas de 2M e 3M. Dessa forma, selecionou-se a malha de 2M, pois apresenta o mesmo resultado que a malha de 3M de nós, utilizando um esforço computacional menor, tanto com relação à memória como em processamento.

Com relação ao teste de resolução temporal, selecionou-se as mesmas grandezas que as utilizadas no teste de resolução espacial, *i.e.*: *i*) \overline{WSS} e \bar{P} na parede da região de interesse e *ii*) $(|\vec{V}|)$ e P na linha central do jato.

A Tabela A 2 esboça os valores de \overline{WSS} e \bar{P} na parede da região de interesse para cada um dos três passos de tempo testados.

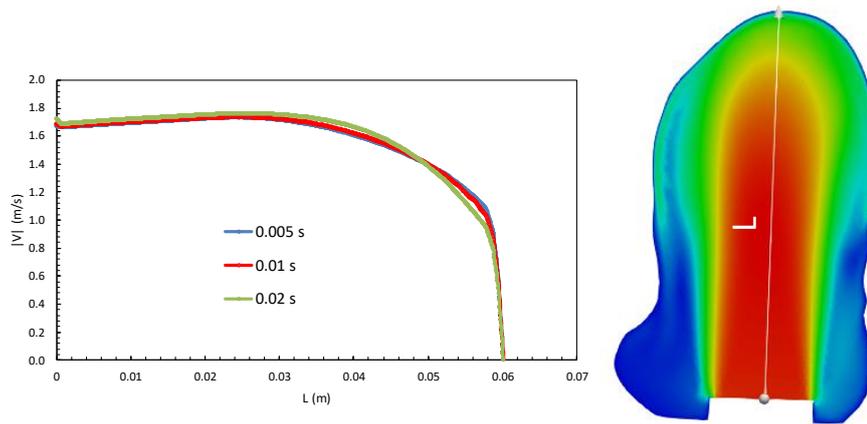
A Figura A 3 esboça para cada passo de tempo avaliado, a magnitude do vetor velocidade $(|\vec{V}|)$ e pressão (P) na linha central do jato. Novamente, na figura foram incluídos os iso-contornos de ambas as variáveis no plano G (Fig. 6.1). Observa-se que na avaliação do passo do tempo existe uma convergência entre o Δt de 0,01s e 0,005 s no que refere-se às médias de tensões normais (P) e tensões cisalhantes (WSS) na superfície da aorta na região de interesse e nos perfis de velocidade e pressão na linha central do jato. De acordo ao teste de resolução temporal realizado decidiu-se utilizar o passo de tempo de 0,01 s empregado por Basri et al. (2016) e Tan et al. (2009).

Tabela A 2. Teste de Resolução temporal: \bar{P} e \overline{WSS} na região de interesse.

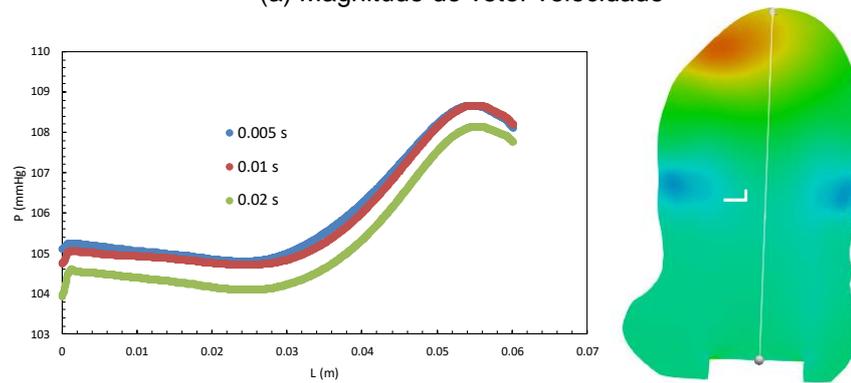
Passo de tempo (s)	\bar{P} (mmHg)	%v de \bar{P}	\overline{WSS} (Pa)	%v de \overline{WSS}
0,02	106,21		3,63	
0,01	106,88	0,62	3,75	3,17
0,005	106,95	0,07	3,83	2,01

%v: porcentagem de variação da grandeza (\bar{P} ou \overline{WSS}) em relação ao passo de tempo imediatamente anterior

*Malha: 2 milhões de elementos



(a) Magnitude do vetor velocidade



(b) pressão

Figura A 3. Teste de Resolução temporal: P e $(|\vec{V}|)$ na linha central do jato de sangue.