



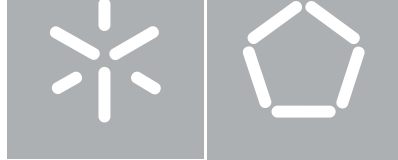
Universidade do Minho

Escola de Engenharia

Ana Filipa Gonçalves da Costa Carneiro

**Influência do Ciclo Cardíaco no Fluxo
Sanguíneo na Vizinhaça da Bifurcação Iílica**

Novembro de 2009



Universidade do Minho
Escola de Engenharia

Ana Filipa Gonçalves da Costa Carneiro

**Influência do Ciclo Cardíaco no Fluxo
Sanguíneo na Vizinhança da Bifurcação Ilíaca**

Tese de Doutoramento
Engenharia Mecânica

Trabalho efectuado sob a orientação de
Professor Doutor José Carlos Fernandes Teixeira
Professora Doutora Senhorinha Fátima Capela Fortunas
Teixeira
Doutor Vasco Gama Ribeiro

Ao meu pai

AGRADECIMENTOS

Agradeço à Universidade do Minho e a todos que contribuíram directa ou indirectamente para este projecto e, em particular, aos Departamentos de Engenharia Mecânica e de Produção e Sistemas por terem disponibilizado meios físicos e técnicos indispensáveis para a elaboração deste trabalho.

À Fundação para a Ciência e a Tecnologia por ter financiado os trabalhos de investigação, através da bolsa SFRH/BD/31793/2006.

Quero expressar, em primeiro lugar, o meu sincero agradecimento aos meus orientadores. Ao Professor Doutor José Carlos Teixeira e à Professora Doutora Senhorinha Teixeira pela orientação contínua e pelo apoio quer profissional quer pessoal prestados ao longo deste trabalho. Ao Dr. Vasco Gama Ribeiro pelos conselhos e apoio na transposição dos resultados experimentais e numéricos para a medicina.

À Unidade de Hemodinâmica do Centro Hospitalar de Vila Nova de Gaia por disponibilizar imagens de exames de Tomografia Axial Computorizada.

Ao Professor Doutor Eurico Seabra e Professor Doutor Paulo Flores pelo apoio no projecto e construção do mecanismo came-seguidor.

Ao Sr. Júlio Caldas, principalmente, pela paciência em me ensinar as noções mais básicas de mecânica e pela ajuda preciosa na construção da instalação experimental.

Aos alunos Sofia Abreu e Álvaro Fernandes, pela ajuda no projecto da instalação experimental.

À Professora Doutora Ângela Silva pelas longas discussões entusiastas e construtivas sobre os softwares GAMBIT e FLUENT e, igualmente importante, pela partilha do laboratório e de experiências pessoais.

À Cristina e ao Ricardo pela ajuda e partilha de saberes sobre programas gráficos e FLUENT. A todos os funcionários, docentes e não docentes, e investigadores pelo fantástico ambiente de trabalho.

A todos os meus amigos e família que me apoiaram nos momentos mais difíceis.

Um especial agradecimento às professoras Senhorinha Teixeira, Ângela Silva e Celina Leão pela amizade sincera para além do trabalho e pela boa disposição e ânimo em todos os momentos.

Ao meu marido Mané pelo amor e aos meus filhos Tiago e António por me ensinarem a apreciar cada momento vivido.

Agradeço ao meu pai por me ter ensinado a ser empenhada no trabalho e a ser forte e à minha mãe por tornar possível a realização dos meus sonhos.

RESUMO

As doenças cardiovasculares são a principal causa de morte na Europa e nos Estados Unidos da América. Uma das doenças cardiovasculares mais comuns é a aterosclerose, que se caracteriza pela presença de depósitos na camada mais interna das paredes das artérias de pequeno e médio tamanho, incluindo substâncias gordas, cálcio, elementos e outros produtos transformados pela corrente sanguínea. Ao conjunto destes depósitos chama-se placa, originando espessamento e endurecimento das paredes arteriais. A formação de placas é, normalmente, mais comum em zonas de fluxo complexo, ocorrendo normalmente devido a bifurcações, curvaturas e junções tipo-T das artérias.

Este projecto tem por objectivo quantificar a relação entre a aterosclerose e o comportamento da hemodinâmica, numa artéria bifurcada sob condições de fluxo pulsátil. Neste trabalho é apresentado um estudo numérico e experimental do comportamento do fluxo sanguíneo em geometrias propícias à formação de placas nas paredes arteriais, sob condições fisiológicas e anatómicas aproximadas à realidade.

Efectuou-se um estudo numérico usando dois programas comerciais: o *Gambit* para criação da geometria e da malha, e o *Fluent* para a computação dinâmica de fluidos (CFD). O fluxo sanguíneo é turbulento sendo simulado pelas equações de Navier-Stokes, para fluidos incompressíveis. Para validação destes estudos, projectou-se e construiu-se uma instalação experimental, capaz de reproduzir o ciclo cardíaco infra-renal, particular da aorta abdominal a montante das artérias renais. O perfil deste ciclo pulsátil apresenta a especificidade de induzir um fluxo reverso, de sentido negativo, de reprodução laboratorial complexa. Para reproduzir o fluxo sanguíneo transiente, foi projectado um sistema mecânico designado por came-seguidor, em simultâneo com um dispositivo hidráulico para o controlo do fecho que acciona cilindros de duplo efeito. Os ensaios laboratoriais basearam-se na utilização de um sistema de anemometria laser por efeito Doppler (LDA) de dois componentes, em *backscatter*. Atendendo à pequena dimensão da zona de ensaio, usou-se uma lente de transmissão de reduzida distância focal para aumentar a resolução do equipamento de medida.

Os estudos experimentais e numéricos permitiram analisar o campo de velocidades em todo o domínio geométrico da bifurcação ilíaca. Verificou-se a formação de uma zona de recirculação de fluido, em cada uma das duas artérias ilíacas, imediatamente a

jusante da bifurcação, sendo conseqüentemente um local propício à deposição de placas. Concluiu-se que a aterosclerose se desenvolve essencialmente na fase de desaceleração do ciclo cardíaco, devido à elevada oscilação das tensões de corte nas paredes e aumento das dimensões da zona de recirculação verificados, que se mantém estável por períodos longos. A distribuição desequilibrada do escoamento pelas duas artérias ilíacas promove a formação de recirculação naquela que está sujeita a menor caudal. Os factores que podem afectar a doença são a geometria da bifurcação ilíaca, como a sua forma e diâmetro, e as diferentes distribuições de fluxo à saída das artérias ilíacas provocadas por possíveis estenoses das artérias subsequentes.

ABSTRACT

Cardiovascular diseases are the leading cause of death in Europe and in the United States of America. One of the most common cardiovascular diseases is atherosclerosis, which is characterized by the presence of deposits in intimal wall of small and medium arteries, including fat substances, calcium, elements and others products transformed of blood flow. This set of deposits is called plaque originating a kind of arterial wall thickness. The plaque development occurs more often at complex flow zones, where the artery is bifurcated, curved and has a junction.

The objective of this research is to quantify the relationship between atherogenesis and features in hemodynamics, assuming a pulsatile blood flow within a bifurcated circular segment of an artery with circular cross-section. This work will present an experimental and numeric study of blood flow in complex geometries propitious to plaque development at arterial walls, under some assumptions of the realistic physiologic and anatomic conditions.

The numerical research was carried out using two commercial software's: *Gambit* for the geometry and grid generation, and *Fluent* for the Computational Fluid Dynamic (CFD). Blood flow is turbulent and well predicted by the incompressible form of the Navier-Stokes equations. To validate these studies, it was designed and built an experimental facility, able to reproduce the infra-renal cardiac cycle, particular of the abdominal aorta downstream the renal arteries. The pulsatile profile of this cycle presents the specificity of including a period of reverse flow, or a backflow, and so of complex laboratorial reproducibility. In this purpose, it was designed a mechanism, named came-follower, combined with a hydraulic close-control device that actuates double effect rams. The laboratory experiments were based on a two component Laser Doppler Anemometry (LDA) technique, operating in backscatter. Because of the small dimension of the test section, it has been used a lens of small focal distance transmission to increase the spatial resolution of the measuring equipment. These tests validated the numerical studies.

The experimental and numerical studies allowed the velocity distribution analysis along the geometric domain. It was observed the formation of a recirculation bubble, in each

of the two iliac arteries, immediately downstream the iliac bifurcation, being consequently, a region prone to the plaque deposition. It was concluded that the atherosclerosis is essentially developed during the deceleration phase of the cardiac cycle, due to the high oscillation of the wall shear stress that increase the size and duration of the recirculation bubble. Unbalanced flow distribution in the iliac arteries enhances the likelihood of flow separation in the starved branch of the cardiovascular system. The parameters that may affect the disease are the iliac bifurcation geometry, such as its form and diameter, and different distributions of the outflow by the two iliac arteries, probably due to stenosis in the subsequent arteries.

ÍNDICE

LISTA DE FIGURAS	xii
LISTA DE TABELAS	xix
LISTA DE SÍMBOLOS	x
1. INTRODUÇÃO	1
1.1 A Aterosclerose.....	1
1.2 Importância do estudo do fluxo sanguíneo.....	4
1.3 Objectivos do trabalho	6
2. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	8
2.1 Hemodinâmica	9
2.2 Ciclo cardíaco infra-renal	13
2.3 Bifurcação ilíaca.....	18
3. MODELO COMPUTACIONAL.....	23
3.1 Introdução	24
3.2 Equações de Conservação	26
3.3 Fluido	28
3.4 Geometria e condições de fronteira.....	30
3.5 Método dos Volumes Finitos.....	33
3.6 Esquema de discretização no tempo.....	35
3.7 Algoritmo de solução	37
3.8 Pós-processamento da solução.....	40
4. INSTALAÇÃO EXPERIMENTAL.....	42
4.1 Instalação Experimental.....	43
4.1.1 Esquema geral	43
4.1.2 Bifurcação ilíaca	48
4.1.3 Sistema de fluxo pulsátil	49
4.2 Técnicas Experimentais	63
4.2.1 Anemometria Doppler a Laser	63
4.2.1.1 Princípio básico de funcionamento.....	64
4.2.1.2 Sentido da velocidade.....	66
4.2.1.3 Selecção de partículas inseminadoras.....	66
4.2.1.4 Configuração do sistema de LDA utilizado.....	71
4.2.2 Transdutor	74
4.2.3 Câmara de vídeo.....	78
4.2.4 Reómetro	79
4.3 Análise de Dados e Incertezas	81
4.3.1 LDA	81
4.3.2 Transdutor	83
4.3.3 Câmara de vídeo.....	84
4.3.4 Reómetro	84

5. GERAÇÃO E OPTIMIZAÇÃO DA MALHA	85
5.1 Introdução	86
5.2 Geração da malha	87
5.2.1 Malhas computacionais	87
5.2.2 Qualidade das malhas	90
5.3 Processo de otimização	93
5.3.1 Análise comparativa das malhas	93
5.3.2 Refinamento da malha	97
6. RESULTADOS NUMÉRICOS	100
6.1 Regime estacionário	101
6.2 Considerações ao modelo	106
6.2.1 Perfil de velocidade de entrada	106
6.2.2 Modelo reológico	107
6.3 Parâmetros que promovem a aterosclerose	111
6.3.1 Distribuição assimétrica do fluxo de saída	111
6.3.2 Geometria	115
6.3.3 Bifurcação ilíaca anatômica	124
6.4 Hemodinâmica ao longo do ciclo cardíaco	127
6.4.1 Geometria simplificada	127
6.4.2 Bifurcação ilíaca anatômica	134
7. RESULTADOS EXPERIMENTAIS E VALIDAÇÃO	140
7.1 Condições de ensaio	141
7.1.1 Caracterização do fluido	141
7.1.2 Caudal de operação	142
7.2 Mecanismo came-seguidor	143
7.3 Resultados	148
7.3 Validação	166
8. CONCLUSÕES E PERSPECTIVAS FUTURAS	171
8.1 Conclusões	172
8.2 Perspectivas futuras	174
ANEXO A	176
ANEXO B	181
BIBLIOGRAFIA	184

LISTA DE FIGURAS

	Pág.
Figura 1.1 – Desenvolvimento da aterosclerose.	2
Figura 1.2 - Deposição de placa no processo de aterosclerose.	2
Figura 2.1 - Fluxo sanguíneo numa artéria.	9
Figura 2.2 - Localização das principais artérias sanguíneas.	10
Figura 2.3 - Fluxo sanguíneo em função do tempo, para as condições de descanso, de exercício moderado e exercício intenso (adaptado de Taylor e Draney, 2004).	14
Figura 3.1 – Geometria real da aorta abdominal e bifurcação ilíaca, obtida num exame de TAC.	30
Figura 3.2 – Geometria da aorta abdominal e bifurcação nas artérias ilíacas no plano médio xy (dimensões em mm).	32
Figura 3.3 – Perfil de velocidade de entrada (perfil --- uniforme e — parabólico).	31
Figura 3.4 - Velocidade axial à entrada, ao longo do tempo. (adaptada de Taylor e Draney, 2004).	32
Figura 3.5 – Volume de controlo típico e nomenclatura usada para a discretização das equações.	33
Figura 3.6 – Esquema do método numérico iterativo (Adaptado de Fluent 6.2 User's Guide, 2005).	38
Figura 3.7 – Localizações relevantes do modelo geométrico, no plano médio xy .	40
Figura 3.8 – Instantes de tempo relevantes do perfil de velocidade axial à entrada.	41

Figura 4.1 - Esquema simplificado da instalação experimental.	43
Figura 4.2 – Vista do tanque construído.	46
Figura 4.3 – Vista geral da instalação construída, com todos os acessórios montados.	48
Figura 4.4 – Aorta abdominal e bifurcação ilíaca: (a) modelo geométrico esquematizado; (b) modelo experimental.	49
Figura 4.5 – Evolução do caudal de entrada ao longo do ciclo cardíaco.	50
Figura 4.6 – Versão simplificada da variação da velocidade infra-renal ao longo do ciclo cardíaco.	51
Figura 4.7 – Deslocamento do seguidor em função do ângulo de rotação da came.	52
Figura 4.8 - Velocidade do seguidor em função do ângulo de rotação da came.	54
Figura 4.9 – Perfil da came obtido neste trabalho.	55
Figura 4.10 – Fases constituintes do movimento do seguidor.	56
Figura 4.11 – Esquema hidráulico das 3 fases do ciclo cardíaco: (a) bombeamento de sangue; (b) fluxo sanguíneo reverso e (c) fase estacionária.	57
Figura 4.12 – Representação esquemática do sistema mecânico, em que o cilindro hidráulico está a encher (adaptado de Abreu, 2006).	58
Figura 4.13 – Vista da união de veios.	60
Figura 4.14 – Vista do grupo motor-redutor.	60
Figura 4.15 – Vista pormenorizada da came, com vista pormenorizada de: (a) sulco da came, rolete seguidor e guia; (b) caixa de rolamentos, união de veios e motor com redutor.	62
Figura 4.16 – Modelo das franjas para LDA.	64
Figura 4.17 - Resposta em amplitude de partículas de poliamida em água, variando o diâmetro.	68
Figura 4.18 - Resposta em fase (°) de partículas de poliamida em água. Influência do diâmetro.	69
Figura 4.19 - Resposta em amplitude e em fase de partículas de poliamida (20	69

μm) em solução aquosa de glicerina.

Figura 4.20 – Equipamento LDA.	72
Figura 4.21 – Esquema do equipamento LDA (Adaptado de DANTEC DYNAMICS).	73
Figura 4.22 – Transdutor LVDT; (a) vista em corte; (b) diagrama esquemático do circuito (adaptado de Dally, 1993).	74
Figura 4.23 - Tensão de saída do LVDT em função do deslocamento do núcleo (adaptado de Jacob, 1989).	75
Figura 4.24 – Diagrama de blocos de um típico circuito de condicionamento de sinal de um LVDT.	76
Figura 4.25 – Equipamento LVDT utilizado: (a) vista geral; (b) suas dimensões.	77
Figura 4.26 – Sistema da câmara de vídeo.	79
Figura 4.27 – Reómetro Z1 DIN 53453.	80
Figura 5.1 - Malhas computacionais criadas.	87
Figura 5.2 – Decomposição da geometria: (a) Malha 2; (b) Malha 4.	88
Figura 5.3 – Perfis da velocidade axial na linha central da aorta abdominal e das artérias ilíacas, para as cinco malhas.	93
Figura 5.4 – Perfis isocinéticos da velocidade para as cinco malhas, na secção transversal, em x_1 (150 mm).	94
Figura 5.5 – Perfis isocinéticos da velocidade para as cinco malhas, na vizinhança da bifurcação ilíaca.	95
Figura 5.6 - Parâmetro y^+ da parede ao longo da posição axial, no plano médio xy .	96
Figura 5.7 – Variação da velocidade axial no ponto x_2 com o refinamento da	99

malha.

Figura 6.1 – Vectores da magnitude da velocidade (m/s) na vizinhança da bifurcação, no plano médio xy .	101
Figura 6.2 – Velocidade axial (m/s) nas posições x_1 , x_2 , x_3 e x_4 .	102
Figura 6.3. Distribuição da tensão de corte na parede (Pa).	103
Figura 6.4 - Distribuição da tensão de corte nas paredes da aorta abdominal e da artéria ilíaca, no plano médio xy , para o regime estacionário.	104
Figura 6.5 - Distribuição da intensidade de turbulência (%), no plano médio xy .	105
Figura 6.6 - Perfis de velocidade axial (m/s) nas posições x_1 , x_2 , x_3 e x_4 , para os casos de velocidade de entrada uniforme (---) e parabólico (—).	106
Figura 6.7 - Perfis de velocidade axial (m/s) nas posições x_1 , x_2 , x_3 e x_4 , para os modelos Newtoniano (---) e não-Newtoniano (—).	108
Figura 6.8 – Distribuição da tensão de corte na parede (Pa): (a) ao longo de toda a geometria para o fluido não-Newtoniano e (b) comparação da tensão de corte na parede da artéria ilíaca, para os fluidos Newtoniano e não-Newtoniano.	109
Figura 6.9 – Viscosidade molecular para o modelo não-Newtoniano, no plano médio xy em x_2 .	110
Figura 6.10 - Comprimento da zona de recirculação (%) para as artérias com maior fluxo a cor azul e menor fluxo a cor vermelha (100% de comprimento da recirculação corresponde a aproximadamente 24,5 mm, relativo ao caso de distribuição simétrica).	112
Figura 6.11 - Distribuição da magnitude de velocidade (m/s) para diferentes fluxos de saída: 50/50%, 30/70% e 10/90%.	113
Figura 6.12 - Tensão de corte nas paredes exteriores e interiores das artérias ilíacas, para diferentes fluxos de saída: 50/50%, 30/70% e 10/90%.	114
Figura 6.13 - Malhas para diferentes valores do ângulo da bifurcação.	116
Figura 6.14 - Contornos da velocidade em x (m/s) para diferentes ângulos da bifurcação.	116

Figura 6.15 - Comprimento da zona de recirculação em função do ângulo da bifurcação.	117
Figura 6.16 – Geometria e malhas criadas para os modelos com diferentes diâmetros das artérias ilíacas.	119
Figura 6.17 - Contornos da velocidade em x (m/s) para diferentes diâmetros.	119
Figura 6.18 - Tensão de corte (Pa), para diferentes diâmetros das artérias, na parede da aorta abdominal, exterior da artéria ilíaca e interior da artéria ilíaca.	120
Figura 6.19 - Geometria e malha da bifurcação ilíaca com uma forma curva (a) na secção entrada e (b) na parede.	121
Figura 6.20 - Vectores da magnitude da velocidade (m/s) na vizinhança da bifurcação ilíaca e vista pormenorizada na parede exterior da artéria ilíaca.	122
Figura 6.21 - Distribuição da tensão de corte das paredes, no plano médio xy , no modelo da bifurcação com uma forma arredondada.	123
Figura 6.22 – Malha computacional na secção de entrada (a) e na parede da aorta abdominal e artérias ilíacas (b).	124
Figura 6.23 - Distribuição da magnitude da velocidade (m/s) na aorta abdominal, numa secção transversal da aorta abdominal.	125
Figura 6.24 – Vectores da magnitude da velocidade (m/s) na vizinhança da bifurcação ilíaca.	125
Figura 6.25 - Vista pormenorizada da tensão de corte (Pa) na parede exterior em cada uma das artérias ilíacas.	126
Figura 6.26 - Distribuição de velocidades em x (m/s), ao longo do ciclo cardíaco.	128
Figura 6.27 – Magnitude da velocidade (m/s), nas secções transversais na vizinhança da bifurcação ilíaca, ao longo do tempo.	129
Figura 6.28 - Vectores da magnitude de velocidade (m/s) no plano médio xy da vizinhança da bifurcação ilíaca: (a) para a fase de desaceleração (t_3); (b) para a fase reversa (t_4).	130
Figura 6.29 - Comprimento da zona de recirculação ao longo do ciclo cardíaco.	131
Figura 6.30 – Distribuição da tensão de corte nas paredes do plano médio xy , ao longo do ciclo cardíaco.	132

Figura 6.31 – Valor máximo da WSS na parede interior da artéria ilíaca durante as fases de aceleração e desaceleração.	133
Figura 6.32 – Vectores da magnitude da velocidade (m/s) ao longo do ciclo cardíaco: (a) na fase de aceleração e (b) na fase de desaceleração.	135
Figura 6.33 – Magnitude da velocidade (m/s), em diferentes secções transversais ao longo do tempo, (a) na aorta abdominal, (b) na artéria ilíaca esquerda e (c) na artéria ilíaca direita.	138
Figura 7.1 – Vista pormenorizada do modelo da bifurcação ilíaca.	143
Figura 7.2 – Deslocamento do seguidor teórico e experimental, obtido pelas medições com o transdutor e a câmara, para a velocidade da came de 1 rps e de 2 rps.	144
Figura 7.3 – Velocidade do seguidor teórica e experimental, obtida pelas medições com o transdutor e a câmara, para a velocidade da came de 1 rps e de 2 rps.	146
Figura 7.4 – Aceleração teórica do seguidor para a velocidade de 1 rps.	147
Figura 7.5 – Impulso teórico do seguidor para a velocidade de 1 rps.	148
Figura 7.6 - Identificação dos principais locais e tempos onde são efetuadas medições da velocidade do escoamento.	149
Figura 7.7 – Velocidade axial em dois pontos da linha central da aorta abdominal, ao longo do ciclo cardíaco.	151
Figura 7.8 - Comparação entre os perfis de velocidade projectado e medido experimentalmente, no ponto central em x2.	152
Figura 7.9 – Perfis de velocidade axiais, na posição axial central de 10 mm para as artérias ilíacas esquerda e direita, ao longo do ciclo cardíaco.	154
Figura 7.10 – Velocidades ao longo da linha central da aorta abdominal nos instantes de tempo para a velocidade máxima e mínima.	155
Figura 7.11 - Velocidades nos instantes de tempo correspondentes à velocidade máxima e mínima, ao longo da linha central, para as duas artérias ilíacas.	156
Figura 7.12 – Perfis de velocidade ao longo do ciclo cardíaco, a 1,1 mm da	157

parede exterior da artéria ilíaca esquerda.

Figura 7.13 - Perfil radial de velocidade na aorta abdominal, ao longo do ciclo cardíaco, no plano médio xy , nas posições axiais x_1 e x_2 . 158

Figura 7.14 - Tensão de corte nas paredes do plano médio xy , da aorta abdominal. 159

Figura 7.15 - Distribuições de velocidade em duas linhas radiais, no plano médio xy , na artéria ilíaca esquerda nas posições axiais relativas de 10 e 20 mm. 161

Figura 7.16 – Tensão de corte nas paredes do plano médio xy , da artéria ilíaca esquerda. 162

Figura 7.17 - Distribuições de velocidade em duas linhas radiais, no plano médio xy , na artéria ilíaca direita, nas posições axiais relativas de 10 e 20 mm. 163

Figura 7.18 – Tensão de corte nas paredes do plano médio xy , da artéria ilíaca direita. 165

Figura 7.19 – Comparação da velocidade (numérico e experimental), ao longo do ciclo cardíaco, no centro da artéria na posição x_2 . 166

Figura 7.20 – Comparação da distribuição numérica e experimental das velocidades nas linhas centrais da aorta abdominal e das artérias ilíacas. 167

Figura 7.21 – Comparação dos perfis de velocidades, numérico e experimental, em 4 linhas radiais na vizinhança da bifurcação ilíaca. 168

Figura 7.22 - Comparação dos valores numéricos e experimentais das tensões de corte nas paredes do plano médio xy da aorta abdominal e das artérias ilíacas. 169

Figura A.1 – Representação esquemática do feixe radial a atravessar os diferentes meios. 177

Figura B.1 – Pormenor da geometria axissimétrica e malha criadas, para o tubo cilíndrico. 182

Figura B.2 - Comparação dos perfis experimental e numérico da velocidade axial para fluxo turbulento. 182

LISTA DE TABELAS

	Pág.
Tabela 2.1 - Valores de T e dos coeficientes, utilizados por Lee e Chen (2003), para o caso de descanso ($Re=702$) e de exercício ($Re=1424$)	15
Tabela 2.2 - Resumo do estado da arte sobre a hemodinâmica na aorta abdominal	18
Tabela 4.1 - Principais parâmetros do volume de medição	67
Tabela 5.1 - Características das malhas computacionais	80
Tabela 5.2 – Sumário dos refinamentos das malhas 3,4 e 5	82
Tabela 5.3 – Percentagem de elementos em cada gama de distorção do equiângulo e o seu valor para o pior elemento	83
Tabela 5.4 - Percentagem de elementos em cada gama de distorção do equivolume e o seu valor para o pior elemento	83
Tabela 5.5 – Percentagem de elementos em cada gama de razão de aspecto e o seu valor para o pior elemento	84
Tabela 5.6 – Percentagem de elementos em cada gama de valores de $y+$ da parede	89
Tabela 5.7 – Propriedades do refinamento das malhas	90
Tabela 6.1 Resumo de alguns valores das variáveis mais importantes, para o regime estacionário	96
Tabela 6.2 – Valores da velocidade, zona de recirculação e WSS, para os modelos Newtoniano e não-Newtoniano	100
Tabela 6.3 – Valores dos picos máximos da tensão de corte na parede da aorta abdominal e nas paredes exterior e interior da artéria ilíaca, para diferentes ângulos de bifurcação	110
Tabela 7.1 - Propriedades da solução aquosa de glicerina, medidas experimentalmente	136
Tabela A.2 – Índices de refração de todos os meios que o feixe laser atravessa	170

NOMENCLATURA

Símbolos

a_{viz}	Coeficientes linearizados das células vizinhas do sistema de equações	(-)
A	Área da secção de corte da face do volume de controlo da malha	(m ²)
D	Taxa de deformação	(s ⁻¹)
$E_f(n)$	Espectro de turbulência	(m ² s ⁻¹)
f	Frequência da luz difractada pela partícula	(s ⁻¹)
I	Intensidade da turbulência	(%)
n	Expoente da lei de potência	(-)
N	Número de sinais validados	(-)
p	Pressão estática	(Pa)
R	Raio	(m)
Re	Número de Reynolds	(-)
S	Deslocamento do rolete	(m)
t	Tempo	(s)
u_{\perp}	Componente da velocidade perpendicular às franjas	(m/s)
\tilde{u}	Desvio padrão da velocidade	(m/s)
V	Velocidade do fluido	(m/s)
V_P	Velocidade da partícula	(m/s)
V_U	Velocidade uniforme	(m/s)

Símbolos Gregos

α	Ângulo	(°)
β	Desfasamento de fase	(-)
η^*	Viscosidade para o modelo não-Newtoniano	(kg/m.s)
η	Razão de amplitude	(-)
λ^*	Constante do tempo do modelo de Carreau-Yasuda	(s)

λ	Comprimento de onda do feixe	(m)
μ	Viscosidade do fluido	(kg/m.s)
μ_t	Viscosidade turbulenta (ou <i>eddy</i>)	(kg/m.s)
θ	Ângulo de rotação da came	(°)
2θ	Ângulo formado entre dois feixes	(°)
ρ	Massa volúmica	(kg/m ³)
τ	Tensão de corte na parede	(Pa)
ω	Frequência dos vórtices	(s ⁻¹)

Abreviaturas

AC	Corrente alternada
AMG	Algebraic multigrid
bpm	Batimentos por minuto
CFD	Computação dinâmica de fluidos (Computational fluid dynamics)
DC	Corrente contínua
Fps	Imagens por segundo (Frames per Second)
LDA	Anemometria laser de efeito doppler (Laser doppler anemometry)
LVDT	Transformador diferencial variável linear (Linear variable differential transformer)
MEF	Método dos elementos finitos
MRA	Ressonância magnética de imagem angiográfica (magnetic resonance imaging angiography)
MRI	Ressonância magnética de imagem (Magnetic resonance imaging)
MuPAD	Multi processing algebra data tool
MVF	Método dos volumes finitos
PIV	Velocímetro de partículas por imagem (Particle image velocimetre)
RMS	Desvio padrão (Root-mean-square)
rps	Rotações por segundo
TAC	Tomografia axial computadorizada
VC	Volume de controlo

CAPÍTULO 1

INTRODUÇÃO

O presente capítulo apresenta a motivação para o estudo experimental e numérico da hemodinâmica em geometrias complexas. Por fim, descrevem-se os principais objectivos deste trabalho.

1.1 A Aterosclerose

As doenças cardiovasculares, como a aterosclerose, são a principal causa de doença e de morte nos países mais desenvolvidos. O risco de desenvolver aterosclerose aumenta com a hipertensão arterial, os altos valores de colesterol, o tabagismo, a diabetes, a

obesidade, a falta de exercício e a idade avançada. O nome aterosclerose provém das palavras gregas *athero* (significa pasta) e *sclerosis* (dureza). É o nome do processo em que se depositam substâncias gordas, colesterol, produtos celulares residuais, cálcio e fibrina (material coagulante do sangue) na parede interna duma artéria. Este depósito denomina-se *placa*.

A placa forma-se, normalmente, nas artérias de grande e médio calibre (Zipes *et al.*, 2005), tais como as artérias do coração, cérebro, rim, outros órgãos vitais e das pernas e braços. A placa deposita-se na cavidade interna da artéria, reduzindo localmente a área de circulação sanguínea. A esta oclusão do lúmen denomina-se *estenose*.



Figura 1.1 – Desenvolvimento da aterosclerose.

O processo de desenvolvimento da aterosclerose inicia-se quando a camada mais interna da artéria, o endotélio, se torna degradada (Hurst *et al.*, 1988). Os materiais gordos acumulam-se na laceração da parede interna arterial (Figura 1.2).

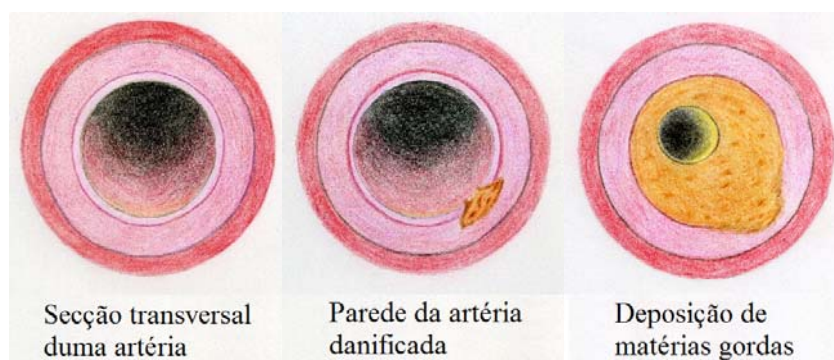


Figura 1.2 - Deposição de placa no processo de aterosclerose.

Os glóbulos brancos sanguíneos (monócitos) migram da corrente sanguínea para o interior da parede da artéria, transformando-se em células que acumulam matérias gordas. Aqui, as substâncias gordas, colesterol, plaquetas, produtos celulares residuais, cálcio e fibrina podem estimular as células para a produção de mais substâncias que resultam numa acumulação adicional de células no endotélio, onde a lesão aterosclerótica se formará. Estas células acumulam-se e muitas delas dividem-se. Esta área é preenchida com uma substância de aspecto pastoso, constituída por várias substâncias gordas, que estreitam, endurecem e podem eventualmente obstruir as artérias (Figura 1.2).

Os estudos por ultrassom intravascular e em peças anatómicas de *postmortem* revelaram que os pacientes com aterosclerose possuíam um espessamento da parede arterial e lesões na parede subendotelial das artérias (Zipes *et al.*, 2005).

As artérias afectadas com a aterosclerose perdem a sua elasticidade, e à medida que a placa cresce, a artéria estreita, reduzindo o seu diâmetro. A camada mais interna da artéria torna-se mais espessa devido a esta acumulação de células e do material envolvente, formando-se uma estenose. A estenose provoca, assim, a diminuição da circulação de sangue e conseqüentemente o fornecimento de oxigénio. A acumulação de depósitos, que endurecem e ocludem o lúmen arterial, pode provocar uma estenose superior a 60% causando limitações no fluxo, ou até mesmo uma estenose total que obstrua completamente a artéria (Zipes *et al.*, 2005). Os principais danos são geralmente provocados quando a placa se torna frágil e rompe. Com o tempo, as placas agregam depósitos de cálcio e podem tornar-se quebradiças podendo desprender-se parcial ou totalmente. Assim, o coágulo pode estreitar ou mesmo obstruir a artéria reduzindo o fluxo sanguíneo, ou pode desprender-se e deslocar-se pela corrente sanguínea onde acaba por provocar uma obstrução total (embolia) numa artéria de diâmetro menor.

Nas artérias que fornecem oxigénio ao cérebro (artérias carótidas), a oclusão do vaso pode ser devida à formação de um coágulo no próprio local (trombose cerebral) ou ao deslocamento de um êmbolo, na circulação sanguínea, até às artérias cerebrais (embolia cerebral). Do mesmo modo, nas artérias que fornecem oxigénio ao músculo do coração (artérias coronárias), a oclusão do vaso pode ser devida à formação de um coágulo no próprio local provocando um enfarte, ou ao deslocamento de um êmbolo, na circulação sanguínea provocando embolia em qualquer parte da árvore arterial. A diminuição do

fluxo sanguíneo para os braços e pernas provoca dificuldades a andar e eventualmente gangrena.

Dada a importância da natureza e taxa de fluxo na artéria, torna-se importante a medição precisa do fluxo e a análise do grau de estenose. Compreendendo o comportamento e natureza do fluxo na artéria, os cirurgiões podem tomar decisões, com um grau de certeza mais elevado, relativamente à cirurgia vascular.

1.2 Importância do estudo do fluxo sanguíneo

O sistema vascular periférico é compreendido pelo coração e vasos sanguíneos. A cada órgão é fornecida a quantidade necessária de sangue, que pode variar dependendo das condições fisiológicas e da necessidade dos órgãos. O estudo das forças geradas pelo coração e resultante fluxo sanguíneo no sistema cardiovascular é denominado *hemodinâmica*. A tensão de corte pode induzir a transformação da doença nas células endoteliais, favorecendo o desenvolvimento da doença aterosclerose. A compreensão da hemodinâmica é essencial para prever o fluxo sanguíneo dos pacientes, desenvolver ferramentas de diagnóstico da doença, elaborar procedimentos que imitam ou alteram o fluxo sanguíneo e, assim, tratar as doenças vasculares. A caracterização do fluxo e da resposta dos vasos sanguíneos é assim importante para compreender o comportamento normal e patológico do sistema vascular humano.

A formação de placas, característica da aterosclerose, é mais comum nas zonas de fluxo complexo, pelo que é uma doença que afecta principalmente as artérias coronárias (Zaman *et al.*, 2000), carótidas (Chen, 2006; Perktold e Rappitsch, 1995) e abdominais (Taylor *et al.*, 2002; Lee e Chen, 2003; Artoli *et al.*, 2006). Estas regiões de fluxo complexo correspondem normalmente a ramificações, bifurcações e curvaturas das artérias. A sua geometria está, por isso, intimamente relacionada com a formação de placas nas paredes dos vasos sanguíneos.

Acresce que o fluxo sanguíneo é tridimensional e transiente, influenciando o comportamento da hemodinâmica. A sua natureza cíclica favorece o desenvolvimento de zonas de recirculação e fluxo reverso. Estas condições instáveis associadas às zonas de geometria complexa levam à transição de fluxo laminar para turbulento nas artérias de maior tamanho, como a aorta abdominal (Ku, 1997; Boron, 2003).

A compreensão pormenorizada do fluxo sanguíneo nas artérias é apenas possível combinando os conhecimentos de engenharia e de medicina. O comportamento do fluxo sanguíneo pode ser observado *in vivo*, medido experimentalmente e simulado numericamente. Ao longo dos anos, tem sido combinada investigação efectuada nestas três áreas, para definir o comportamento da hemodinâmica nas artérias mais susceptíveis ao desenvolvimento da aterosclerose (Perktold e Rappitsch, 1995; Ku, 1997, Taylor e Draney, 2004). Estes estudos são essenciais para a prática médica, ajudando na prevenção de doenças cardiovasculares, melhorando as técnicas de diagnóstico e tratamento e, ainda, no desenvolvimento de equipamentos *stent*.

Os estudos em modelos laboratoriais e computacionais são os principais veículos de investigação das condições hemodinâmicas, incluindo velocidade e tensão de corte (Taylor e Draney, 2004). No entanto, o recurso à investigação *in vivo* tem uma importância crescente na caracterização anatómica e hemodinâmica do sistema cardiovascular. Os métodos experimentais, sejam os métodos *in vivo* como *in vitro*, são de extrema importância para quantificar o comportamento hemodinâmico, tais como pressão, velocidade e fluxo sanguíneo. A investigação *in vitro* permite o uso de tecnologias com elevada resolução espacial e temporal, como a anemometria de laser de efeito Doppler (LDA), com utilização limitada *in vivo*, por serem invasivas e menos seguras para o paciente. As técnicas *in vivo* não invasivas incluem tomografia axial computadorizada, ultrasons, ecocardiograma e imagens de ressonância magnética. Embora as técnicas *in vitro* sejam morosas e dispendiosas, são mais vantajosas pois, ao contrário das *in vivo*, são flexíveis e não são limitadas pela resolução temporal e espacial e tempo de aquisição.

Os métodos computacionais podem também ser usados para simular o fluxo sanguíneo e a dinâmica dos vasos sanguíneos, testar hipóteses de formação da doença sob condições controladas e avaliar procedimentos que ainda não foram construídos e tratamentos que ainda não foram implementados. O estudo computacional da dinâmica

de fluidos (CFD) consiste no uso de computadores para solução numérica e visualização do fluxo do fluido e as propriedades relacionadas. O CFD oferece vantagens relativamente à análise experimental, uma vez que é mais rápido e a construção de modelos virtuais, mais realistas, torna-se mais flexível. Nas últimas décadas, o CFD tem-se tornado uma ferramenta indispensável no estudo dos fluidos em todas as áreas de engenharia, incluindo engenharia biomédica. Embora os métodos experimentais *in vitro* e numéricos sejam ambos importantes, estes estudos devem ser comparados, de modo a verificar a precisão dos resultados e serem assim validados.

1.3 Objectivos do trabalho

A aterosclerose é uma doença que afecta grande parte da população e, por isso, torna-se importante a caracterização das condições complexas de fluxo nas artérias mais susceptíveis ao seu desenvolvimento. O objectivo genérico deste projecto é o estudo, numérico e experimental, detalhado das condições de escoamento em regime transiente do sangue na vizinhança de uma bifurcação arterial tridimensional.

Assim, podem definir-se um conjunto de objectivos intermédios que podem ser considerados como partes estruturantes do projecto:

- Projecto e construção da instalação experimental.
- Caracterização do escoamento na região da bifurcação: determinação de perfis de velocidade e de tensões de corte ao longo do ciclo de pulsação. Estudo do comportamento das regiões de recirculação do fluido durante o ciclo cardíaco e avaliação da ocorrência de condições sensíveis para a deposição de placas.
- Desenvolvimento e implementação num software comercial do modelo computacional.

- Influência da natureza transiente do ciclo cardíaco. Serão estudados os regimes estacionário e o pulsátil representativo duma condição de descanso.
- Validação do modelo rígido tridimensional da bifurcação da aorta abdominal nas artérias ilíacas.

No final deste trabalho, pretende-se contribuir para o alargamento do conhecimento da dinâmica do sangue envolvida na formação de placas nas artérias sanguíneas, de modo a auxiliar no entendimento do fenómeno da aterosclerose.

CAPÍTULO 2

REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

Neste capítulo são apresentados os estudos efectuados por outros autores na área da hemodinâmica, com particular atenção, na aorta abdominal e bifurcação nas artérias ilíacas. Analisaram-se trabalhos numéricos e experimentais no sentido de identificar os pontos de relevância para o presente estudo.

2.1 Hemodinâmica

A placa aterosclerótica pode desenvolver-se em qualquer local do sistema cardiovascular: nas artérias, veias ou capilares. Pode tomar variadas formas e tamanhos, dependendo do sítio de origem e das circunstâncias que levaram ao seu desenvolvimento (Cotran *et al.*, 1999). No entanto, é sabido que há locais específicos da árvore arterial mais propícios ao desenvolvimento da aterosclerose (Liepsch, 2002, Wang e Parker, 2004). Isto acontece porque a turbulência do fluxo sanguíneo e as forças hemodinâmicas impostas na parede vascular pelo fluxo diferem em cada artéria, dependendo da sua geometria. O número de Reynolds do fluxo sanguíneo varia de 1 para arteríolas pequenas até 4000 na aorta (Ku, 1997). Quando o número de Reynolds aumenta de 200 para 400, pode ocorrer turbulência nas ramificações dos vasos, mas desaparece ao longo do vaso liso. No entanto, para números de Reynolds próximos de 2000, ocorre uma transição para regime turbulento em qualquer vaso, mesmo que liso (Guyton e Hall, 2006). A turbulência presente nestas regiões, resulta das zonas de diminuição da tensão de corte, com tendência para o epitélio do vaso ser puxado pelo sangue circulante, causando a sua deformação. O endotélio da parede arterial fica assim danificado, tornando-a mais susceptível à formação de placas (Cotran *et al.*, 1999). Caro *et al.* foi o primeiro investigador a defender, em 1960, que a diminuição da tensão de corte pode induzir a doença no endotélio. Desde então, muitos outros estudos comprovaram esta última teoria, demonstrando que a formação de placas é induzida pelas forças mecânicas, tais como, a tensão de corte e a tensão circunferencial (Frangos *et al.*, 1999).

O fluxo sanguíneo normal é então laminar, isto é, os elementos celulares fluem no centro da artéria, separados do endotélio por uma camada de plasma mais lenta (Figura 2.1).

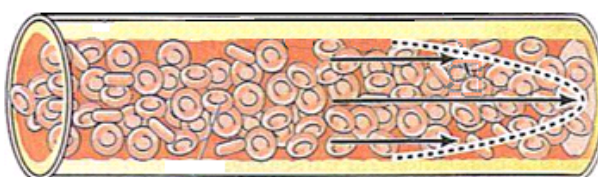


Figura 2.1. Fluxo sanguíneo numa artéria.

Quando o sangue flui com maior velocidade ou passa por uma obstrução, há transição de fluxo laminar para turbulento. O perfil parabólico do sangue é alterado, movendo-se desordenadamente, e os componentes celulares podem aderir entre si e à camada subendotelial. A turbulência retarda a entrada de factores de inibição de coagulação, permitindo o crescimento de placa; promove a activação de células endoteliais, predispondo à aterosclerose local (Cotran *et al.*, 1999).

As placas ateroscleróticas desenvolvem-se nas artérias de tamanho médio e grande. O endurecimento e, conseqüentemente, a perda de flexibilidade da parede arterial promove o aumento da resistência do fluxo, que conduz a um aumento significativo da pressão sanguínea. Assim, este fenómeno aumenta a actividade do coração para bombear o sangue, podendo causar-lhe muitos defeitos e falhas.

Acresce que, as placas formam-se essencialmente nas artérias que se ramificam ou bifurcam ou em zonas estenosadas. Criam-se zonas de baixa velocidade, próximo da obstrução, aumentando a queda de pressão e a resistência ao fluxo. O fluxo reverso na vizinhança à deformação aumenta, fazendo com que esta área fique mais vulnerável à aterosclerose (Lee *et al.*, 2000).

Assim, o desenvolvimento de placa é mais propício em zonas de deformações das maiores bifurcações, tais como carótida, coronária, renal e ilíaca (Figura 2.2), devido à diminuição da tensão de corte e ao fluxo reverso (Malek *et al.*, 1999). O estrangulamento do vaso faz, por sua vez, com que se criem condições para a acumulação rápida de placas adicionais.

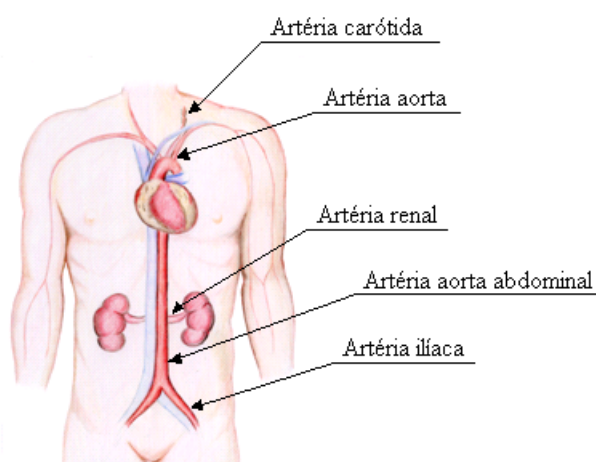


Figura 2.2 Localização das principais artérias sanguíneas.

A dinâmica do fluxo sanguíneo nas artérias começou a ser investigada há muito tempo. Euler (1775) foi o primeiro a descrever por equações o fluxo sanguíneo nos vasos. Young (1809), por sua vez, foi pioneiro a calcular a velocidade da onda do ciclo cardíaco numa artéria humana. Womersley (1955) foi o primeiro a modelar, física e matematicamente, o fluxo pulsátil nos vasos sanguíneos, usando métodos Fourier para descrever a velocidade arterial como oscilações estacionárias. Analisou as equações de movimento viscoso para fluxo laminar de um fluido incompressível e Newtoniano, numa tubagem circular infinitamente longa. A velocidade e o caudal nas artérias foram calculados de acordo com os gradientes de pressão medidos por McDonald (1955). A solução de Womersley para a velocidade pode ainda hoje ser utilizada, desde que não existam fluxos secundários ou separação de fluxo.

Avolio (1980) modelou a uma dimensão a propagação do ciclo cardíaco, na árvore arterial humana e suas ramificações. O sistema constituía-se por 128 segmentos, representados por tubagem uniforme elástica e apresentou grandes avanços comparativamente com outros modelos eléctricos análogos já existentes. Os modelos a uma dimensão (Caro *et al.*, 1971; Avolio, 1980) são normalmente usados para investigações da propagação de onda do ciclo cardíaco. Hoje em dia, os investigadores estão mais centrados nas condições de hemodinâmica local numa determinada artéria ou bifurcação (Ku, 1997). Muitos modelos numéricos para análise do fluxo sanguíneo numa zona específica do sistema circulatório são bi-dimensionais (Chakravarty e Mandal, 1996; Yakhot *et al.*, 2005). Hoje em dia, usam-se maioritariamente modelos tri-dimensionais (Taylor e Draney, 2004; Logana, 2005) que descrevem melhor o comportamento da hemodinâmica.

Assim, os primeiros estudos simulavam artérias de geometrias simples tubulares. Actualmente, tem-se simulado essencialmente três zonas da árvore arterial, cuja geometria cria condições de hemodinâmica específicas, propícias ao desenvolvimento de aterosclerose: artéria coronária, bifurcação carótida e a aorta abdominal e suas ramificações e bifurcações.

A dinâmica de fluidos na artéria coronária tem sido estudada usando modelos experimentais de grande escala (Bertolotti, 2001) e modelos numéricos baseados quer em elementos finitos (He e Ku, 1996; Soulis, 2006) como em volumes finitos (Vimmr, 2009). He e Ku (1996) compararam ainda o campo de velocidades com a localização da

aterosclerose, concluindo existir uma correlação entre o inverso da tensão de corte média nas paredes com a frequência de desenvolvimento de placa. Soulis *et al.* (2006) simularam tridimensionalmente toda a árvore da artéria coronária esquerda, baseando-se em imagens obtidas de angiografias, tratando o sangue como um fluido não-Newtoniano. Concluíram que as zonas de baixa tensão de corte na parede ocorrem nas ramificações, na região oposta à divisão de fluxo, que são locais anatómicos com predisposição para o desenvolvimento da aterosclerose.

A aterosclerose é também muito frequente na bifurcação da artéria carótida. Os perfis de velocidade têm sido quantificados experimentalmente, usando a técnica LDA (Ku e Giddens, 1987; Gijssen *et al.*, 1999), e numericamente, através de programas de CFD (Perktold e Rappitsch, 1995; Gijssen *et al.*, 1999; Chen, 2006). Verificou-se uma zona de separação de fluxo na parede posterior da carótida, com formação de placa, relacionada com baixa e oscilante tensão de corte na parede. Ku *et al.* (1985) comparou os resultados *in vitro* a 3D com as medições *in vivo* obtidas usando “Doppler ultrasound”, confirmando a validade do modelo laboratorial. Muitos investigadores usaram CFD para estudar os efeitos da elasticidade da parede e de fluidos viscosos não-Newtonianos (Anayiotos, 1994; Perktold *et al.*, 1991), mas as maiores influências verificam-se para as variações de fluxo e essencialmente de anatomia entre pacientes (Perktold e Rappitsch, 1995; Myers, 2001).

A aorta abdominal é o maior vaso sanguíneo do corpo humano, partindo do coração, atravessa o abdômen e bifurca nas duas artérias ilíacas que fornecem sangue às pernas. O sangue flui desde a aorta torácica e ramifica-se nas duas artérias renais e no tronco celíaco antes de chegar à bifurcação ilíaca.

As zonas de baixas e oscilantes tensões de corte na parede estão intrinsecamente relacionadas com a localização do desenvolvimento de placa medido em peças anatómicas de *postmortem* (Friedman *et al.* 1986). Moore *et al.* (1994) validaram os perfis de velocidade experimentais, após comparação com as medições *in vivo* do fluxo em humanos. No entanto, ainda não foi completamente compreendida a razão pela qual a aterosclerose é uma manifestação normal na aorta abdominal e nas suas ramificações (Zipes *et al.*, 2005).

Acresce que as artérias renais oferecem pouca resistência e, por isso, dois terços do fluxo sai por estas ramificações. Em condições de descanso, as pernas requerem pouco sangue (um terço) e as artérias ilíacas têm uma resistência elevada (Ku, 1997). A visualização experimental do fluxo em modelos de vidro da aorta abdominal demonstrou a importância da baixa impedância distal nas artérias renais, que cria um efeito de sucção na parede posterior da aorta levando a um fluxo reverso no sentido das artérias renais (Moore *et al.*, 1992). Este efeito do fluxo reverso na aorta abdominal infra-renal e nas artérias ilíacas tem sido simulado essencialmente em CFD (Moore *et al.*, 1992; Taylor e Draney, 2004). Isto porque o perfil do ciclo cardíaco é mais complexo e, por isso, mais difícil de ser investigado experimentalmente. Assim, torna-se essencial a reprodução *in vitro* do ciclo cardíaco infra-renal.

2.2 Ciclo cardíaco infra-renal

O fluxo sanguíneo arterial é tridimensional e transiente, devido à natureza cíclica do bombeamento do coração que cria uma condição pulsátil diferente em cada artéria. O ciclo cardíaco corresponde à sequência de factos que sucedem a cada batimento cardíaco. Resumidamente, o coração contrai-se e relaxa-se ciclicamente. Quando se contrai, ejecta o sangue em direcção às artérias, na fase chamada de sístole. Quando relaxa, recebe o sangue proveniente das veias, na fase chamada de diástole. O ciclo cardíaco dura aproximadamente 750 ms, sendo 480 ms para a sístole e 270 para a diástole (Yarmush *et al.*, 2003).

O enchimento ventricular, que segue imediatamente à abertura da válvula mitral, é inicialmente rápido, porque o ventrículo produz uma sucção diastólica à medida que o relaxamento do miocárdio retrocede elasticamente da sua configuração sistólica comprimida abaixo do volume da câmara em descanso. A última fase lenta de enchimento do ventrículo é seguida finalmente pela contracção auricular. A

desaceleração do fluxo de entrada inverte o gradiente de pressão ao longo da válvula, fazendo com que feche (Yarmush *et al.*, 2003).

Cada ciclo cardíaco envolve uma orquestração complexa de eventos que se reflectem em variações da pressão, volume e fluxo na hemodinâmica (Schneck e Bronzino, 2003). A pressão e o fluxo têm, por isso, formas cíclicas, cujo perfil varia nas diferentes partes do sistema arterial. A árvore arterial é composta de bifurcações e tubos com estreitamento do diâmetro, fazendo com que o fluxo sanguíneo apresente uma vasta gama do número de Reynolds (1-4000). Geralmente, as forças viscosas e de inércia estão presentes para um número de Reynolds moderado (100-1000) com formação de vórtices na maioria das artérias. A existência de pulsação conduz a outro parâmetro adimensional, o parâmetro de *Womersley*, α , (10-20 em artérias de grande calibre), que pode ser interpretado como a razão entre as forças transientes e as forças viscosas (Schneck e Bronzino, 2003).

O batimento cardíaco (número de contracções do ventrículo num dado intervalo de tempo) é expresso em batimentos por minuto (bpm), variando entre 60 a 100 bpm num adulto normal, e tem capacidade para triplicar estes valores em condições de desafio (Schneck e Bronzino, 2003). É, assim, muito sensível a manipulações de comportamento, incluindo variações no estado emocional ou de postura, compromisso nas tarefas cognitivas ou psicomotoras, desempenho de exercício físico e alimentação. O batimento cardíaco de um indivíduo em repouso e a resposta do batimento cardíaco a estímulos depende ainda do sexo, idade, condição física, reactividade constitucional, risco de doenças cardiovasculares e muitos outros factores fisiológicos e comportamentais. O batimento cardíaco é um componente essencial na regulação do débito cardíaco e pressão sanguínea (Schneiderman *et al.*, 1989).

A velocidade do fluxo varia ao longo do vaso devido aos efeitos viscosos e inerciais. O perfil de velocidade é complexo, pois o fluxo é pulsátil e os vasos são elásticos, curvos e cónicos. O fluxo de entrada das simulações numéricas e experimentais deve representar o perfil transiente e oscilatório do ciclo cardíaco.

Em 1989, Maier *et al.*, utilizaram a técnica de ressonância magnética para caracterizar o fluxo sanguíneo na aorta abdominal infra-renal, mostrando existir uma zona de fluxo negativo na fase inicial da diástole.

Moore *et al.* (1992 e 1994) foi pioneiro no estudo numérico e experimental do fluxo sanguíneo num modelo da aorta abdominal e suas ramificações, incluindo as artérias ilíacas, sob condições de fluxo pulsátil. Moore *et al.* (1994) descreveram o caudal sanguíneo na aorta abdominal em três zonas distintas, cujos dados têm sido usados por muitos investigadores (Taylor *et al.*, 1999; Lee e Chen, 2003). Estes autores compararam os perfis de velocidade obtidos *in vivo* (MRI), com os perfis medidos *in vitro*, concluindo que são similares. Verificaram fluxo reverso nas paredes posteriores da aorta infra-renal e nas paredes posteriores laterais da bifurcação da aorta nas artérias ilíacas, correspondendo às zonas de maior prevalência de lesões ateroscleróticas.

Taylor e Draney, em 2004, apresentaram os caudais de entrada de fluxo sanguíneo em função do tempo (Figura 2.3), para todas as ramificações da aorta abdominal, obtidas de Moore (1994).

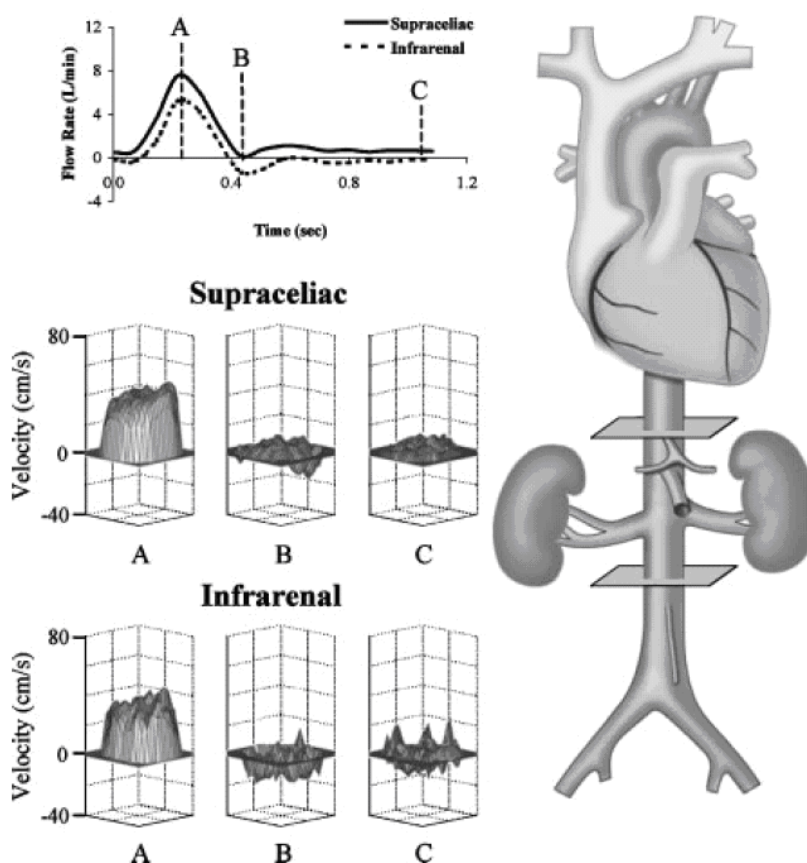


Figura 2.3 - Fluxo sanguíneo em função do tempo, para as condições de descanso, de exercício moderado e exercício intenso (adaptado de Taylor e Draney, 2004).

Taylor *et al.* (1998) propuseram uma função sinusoidal simples para representar a variação do caudal de entrada com o tempo, com um período de 0,2 s. Simularam através do método de elementos finitos uma artéria cilíndrica de 3 cm de comprimento e 0,2 cm de diâmetro. Comparando os resultados com a solução exacta, verificaram que a solução numérica não previa bem os perfis de velocidade do sangue no centro da artéria (Taylor *et al.*, 1998). Este modelo do perfil de velocidade do sangue é demasiado simplificado não traduzindo fielmente o perfil de fluxo sanguíneo durante a sístole e principalmente a diástole, nem simula a diferença nos tempos característicos das mesmas fases. Assim, outros autores começaram a usar modelos mais realistas do ciclo cardíaco.

Pedersen *et al.* (1999) propuseram um novo método de MRI para medir *in vivo* o fluxo sanguíneo, a 3 cm da bifurcação da aorta abdominal, em nove pacientes saudáveis. Verificaram fluxo reverso em condições de descanso, provocando oscilação nas tensões de corte na parede e desenvolvimento de aterosclerose, que desaparecem com o aumento do nível de exercício físico.

Lee e Chen (2003) simularam, pelo método dos volumes finitos, um modelo da aorta abdominal e as suas sete ramificações com fluxo pulsátil e Newtoniano, para condições de descanso e exercício. Simularam uma forma mais real dum perfil sanguíneo típico, apresentando uma equação matemática que descreve as especificidades das diferentes fases do ciclo cardíaco. Para os dados de caudal de entrada, para cada uma das situações, foram usados os de Moore *et al.* (1994), obtendo-se a seguinte equação:

$$Q = C_1 + C_2 \cos\left(\frac{2\pi t}{T}\right) + C_3 \cos\left(\frac{4\pi t}{T}\right) + C_4 \sin\left(\frac{2\pi t}{T}\right) + C_5 \sin\left(\frac{4\pi t}{T}\right) \quad (2.1)$$

Sendo Q , o caudal em L/min, t , o tempo e T , o período. Os coeficientes foram obtidos por aproximação à curva e os seus valores estão apresentados na Tabela 2.1:

Tabela 2.1 - Valores de T e dos coeficientes, utilizados por Lee e Chen (2003), para o caso de descanso (Re=702) e de exercício (Re=1424)

Re	T	$C1$	$C2$	$C3$	$C4$	$C5$
702	0,83	2,819	0,064	-1,030	0,885	-0,166
1424	0,46	5,785	-0,834	-0,863	3,355	-0,863

Artoli *et al.* (2006) simularam numericamente o fluxo sanguíneo pulsátil, num modelo realista suavizado, da bifurcação da aorta abdominal nas artérias ilíacas, obtido por imagens MRA (Magnetic Resonance Imaging Angiography). Usaram também um ciclo cardíaco transiente com fluxo negativo no final da sístole. Na vizinhança da bifurcação, o fluxo sanguíneo torna-se mais complexo, sendo que a uma distância de 15 mm a jusante da bifurcação, verifica-se a existência de fluxo reverso próximo das paredes, em quase todo o ciclo cardíaco.

Assim, o fluxo na aorta é aproximadamente zero durante quase toda a diástole, embora nas artérias mais periféricas como a renal e a ilíaca, o fluxo atinja valores negativos durante uma parte do ciclo cardíaco, com o seu início ainda durante a sístole (Schneck e Bronzino, 2003). Do ponto de vista da dinâmica de fluidos, estes investigadores concluíram que a separação de fluxo e recirculação do fluido ocorre quando as forças de inércia do fluido não conseguem suportar o gradiente de pressão que é contrário. Assim, quando o fluxo sanguíneo ao longo da aorta está na fase de desaceleração (o caudal diminui), aumenta a possibilidade de recirculação do fluido, agravando as condições de fluxo da aorta. A localização da aterosclerose na vizinhança da bifurcação é assim atribuída aos baixos e oscilantes perfis de velocidade próximo das paredes, resultando em transferência de massa do sangue para as paredes (Moore *et al.*, 1994, Taylor e Draney, 2004, Artoli *et al.*, 2006)

A dinâmica do sangue num modelo de aorta abdominal foi já simulada numericamente por vários grupos de investigação (Moore *et al.*, 1994; Pederson *et al.*; 1998, Taylor *et al.*, 1999; Lee e Chen, 2003; Artoli *et al.*, 2006). No entanto, apenas Moore *et al.* (1994) analisaram experimentalmente os perfis de velocidade e de tensão de corte na parede na bifurcação da aorta, com fluxo reverso. Vários autores (Lee e Chen, 2003; Fragomeni, 2006) têm descrito mecanismos para reproduzir *in vitro* as condições fisiológicas do fluxo sanguíneo, aproximando o perfil a funções sinusoidais simples e sempre positivas. Assim, embora a aorta abdominal e a bifurcação ilíaca sejam de grande diâmetro e, por isso, facilmente reproduzidas *in vitro*, estas não têm sido simuladas experimentalmente devido à complexidade do fluxo sanguíneo. O perfil do ciclo cardíaco nas artérias após a ramificação das renais torna o fluxo mais complexo com velocidades negativas e, por isso, mais difícil de ser replicado experimentalmente. Considerou-se, portanto, de

extrema importância a utilidade do estudo do comportamento do sangue na bifurcação da artéria de maior diâmetro do corpo humano, a aorta.

2.3 Bifurcação ilíaca

O comportamento do fluxo na vizinhança de bifurcações é muito importante. A aterosclerose desenvolve-se preferencialmente, nas regiões da árvore arterial de geometria complexa. O campo de velocidades e a tensão de corte na parede são muito importantes na compreensão, diagnóstico e tratamento das doenças cardiovasculares. Embora o comportamento do fluxo sanguíneo tenha já sido estudado (Womersley, 1955; McDonald, 1955; Caro *et al.*, 1971; Ku, 1997; Gijssen *et al.*, 1999; Vorp *et al.*, 1998; Moore *et al.*, 1998; Wootton e Ku, 1999; Taylor e Draney, 2004), a sua relação com o desenvolvimento da aterosclerose ainda não está completamente entendida, recebendo cada vez maior atenção (Botnar *et al.*, 2000; Berthier *et al.*, 2002; Cheng *et al.*, 2002). Estes trabalhos relacionaram a zona de recirculação e valores baixos e oscilantes das tensões de corte nas paredes, com a aterosclerose nas grandes artérias.

A distribuição e a severidade da aterosclerose na aorta abdominal não são uniformes (Shaaban e Duerinckx, 2000). A aorta abdominal é uma grande artéria, com elevada prevalência de aterosclerose, pelo que alguns investigadores se têm dedicado ao estudo do comportamento do fluxo sanguíneo relacionando-o com a doença (Tabela 2.2). Estudos *in vivo* mostraram que, nesta artéria, a aterosclerose se desenvolve preferencialmente na parede posterior da aorta abdominal infra-renal (Maier, 1989; Oshinski *et al.*, 1995; Oyre *et al.*, 1997) e nas paredes laterais da bifurcação ilíaca (Moore *et al.*, 1994).

Tabela 2.2 - Resumo do estado da arte sobre a hemodinâmica na aorta abdominal

Autores	Ano	Experimental / Numérico	Técnica	Método de discretização	Programa CFD	Estacionário / Transiente		Newtoniano / não-Newtoniano		Laminar / Turbulento
						Estacionário	Transiente	Newtoniano	não-Newtoniano	
Maier <i>et al.</i>	1989	<i>In vivo</i>	MRI	Não aplicável	Não aplicável	Não aplicável	Não aplicável	Não aplicável	Não aplicável	Não aplicável
Moore <i>et al.</i>	1992	Experimental	MRI	Não aplicável	Não aplicável	Transiente	Newtoniano	Newtoniano	Laminar	
Moore <i>et al.</i>	1994	<i>In vivo</i> e experimental	Velocímetro MRI	Não aplicável	Não aplicável	Transiente	Newtoniano	Newtoniano	Laminar	
Oshinski <i>et al.</i>	1995	<i>In vivo</i>	Velocímetro MRI	Não aplicável	Não aplicável	Não aplicável	Não aplicável	Não aplicável	Não aplicável	
Oyre <i>et al.</i>	1997	<i>In vivo</i>	Velocímetro MRI	Não aplicável	Não aplicável	Não aplicável	Não aplicável	Não aplicável	Não aplicável	
Shipkowitz <i>et al.</i>	1998	Numérico	Não aplicável	MVF	FLOW3D	Estacionário	Newtoniano	Newtoniano	Laminar	
Pederson <i>et al.</i>	1999	<i>In vivo</i>	MRI	Não aplicável	Não aplicável	Não aplicável	Não aplicável	Não aplicável	Não aplicável	
Taylor <i>et al.</i>	1999	Numérico	Não aplicável	MEF	Spectrum	Transiente	Newtoniano	Newtoniano	Laminar	
Taylor <i>et al.</i>	2002	<i>In vivo</i>	MRI							
Lee e Chen	2002	Numérico	Não aplicável	MVF	Desenvolvido pelos autores	Estacionário	Newtoniano	Newtoniano	Laminar	
Lee e Chen	2003	Numérico	Não aplicável	MVF	Desenvolvido pelos autores	Transiente	Newtoniano	Newtoniano	Laminar	
Artoli <i>et al.</i>	2006	Numérico	Não aplicável	Método lattice Boltzmann	Desenvolvido pelos autores	Estacionário e transiente	Newtoniano	Newtoniano	Laminar	

A técnica de Ressonância Magnética começou a ser usada para medição do campo de velocidades do fluxo sanguíneo na aorta abdominal de voluntários saudáveis (Maier, 1989; Oshinki *et al.*, 1995; Oyre *et al.*, 1997). Maier e colaboradores, em 1989, verificaram que a fase negativa do fluxo sanguíneo infra-renal é mais intensa na parede posterior da aorta abdominal, relacionando com uma maior susceptibilidade de desenvolvimento de placa. Estes trabalhos foram importantes para caracterização do fluxo médio e para validação de estudos posteriores, *in vitro* e numéricos, mas demonstraram uma baixa resolução temporal e espacial.

Moore *et al.* (1992) introduziram as técnicas experimentais *in vitro*, mais flexíveis e com melhor resolução. Simularam experimentalmente a hemodinâmica num modelo de vidro da aorta abdominal sob condições de fluxo pulsátil. Verificaram a complexidade do comportamento do fluxo na aorta infra-renal até as artérias ilíacas, com baixa tensão de corte na parede, direcção de corte oscilante e elevado tempo de residência.

Mais tarde, Moore *et al.* (1994), analisaram o campo de velocidades num modelo *in vitro* da aorta abdominal com as suas ramificações e compararam com imagens *in vivo*. Para melhorarem a resolução espacial do estudo experimental, utilizaram um modelo de grande escala, aumentado em 10%. Em ambos os estudos, obtiveram imagens de ressonância magnética da bifurcação ilíaca, encontrando dois picos de fluxo reverso nas paredes posteriores laterais das artérias ilíacas e perfis de velocidade com a forma de M na fase final da diástole. Estas zonas de fluxo negativo correspondem aos locais com mais lesões ateroscleróticas e estreitamento da artéria.

Em 1998, Shipkowitz *et al.* e Taylor *et al.* realizaram os primeiros estudos numéricos, em programas de CFD, para caracterização do campo de velocidades do fluxo sanguíneo em modelos virtuais mais flexíveis e realistas da aorta abdominal. Taylor *et al.* (1998) utiliza o método dos elementos finitos para estudar o comportamento do fluxo sanguíneo na aorta abdominal e nas suas ramificações. As equações foram resolvidas por um programa de CFD Spectrum. Simularam dois ciclos de entrada, com forma pulsátil, sob condições de descanso e de exercício moderado. Em condições de descanso, existem zonas de recirculação na parede posterior da aorta, imediatamente a montante das artérias renais e nas paredes laterais das artérias ilíacas. Nos mesmos locais, verificaram-se baixas tensões de corte nas paredes, próprio de maior

susceptibilidade para o desenvolvimento da aterosclerose. Sob condições de exercício moderado, os valores de baixa e oscilante tensão de corte na parede foram eliminados, podendo beneficiar a saúde das artérias. Concluíram assim, que o exercício físico é um factor importante para a prevenção da aterosclerose.

Outros autores (Shipkowitz *et al.*, 1998, 2000; Lee e Chen, 2002) optaram pelo método dos volumes finitos, usado mais frequentemente em programas comerciais. Este método usa a forma integral das equações de conservação como ponto de partida para a discretização, em contraste com o método das diferenças finitas, que aplica as equações na sua forma diferencial. Deste modo, é forçada a conservação das variáveis. O método dos volumes finitos é particularmente aplicável a geometrias mais realistas, com malhas irregulares, não-estruturadas.

Shipkowitz *et al.* (1998) simularam numericamente um modelo tridimensional rígido da aorta abdominal com as artérias renais e ilíacas. Através do programa FLOW3D de volumes finitos, resolveram as equações de Navier-Stokes para um fluxo estacionário de um fluido incompressível e Newtoniano. Verificaram que as paredes laterais das artérias ilíacas possuem uma baixa tensão de corte na parede. Concluíram que a tensão de corte e o fluxo sanguíneo são mais afectados pelo número de Reynolds de entrada do que pelas artérias a montante.

Lee e Chen (2002) propuseram um modelo da aorta abdominal em forma cónica com as sete ramificações principais. Desenvolveram um programa, baseado no método dos volumes finitos para descrever o fluxo estacionário. A localização das zonas de baixa e oscilante tensão de corte na parede e fluxo reverso foi consistente com os trabalhos prévios de outros investigadores (Moore *et al.*, 1998; Taylor *et al.*, 1999). Mais tarde, Lee e Chen (2003) simularam o mesmo modelo com um fluxo de entrada pulsátil, demonstrando que um fluxo de entrada estacionário não descreve exactamente o comportamento do sangue, principalmente nas zonas de fluxo mais complexo, como a bifurcação da aorta. Verificaram que as zonas de baixa e oscilante tensão de corte nas paredes laterais das artérias ilíacas, persistem durante todo o ciclo cardíaco.

Artoli *et al.* (2006) utilizaram o método de Lattice Boltzmann para resolver as equações que descrevem o fluxo sanguíneo na bifurcação da aorta. O modelo da bifurcação da aorta e artérias ilíacas é mais realista que os modelos anteriormente utilizados, tendo

sido obtido de imagens de angiografia por ressonância magnética. Demonstraram que este método apresenta vantagens sob as técnicas tradicionais de Navier-Stokes. Isto porque a tensão de corte é um factor importante na análise da hemodinâmica e o método de lattice Boltzmann faz o seu cálculo directo e independentemente.

Têm sido efectuados vários estudos numéricos e *in vitro* para melhorar o conhecimento dos factores que favorecem o desenvolvimento da aterosclerose. Embora algumas simplificações possam ser feitas, é importante que as condições fisiológicas mais relevantes sejam replicadas, de modo a que os resultados sejam o mais realista possível. As investigações têm sido efectuadas em modelos cada vez menos simplistas, demonstrando que a parede posterior às ramificações renais e as paredes laterais da bifurcação ilíaca são propícias ao desenvolvimento de aterosclerose.

CAPÍTULO 3

MODELO COMPUTACIONAL

Para além de introduzir a técnica CFD e em particular o método dos volumes finitos usados na discretização das equações de massa, *momentum* e turbulência, neste capítulo são ainda discutidas as características do fluido usado nas simulações, bem como a geometria e condições de fronteira. É apresentado o método numérico da discretização do tempo, bem como o algoritmo de solução. As simulações numéricas foram efectuadas num processador Xeon dual core 2,33 MHz, instalado no Laboratório de Computação do Centro Interdisciplinar de Tecnologias da Produção e da Energia, no Departamento de Produção e Sistemas.

3.1 Introdução

As equações diferenciais traduzem os diversos fenômenos físicos, nomeadamente a dinâmica de fluidos, das ciências da química, física e engenharia, e mais recentemente, das áreas como medicina e biologia. Os modelos matemáticos obtidos não têm normalmente solução analítica, sendo necessária a sua resolução numérica.

Para a resolução de problemas que envolvem fluxo de fluidos e transferência de calor são, normalmente, usados programas de computação dinâmica de fluidos, de modo a obter a respectiva solução numérica. O sucesso da utilização desta ferramenta depende da técnica numérica e do conhecimento das propriedades físicas inerentes ao problema a resolver (Pieritz, 2004). Sucintamente, o CFD consiste num conjunto de passos, realizados em sequência ou em paralelo, em que as equações clássicas de movimento de fluido, e outras auxiliares, são aproximadas por equações algébricas resolvidas numericamente em computadores.

O ponto inicial de qualquer método numérico é o modelo matemático, isto é, o conjunto de equações diferenciais parciais e condições de fronteira, para a aplicação em estudo (incompressível, invíscido, turbulento, 2D ou 3D, etc.). A geometria é discretizada num conjunto de pontos discretos no espaço, em que as equações diferenciais são resolvidas, ou seja, aproximadas a um sistema de equações algébricas (Ferziger e Peric, 2002), e a solução é determinada para todos os pontos do domínio, nas várias etapas de tempo. Os métodos de aproximação mais conhecidos são: o método das diferenças finitas, o método dos elementos finitos e o método dos volumes finitos.

O método das diferenças finitas é o mais simples para aplicação a geometrias menos complexas. No entanto, apresenta a desvantagem de não ser forçada a conservação a não ser que se tenha um cuidado especial (Ferziger e Peric, 2002).

O método dos elementos finitos é facilmente aplicável a geometrias arbitrárias. Cada elemento é facilmente subdividido e a malha refinada. A principal desvantagem, é que as matrizes das equações linearizadas não são bem estruturadas, tornando mais difícil encontrar métodos de solução eficientes. Embora seja aplicável na análise estrutural de fluidos, é mais largamente utilizado para sólidos.

O método dos volumes finitos é uma técnica de discretização frequentemente aplicada na dinâmica de fluidos, pois as quantidades de transporte são totalmente conservadas, e é usada frequentemente em softwares comerciais. Este método usa a forma integral das equações de conservação como ponto de partida para a discretização, em contraste com o método das diferenças finitas, que aplica as equações na sua forma diferencial (Fletcher, 1985). No entanto, o método dos volumes finitos possui uma desvantagem relativamente a este, pois os métodos de ordem superior a dois são mais difíceis de implementar em 3D, devido a requererem três níveis de aproximação: interpolação, diferenciação e integração. A principal vantagem do método dos volumes finitos é a sua aplicabilidade a geometrias complexas, nomeadamente a malhas irregulares, não-estruturadas. Acresce que as condições de fronteira podem ser aplicadas não-invasivamente, pois os valores das variáveis são conservados no volume do elemento e não nos nós ou face. O método dos volumes finitos caracteriza-se assim por forçar em todo o domínio a conservação das variáveis.

Assim, este projecto foi realizado com recurso ao método dos volumes finitos. O uso do método de CFD apresenta muitas vantagens relativamente à determinação analítica ou experimental dos parâmetros hemodinâmicos, incluindo a capacidade de identificar o campo de velocidades numa geometria complexa, fisiologicamente realista. As equações analíticas são apenas usadas para geometrias simples, como tubos cilíndricos. No entanto, estas geometrias não reproduzem de um modo preciso a árvore arterial incluindo as suas ramificações e bifurcações. Espera-se que nos próximos anos, os médicos conduzam as cirurgias que possam afectar o fluxo de fluidos do corpo humano (sangue, urina, ar), apenas após preverem os potenciais efeitos, através do método CFD.

Grande parte das investigações numéricas foram realizadas com recurso a softwares comerciais de CFD (Perktold e Rappitsch, 1995; Shipkowitz *et al.*, 1998), mas alguns autores desenvolveram o seu próprio código (Ethier, 1996; Lee e Chen, 2003; Artoli *et al.*, 2006). O código FLUENT baseado nos volumes finitos foi usado para a resolução das equações diferenciais deste trabalho. A utilização de programas comerciais conduz a uma investigação mais rápida e com mais potencialidades. No entanto, implica um estudo cuidadoso dos métodos numéricos envolvidos e um trabalho prévio de validação do programa em questão, através da resolução de problemas clássicos bem conhecidos e estabelecidos, com propriedades similares ao problema a resolver. Assim, o programa

usado neste trabalho foi validado previamente, estudando um problema clássico da dinâmica de fluidos (Laufer, 1954).

O procedimento básico do método dos volumes finitos para este problema é:

- Identificação do problema;
- Definição do problema geométrico;
- Definição matemática das equações de conservação de massa e de *momentum*, equações auxiliares (modelo de turbulência, reologia do fluido);
- Geração da malha, sendo o espaço ocupado pelo fluido (domínio do problema) dividido num número elevado de pequenas regiões usando uma malha;
- Definição das condições de fronteira (e das condições iniciais, para o caso transiente);
- Resolução das equações discretizadas algébricas por um método numérico iterativo;
- Pós-processamento da solução, para cálculo e análise das variáveis, e comparação com dados experimentais.

3.2 Equações de conservação

As equações matemáticas de conservação, que descrevem as leis da mecânica de fluidos, são resolvidas numericamente, em conjunto com o modelo de turbulência. O modelo matemático usado é tridimensional, para fluido incompressível, Newtoniano ou não-Newtoniano, em regime turbulento e estacionário ou transiente.

O programa FLUENT (6.3.26) resolve as equações para a conservação de massa:

$$\nabla \bar{v} = 0 \quad (3.1)$$

e de *momentum*:

$$\frac{\partial}{\partial t}(\rho \bar{v}) + \nabla \cdot (\rho \bar{v} \bar{v}) = -\nabla p + \nabla \cdot (\bar{\tau}) \quad (3.2)$$

sendo t , o tempo, \bar{v} , o vector da velocidade do fluido, ρ , a densidade, p , a pressão estática e $\bar{\tau}$, o tensor das tensões.

O estudo foi efectuado para os regimes laminar e turbulento, tendo sido decidido utilizar o modelo k - ε normalizado para o regime turbulento. O fluxo de entrada é laminar e, por isso, considerou-se nula a turbulência à entrada. No entanto, considerou-se que a descontinuidade da geometria, devida à bifurcação, seria suficiente para gerar turbulência na vizinhança da bifurcação. O modelo k - ε , com funções de parede melhoradas, descreve a turbulência gerada localmente. Este modelo é largamente utilizado e apresenta bom desempenho na maioria dos casos, principalmente no cálculo de zonas de recirculação. Quando incluída, a turbulência é descrita por duas equações, uma para o transporte de energia cinética turbulenta, k :

$$\frac{\partial}{\partial t}(\rho k) + \nabla(\rho \bar{v} k) = \nabla \left[\left(\mu + \frac{\mu_t}{\sigma_k} \right) \frac{\partial k}{\partial x_j} \right] + G_k - \rho \varepsilon \quad (3.3)$$

e outra para a taxa de dissipação, ε :

$$\frac{\partial}{\partial t}(\rho \varepsilon) + \nabla(\rho \bar{v} \varepsilon) = \nabla \left[\left(\mu + \frac{\mu_t}{\sigma_\varepsilon} \right) \frac{\partial \varepsilon}{\partial x_j} \right] + C_{1\varepsilon} \frac{\varepsilon}{k} G_k - C_{2\varepsilon} \rho \frac{\varepsilon^2}{k} \quad (3.4)$$

sendo, μ a viscosidade e μ_t a viscosidade turbulenta (ou *eddy*). G_k representa a geração de energia cinética turbulenta devida aos gradientes médios da velocidade. $C_{1\varepsilon}$ e $C_{2\varepsilon}$ são constantes, 1,44 e 1,92, respectivamente. $\sigma_k = 1,0$ e $\sigma_\varepsilon = 1,3$ são os números de Prandtl turbulento para k e ε , respectivamente. A viscosidade turbulenta é dada por:

$$\mu_t = \rho C_\mu \frac{k^2}{\varepsilon} \quad (3.5)$$

e considerando C_μ igual a 0,09.

3.3 Fluido

O sangue flui no sistema circulatório sanguíneo, mantendo os organismos vivos. É um meio complexo composto por plasma, um fluido Newtoniano, e uma suspensão de várias células, tais como eritrócitos, leucócitos e plaquetas, formando um fluido não-Newtoniano.

Grande parte dos estudos de CFD simulam o sangue como um fluido incompressível e Newtoniano, especialmente nas artérias de grande calibre, tais como a ilíaca, não considerando significativa a influência da reologia (Shipkowitz *et al.*, 1998; Taylor *et al.*, 1999; Lee e Chen, 2002, 2003; Artoli *et al.*, 2006). Johnston *et al.* (2004) concluíram que o modelo Newtoniano da viscosidade do sangue é uma aproximação válida nas regiões de média e elevada tensão de corte. Os efeitos não-Newtonianos foram estudados apenas nas artérias de menor calibre, como as carótidas (Perktold *et al.*, 1991; Gijsen *et al.*, 1999). O modelo de Carreau-Yasuda tem revelado ser a melhor aproximação para descrever o comportamento do fluxo, tanto em tensões de corte elevadas como baixas (Gijsen *et al.*, 1999; Abraham, 2005; Chen e Lu, 2006; Oliveira e Matos, 2008).

Para estudar a influência da reologia do sangue no desenvolvimento da aterosclerose, o fluxo é modelado como um fluido Newtoniano ou não-Newtoniano, descrito pelo modelo de Carreau-Yasuda.

Para o fluido Newtoniano, a viscosidade dinâmica é constante ($0,004 \text{ kg.m}^{-1}\text{s}^{-1}$) e a tensão de corte proporcional ao tensor taxa de deformação ($\overline{\overline{D}}$) descrita pela seguinte equação:

$$\overline{\overline{\tau}} = \mu \overline{\overline{D}} \quad (3.6)$$

sendo μ a viscosidade dinâmica para o fluido Newtoniano e $\overline{\overline{D}}$ definida por:

$$\overline{\overline{D}} = \left(\frac{\partial u_j}{\partial x_i} + \frac{\partial u_i}{\partial x_j} \right) \quad (3.7)$$

Para o fluido não-Newtoniano a viscosidade (η^*) é função da tensão de corte ($\dot{\gamma}$) descrita por:

$$\dot{\gamma} = \sqrt{\frac{1}{2} \overline{\overline{D}} : \overline{\overline{D}}} \quad (3.8)$$

com

$$\overline{\overline{\tau}} = \eta^* \left(\overline{\overline{D}} \right) \overline{\overline{D}} \quad (3.9)$$

$$\overline{\overline{D}} = \left(\frac{\partial u_j}{\partial x_i} + \frac{\partial u_i}{\partial x_j} \right) \quad (3.10)$$

sendo $\overline{\overline{D}}$ a taxa de deformação.

O modelo reológico de Carreau-Yasuda usado é:

$$\eta = \eta_\infty + (\eta_0 - \eta_\infty) \left[1 + (\dot{\gamma} \lambda^*)^a \right]^{(n-1)/a} \quad (3.11)$$

sendo η_0 e η_∞ , respectivamente, a viscosidade do fluido à taxa de deformação nula ou infinita, n o expoente da lei de potência e λ^* a constante do tempo. Neste trabalho, os parâmetros do modelo de Carreau-Yasuda, obtidos de Gijsen *et al.* (1999), são: $\eta_0 = 22 \times 10^{-3} \text{ kg.m}^{-1}\text{s}^{-1}$, $\eta_\infty = 2.2 \times 10^{-3} \text{ kg.m}^{-1}\text{s}^{-1}$, $a = 0.644$, $n = 0.392$ e $\lambda = 0.110 \text{ s}$.

3.4 Geometria e condições de fronteira

Este projecto que engloba estudos, numérico e experimental, tem como objecto, a bifurcação ilíaca da aorta abdominal. A geometria real da aorta abdominal, na região das renais e ilíacas, obtida num exame de TAC (Tomografia Axial Computorizada) a um paciente, é visualizada na Figura 3.1.

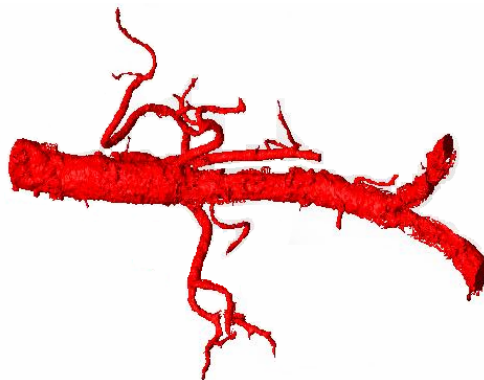


Figura 3.1 – Geometria real da aorta abdominal e bifurcação ilíaca, obtida num exame de TAC.

Numa primeira fase deste trabalho, e tentando isolar efeitos, esta geometria real foi simplificada e representada por um modelo em forma cónica bifurcada em dois cilindros, formando um ângulo de 56° (Figura 3.2). Para a definição das dimensões atendeu-se aos dados dos raios e comprimentos apresentados na literatura (Avolio, 1980; Stergiopulos, 1992; Lee, 2003; Wang e Parker, 2004). A Figura 3.2 representa o plano médio xy do modelo geométrico tridimensional, testado neste trabalho.

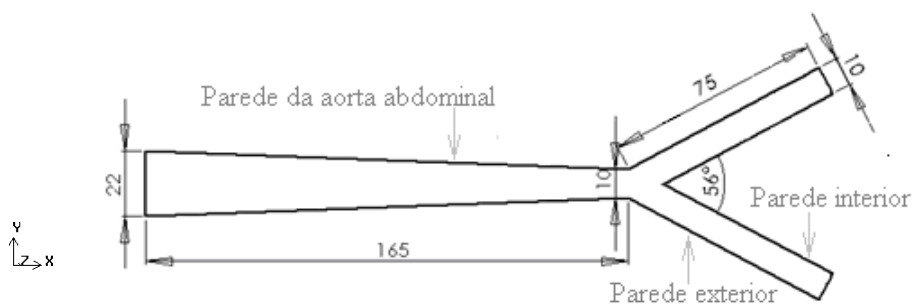


Figura 3.2 – Geometria da aorta abdominal e bifurcação nas artérias ilíacas no plano médio xy (dimensões em mm).

A aorta abdominal é um cilindro de 165 mm de comprimento com diminuição de raio desde 11 mm a 5 mm. As artérias bifurcadas divergem de um ângulo de 56° e apresentam 75 mm de comprimento e um raio constante de 5 mm. As duas artérias ilíacas possuem as mesmas características geométricas e caudais de saída iguais.

A geometria é modelada como sendo uma parede sólida e considerando a condição de não-deslizamento. Esta aproximação permite a validação do modelo numérico com os dados experimentais.

Relativamente à velocidade de entrada, foram considerados dois casos (Figura 3.3): um perfil de velocidade de entrada uniforme e um fluxo de entrada laminar completamente desenvolvido.

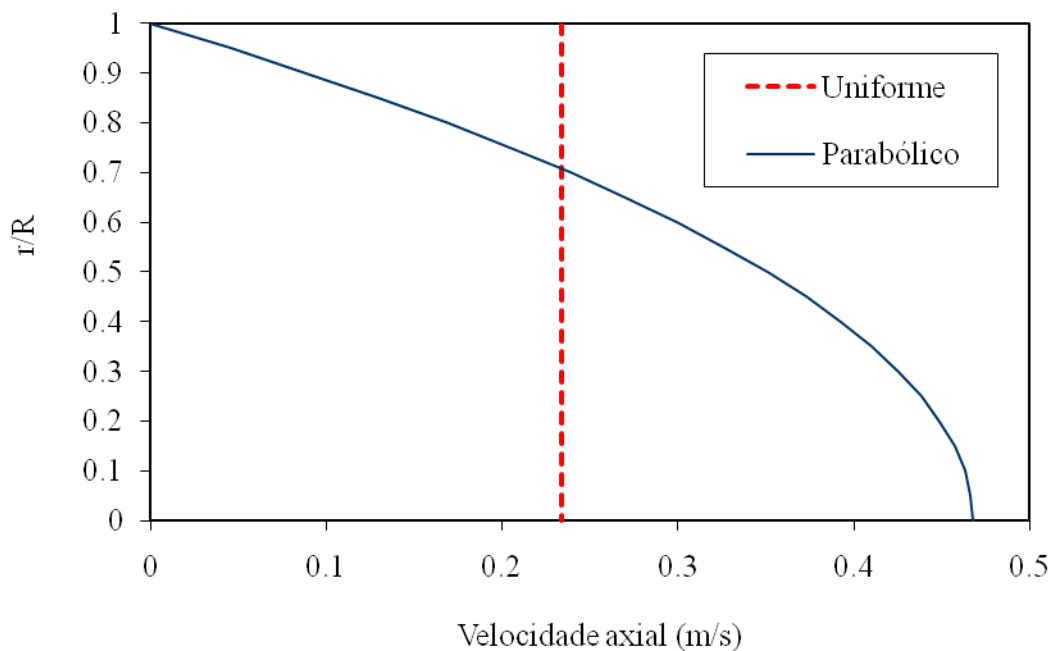


Figura 3.3 – Perfil de velocidade de entrada (perfil --- uniforme e — parabólico).

O caso estacionário é definido por uma velocidade de entrada uniforme, V_U , com o valor de 0,234 m/s na direcção axial. Este valor representa a velocidade máxima do perfil sanguíneo. O perfil laminar desenvolvido é definido pela seguinte equação parabólica:

$$V(m/s) = 2V_U \left[1 - \left(\frac{r}{R} \right)^2 \right] \quad (3.12)$$

sendo V , a velocidade de entrada na direcção axial (m/s), r , a coordenada radial (m) e R , o raio (m).

No caso transiente, a velocidade é função do tempo, como se apresenta na Figura 3.4. A curva da velocidade pulsátil ao longo do ciclo cardíaco foi adaptada de Taylor e Draney (2004) e refere-se a condições de descanso.

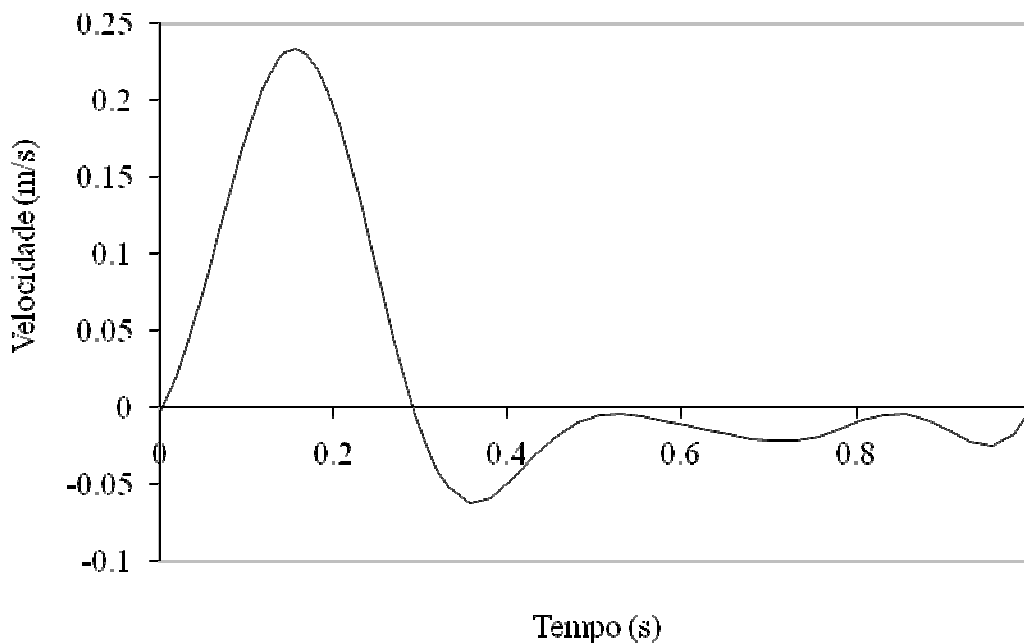


Figura 3.4 - Velocidade axial à entrada, ao longo do tempo. (adaptada de Taylor e Draney, 2004).

Foi feita a aproximação numérica da curva do fluxo sanguíneo de Taylor e Draney (2004) a uma função sinusoidal, através do método de mínimos quadrados, usando o software numérico CoNum desenvolvido na Universidade do Minho.

$$\begin{aligned} V(\times 10^{-2} m/s) = & 2.46 + 5.10 \cos(2\pi t) - 1.93 \cos(4\pi t) - 4.93 \cos(6\pi t) - \\ & 0.919 \cos(8\pi t) + 5.81 \sin(2\pi t) + 6.72 \sin(4\pi t) + \\ & 0.395 \sin(6\pi t) - 1.07 \sin(8\pi t) \end{aligned} \quad (3.13)$$

Para se definir o perfil de velocidade de entrada no programa usado no nosso trabalho, esta função é definida em C++ e depois compilada no FLUENT.

3.5 Método dos volumes finitos

No método dos volumes finitos, para a geração da malha, o domínio é subdividido num número elevado de volumes de controlo, em que as equações de conservação são aplicadas. As propriedades de cada volume de controlo são referenciadas a um ponto que é o seu centro de gravidade. As fronteiras físicas são coincidentes com as fronteiras dos volumes de controlo (Versteeg e Malalasekera, 1995).

A Figura 3.5 apresenta uma parte duma malha 2D usada para subdividir o domínio, em que se observa a notação usual para identificação de cada nó, faces e os elementos vizinhos.

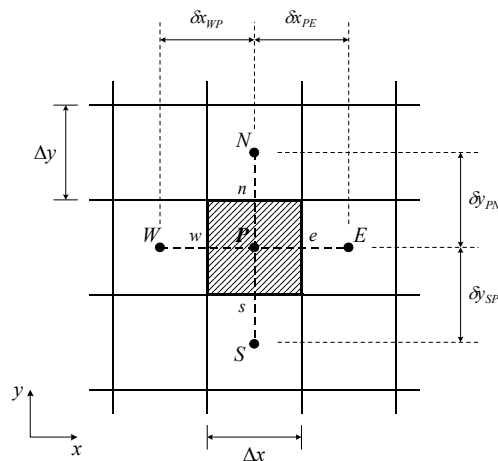


Figura 3.5 – Volume de controlo típico e nomenclatura usada para a discretização das equações.

Para a resolução das equações de conservação, o ponto de partida é a sua forma integral, aplicada a volume de controlo VC. Para uma equação genérica de conservação para a propriedade ϕ , num volume finito V, delimitado pela área A:

$$\int_{VC} \frac{\partial(\rho\phi)}{\partial t} dV + \int_{VC} \text{div}(\rho\phi v) dV = \int_{VC} \text{div}(\Gamma\nabla\phi) dV + \int_{VC} S_\phi dV \quad (3.14)$$

Esta equação inclui os vários processos de transporte: o termo da taxa de variação e o termo convectivo, no lado esquerdo da equação e os termos difusivo e fonte, no lado direito da equação. Esta equação é reescrita como um integral sobre toda a delimitação da superfície do volume de controlo, usando o teorema de divergência de Gauss:

$$\int_{VC} \frac{\partial(\rho\phi)}{\partial t} dV + \int_A \rho\phi v \cdot n dA = \int_A (\Gamma\nabla\phi) \cdot n dA + \int_{VC} S_\phi dV \quad (3.15)$$

sendo n , o versor normal à superfície (Versteeg e Malalasekera, 1995). Assume-se que ϕ é a única variável desconhecida. O fluxo através da fronteira do volume de controlo é a soma dos integrais nas faces que delimitam o volume de controlo (4 em domínio 2D ou 6 em 3D):

$$\int_A f dA = \sum_j \int_{A_k} f dA \quad (3.16)$$

sendo f a componente do vector do fluxo convectivo ($\rho\phi v \cdot n$) ou difusivo ($\Gamma\nabla\phi \cdot n$) na direcção normal à face do volume de controlo (Ferziger e Peric, 2002). Como os valores da variável nas faces não são conhecidos, têm de ser obtidos por interpolação dos valores nos nós. A interpolação deve ser pelo menos do mesmo grau de precisão como o do esquema de integração e, neste trabalho foi utilizado o esquema de diferenças a montante de 2ª ordem. A precisão de ordem superior é conseguida pela expansão em série de Taylor da solução centrada no volume de controlo em relação ao seu centróide. O valor de ϕ na face é calculado usando a seguinte expressão:

$$\phi_f = \phi + \nabla\phi \cdot \vec{r} \quad (3.17)$$

sendo ϕ e $\nabla\phi$ os valores no centro do volume de controlo e o seu gradiente no volume de controlo a montante, respectivamente e \vec{r} o vector de deslocamento desde o centróide da célula a montante ao centróide da face. Este esquema requer a determinação do gradiente, através do teorema da divergência, em todos os volumes de controlo.

Após a discretização, a equação de conservação para a variável ϕ na célula P é geralmente não linear, podendo a sua forma linearizada ser escrita como:

$$a_P \phi_P = \sum_{viz} a_{viz} \phi_{viz} + b \quad (3.18)$$

em que a_P é o coeficiente central, a_{viz} são os coeficientes linearizados das células vizinhas, e b é a contribuição da parte constante do termo fonte S_C em $S = S_C + S_P \phi$ e das condições de fronteira e sendo:

$$a_P = \sum_{ab} a_{ab} - S_P \quad (3.19)$$

O conjunto formado pelas equações algébricas de todos os volumes de controlo para cada variável, ϕ , é expresso em notação matricial e resolvido por um método numérico iterativo.

3.6 Esquema de discretização no tempo

Para a simulação transiente, as equações de conservação têm de ser discretizadas no espaço e no tempo. A discretização no espaço é idêntica ao caso estacionário. A discretização temporal envolve a integração de cada termo na equação diferencial, num intervalo de tempo Δt . Integrando a equação diferencial no volume de controlo e num intervalo de tempo, desde o instante t a $t+\Delta t$, temos:

$$\int_t^{t+\Delta t} \int_{VC} \frac{\partial(\rho\phi)}{\partial t} dV dt + \int_t^{t+\Delta t} \int_{VC} \text{div}(\rho\phi v) dV dt = \quad (3.20)$$

$$\int_t^{t+\Delta t} \int_{VC} \text{div}(\Gamma \nabla \phi) dV dt + \int_t^{t+\Delta t} \int_{VC} S_\phi dV dt$$

que pode ser escrita como:

$$\int_{VC} \left[\int_t^{t+\Delta t} \rho c \frac{\partial \phi}{\partial t} dt \right] dV + \int_t^{t+\Delta t} (\Gamma \phi A)_e - (\Gamma \phi A)_w dt + \int_t^{t+\Delta t} (\Gamma \phi A)_n - (\Gamma \phi A)_s dt =$$

$$\int_t^{t+\Delta t} \left[\Gamma A \left(\frac{\partial \phi}{\partial x} \right) \right]_e - \left[\Gamma A \frac{\partial \phi}{\partial x} \right]_w dt + \int_t^{t+\Delta t} \left[\Gamma A \left(\frac{\partial \phi}{\partial x} \right) \right]_n - \left[\Gamma A \frac{\partial \phi}{\partial x} \right]_s dt + \int_t^{t+\Delta t} \bar{S} \Delta V dt$$
(3.21)

Se assumirmos que a variável num dado nó é igual em todo volume de controlo, o primeiro termo da equação fica:

$$\int_{VC} \left[\int_t^{t+\Delta t} \rho c \frac{\partial \phi}{\partial t} dt \right] dv = \rho c (\phi_P^{n+1} - \phi_P^n) \Delta V$$
(3.22)

Os termos que incluem discretização espacial $\frac{\partial \phi}{\partial t} = F(\phi)$ são discretizados usando o método de segunda ordem:

$$\frac{3\phi^{n+1} - 4\phi^n + \phi^{n-1}}{2\Delta t} = F(\phi)$$
(3.23)

Após a discretização deste termo, é necessário escolher o esquema a usar para a integração no tempo, em particular o nível de tempo de ϕ a usar para determinar F . Neste trabalho, foi utilizado o método implícito em que a solução é calculada em cada nível novo de tempo:

$$\frac{3\phi^{n+1} - 4\phi^n + \phi^{n-1}}{2\Delta t} = F(\phi^{n+1})$$
(3.24)

Esta equação implícita pode ser resolvida iterativamente em cada nível de tempo, antes de se passar ao nível seguinte. A vantagem deste esquema é a sua estabilidade relativamente ao tamanho do intervalo de tempo.

3.7 Algoritmo de solução

O programa FLUENT, utilizado neste trabalho, lineariza e resolve as equações, empregando uma abordagem própria para fluidos incompressíveis (Fluent 6.2 User's Guide, 2005). O campo de velocidades é obtido das equações de *momentum*. O campo de pressão é obtido pela resolução da equação de pressão (ou correção de pressão), sendo esta obtida manipulando as equações de conservação de massa (continuidade) e de *momentum*, de modo a que o campo de velocidades, corrigido pela pressão, satisfaça a continuidade. Como as equações resultantes são não-lineares e acopladas, o processo de resolução é iterativo até que a solução convirja. As etapas que constituem o processo iterativo para resolução das equações são apresentadas na Figura 3.6.

Para o acoplamento das equações de pressão e velocidade foi utilizado o algoritmo SIMPLE, baseado no método do predictor-corrector. O algoritmo SIMPLE usa, então, uma relação entre as correções de velocidade e pressão, de modo a garantir conservação de massa e obter o campo de pressões. Se a equação de *momentum* é resolvida com uma aproximação inicial do campo de pressões, o fluxo resultante não satisfaz a equação de conservação de massa. Consequentemente, a correção é adicionada ao fluxo, de tal modo que o fluxo corrigido satisfaça a conservação de massa. O algoritmo SIMPLE substitui as equações de correção de fluxo em equações de continuidade discretas, para obter uma equação discreta para a correção da pressão na célula.

Assumindo todas as aproximações anteriores, obtém-se uma equação algébrica, que relaciona o valor da variável no centro do VC com os valores das células vizinhas. Para resolver o problema, devem ser escritas as equações discretizadas para cada VC. Para os VC adjacentes à fronteira do domínio, a equação geral discretizada deve ser modificada para incorporar as condições de fronteira (Versteeg e Malalasekera, 1995). A matriz dos coeficientes do sistema de equações resultante é sempre esparsa, ou seja, a maior parte dos seus elementos é zero. O número máximo de elementos em cada coluna é igual ao número de células vizinhas, para aproximações de segunda ordem.

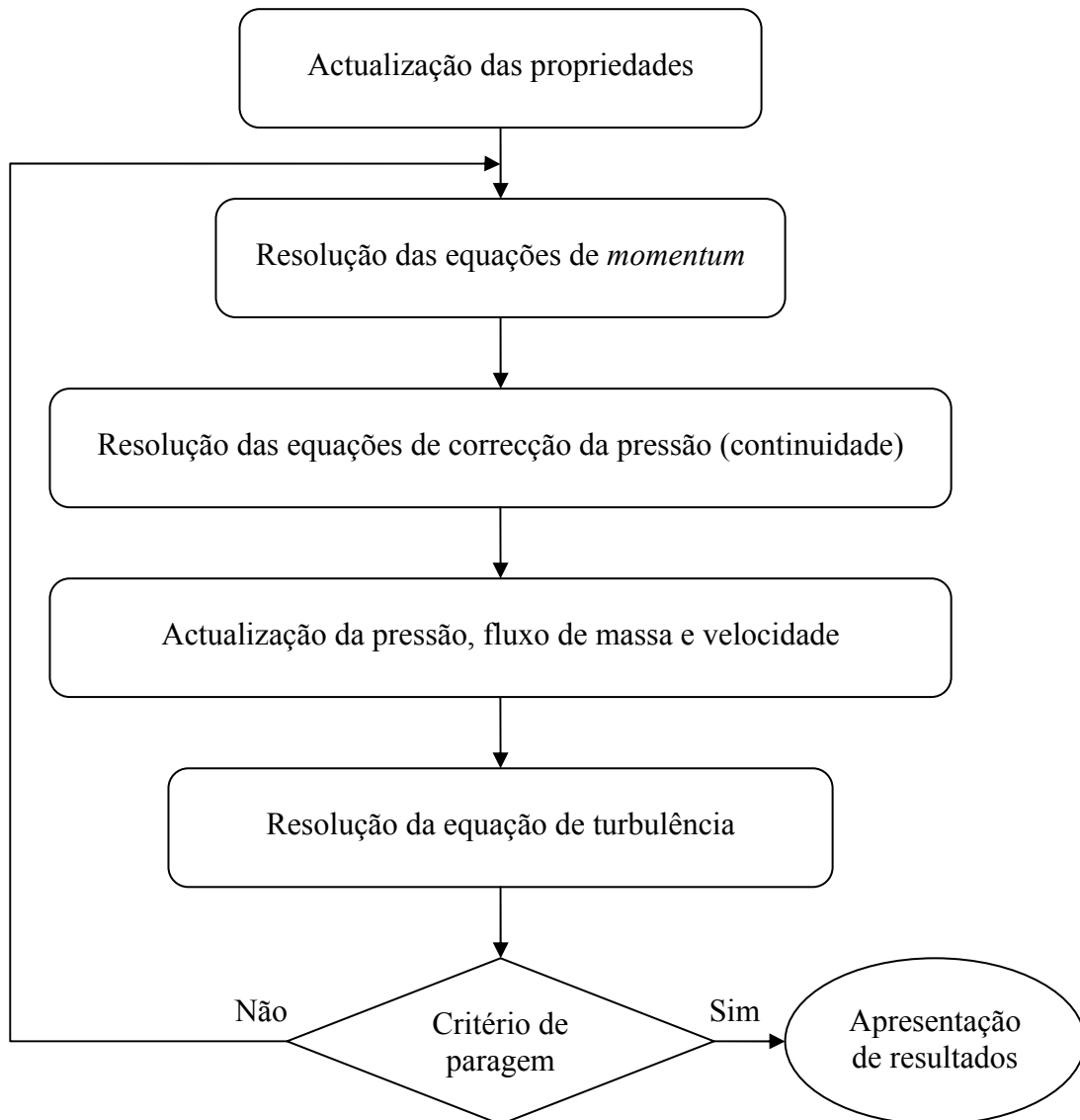


Figura 3.6 – Esquema do método numérico iterativo (Adaptado de Fluent 6.2 User's Guide, 2005).

O sistema de equações algébricas lineares resultante é resolvido obtendo a distribuição da propriedade incógnita, ϕ , tal como a velocidade, nos nós. Há dois tipos de técnicas para resolução das equações algébricas lineares: os métodos directos e os métodos iterativos. A principal vantagem dos métodos iterativos é apenas ser necessário armazenar a informação dos elementos não nulos na memória central, tornando-os mais económicos que os métodos directos. Os métodos iterativos mais usuais são o de Jacobi e o de Gauss-Seidel. O FLUENT usa o método iterativo de Gauss-Seidel para resolução

do sistema de equações lineares. É um método de fácil implementação, mas a convergência pode ser lenta quando o sistema de equações é grande. Para aceleração da convergência, o FLUENT usa o método algébrico de refinamento da malha (AMG – Algebraic Multigrid), para resolver a equação de correção da pressão. Uma vez obtida a solução, a pressão na célula e o fluxo na face são corrigidas. O fluxo corrigido satisfaz a equação discreta da continuidade em cada iteração.

Em cada iteração, os novos valores calculados das variáveis são actualizados com os valores anteriores, usando uma técnica de sub-relaxação, em que o utilizador pode alterar os valores predefinidos para obtenção de melhor convergência. O processo iterativo continua até que o critério de paragem definido seja atingido, ou seja, até que os valores dos resíduos sejam menores do que o valor pré-definido ($R < 1 \times 10^{-5}$).

No FLUENT, o resíduo para a variável ϕ é definido por:

$$R^\phi = \frac{\sum_{cells P} |\sum_{ab} a_{ab} \phi_{ab} + b - a_P \phi_P|}{\sum_{cells P} |a_P \phi_P|} \quad (3.25)$$

Para a equação de continuidade, o resíduo é definido por:

$$\frac{R_{iteração N}^C}{R_{iteração 5}^C} \quad (3.26)$$

em que o denominador é o maior valor absoluto dos resíduos da continuidade nas primeiras 5 iterações e, sendo:

$$R^C = \sum_{cells P} |taxa \ de \ criação \ de \ massa \ na \ célula \ P| \quad (3.27)$$

3.8 Pós-processamento da solução

O programa FLUENT permite a visualização gráfica e a exportação dos resultados obtidos nas simulações efectuadas para caracterização do fluxo sanguíneo na vizinhança da bifurcação ilíaca, ao longo do ciclo cardíaco infra-renal. O comportamento da hemodinâmica foi analisado, essencialmente, em termos de distribuição de velocidades e de tensão de corte na parede, definida por:

$$\tau = \mu \left(\frac{\partial u}{\partial y} \right)_{y=0} \quad (3.28)$$

sendo μ a viscosidade dinâmica, u a velocidade axial e y a distância à parede.

Analisou-se ainda a intensidade da turbulência definida por:

$$I \equiv \frac{\tilde{u}}{U} \quad (3.29)$$

sendo \tilde{u} o desvio padrão das flutuações da velocidade e U a velocidade média.

Os resultados foram apresentados para todo o domínio geométrico, com relevo de algumas localizações. De modo a clarificar a apresentação dos resultados e a sua discussão, foram identificadas várias regiões (Figura 3.7) na geometria que mereceram especial atenção, tais como o plano médio xy , os eixos da aorta abdominal e das artérias ilíacas, e as linhas radiais x_1 , x_2 , x_3 e x_4 com as posições axiais de 150, 165, 175 e 185 mm, respectivamente.

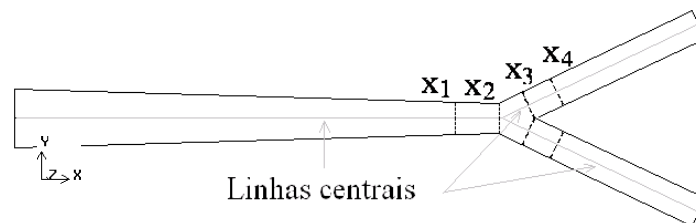


Figura 3.7 – Localizações relevantes do modelo geométrico, no plano médio xy .

De igual modo são apresentados, na Figura 3.8, os instantes de tempo que mereceram especial atenção na análise dos resultados.

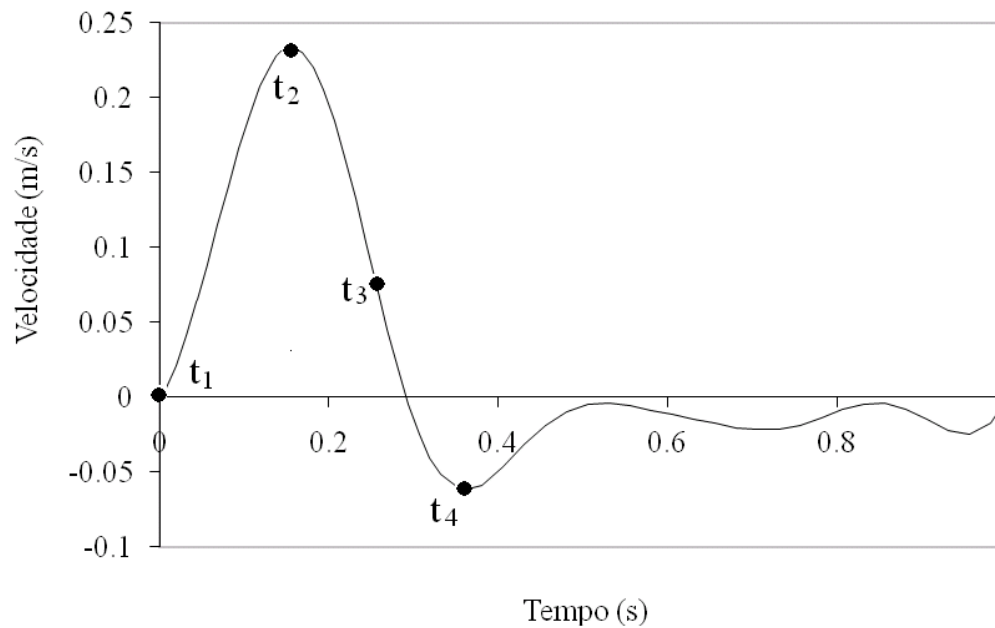


Figura 3.8 – Instantes de tempo relevantes do perfil de velocidade axial à entrada.

Os instantes t_1 , t_2 , t_3 e t_4 representam o instante inicial (0,00 s), o pico sistólico (0,16 s), a fase de desaceleração (0,26 s) e o pico de velocidade mínima (0,36 s), respectivamente.

CAPÍTULO 4

INSTALAÇÃO EXPERIMENTAL

Neste capítulo, é descrito detalhadamente o projecto e construção da instalação experimental, incluindo a secção de teste, representativa da aorta abdominal e bifurcação nas artérias ilíacas e o sistema mecânico, que garante um ciclo cardíaco característico desta região. São ainda apresentados os procedimentos experimentais e técnicas envolvidas, incluindo o sistema de anemometria laser, LDA. Analisou-se a precisão dos resultados e a incerteza das medições experimentais.

4.1 Instalação Experimental

Para compreender melhor o mecanismo associado à aterosclerose, várias condições fisiológicas devem ser replicadas *in vitro*. Este estudo engloba o projecto da construção da instalação laboratorial capaz de reproduzir o fluxo sanguíneo pulsátil na bifurcação ilíaca. Aqui são descritos alguns detalhes da instalação experimental, destinados à realização de ensaios laboratoriais no modelo. São apresentadas as condições representativas das condições fisiológicas em estudo, tais como o fluido de teste, a geometria da secção de teste e o fluxo sanguíneo infra-renal reproduzido.

4.1.1 Esquema geral

A Figura 4.1 esquematiza, de uma forma simplificada, a instalação laboratorial desenvolvida neste trabalho.

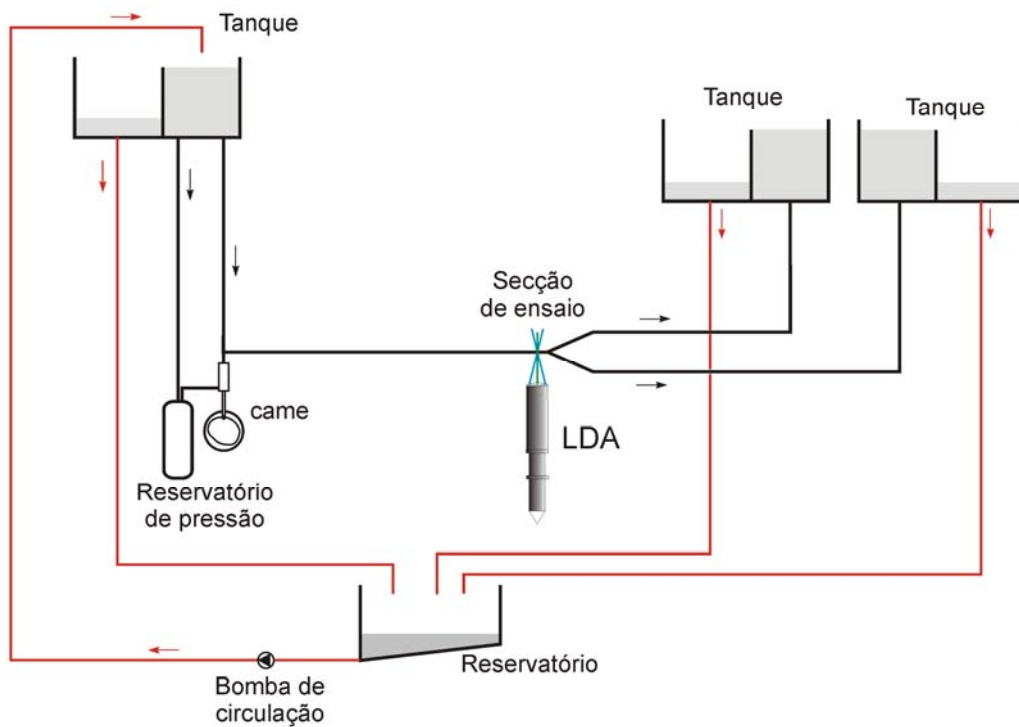


Figura 4.1 - Esquema simplificado da instalação experimental.

A instalação experimental foi projectada e construída de acordo com as necessidades inerentes ao projecto. Projectou-se uma instalação para funcionar quer em regime estacionário, garantido pela diferença de cotas dos reservatórios de entrada e saída de fluido, quer em regime transiente. Pretendeu-se reproduzir o fluxo fisiológico pulsante característico da aorta infra-renal em que, durante parte do ciclo cardíaco, ocorre fluxo reverso. De facto, o sangue flui no sentido do coração para as artérias e arteríolas, mas também ocorre, numa percentagem menor de tempo, em sentido contrário devido às exigências de fluxo sanguíneo necessários para órgãos a montante da bifurcação, como os rins. O projecto da instalação contemplou ainda a possibilidade de estudar diferentes distribuições do fluxo de saída, através da diferença de cotas dos dois tanques de saída, correspondentes a cada uma das artérias ilíacas.

O fluxo fisiológico pulsante foi assegurado por um mecanismo de came-seguidor, representando o ciclo cardíaco infra-renal. O pulso do fluxo é de 60 ciclos por minuto. Foi considerado um fluxo estável após 60 ciclos completos. A direcção do fluxo é controlada por três electroválvulas, que garante o perfil da came na maior parte do tempo. Numa percentagem menor do ciclo, o perfil não é garantido pela came, mas pela altura de carga dos tanques de entrada e de saída, para que o cilindro se encha com fluido para o ciclo seguinte.

Para seleccionar o tipo e material mais adequado de cada componente que constitui a instalação experimental, foi necessário um estudo cuidadoso das exigências inerentes ao projecto e da oferta existente no mercado, quando aplicável. Por vezes, devido à especificidade de certos componentes, tais como a geometria do sulco da came, não foi possível recorrer às ofertas de mercado e foi, por isso, encomendado à medida do projecto.

A instalação experimental é constituída pelos seguintes componentes:

Came

A came é uma peça de metal concebida para controlar o movimento do seguidor, que transmite o perfil transiente do fluxo. O contacto entre a came e o seguidor é feito por uma junta de contacto, designada *form-closed*. A geometria do sulco garante

deslocamentos variáveis em cada instante de tempo, permitindo um elevado controlo sobre o movimento. O raio de base para a geometria do sulco foi desenhado atendendo ao perfil de velocidade pretendido e aos diâmetros internos disponíveis para o cilindro. Optou-se, assim, por este sistema de difícil produção e dispendioso, mas com flexibilidade suficiente para reproduzir praticamente qualquer movimento. Uma vez concebido o perfil da came, este foi traduzido num sistema de coordenadas e estas usadas como *input* para uma máquina de comando numérico. A came é de aço, tendo sido feito um tratamento da sua superfície de cementação, para aumentar a dureza da superfície. Os componentes auxiliares ao funcionamento da came são descritos na secção 4.1.3.

Secção de teste

Pretendeu-se reproduzir, em material de vidro, um modelo simplificado da aorta abdominal e sua bifurcação nas duas artérias ilíacas.

Reservatórios

Na projecção da instalação experimental foram especificados quatro reservatórios no total. Há um reservatório para alimentação da instalação, dois para recolha do fluido nas duas saídas e um principal para drenagem do fluido excedente dos dois reservatórios de saída e que fornece o fluido para o reservatório de alimentação da instalação.

Este último deve ter um volume igual à soma dos outros três e mais um volume de segurança para que a bomba de circulação não cavite.

Os outros três reservatórios correspondentes à entrada e às duas saídas de fluido têm de ter uma altura de carga constante de fluido, para que o fluxo possa ser garantido pela diferença de cotas dos reservatórios. Assim, são divididos em dois compartimentos, sendo um, para garantir a altura constante de fluido e o outro para o excesso de fluido, com uma saída para o fluido excedentário ser drenado para o reservatório principal.

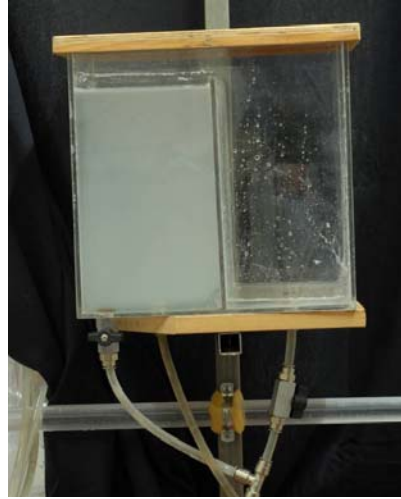


Figura 4.2 – Vista do tanque construído.

Todos os reservatórios foram construídos com placas de acrílico de 5 mm de espessura. As tampas para os reservatórios são feitas em madeira e têm como função evitar a contaminação do fluido através da deposição de partículas existentes no ar. Os tanques são apoiados directamente em placas de madeira que, por sua vez, estão ligadas a tubos de secção transversal rectangular 4x4 mm, posicionados verticalmente. Os suportes de madeira podem ser posicionados em qualquer altura desejada.

Bomba de circulação

A drenagem do fluido do reservatório principal para o reservatório que alimenta a instalação é feita por uma bomba de circulação (230 V, 50/60 Hz), que debita um caudal máximo de 4 dm³/min (ou 6,6x10⁻⁵ m³/s). O caudal necessário para a recirculação do sistema é regulado por uma válvula de corte.

Bomba de balão

O reservatório de pressão é uma bomba de balão AQUA 8 (1,5 bar) da FIAMMA debita um caudal máximo de 7 L/min. Utiliza o fluido do reservatório principal para ajudar na purga do sistema e no enchimento do cilindro. A sua principal função é a de garantir

uma pressão adequada para a alimentação do cilindro via electroválvulas. A estabilização da pressão é feita com o auxílio de um pequeno reservatório de pressão com a capacidade de 3 L.

Tubo cilíndrico

Foi colocado um tubo cilíndrico de acrílico de 2 m de comprimento a montante da secção de teste, para que o fluxo seja perfeitamente desenvolvido à entrada desta. O diâmetro interno é de 22 mm de modo a ser igual ao da entrada da secção de teste.

Acessórios de ligação

As tubagens de ligação entre as várias componentes da instalação experimental são de plástico e apresentam um diâmetro interno de 8 mm.

Todos os outros acessórios, tais como os racores e as válvulas anti-retorno e de corte são de utilização pneumática, devido ao seu baixo custo e ao facto de as pressões existentes no sistema hidráulico serem reduzidas.

Fluido

Como o sangue humano nem sempre está disponível nas quantidades necessários aos ensaios experimentais, recorreu-se a um fluido análogo. Este deve apresentar características similares ao sangue e satisfazer as exigências inerentes às técnicas experimentais utilizadas neste trabalho. Considerou-se que o sangue tem um comportamento Newtoniano na vizinhança da bifurcação ilíaca, com viscosidade de $0,004 \text{ kg m}^{-1} \text{ s}^{-1}$ e massa volúmica de 1057 kg/m^3 .

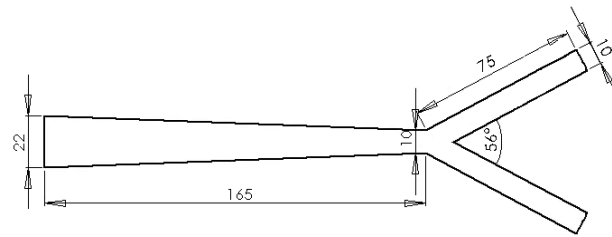
A Figura 4.3 ilustra a instalação experimental construída no Laboratório de Mecânica de Fluidos, do Departamento de Engenharia Mecânica.



Figura 4.3 – Vista geral da instalação construída, com todos os acessórios montados.

4.1.2 Bifurcação ilíaca

As lesões ateroscleróticas acontecem essencialmente em geometrias complexas, tais como a bifurcação da aorta abdominal nas artérias ilíacas. A Figura 4.4 (a) representa uma secção de corte no plano médio xy do modelo geométrico tridimensional, usado neste trabalho. O modelo geométrico usado nos ensaios experimentais está esquematizado na Figura 4.4 (b).



(a)



(b)

Figura 4.4 – Aorta abdominal e bifurcação ilíaca: (a) modelo geométrico esquematizado; (b) modelo experimental.

O modelo experimental da bifurcação ilíaca tem paredes rígidas de vidro, de modo a que seja compatível com a técnica de anemometria laser adoptada para as medições de velocidade. A aorta abdominal tem 165 mm de comprimento com um diâmetro de entrada de 22 mm e saída de 10 mm. As artérias ilíacas divergem com um ângulo de 56° e têm uma secção transversal constante com 10 mm de diâmetro e 75 mm de comprimento (Carneiro *et al.*, 2007). Idealmente, as artérias ilíacas apresentam as mesmas características geométricas e o fluxo será igualmente distribuído por elas.

4.1.3 Sistema de fluxo pulsátil

Taylor e Draney (2004) quantificaram o fluxo sanguíneo na aorta supra-renal e infra-renal em condições de descanso e de exercício. Neste projecto, para estudar a bifurcação ilíaca, adaptou-se a curva do fluxo sanguíneo na aorta infra-renal, em condições de

descanso, de Taylor e Draney (2004). A variação ao longo do ciclo cardíaco do caudal na aorta infrarenal, para a condição de descanso, baseada no trabalho desenvolvido por esses autores, é apresentado na Figura 4.4.

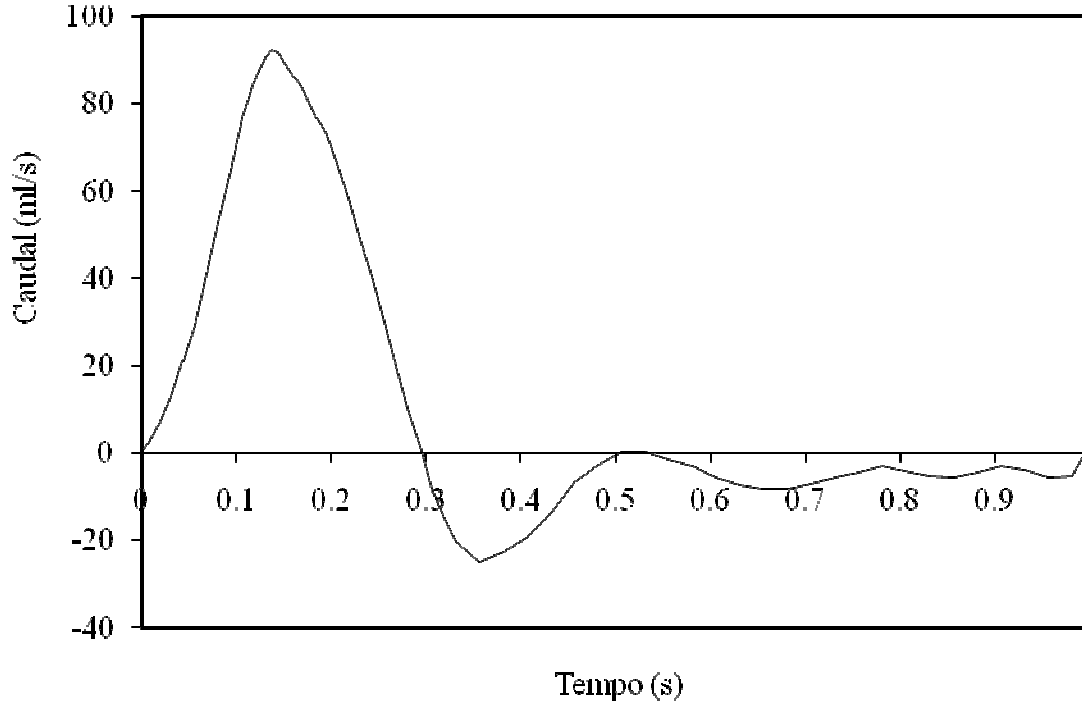


Figura 4.5 – Evolução do caudal de entrada ao longo do ciclo cardíaco.

Numa primeira fase, o sangue é bombeado pelo coração para as artérias. Devido às elevadas exigências de fluxo sanguíneo nas artérias renais, ao longo de todo o ciclo cardíaco, o fluxo sanguíneo chega a ser negativo na aorta abdominal infra-renal. Esta fase é caracterizada por o fluxo sanguíneo circular em sentido contrário ao restante ciclo, ou seja, o fluxo sanguíneo nas artérias é reverso. Para finalizar o ciclo cardíaco, acontece uma fase quase estacionária, que termina quando o sangue é novamente bombeado.

Existem vários mecanismos cinemáticos responsáveis pela transmissão de movimento, como o mecanismo came-seguidor, sistema biela-manivela, entre outros. O mecanismo came-seguidor é especialmente usado para reproduzir movimentos complexos, de elevada precisão e reprodutibilidade devido à sua robustez. Embora seja mais dispendioso, apresenta a grande vantagem de ser possível impor fluxo nos dois sentidos, ao longo de uma rotação completa da came, com perfis específicos.

Em termos experimentais, para reproduzir o fluxo sanguíneo pulsátil, foi projectado um sistema capaz de reproduzir o fluxo durante o ciclo cardíaco utilizando o sistema mecânico came-seguidor, em simultâneo com um dispositivo hidráulico para o controlo do fecho que acciona cilindros de duplo efeito (Abreu *et al.*, 2007). O mecanismo came-seguidor é um dispositivo mecânico que transmite, por contacto directo, o movimento pretendido. O mecanismo projectado consiste numa came de disco e um seguidor do tipo translacional, de rolete concêntrico. A came projectada apresenta uma junta de contacto *form-closed*, em que o contacto é assegurado pela geometria do sulco. Deste modo, existem duas superfícies de contacto responsáveis pelo movimento em ambos os sentidos, necessário para o fluxo reverso.

O perfil da velocidade ao longo do ciclo cardíaco foi simplificado para que a terceira fase do ciclo cardíaco seja nula e está representado na Figura 4.6.

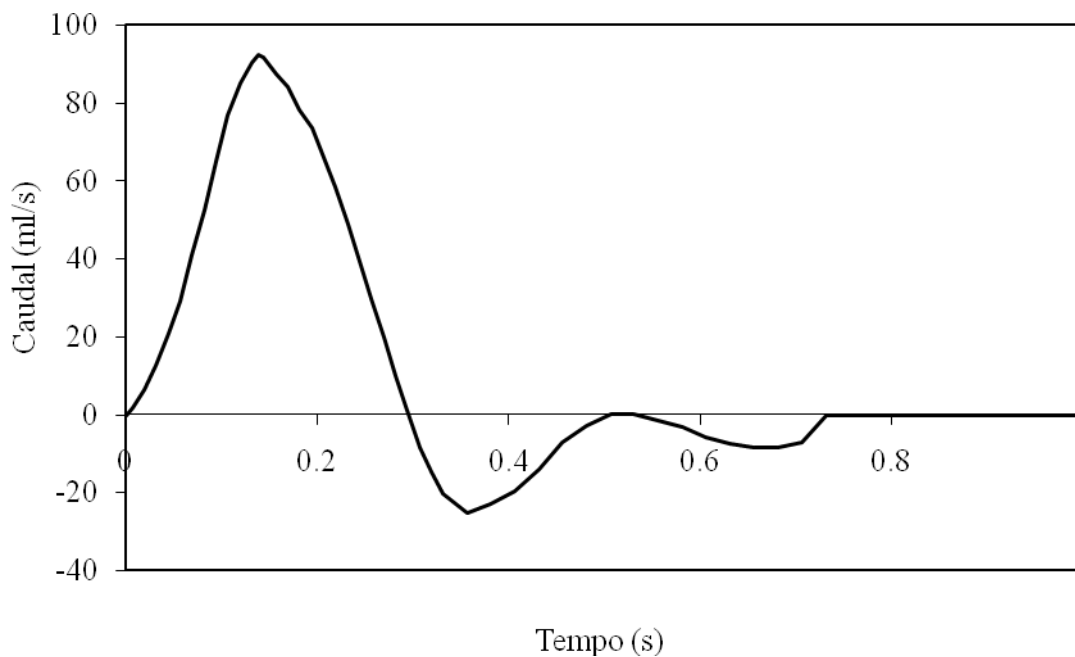


Figura 4.6 – Versão simplificada da variação da velocidade infra-renal ao longo do ciclo cardíaco.

Esta simplificação deve-se ao facto do valor da velocidade ser muito próximo de zero e, do mecanismo projectado para bombear o fluido, exigir que cerca de 1/3 do ciclo seja

utilizado para introduzir o fluido necessário para um novo ciclo. O perfil de velocidades resultante corresponde a um volume acumulado de 10,6 mL/s.

O seguidor do rolete impulsiona o movimento dum cilindro que bombeia fluido nas duas primeiras fases do ciclo e a terceira fase serve para encher o cilindro de fluido para o próximo ciclo cardíaco. O deslocamento do seguidor foi calculado tendo em consideração o diâmetro interno do cilindro de 25 mm. O perfil da curva da 3ª fase foi projectado de modo a que o cilindro fique completamente cheio para a fase seguinte.

O perfil do deslocamento do seguidor resultante, para as duas primeiras fases, foi aproximado por funções contínuas polinomiais, através do uso do programa MuPAD (Multi Processing Algebra Data Tool). A última fase foi aproximada por uma função sinusoidal. A Figura 4.7 representa o deslocamento do seguidor para as três fases consideradas, em função do ângulo de rotação da came.

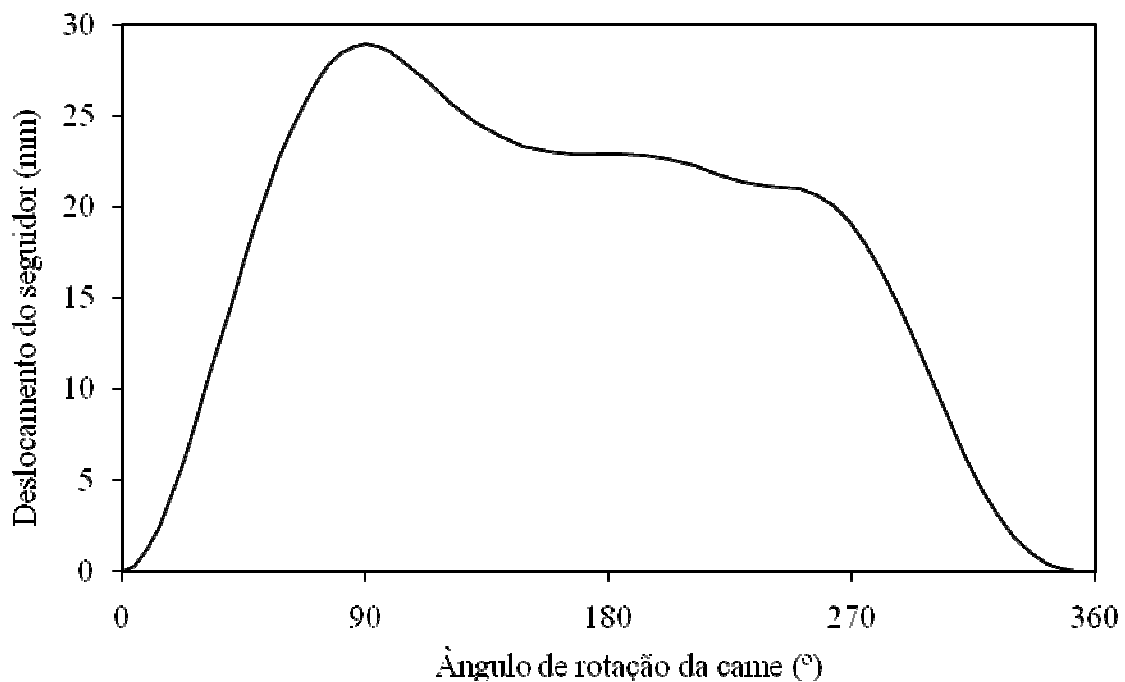


Figura 4.7 – Deslocamento do seguidor em função do ângulo de rotação da came.

O perfil da came foi obtido baseado na teoria de envelopes. A posição do seguidor é determinada para uma inversão do mecanismo came-seguidor, o que significa que a came se mantém fixa enquanto o seguidor se move relativamente a ela. O perfil da came

que vai produzir o movimento é obtido através da aproximação duma curva tangente à posição do seguidor. A família das equações de circunferência que descrevem o movimento de seguidor é dada por:

$$F(x, y, \theta) = (x - x_c)^2 + (y - y_c)^2 - R_f^2 = 0 \quad (4.1)$$

em que R_f representa o raio do rolete, (x_c, y_c) as coordenadas do centro do rolete e θ o ângulo de rotação da came. Derivando esta equação em ordem a θ :

$$\frac{\partial F}{\partial \theta} = -2(x - x_c) \frac{dx_c}{d\theta} - 2(y - y_c) \frac{dy_c}{d\theta} = 0 \quad (4.2)$$

As coordenadas do centro do rolete são determinadas por:

$$x_c = -(R_b + R_f) \cdot \text{sen } \theta - s \cdot \text{sen } \theta \quad (4.3)$$

$$y_c = (R_b + R_f) \cdot \text{cos } \theta + s \cdot \text{cos } \theta \quad (4.4)$$

sendo R_b , o raio de base da came e s o deslocamento do rolete. Derivando as equações (4.3) e (4.4) resulta,

$$\frac{dx_c}{d\theta} = -(R_b + R_f) \text{cos } \theta - s \cdot \text{cos } \theta - \frac{ds}{d\theta} \text{sen } \theta \quad (4.5)$$

$$\frac{dy_c}{d\theta} = -(R_b + R_f) \text{sen } \theta - s \cdot \text{sen } \theta + \frac{ds}{d\theta} \text{cos } \theta \quad (4.6)$$

em que $\frac{ds}{d\theta}$ representa a velocidade do seguidor, representada na Figura 4.8.

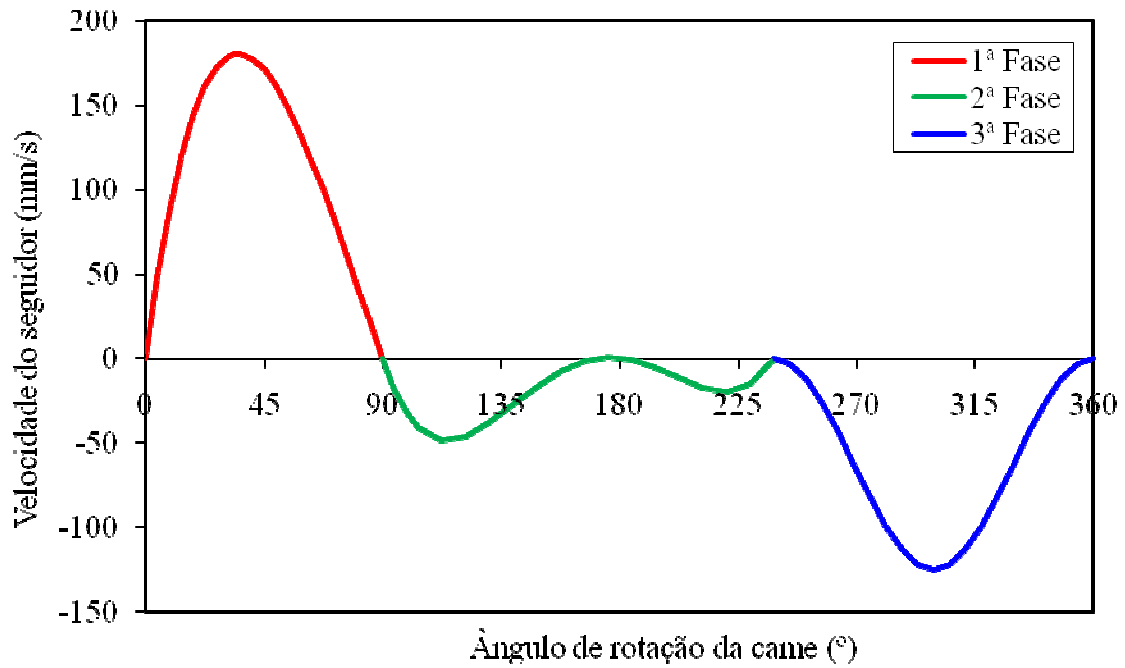


Figura 4.8 – Velocidade do seguidor em função do ângulo de rotação da came.

Resolvendo estas equações obtêm-se as expressões que permitem determinar as coordenadas do perfil da came, em função do ângulo de rotação:

$$x = x_c \pm R_f \left(\frac{dy_c}{d\theta} \right) \left[\left(\frac{dx_c}{d\theta} \right)^2 + \left(\frac{dy_c}{d\theta} \right)^2 \right]^{-\frac{1}{2}} \quad (4.7)$$

$$y = y_c \mp R_f \left(\frac{dx_c}{d\theta} \right) \left[\left(\frac{dx_c}{d\theta} \right)^2 + \left(\frac{dy_c}{d\theta} \right)^2 \right]^{-\frac{1}{2}} \quad (4.8)$$

Estas equações traduzem os perfis interno e externo do sulco da came, ilustrados na Figura 4.9.

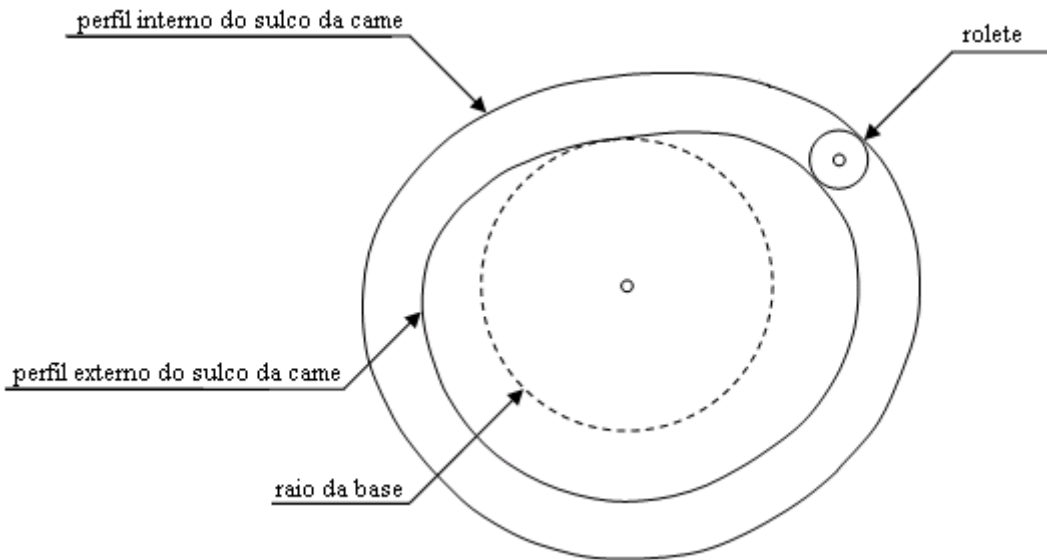


Figura 4.9 - Perfil da came obtido neste trabalho.

No ciclo cardíaco, consideram-se três fases no movimento do seguidor:

- 1ª Fase (90°): Bombagem de sangue para o sistema/veia (levantamento do seguidor, a vermelho na Figura 4.8);
- 2ª Fase ($148,5^\circ$): Aspiração de sangue do sistema/veia para o cilindro (abaixamento do seguidor, a verde na Figura 4.8);
- 3ª Fase ($121,5^\circ$): Aspiração de sangue novo do reservatório (abaixamento do seguidor, a azul na Figura 4.8).

Estas três fases e os ângulos respectivos estão representados a diferentes cores na Figura 4.10, que esquematiza a geometria do sulco da came projectada para cada fase apresentada na Figura 4.7.

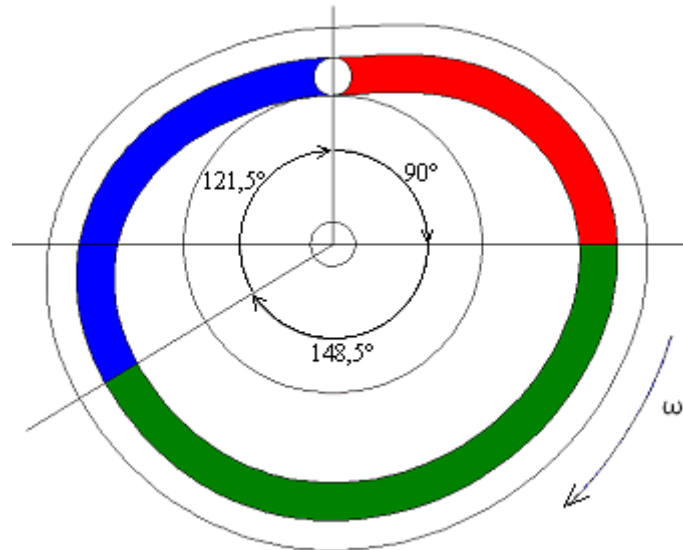
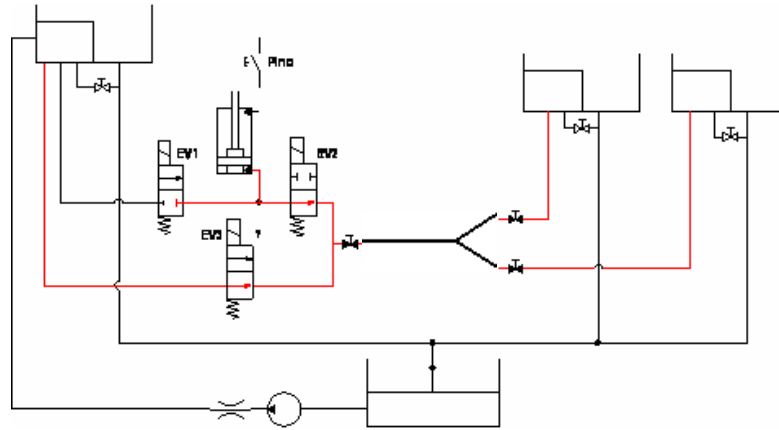


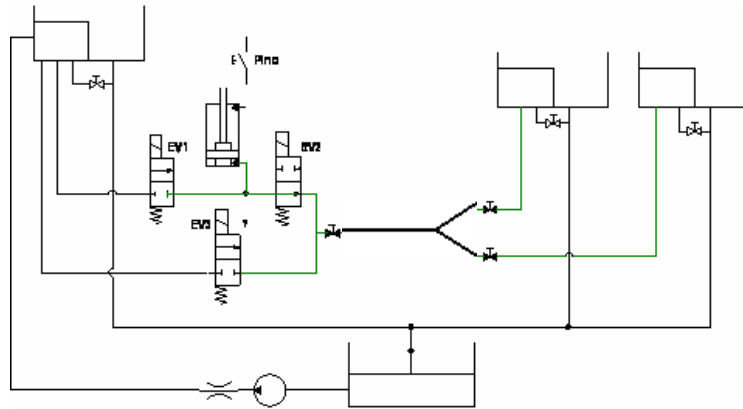
Figura 4.10 – Fases constituintes do movimento do seguidor.

Para cada uma destas fases, as três electroválvulas são abertas ou fechadas, de modo a que seja garantido o fluxo pretendido. A Figura 4.11 esquematiza o funcionamento da instalação para cada uma destas fases. Em cada uma das imagens é evidenciado, a cor diferente, o trajecto do fluxo específico da fase em questão do ciclo, de acordo com a abertura e o fecho das válvulas.

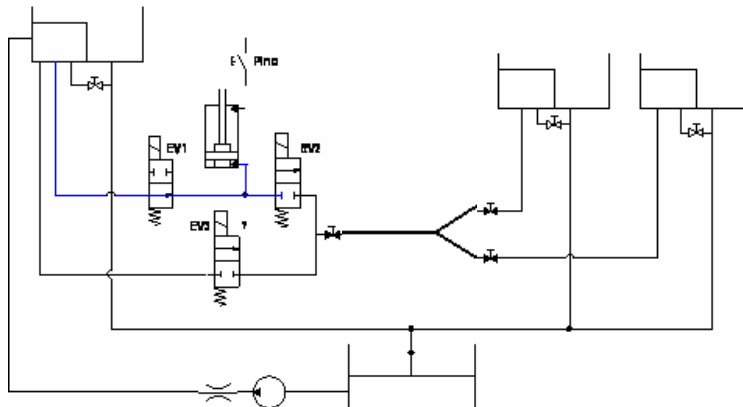
Na Figura 4.12 encontra-se uma representação simplista do projecto do sistema mecânico que é capaz de reproduzir o fluxo durante o ciclo cardíaco, utilizando um mecanismo mecânico designado por came-seguidor de *form-closed*, em simultâneo com um dispositivo hidráulico para o controlo do fecho que acciona *rams* de duplo efeito.



(a)



(b)



(c)

Figura 4.11 - Esquema hidráulico das 3 fases do ciclo cardíaco: (a) bombeamento de sangue; (b) fluxo sanguíneo reverso e (c) fase estacionária.

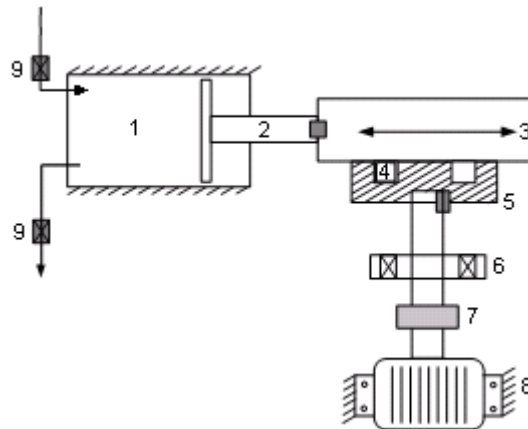


Figura 4.12 - Representação esquemática do sistema mecânico, em que o cilindro hidráulico está a encher (adaptado de Abreu, 2006).

O sistema mecânico representado na Figura 4.12 é constituído por: (1) Cilindro, (2) Guia, (3) Seguidor, (4) Rolete, (5) Came, (6) Caixa de rolamentos, (7) União de veio, (8) Motor com redutor e (9) Electroválulas.

Cilindro (1)

O movimento do cilindro é imposto pelo deslocamento de seguidor da came, através duma guia. O cilindro TEKMATIC (IAMI 25/100) foi seleccionado atendendo que o fluido de teste é aquoso. É um cilindro hidráulico, construído em aço inox particularmente indicado para este uso, visto que apresenta uma elevada resistência à corrosão. Apresenta um diâmetro interno normalizado de 25 mm e um curso máximo de 100 mm de comprimento, sendo suficiente para que se realize o deslocamento necessário do seguidor.

Fixador do cilindro

O cilindro é fixado à base da instalação através de um fixador da ETOPI. As forças no cilindro são baixas pelo que este fixador se revelou adequado.

Guia (2)

O elemento de transmissão de movimento da came para o cilindro deve apresentar elevada rigidez e precisão, pelo que se optou por uma guia de rolamentos linear de esferas miniatura dispostas em quatro fileiras. Para uma correcta transmissão de movimento e, conseqüentemente, precisão do perfil de velocidade, é importante evitar a inércia e o atrito. Assim, verificou-se que a guia de rolamentos REXROTH da BOSCH Group (MNR:R044221301) apresenta baixo atrito e seria a melhor opção. A base e os trilhos são em aço inox. As partes frontais dos carros guia são vedadas para evitar sujidades no sistema.

Seguidor de rolete (3)

O seguidor de rolete desliza no sulco da came, transmitindo o seu movimento ao cilindro. Contém um rolamento interno para minimizar o atrito na chumaceira e o deslizamento do rolete no sulco da came. O seguidor tem um diâmetro de 10 mm. O seu material apresenta uma elevada resistência ao desgaste, necessária para garantir uma elevada precisão.

Caixa de rolamentos (6)

São necessárias duas caixas de rolamentos da INA para suportar os rolamentos nos apoios da came. Acresce que isolam o rolamento de sujidades e retêm o fluido lubrificante do rolamento.

União de veios (7)

A união do veio transmite o binário do motor à came, permitindo um ligeiro amortecimento com boa transmissão e, essencialmente, compensar os pequenos desalinhamentos que ocorram na montagem. Uma vez que não se esperam vibrações elevadas, não é necessário um grande amortecimento e, por isso, seleccionou-se uma união de veio da TRASCO.



Figura 4.13 – Vista da união de veios.

Motor-redutor (8)

O movimento rotacional da came é accionado por um motor monofásico MEB (TA713-4). Este possui acoplado um redutor de parafuso sem-fim (NMT 040) com factor de redução de 1:10. Para regular a velocidade de rotação de modo a se obter o período do ciclo cardíaco pretendido, utiliza-se um variador de frequência.



Figura 4.14 – Vista do grupo motor-redutor.

Variador de frequência

Para que a velocidade de rotação do motor accionador da came seja a pretendida foi necessário acoplar um variador de frequências. Escolheu-se o variador de frequências da LG Industrial Systems (SV-iC5). Torna-se, assim, possível simular o ciclo com o período de 1 s, mas também estudar ciclo cardíaco de outra duração. Este componente é importante para a precisão do período do ciclo infra-renal a estudar.

Electroválvulas (9)

A came é responsável pela maior parte do perfil de velocidade, mas precisa de algum tempo para encher o cilindro para o ciclo seguinte. Nesta fase, o perfil é dado pela diferença de carga dos reservatórios de entrada e de saída e, assim, pretende-se que a velocidade na secção de teste não seja dada pelo perfil da came. É necessário que não ocorra fluxo em direcções não desejadas. Assim, são necessárias três electroválvulas solenóides que induzem a direcção do fluxo, que é garantido pela came ou pela diferença de cotas. As electroválvulas são accionadas por um autómato, após recepção do sinal relativo ao instante inicial, enviado por um sensor indutivo colocado na came. As electroválvulas foram adquiridas à FESTO (MC-2-1/8) possuindo as seguintes características: 2/2 (número de orifícios/número de posições) monoestáveis e apresentam um tempo de resposta inferior a 20 ms, como é desejável.

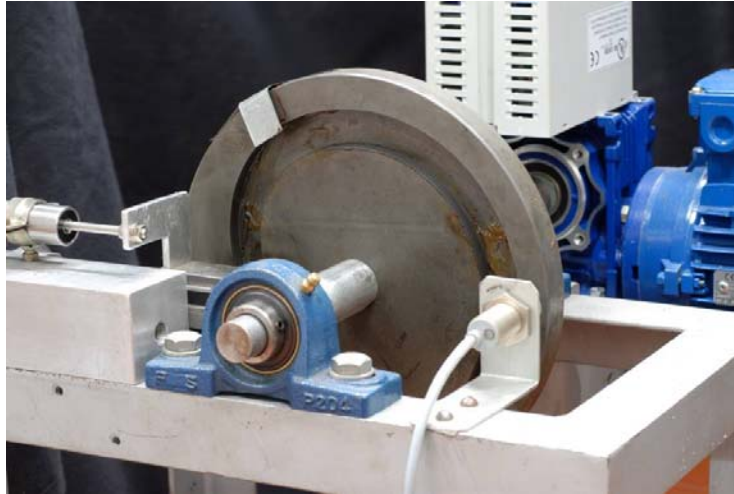
Autómato

O autómato processa o sinal eléctrico, recebido do pino de accionamento, emitindo um sinal para o accionamento das válvulas, utilizando temporizadores internos. A sincronização exterior de entrada no autómato é dada por um pino de accionamento ligado à came. O autómato utilizado na instalação experimental (CPM1A) foi adquirido à OMRON, apresentando um baixo tempo de resposta, inferior a 10 ms.

Sensor indutivo

Foi ligado um sensor indutivo à came, na posição relativa ao instante de tempo inicial do ciclo cardíaco. Assim, é criada uma referência ao instante inicial, que será a variável de entrada do autómato. Os temporizadores internos do autómato entram em contagem após este sinal ser enviado pelo sensor. As electroválvulas são controladas por um sensor indutivo e por temporizadores internos.

A Figura 4.15 ilustra a came, com vista pormenorizada de: (a) sulco da came, rolete seguidor e guia; (b) caixa de rolamentos, união de veios e motor com redutor.



(a)



(b)

Figura 4.15 – Vista pormenorizada da came, com vista pormenorizada de: (a) sulco da came, rolete seguidor e guia; (b) caixa de rolamentos, união de veios e motor com redutor.

4.2 Técnicas Experimentais

Esta secção descreve as várias técnicas experimentais utilizadas neste projecto: LDA utilizado para obtenção do campo de velocidades no modelo da bifurcação ilíaca; o transdutor e a câmara de filmar para validação do sistema mecânico came-seguidor e o reómetro para a preparação do fluido com viscosidade análoga à do sangue.

4.2.1 Anemometria Laser de efeito Doppler

A velocidade local em escoamento de fluidos pode ser medida através de várias técnicas experimentais, tais como o tubo de pitot (Matsievskii, 1984), anemometria de fio quente (Seed e Wood, 1970, Schmirler *et al.*, 2007), anemometria laser por efeito Doppler (Ding *et al.*, 2007) e velocímetro por imagens de partículas (Xiong e Chong, 2007).

A Anemometria Laser por efeito Doppler (LDA – *Laser Doppler Anemometry*) apresenta muitas vantagens relativamente a outras, sendo a mais utilizada, hoje em dia, para medição do campo de velocidades do escoamento de fluidos. É uma técnica não intrusiva, sem necessidade de contacto físico com o fluido. No entanto, a medição é indirecta, pois mede-se a velocidade de partículas traçadoras transportadas no fluido. Assim, o resultado da medição é a velocidade média das partículas, pelo que é necessário que o meio seja transparente para acesso óptico e que sejam adicionadas uma quantidade apropriada de partículas traçadoras. Acresce que é uma técnica com elevada resolução espacial e temporal. Estas características fazem do LDA uma técnica de medição importante para muitas aplicações.

4.2.1.1 Princípio básico de funcionamento

A técnica LDA baseia-se na medição da velocidade local do fluido, ou mais especificamente de pequenas partículas no fluido, através da detecção do efeito Doppler. Este efeito consiste no desvio entre a frequência de uma onda emitida e a frequência detectada, por um observador colocado no espaço. No entanto, é difícil de quantificar pois, embora seja proporcional à velocidade da partícula, depende da posição do observador, e os desvios de frequência são muito pequenos quando comparados com a frequência da luz incidente.

Para evitar esta dificuldade, usam-se dois feixes de luz laser (monocromática e coerente) que se cruzam no denominado volume de interferência, correspondente à zona onde se efectuam as medições de velocidade. Ocorre interferência construtiva nas regiões onde as ondas estão em fase e destrutiva nos locais onde as ondas estão em oposição de fase. Resulta um padrão de camadas sucessivas de luz (franjas de interferência).

A Figura 4.16 apresenta o modelo das franjas, em que ocorre interferência construtiva na zona do volume de controlo onde as ondas estão em fase e destrutiva quando as ondas estão em oposição de fase.

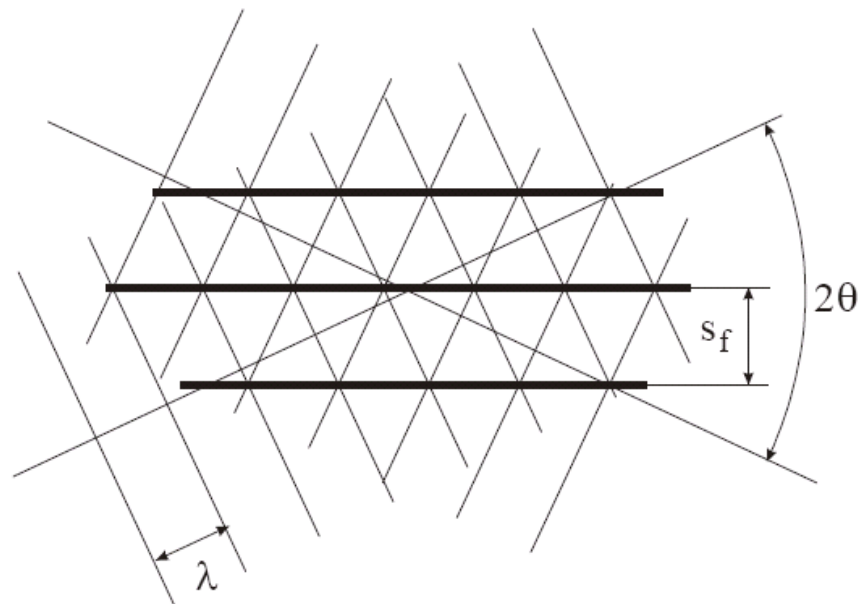


Figura 4.16 - Modelo das franjas para LDA.

Quando uma partícula atravessa o volume de controlo, emite um sinal de luz difractada em cada franja que cruza, que é captado por um fotodetector. A luz difractada possui uma frequência específica, f , que está relacionada com a velocidade das partículas, V_p , de acordo com a seguinte equação:

$$f = \frac{V_p}{S_f} \quad (4.9)$$

onde S_f é o espaçamento entre duas franjas consecutivas.

O espaçamento entre franjas depende do comprimento de onda do feixe de radiação incidente, λ , e do ângulo entre os dois feixes, 2θ , do seguinte modo (ver Figura 4.14):

$$S_f = \frac{\lambda}{2\text{sen}(\theta)} \quad (4.10)$$

As dimensões do volume de controlo são importantes nas medições onde a posição e a distância relativamente a uma parede são críticas, uma vez que determina a resolução máxima que pode ser alcançada. O volume de interferência possui uma forma elipsoidal que depende do diâmetro da cintura do feixe e do seu ângulo de intersecção. Com o rácio entre a medição do diâmetro do volume, d_v , e o espaçamento entre as franjas, S_f , define-se o número de franjas, N_f :

$$N_f = \frac{d_v}{S_f} \quad (4.11)$$

Para se obter uma boa medição é necessário um número suficiente de franjas no volume de interferência, tipicamente entre 10 a 100 franjas.

Considerando u_{\perp} a componente da velocidade normal ao plano das franjas de interferência, a relação entre esta e a frequência detectada f_d depende do ângulo de intersecção dos dois feixes e do comprimento de onda da luz laser λ :

$$f_d = \frac{u_{\perp} 2\text{sen}\theta}{\lambda} \quad (4.12)$$

4.2.1.2 Sentido da velocidade

O princípio da técnica de LDA de duplo feixe apresenta a dificuldade de não identificação do sentido do escoamento, uma vez que duas partículas movendo-se à mesma velocidade, mas em sentidos opostos, produzem um sinal com a mesma frequência. Este problema é significativo em escoamentos em que haja fluxo reverso, como é o caso em estudo. Para superar esta limitação é introduzido um desvio de frequência (*frequency shift*) à frequência de sinal, f_s , num dos raios, suficientemente grande para que a velocidade seja sempre positiva e subsequentemente subtrai-se este valor. A frequência do sinal recolhida pelo fotodetector, f_d , é dada pela equação:

$$f_d = f_s + \frac{u_{\perp} 2 \sin \theta}{\lambda} \quad (4.13)$$

Este desvio da frequência é normalmente implementado por um dispositivo designado Célula de Bragg, em que cristais são excitados por ondas ultra sónicas a uma frequência conhecida (tipicamente de 40 MHz).

O sinal produzido pela interferência das partículas quando atravessam as franjas do volume de interferência é filtrado opticamente e convertido electronicamente por um fotodetector, ampliado e processado.

4.2.1.3 Selecção de partículas insemadoras

A técnica de LDA não mede directamente a velocidade do fluido, mas é uma técnica indirecta em que é medida a velocidade de partículas em suspensão. Deste modo, é crucial que seja adicionada uma quantidade adequada de pequenas partículas (em inglês, *seeding*). O ideal é garantir uma concentração suficiente de modo a que, na maior parte do tempo, pelo menos uma partícula se encontra no volume de controlo, proporcionando uma elevada taxa de aquisição de dados. Por outro lado, a aglomeração de várias partículas no pequeno volume de controlo, conduz a uma atenuação da luz e interferência de sinal e, consequentemente, a um sinal com elevada possibilidade de ser rejeitado e a um amortecimento da turbulência (Durst *et al.*, 1981).

As partículas devem seguir o escoamento (baixa inércia) e, simultaneamente, dispersar luz suficiente para o fotodetector detectar a frequência Doppler. Para além disso, não devem ser tóxicas, corrosivas ou voláteis e devem ser quimicamente inactivas. Tipicamente, dependendo da natureza do escoamento, estas partículas podem ter diâmetros entre 0,1 e 50 μm (Durst *et al.*, 1981). Geralmente, o tamanho máximo admissível das partículas diminui com o aumento da turbulência no escoamento e os gradientes de velocidade.

De entre os requisitos enumerados, a necessidade de a partícula seguir a turbulência é fundamental. A sua interacção com o fluido pode ser formulada como o transporte de uma esfera num escoamento turbulento. Assumindo que a partícula é de dimensão inferior aos vórtices do escoamento e que o regime de Stokes é válido (*creeping flow*), Tchen (1947) propôs a equação do movimento:

$$\frac{du_p}{dt} + a_1 u_p = a_1 u_f + a_2 \frac{du_f}{dt} + a_3 \int_0^t \frac{\frac{du_f}{dt'} - \frac{du_p}{dt'}}{\sqrt{t-t'}} dt' \quad (4.14)$$

em que:

$$a_1 = \frac{36\mu_f}{(2\rho_p + \rho_f)d_p^2}; \quad a_2 = \frac{3\rho_f}{2\rho_p + \rho_f}; \quad a_3 = \frac{18}{(2\rho_p + \rho_f)d_p} \sqrt{\frac{\rho_f \mu_f}{\pi}} \quad (4.15)$$

Hinze (1975) representou o movimento turbulento do fluido por um integral de Fourier:

$$u_f = \int_0^\infty (\alpha' \cos \omega t + \beta' \sin \omega t) d\omega \quad (4.16)$$

e para o movimento da partícula introduziu um desfasamento, β , e uma correcção de amplitude, η

$$u_p = \int_0^\infty \eta [\alpha' \cos(\omega t + \beta) + \delta' \sin(\omega t) + \beta] d\omega \quad (4.17)$$

que traduzem a resposta da partícula à turbulência do escoamento. A solução para estes factores é dada por:

$$\eta = [1 + f_1(\omega)]^2 + f_2^2(\omega) \quad (4.18)$$

e

$$\beta = \tan^{-1} \left(\frac{f_2}{1 + f_1} \right) \quad (4.19)$$

em que

$$f_1(\omega) = \frac{\omega(\omega + a_3\sqrt{\pi\omega/2})(a_2 - 1)}{(a_1 + a_3\sqrt{\pi\omega/2})^2 + (\omega + a_3\sqrt{\pi\omega/2})^2} \quad (4.20)$$

$$f_2(\omega) = \frac{\omega(a_1 + a_3\sqrt{\pi\omega/2})(a_2 - 1)}{(a_1 + a_3\sqrt{\pi\omega/2})^2 + (\omega + a_3\sqrt{\pi\omega/2})^2} \quad (4.21)$$

Observa-se que β e η são função da frequência das oscilações do fluido, das suas propriedades físicas e da dimensão das partículas. Se $\rho_p/\rho_f = 1$, as partículas seguem o escoamento, independentemente do seu tamanho. As Figuras 4.17 e Figura 4.18 mostram a resposta (amplitude e fase) de partículas de poliamida ($\rho=1030 \text{ kg/m}^3$) em água em função da frequência das oscilações. Estas partículas são o meio traçador normalmente usado em escoamentos de água.

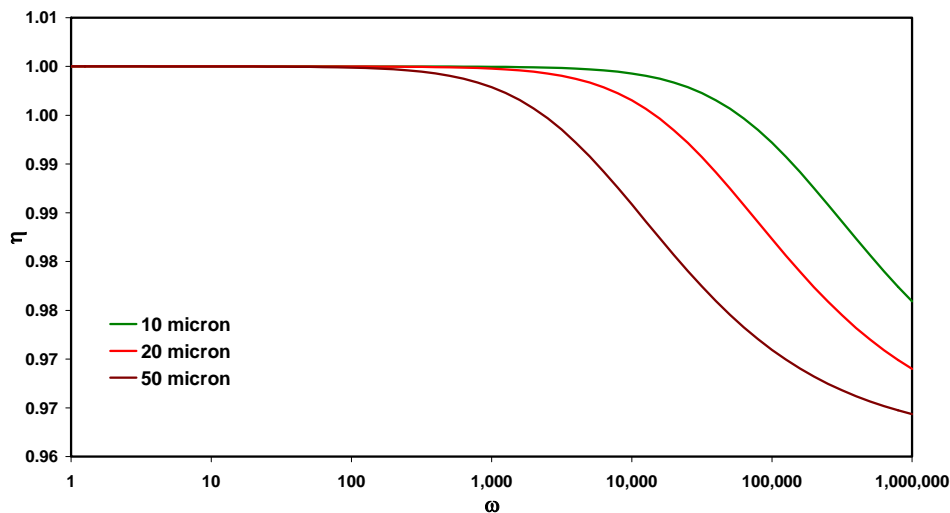


Figura 4.17 - Resposta em amplitude de partículas de poliamida em água, variando o diâmetro.

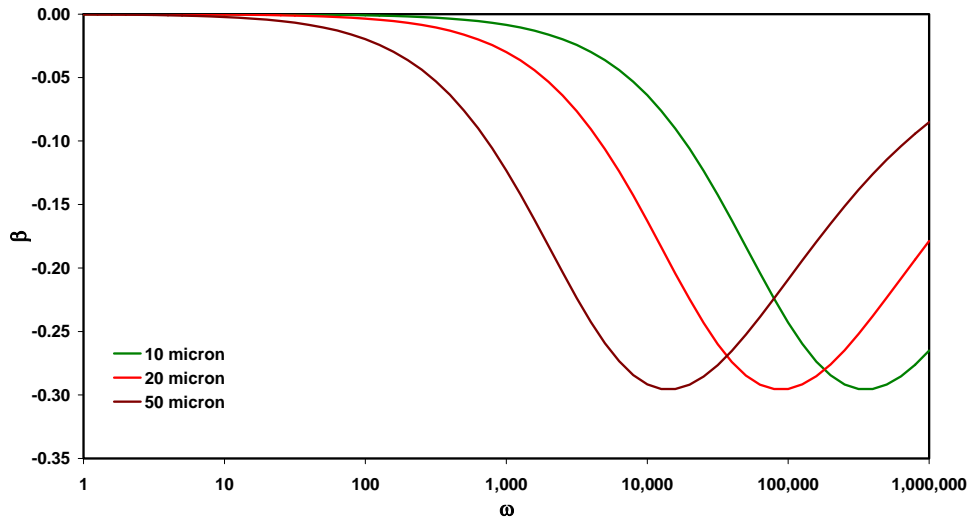


Figura 4.18 - Resposta em fase ($^\circ$) de partículas de poliamida em água. Influência do diâmetro.

No presente trabalho, a solução aquosa de glicerina ($\rho=1113 \text{ kg/m}^3$ e $\mu=0.004 \text{ kg/sm}$) confere um comportamento um pouco distinto à dinâmica das partículas traçadoras (DANTEC, $d_p=20 \mu\text{m}$), o que pode ser observado na Figura 4.19.

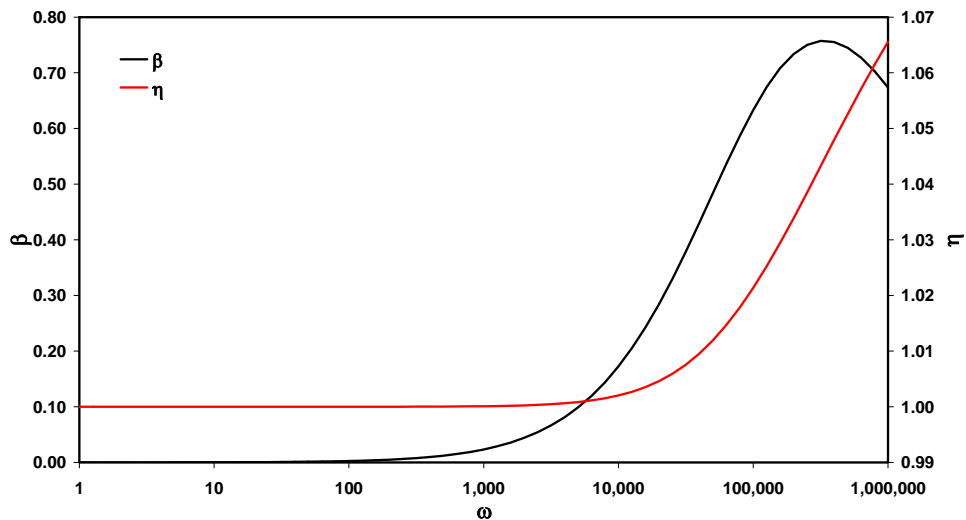


Figura 4.19 - Resposta em amplitude e em fase de partículas de poliamida ($20 \mu\text{m}$) em solução aquosa de glicerina.

Atendendo a que o rácio de massa volúmica (ρ_p/ρ_f) é inferior à unidade, o comportamento observado é resultante da sustentação (*buoyancy*) da partícula. De um modo geral, uma partícula apenas é adequada como traçador de fluido quando η se aproximar da unidade (e β de zero). De referir que os valores do desvio de amplitude e diferença de fase são muito reduzidos o que faz supor uma elevada capacidade de seguir o escoamento turbulento.

Hinze (1975) mostrou que o rácio de amplitudes está relacionado com a difusividade turbulenta do fluido e da partícula pela relação:

$$\frac{\varepsilon_p}{\varepsilon_f} = \frac{\int_0^{\infty} \eta^2 E_f(n) dn}{\int_0^{\infty} E_f(n) dn} \quad (4.22)$$

em que $E_f(n)$ é o espectro de turbulência e $n = \omega/2\pi$, o número de onda. Para $\eta = 1$ tem-se $\varepsilon_p = \varepsilon_f$ o que significa que o movimento da partícula é controlado puramente pela difusão turbulenta (Lee e Durst, 1979). Para $\eta = 0$, a partícula é afectada apenas pela sua velocidade média.

Atendendo a que

$$\tilde{u}_p^2 = \int_0^{\infty} E_p(n) dn \quad \text{e} \quad \tilde{u}_f^2 = \int_0^{\infty} E_f(n) dn \quad (4.23)$$

e definindo $\eta = \frac{E_p(n)}{E_f(n)}$ tem-se:

$$\frac{\tilde{u}_p^2}{\tilde{u}_f^2} = \frac{\int_0^{\infty} \eta^2 E_f(n) dn}{\int_0^{\infty} E_f(n) dn} \quad (4.24)$$

o que significa que para uma partícula que responda à difusão do fluido a sua turbulência é também a mesma que a do fluido de transporte; logo, é adequada como *seeding*.

Coloca-se a questão de caracterizar a análise espectral do escoamento. Neste contexto, duas aproximações são possíveis. Uma hipótese é considerar apenas a frequência dos *eddies* mais energéticos do escoamento e verificar qual a resposta de uma determinada partícula a essa frequência. Laufer (1954) efectuou um conjunto de medições detalhadas em escoamentos em tubagens a $Re=50\ 000$ e $500\ 000$. Lee e Durst (1979) verificaram que o grupo $\omega R/2\pi u^*$ apresenta um valor aproximadamente constante ($\approx 3,6$) em toda a secção do escoamento e virtualmente independente de Re . $u^* = \sqrt{\tau_w/\rho}$ é a velocidade de corte e R é o raio da tubagem. Ou seja, a escala dos *eddies* dominantes é controlada pela secção da tubagem. Assim para uma velocidade máxima de $1,25$ m/s, e usando o diâmetro da tubagem junto à bifurcação (10 mm; $Re=3\ 478$), a frequência dos *eddies* é de $406\ s^{-1}$. A este valor o rácio de amplitude η é $1,000$ e o desfasamento β , $0,010^\circ$. Alternativamente, Lee e Borner (1987) apresentam uma correlação para a determinação da frequência dominante, também com base nos dados de Laufer (1954), com a forma $\omega_e = 67,6 Re^{0,43}$. Neste caso obtém-se para a frequência o valor de $2253\ Hz$ à qual corresponde, para o escoamento em causa, um rácio de amplitude η de $1,000$ e um desfasamento, β , de $0,049^\circ$. Deve ser referido que o valor de Re estimado para este escoamento ($12\ 500$) está fora da gama de valores usados para a determinação desta relação.

Uma alternativa mais correcta consiste em resolver directamente a Equação X. Mais uma vez se usam os dados de Laufer (1954). A integração é efectuada numericamente com base nos dados de análise espectral da turbulência combinada com a Equação A aplicada às condições do escoamento e a partículas de poliamida de $20\ \mu m$ na solução aquosa de glicerina. Obtém-se um valor de $1,000$ para o rácio de difusividades. Em conclusão e apesar das limitações quanto à natureza limitada dos dados disponíveis é legítimo concluir que a utilização de partículas de poliamida como *seeding* é adequada ao estudo do escoamento.

4.2.1.4 Configuração do sistema de LDA utilizado

O equipamento LDA utilizado para as medições da velocidade é da DANTEC (Figura 4.20).



Figura 4.20 – Equipamento LDA.

O laser de íons de argônio de 6W, arrefecido a água, produz um feixe que é separado e filtrado nas suas cores dominantes: azul ($\lambda=488$ nm) e verde ($\lambda=514,5$ nm). Um dos feixes de cada uma das cores é desviado 40 MHz por uma célula de Bragg, de forma a proporcionar o desvio de frequência. Os 4 feixes são encaminhados e polarizados através de manipuladores micrométricos para fibras ópticas, que os conduzem para a lente de transmissão. Para os ensaios experimentais foi usada uma lente frontal de focagem dos feixes de 160 mm, garantindo uma resolução espacial adequada às pequenas dimensões da secção de teste. O presente sistema funciona em retroiluminação (*backscattering*) pelo que a unidade de recepção está montada no mesmo suporte que a de transmissão. O processamento do sinal é efectuado pela sua análise espectral (FFT). A unidade óptica de transmissão/recepção está acoplada a uma mesa robotizada, que permite o posicionamento tridimensional do volume de prova no local de medição desejado, com uma resolução de 6,25 μm .

A Figura 4.21 esquematiza o equipamento LDA de dois componentes usado no presente trabalho.

A Tabela 4.1 apresenta os principais parâmetros do volume de medição, tais como, o número e espaçamento das franjas, o ângulo entre os feixes e as dimensões do volume de medição.

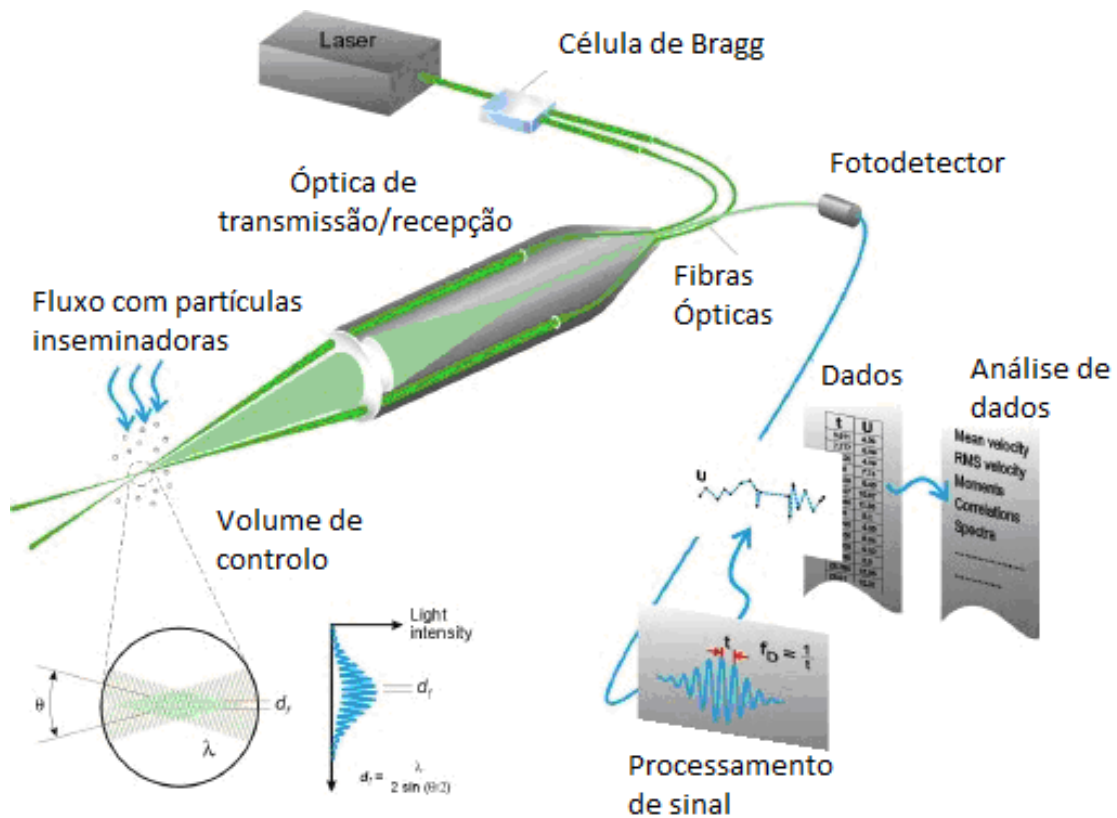


Figura 4.21 – Esquema do equipamento LDA (Adaptado de DANTEC DYNAMICS).

Tabela 4.1 - Principais parâmetros do volume de medição

		Feixes verdes (radial)	Feixes azuis (axial)
Número de franjas		26	27
Espaçamento das franjas, μm		1,528	1,441
Ângulo entre os feixes, 2θ		19,382	19,502
Volume de controlo (mm)	dx	0,039	0,039
	dy	0,040	0,040
	dz	0,233	0,232

4.2.2 Transdutor

Um transdutor LVDT (transformador diferencial variável linear) é um dispositivo electromecânico que produz uma saída eléctrica proporcional ao deslocamento de um núcleo que se move entre enrolamentos. Um LVDT consiste em três enrolamentos simetricamente espaçados sobre uma bobine isolada (Figura 4.22). Uma barra magnética, que se move no interior da bobine sem contacto, gera um fluxo magnético entre os enrolamentos. A posição da barra magnética determina a indutância mútua entre o enrolamento primário e os dois enrolamentos secundários.

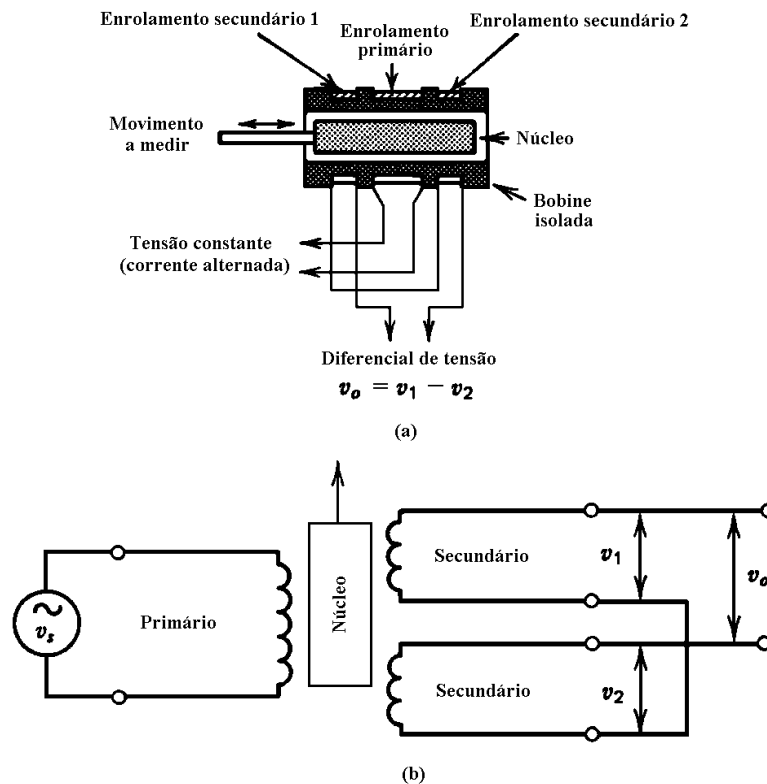


Figura 4.22 – Transdutor LVDT; (a) vista em corte; (b) diagrama esquemático do circuito (adaptado de Dally, 1993).

A Figura 4.22 (b) representa esquematicamente o circuito básico de funcionamento dum LVDT. Quando é aplicado ao enrolamento primário uma corrente alternada (AC), são

induzidas tensões nos enrolamentos secundários. Como estes estão em série mas com sentidos opostos (de enrolamento), as suas tensões v_1 e v_2 têm polaridades opostas. A tensão de saída do transdutor v_o é a diferença entre estas tensões, que é nula quando o núcleo se encontra exactamente no centro, denominada posição nula. Quando o núcleo é afastado da posição nula é induzida uma tensão crescente no enrolamento segundo o sentido em que o núcleo se vai deslocando, enquanto que a tensão no enrolamento oposto vai diminuindo. Como está representado na Figura 4.23, esta acção origina que a tensão de saída v_o seja uma função linear da posição do núcleo, desde que este se encontre na gama de funcionamento nominal do LVDT. Como a fase da tensão de saída varia em 180° , consoante o núcleo é movido de um lado para o outro relativamente à posição nula, torna-se possível determinar o sentido de movimentação do núcleo.

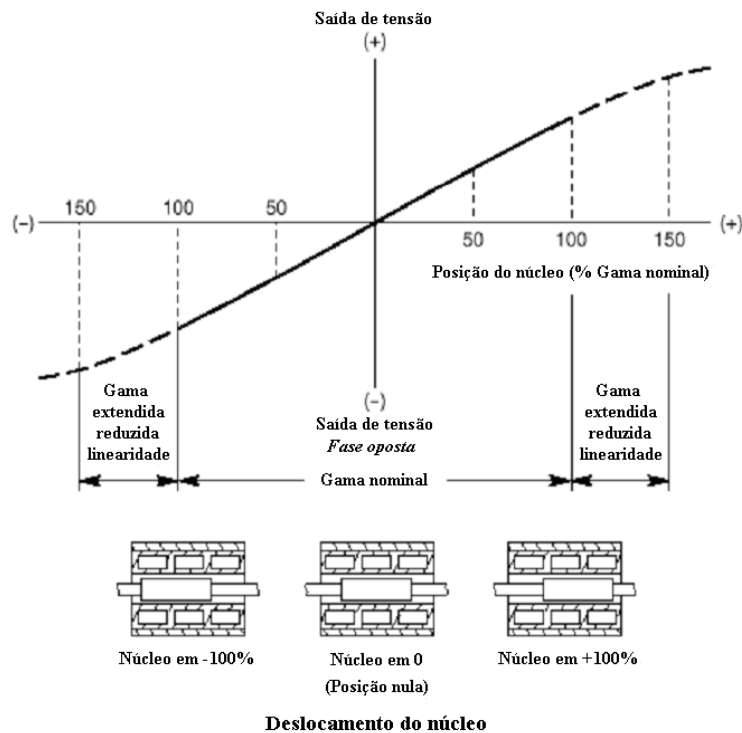


Figura 4.23 - Tensão de saída do LVDT em função do deslocamento do núcleo
(adaptado de Jacob, 1989).

A frequência da tensão aplicada ao enrolamento primário pode variar entre os 50 e os 25000 Hz. Se o LVDT é utilizado para medir movimentos periódicos ou transientes, a

frequência da tensão fornecida deve ser 10 vezes superior à da máxima frequência do sinal dinâmico a medir. As maiores sensibilidades são obtidas com a utilização de frequências de excitação entre 1 e 5 kHz.

Pelo facto do LVDT ser um sensor passivo e requerer uma excitação AC com uma frequência superior à das fontes de alimentação correntes, necessita de um condicionamento de sinal dedicado. Um circuito típico é representado na Figura 4.24, incluindo uma fonte de alimentação, um gerador de sinal para excitar o enrolamento primário, e um desmodulador para converter o sinal de saída AC do LVDT num sinal analógico de corrente contínua DC (Dally, 1993). Finalmente, um amplificador DC é incorporado no circuito de condicionamento para aumentar a tensão de saída.

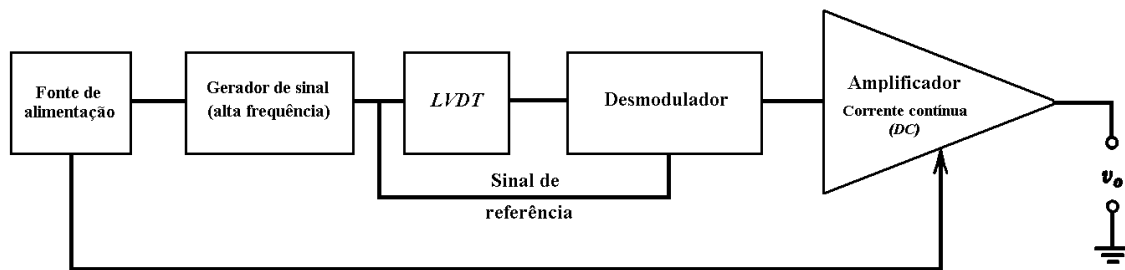
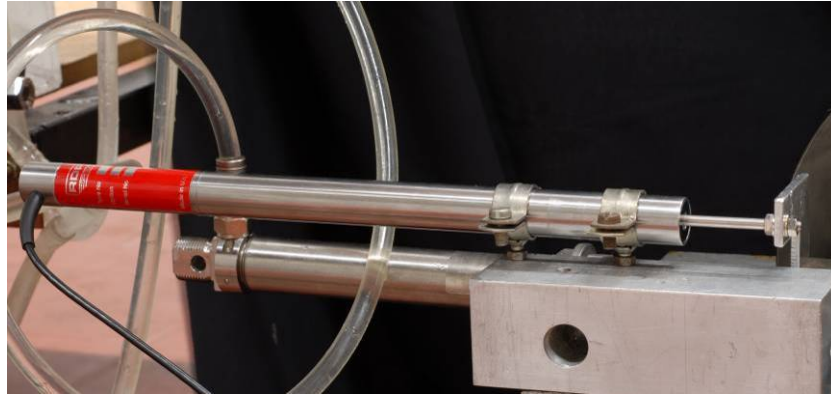
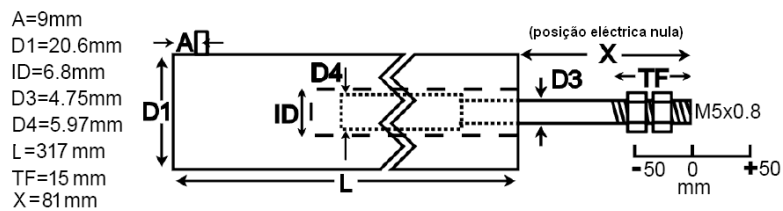


Figura 4.24 – Diagrama de blocos de um típico circuito de condicionamento de sinal de um LVDT.

No presente trabalho foi seleccionado o LVDT com a referência DCTH 2000 da marca RDP Group, em que não existe guiamento do núcleo (Figura 4.22). A gama nominal de funcionamento do LVDT é de ± 50 mm. Este permite medir o deslocamento da haste que atinge o valor máximo de 25 mm.



(a)



(b)

Figura 4.25 – Equipamento LVDT utilizado: (a) vista geral; (b) suas dimensões.

Este transdutor é do tipo DC-DC, isto é, tem incorporado um gerador de sinal para a excitação do enrolamento primário, um desmodulador e filtros nos secundários, desta forma, é apenas necessário alimentar o LVDT com uma fonte de alimentação DC e obter nas saídas os sinais.

Para que seja correctamente medido o deslocamento do seguidor da came, é necessário garantir o alinhamento do núcleo do LVDT com a direcção do movimento (eixo do cilindro hidráulico).

O LVDT é um dispositivo que, pela sua natureza (modo de funcionamento e montagem), não apresenta qualquer tipo de contacto mecânico entre o núcleo móvel e o corpo do transdutor (ou invólucro cilíndrico). Assim, não existindo atrito, nem desgaste do núcleo, este tipo de transdutores permite uma resolução infinita, apenas limitada pelo

sistema de condicionamento e de aquisição de sinal, cujas características determinam, igualmente, a resposta dinâmica do LVDT.

Através da curva de calibração, característica do equipamento, a tensão de saída é convertida nos valores do deslocamento do seguidor, em função do tempo. Os valores da velocidade do seguidor foram calculados como sendo o declive entre dois pontos sucessivos do deslocamento em função do tempo. Estes cálculos foram efectuados no programa EXCEL da Microsoft Office.

4.2.3 Câmara de vídeo

O deslocamento do seguidor da came foi avaliado utilizando uma câmara de vídeo de alta velocidade Photron FASTCAM Ultima APX-RS. Esta câmara de vídeo grava em velocidades até 3000 imagens por segundo (fps – *frames per second*) com a resolução máxima de 1024 por 1024 pixels e até 10000 fps com uma resolução de 512 x 512 pixels. O utilizador pode, no entanto, optar por várias combinações de velocidade de aquisição e resolução de imagem.

Aplicou-se uma lente (SIGMA F2.8 EX DG Macro lens) com uma distância de focagem de 50 mm e ampliação de 1:1.

Posicionou-se a câmara perpendicularmente ao seguidor e uma fonte de luz de modo a optimizar a visibilidade e a nitidez das imagens (Figura 4.26). Os filmes efectuados foram gravados para posterior análise.

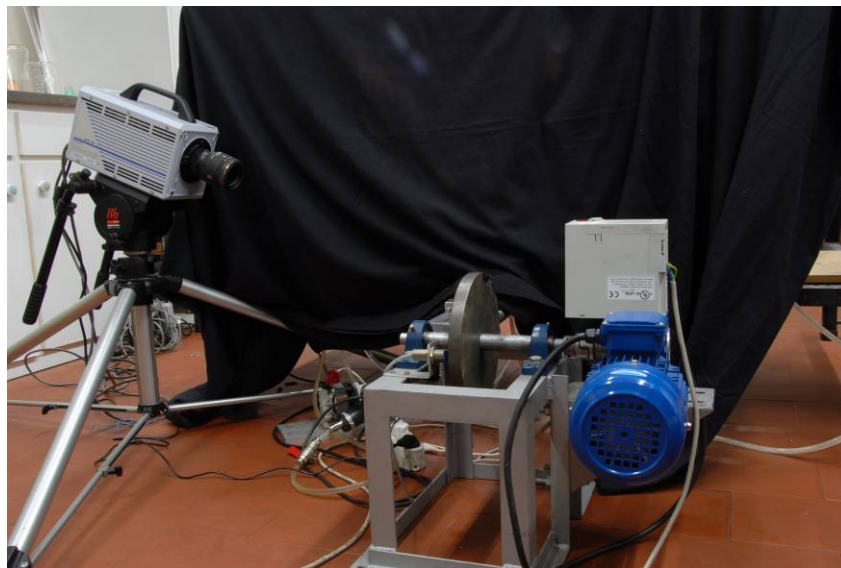


Figura 4.26 – Sistema da câmara de vídeo.

Para tratamento das imagens e avaliação do deslocamento do seguidor, usou-se o programa TrackEye Motion Analysis 2.6, que importa as imagens gravadas. A haste do cilindro possui uma marca para identificação do ponto em movimento a analisar. Este programa calcula os valores do deslocamento, velocidade desse ponto em movimento, que podem ser exportados para o programa EXCEL da Microsoft Office. É também usado um padrão graduado para calibração de deslocamento.

4.2.4 Reómetro

A reologia do fluido foi determinada através do uso de um reómetro. É uma técnica que estuda a relação entre a tensão de corte e a taxa de corte dos fluidos, classificando-os de acordo com parâmetros específicos (White, 1986). Para as medições, foi utilizado o reómetro Physica Rheolab MC 1. Este equipamento é de deformação controlada, uma vez que se pode especificar a velocidade de rotação aplicada. A relação entre a velocidade de rotação e a deformação depende da configuração geométrica do elemento

de ensaio que se baseia no movimento relativo de cilindros concêntricos. Variando o diâmetro e folga, esta relação pode ser variada e ajustada à viscosidade do fluido atendendo a que a célula de carga tem uma resposta dentro de valores finitos de torque. A viscosidade pode ser medida numa gama compreendida entre 1×10^{-3} e 3×10^3 Pa.s.

Assim, a selecção do conjunto de cilindros mais apropriados depende da gama de viscosidade do fluido. Para este trabalho, foi seleccionado o sistema cilíndrico de duplo-espacamento (*double-gap*), conhecido por Z1 DIN 53453. O fluido de teste é colocado no espaço de medição entre o copo de medição estacionário e o cilindro de medição rotacional. Cada teste teve a duração de 60 s aproximadamente. A Figura 4.27 (a); (b) mostra um esquema do duplo copo e uma vista geral dos respectivos componentes.

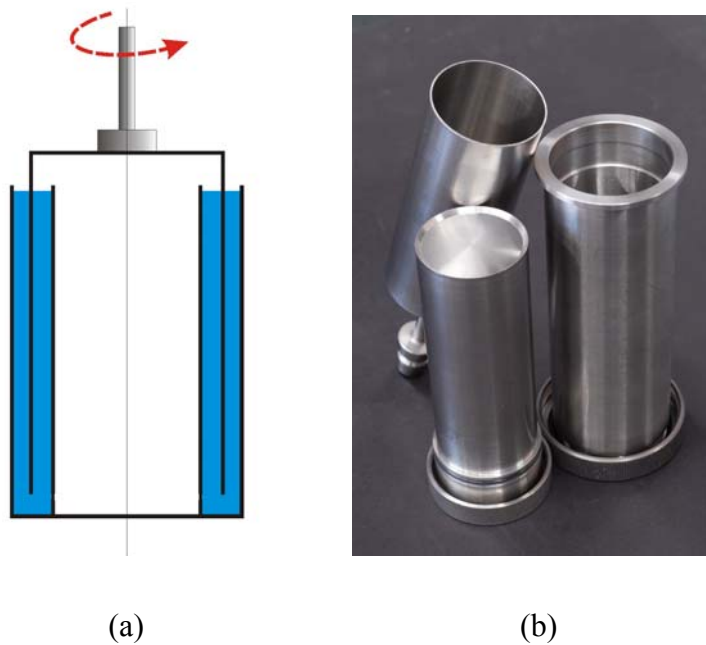


Figura 4.27 – Reómetro Z1 DIN 53453.

4.3 Análise de Dados e Incertezas

4.3.1 LDA

Nesta técnica, cada sinal Doppler detectado é convertido no valor da velocidade de uma partícula. Os dados de velocidade processados consistem nos sinais validados (N). Os valores da velocidade, tempo de chegada e de permanência da partícula são enviados para um computador que irá analisar estatisticamente toda a informação. Num sistema de duas componentes, os valores médios de u_i e v_i são definidos por:

$$\bar{u} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N u_i; \quad \bar{v} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N v_i \quad (4.25)$$

Os momentos centrais são dados por:

$$\bar{u}_{(k)} = \frac{\sum_{i=1}^N (u_i - \bar{u})^k}{N}; \quad \bar{v}_{(k)} = \frac{\sum_{i=1}^N (v_i - \bar{v})^k}{N} \quad (4.26)$$

A variância é obtida para $k = 2$. O valor RMS (Root-Mean Square) da distribuição da velocidade, \tilde{u} , representa a componente de flutuação da velocidade $u' = (u_i - \bar{u})$, e é definido por:

$$\tilde{u} = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^N u'^2}{N}}; \quad \tilde{v} = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^N v'^2}{N}} \quad (4.27)$$

Embora o LDA seja um instrumento que não requer calibração, algumas incertezas estão associadas à sua utilização. Dois tipos de erros são identificados: erros sistemáticos e erros estatísticos. Para os primeiros, o erro relativo total será:

$$B = \sqrt{\sum_{i=1}^N B_i^2} \quad (4.28)$$

em que o somatório se refere a todos as componentes do erro. As principais são:

1. Erro óptico. Este refere a incerteza resultante do ângulo de cruzamento. Tendo em consideração os valores da Tabela 4.1 para a lente de 160 mm o valor será de 0,017.

2. Erro de alargamento da distribuição de velocidade. A colocação do volume de controlo no interior de um gradiente de velocidades provoca uma dispersão artificial da distribuição probabilística de velocidades. Desprezando os termos de ordem superior, Melling (1975) estimou esses erros de acordo com:

$$B_{\bar{u}} = \frac{1}{2} \left(\frac{d_{mv}}{4} \right)^2 \times \frac{\partial^2 u}{\partial r^2} / \bar{u} \quad (4.29)$$

para a velocidade média e

$$B_{\tilde{u}} = \left(\frac{d_{mv}}{4} \right)^2 \times \left(\frac{\partial u}{\partial r} \right)^2 / \tilde{u} \quad (4.30)$$

para a turbulência. Para um perfil linear o erro associado à velocidade média é nulo. Assim, atendendo à natureza do perfil de velocidades, despreza-se esta componente do erro na velocidade média. Tendo por base as dimensões do volume de controlo (para a lente de 160 mm) e o valor máximo do gradiente de velocidades junto à parede para um escoamento turbulento, o erro é inferior a 0,0004 para a turbulência. A reduzida dimensão do volume de controlo minimiza esta incerteza.

3. Erro de processamento. A principal causa resulta da discretização digital do sinal. Sendo o processador de 14 *bit*, a incerteza será:

$$B_{dig} = \frac{u_{\max} - u_{\min}}{2^{14}} / (\bar{u} + u_{fs}) \quad (4.31)$$

em que u_{\max} e u_{\min} são os limites do intervalo de medição e u_{fs} é a velocidade do *shift*. Para os valores referentes à configuração ensaiada, o erro será da ordem de 10^{-5} .

O erro estatístico tem a ver essencialmente com o tamanho da amostra. Pode ser determinado pela relação (Yanta e Smith, 1973):

$$S_{\bar{u}} = \frac{Zc}{\sqrt{N}} \times \frac{\tilde{u}}{\bar{u}} \quad (4.32)$$

para a velocidade média e por

$$S_{\tilde{u}} = \frac{Zc}{\sqrt{2N}} \quad (4.33)$$

para a turbulência. Z_C tem o valor de 2.58 para um intervalo de confiança de 99%. Para uma intensidade de turbulência de 60% os valores são respectivamente 0.028 e 0.033, admitindo uma amostra (N) de 3000 elementos. Daqui resulta que a incerteza total da medição é de 0.045 para o valor médio e 0.050 para a turbulência.

O equipamento foi ainda testado, fazendo rodar um filamento do interior do volume de controlo. O filamento está acoplado ao eixo de um motor eléctrico alimentado a 5V que roda a velocidade conhecida. A velocidade linear do filamento no interior do VC é comparada com a velocidade total medida pelo LDA. Alterando a posição relativa do eixo do motor com a do VC pode aferir-se cada uma das componentes em separado. A diferença máxima observada foi inferior a 2%.

4.3.2 Transdutor

Segundo dados do fabricante, o transdutor LVDT apresenta uma recta de calibração de 98,34 mV/mm, com 0,09% de linearidade e uma incerteza de calibração do LVDT de 32,5 microns, com um intervalo de 95% de confiança.

Um aspecto adicional muito importante a ter em conta é determinar a resolução do sistema de aquisição utilizado na leitura do sinal do transdutor, que está directamente relacionado com a resolução da placa de aquisição, dado que depende do número de bits do seu conversor analógico-digital e do intervalo de medida seleccionado (depende do ganho/amplificação). Assim, como foi utilizada uma placa de aquisição de 16 bits (PCI

6251 da National Instruments) com um ganho de 1 (intervalo de medida $\pm 10V$), origina uma resolução para o sistema de aquisição de 0,3 mV. Deste modo, dado que o valor da recta de calibração do LVDT é de 98,34mV/mm, a resolução do sistema de aquisição em termos da variável física comprimento será de 3 microns. Pode-se concluir que, dado que este valor é claramente inferior (cerca de 11 vezes menor) ao valor da incerteza de calibração dado pelo fabricante, o sistema de aquisição utilizado não compromete a resolução, que será determinado pela incerteza de calibração do LVDT.

4.3.3 Câmara de vídeo

Nas medições efectuadas usou-se uma resolução de 1024x1024 pixels, para uma imagem de 6 cm de comprimento. Assim, calculou-se a incerteza dos dados obtendo-se 0,06 mm para a direcção do deslocamento.

4.3.4 Reómetro

A precisão deste reómetro é $\pm 1\%$ e a resolução do torque de 0,01 mNm, sendo a sua gama de 0,05 a 50 mNm. No entanto, Pinho (1999) analisou as incertezas das medições da viscosidade e concluiu que os sistemas de double-gap apresentam melhor precisão que os sistemas de single-gap. Este facto é consequência dos erros em cada um dos elementos serem aproximadamente simétricos e, por isso, tenderem a anularem-se.

CAPÍTULO 5

GERAÇÃO E OPTIMIZAÇÃO DA MALHA

Este capítulo apresenta uma comparação entre diferentes estratégias de discretização do domínio, para simular o fluxo sanguíneo num modelo rígido da aorta abdominal e bifurcação nas artérias ilíacas. O sangue é modelado como Newtoniano e como um fluido incompressível, com um perfil de velocidade uniforme e estacionário. A vizinhança da bifurcação ilíaca foi caracterizada relativamente à distribuição de velocidades. Esta região, de geometria complexa, é de extrema importância para se determinar a influência da geração da malha, no estudo numérico da hemodinâmica.

5.1 Introdução

A discretização do domínio em pequenos volumes de controlo, ou geração da malha, é considerada, muitas vezes, como o passo mais importante e mais moroso da análise de CFD (Versteeg e Malalasekera, 1998), se for necessário descrever o fluxo com exactidão (Prakash e Ethier, 2001, Ge *et al.*, 2003, Liu *et al.*, 2003). A precisão da simulação do fluxo é dependente da qualidade da malha (Thakker e Hourigan, 2005), que envolve a escolha do número e tipo dos volumes de controlo. Quando o processo de geração da malha é adequado, o algoritmo de solução torna-se mais robusto e eficiente. Ge *et al.* (2003) demonstraram a importância dum estudo cuidadoso dos refinamentos da malha, para se obter resultados fisicamente realistas. Para se caracterizar o comportamento da hemodinâmica nas artérias humanas, podem ser usados diferentes métodos usando malhas estruturadas ou não-estruturadas (Liu *et al.*, 2003). As malhas estruturadas são alinhadas com o fluxo e, por isso, garantem uma representação do fluxo mais exacta (Thakker e Hourigan, 2005). No entanto, são de difícil aplicação em geometrias complexas, sendo complicado controlar a distribuição dos nós da malha. As malhas estruturadas em blocos são usadas (Badcock *et al.*, 2000) para evitar estes problemas, tornando possível a concentração de volumes de controlo nas regiões que exijam mais precisão. Acresce que, reduzem a necessidade de memória e tempo de convergência. A maior desvantagem é o elevado custo em tempo consumido para geração da malha em geometrias complexas. As malhas não-estruturadas são mais flexíveis, sendo possível a sua utilização em qualquer tipo de geometria. As maiores desvantagens são o custo de memória, maior tempo de computação e maior dificuldade no pós-processamento dos resultados (Ferziger e Perić, 2002). Os métodos de malha híbrida também são usados (Zhu *et al.*, 2004), combinando a flexibilidade geométrica dum malha não-estruturada com a precisão numérica da malha estruturada. Mas, a sua utilização é mais difícil, são menos robustos que os métodos não-estruturados e o pós-processamento é igualmente complexo ao das malhas não-estruturadas.

5.2 Geração da malha

5.2.1 Malhas computacionais

Foram estudadas e comparadas diferentes estratégias de discretização do domínio geométrico, de modo a quantificar-se a influência da malha nos resultados numéricos. O programa GAMBIT foi usado tanto para a construção da geometria como para a geração das cinco malhas computacionais. A Figura 5.1 apresenta as cinco malhas criadas, na secção de entrada e no plano médio xy .

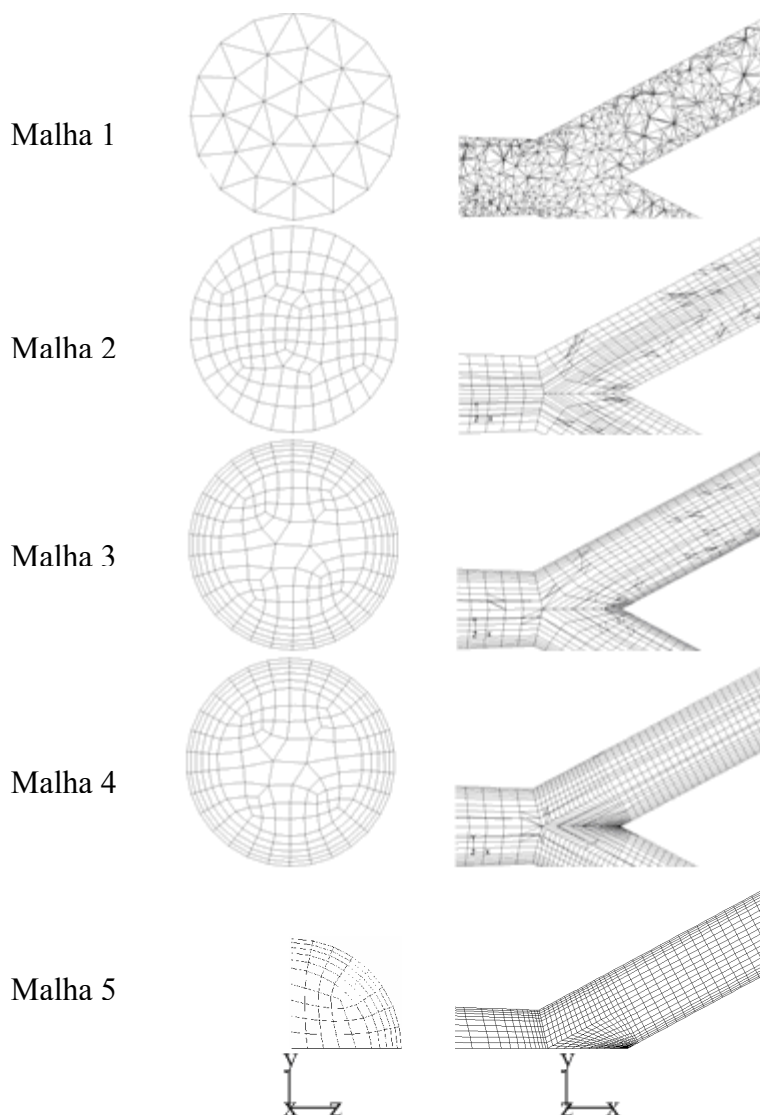


Figura 5.1 - Malhas computacionais criadas.

A Tabela 5.1 resumiria alguns parâmetros importantes na construção das cinco malhas, tais como, o tipo e número de elementos, o número de blocos e o tempo para ser satisfeito o critério de paragem.

Tabela 5.1 – Características das malhas computacionais

	Malha 1	Malha 2	Malha 3	Malha 4	Malha 5
Tipo de elementos	T	H	H	H	H
Número de blocos	1	3	3	6	4
Número de elementos	32354	22892	36752	48664	13376
Tempo de convergência (min)	7,9	6,0	4,7	9,3	2,7

T – elementos tetraédricos

H – elementos hexaédricos

A Malha 1 foi criada com elementos tetraédricos, e todas as outras malhas foram criadas com elementos hexaédricos. Como primeira aproximação (Malha 1), o domínio geométrico foi discretizado em elementos tetraédricos, como um volume único, construindo uma malha não-estruturada. Devido à complexidade do modelo geométrico, especificamente a bifurcação, não pode ser criada uma malha estruturada em todo o domínio, como um único volume. Assim, para construir uma malha estruturada é necessário dividir o volume na zona da bifurcação, em 3 (Malhas 2 e 3) ou 6 (Malhas 4 e 5) sub-volumes, ou blocos, ligados entre si. A Figura 5.2 apresenta a divisão do domínio geométrico em 3 ou 6 sub-volumes, para construção de malhas estruturadas.

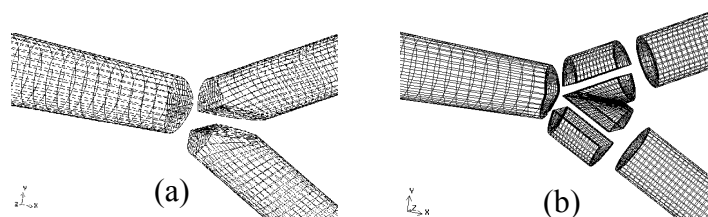
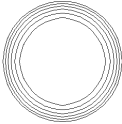

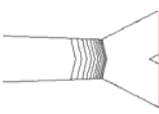
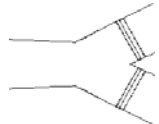


Figura 5.2 – Decomposição da geometria: (a) Malha 2; (b) Malha 4.

As malhas menos refinadas permitem uma visualização rápida da hemodinâmica e, a partir daí, determinar as regiões que precisam de uma malha mais refinada. Acresce que os fluxos próximos da parede requerem refinamento suficiente na proximidade da parede, para uma boa resolução nesta região. As malhas 3, 4 e 5 foram refinadas junto à parede, na secção transversal. A malha da face de entrada é projectada ao longo de todo o domínio, proporcionalmente à diminuição do raio. Como a aterosclerose se desenvolve preferencialmente nas zonas de fluxo complexo, refinaram-se as malhas 4 e 5 na direcção axial, na vizinhança da bifurcação ilíaca. Para tal, a Malha 4 foi decomposta em 6 sub-volumes, ligados entre si (Figura 5.2). Assumindo simetria nos resultados para os planos médios xy e xz e, de modo a reduzir o tempo computacional, reduziu-se o domínio geométrico da Malha 5 em 75%. Este domínio foi decomposto em 4 sub-volumes, ligados entre si, à semelhança do processo de decomposição da Malha 4. A Malha 5 foi refinada junto à parede a jusante da entrada da aorta abdominal e a montante e a jusante da bifurcação. O número de elementos da Malha 5 permite um bom equilíbrio entre um baixo custo computacional e uma elevada precisão. Com a redução da geometria, o tempo computacional (CPU), para ser atingido o critério de paragem, também diminuiu 71%. As malhas foram refinadas com um factor de crescimento de 1.2.

A Tabela 5.2 apresenta informação sobre o tamanho do primeiro elemento do refinamento e o número de elementos na região de refinamento, para as malhas 3, 4 e 5. Estes parâmetros foram definidos de modo a que os elementos adjacentes à zona refinada tenham aproximadamente o mesmo tamanho.

Tabela 5.2 – Sumário dos refinamentos das malhas 3,4 e 5

		Tamanho do primeiro elemento (mm)	Número de elementos
	Malhas 3, 4, 5	0,4	5
	Malha 5	0,3	10
	Malha 5	0,3	10
	Malha 5	0,75	2

5.2.2 Qualidade das malhas

A qualidade das malhas é um factor muito importante para a precisão e estabilidade da solução numérica. Os parâmetros associados são a distribuição dos nós, a suavidade e a forma do elemento. A forma do elemento é definida pela sua distorção e pela razão de aspecto. A distorção é definida como sendo a diferença entre a forma do elemento e a forma dum elemento equilátero de volume equivalente. Os elementos muito distorcidos podem diminuir a precisão e perturbar a solução, uma vez que as derivadas em relação à normal à face têm de ser corrigidas. A distorção da malha pode ser analisada pela percentagem de elementos em cada gama de valores de distorção do equiângulo e do equivolume e o valor de distorção do pior elemento, apresentados nas Tabelas 5.3 e 5.4. A qualidade da malha é considerada excelente para valores inferiores a 0,25; boa entre 0,25 e 0,5 e suficiente entre 0,5 e 0,75 (FLUENT 6.3 User's Guide, 2006).

Tabela 5.3 – Percentagem de elementos em cada gama de distorção do equiângulo e o seu valor para o pior elemento

	Malha 1	Malha 2	Malha 3	Malha 4	Malha 5
(% de elementos)					
0-0,25	15,63	63,40	79,88	78,14	89,59
0,25-0,5	72,12	34,12	18,62	18,54	6,99
0,5-0,75	12,21	2,48	1,49	3,28	3,42
0,75-1	0,04	0,00	0,00	0,04	0,00
(distorção do equiângulo)					
Pior elemento	0,809	0,746	0,739	0,790	0,736

Tabela 5.4 - Percentagem de elementos em cada gama de distorção do equivolume e o seu valor para o pior elemento

	Malha 1	Malha 2	Malha 3	Malha 4	Malha 5
(% de elementos)					
0-0,25	34,61	63,40	79,88	78,14	89,59
0,25-0,5	48,35	34,12	18,62	18,54	6,99
0,5-0,75	17,03	2,48	1,49	3,28	3,42
0,75-1	0,01	0,00	0,00	0,04	0,00
(distorção do equivolume)					
Pior elemento	0,758	0,746	0,739	0,790	0,736

Os valores de distorção assimétrica de equiângulo dos elementos e, particularmente, o valor do pior elemento são similares para todas as malhas e estão dentro do limite aceitável de 0,9. No entanto, a Malha 5 apresenta melhor qualidade para o pior elemento e, possui também maior percentagem de elementos excelentes. A Malha 5 é considerada excelente para 89,59% dos elementos (valores inferiores a 0,25). Isto deve-se à

capacidade de controlar os refinamentos nos planos de simetria, na vizinhança da bifurcação ilíaca, evitando uma malha de baixa qualidade nesta região. Relativamente à distorção dos elementos, a Malha 5 é a ótima, o que é consistente com a estratégia adoptada de criação de malha. A razão de aspecto é uma medida do alongamento do elemento e é definida como a razão da distância máxima entre o centróide do elemento e os centróides das faces e a distância mínima entre os nós do elemento (FLUENT 6.3 User's Guide, 2006). Uma regra prática geral é evitar elementos com razões geométricas superiores a 5:1 (FLUENT 6.3 User's Guide, 2006). A Tabela 5.5 apresenta a percentagem de elementos em cada gama de valores das razões geométricas e o seu valor para o pior elemento, para as cinco malhas.

Tabela 5.5 – Percentagem de elementos em cada gama de razão de aspecto e o seu valor para o pior elemento

	Malha 1	Malha 2	Malha 3	Malha 4	Malha 5
(% de elementos)					
1-5	100,00	98,41	67,84	79,76	74,80
5-10	0,00	1,57	31,34	18,69	24,78
> 10	0,00	0,02	0,83	1,55	0,43
(razão de aspecto)					
Pior elemento	3,064	13,161	16,003	15,294	14,695

Como era esperado, o refinamento junto às paredes aumenta a razão de aspecto, o que não é favorável à optimização da qualidade da malha. No entanto, verificou-se numa análise mais detalhada que a Malha 5 apresenta valores inferiores a 5, na parede exterior, na vizinhança da bifurcação ilíaca. Assim, embora a Malha 5 não apresente os melhores valores da razão de aspecto, os elementos podem ser considerados de qualidade adequada, uma vez que as regiões de maiores gradientes apresentam bons valores deste parâmetro. Obtém-se, assim, uma solução numérica precisa e estável.

5.3 Processo de Otimização

5.3.1 Análise comparativa das malhas

As cinco malhas foram comparadas em termos de comportamento do fluxo, mais precisamente de velocidade no eixo central e na vizinhança da bifurcação ilíaca. A Figura 5.3 apresenta os perfis de velocidade axial nas linhas centrais (Figura 3.7), para cada uma das cinco malhas.

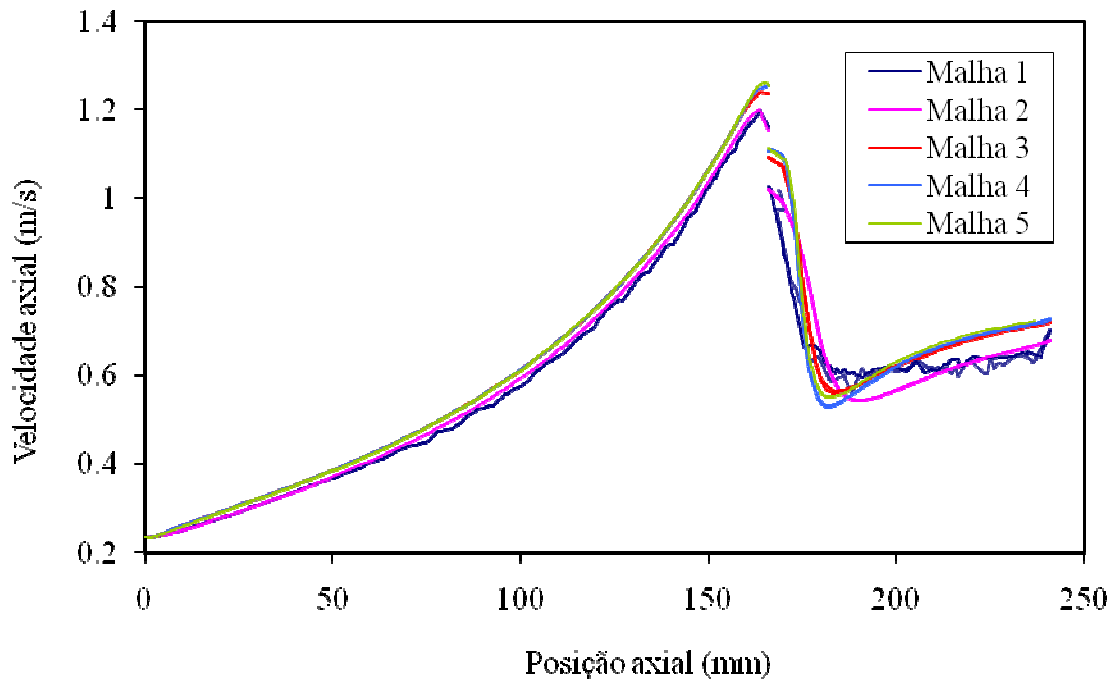


Figura 5.3 – Perfis da velocidade axial na linha central da aorta abdominal e das artérias ilíacas, para as cinco malhas.

Os dados mostram um comportamento similar para todas as malhas. A velocidade aumenta ao longo da convergência da aorta abdominal, atingindo o valor máximo imediatamente a montante da bifurcação. A velocidade diminui bruscamente da linha central da aorta abdominal para as linhas centrais das artérias ilíacas, devido à transformação de coordenadas e à divisão do fluxo. O aumento da velocidade ao longo

das artérias ilíacas pode dever-se ao desenvolvimento da camada limite a jusante da bifurcação. Para a Malha 1 (Figura 5.3), observam-se flutuações da velocidade ao longo do eixo. É uma malha não-estruturada, em que cada elemento tetraédrico tem coordenadas espaciais específicas, diferentes dos elementos adjacentes, sem alinhamento em qualquer direcção. Estas oscilações resultam do posicionamento dos nós não coincidirem com o eixo central, sendo obtido o valor da velocidade no nó mais próximo da linha central. Acresce que as pequenas assimetrias entre os eixos das duas artérias ilíacas podem ser devidas às assimetrias da distribuição dos volumes de controlo em cada ramificação da bifurcação ilíaca. Os contornos da velocidade axial e a malha respectiva são apresentados na Figura 5.4, na secção transversal transversal da aorta abdominal, em $x_I=150$ mm (Figura 3.7).

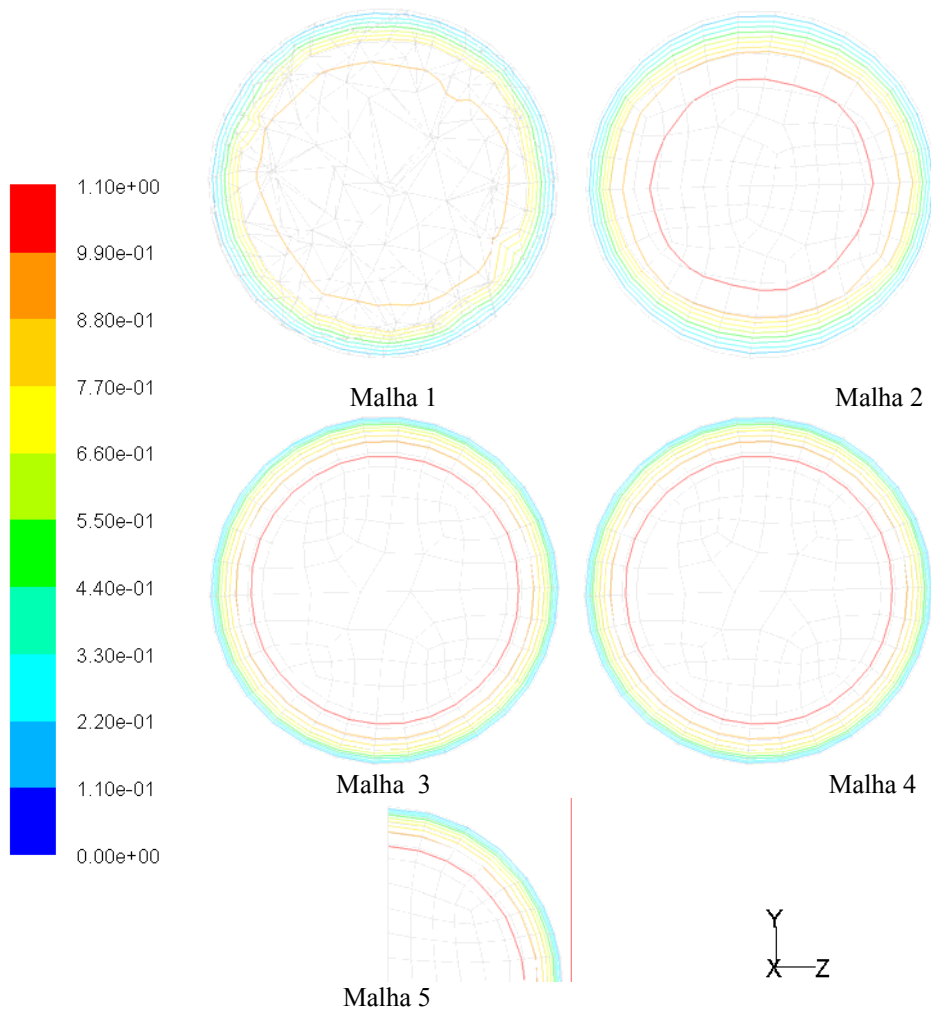


Figura 5.4 – Perfis isocinéticos da velocidade para as cinco malhas, na secção transversal, em x_I (150 mm).

O refinamento das malhas junto à parede foi feito (Malhas 3, 4 e 5) de modo a que a zona refinada incluisse o elevado gradiente da velocidade axial próximo da parede. Na Figura 5.4 verifica-se que a simetria aumenta com o refinamento na malha.

A Figura 5.5 apresenta os perfis isocinéticos da velocidade, no plano médio xy .

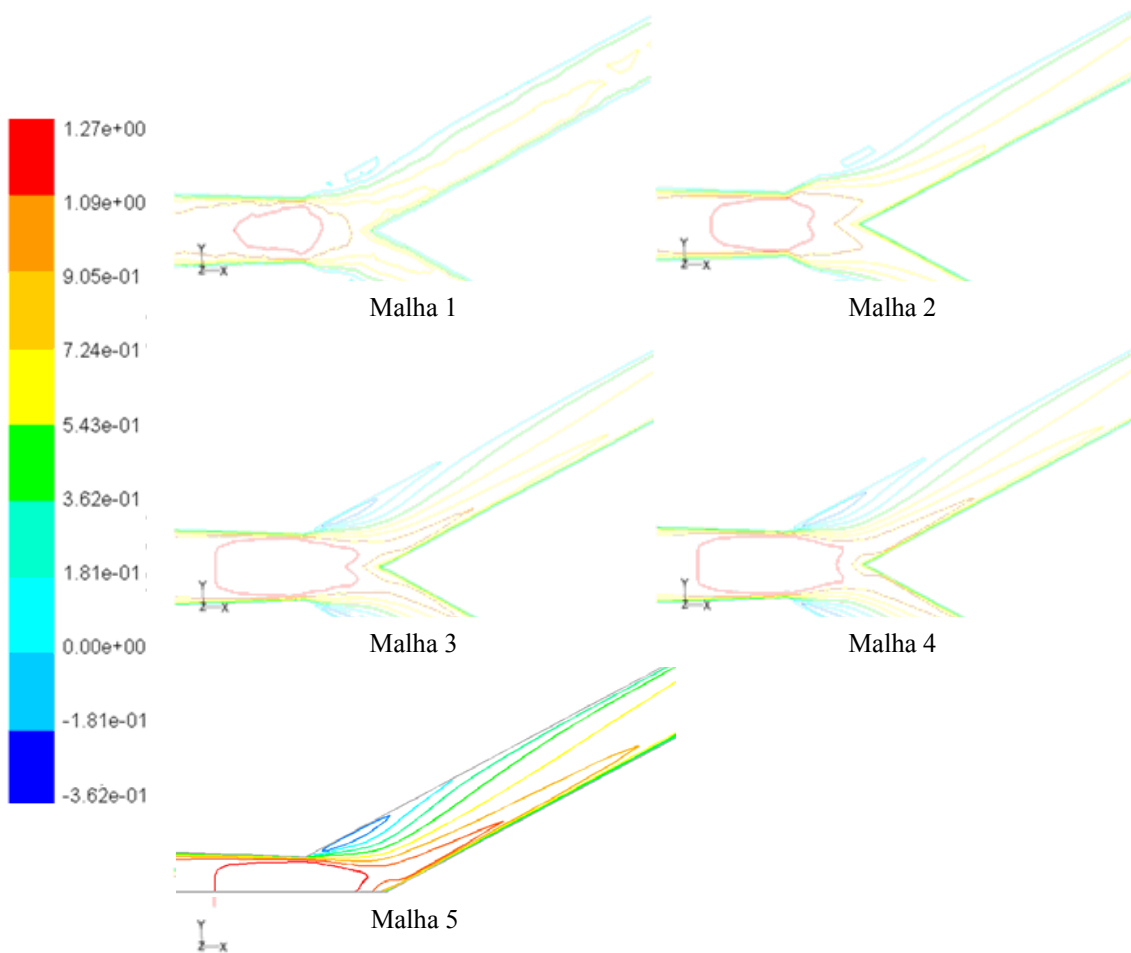


Figura 5.5 – Perfis isocinéticos da velocidade para as cinco malhas, na vizinhança da bifurcação ilíaca.

Observando as Figuras 5.4 e 5.5, conclui-se que as malhas com maior refinamento junto à parede conduzem a resultados com melhor precisão nas regiões de maiores gradientes. Isto sugere claramente que é compensado o maior esforço computacional associado a malhas mais refinadas nas regiões em que se esperam maiores gradientes, obtendo-se resultados mais realistas. Os resultados mostram contornos da velocidade simétricos para as malhas 2, 3 e 4, indicando que a simetria é directamente dependente da simetria

da malha na secção transversal. As assimetrias são mais evidentes na malha tetraédrica do que nas restantes malhas hexaédricas. Como as assimetrias da velocidade se devem apenas à malha pouco refinada, pode usar-se a Malha 5, que se revela suficientemente refinada nas regiões de maiores gradientes e a geometria é reduzida em 75%, para diminuir o tempo computacional.

Nas Figuras 5.4 e 5.5 também se pode observar a divisão do fluxo pelas duas artérias ilíacas, com aparecimento duma zona de recirculação na vizinhança da bifurcação ilíaca, em todas as malhas. A separação de fluxo move o pico da velocidade máxima, do centro da aorta para a parede interior da artéria ilíaca e, posteriormente, para o seu centro. Isto deve-se ao desenvolvimento da camada limite, sendo atenuado a jusante devido ao recolamento do fluido. A Malha 5 combina o menor tempo computacional e a maior capacidade de descrever os detalhes dos elevados gradientes e do fluxo reverso.

O refinamento da malha junto à parede pode ser medido pela distância adimensional à parede y^+ . Os valores são apresentados na Figura 5.6, ao longo da parede da geometria, no plano médio xy .

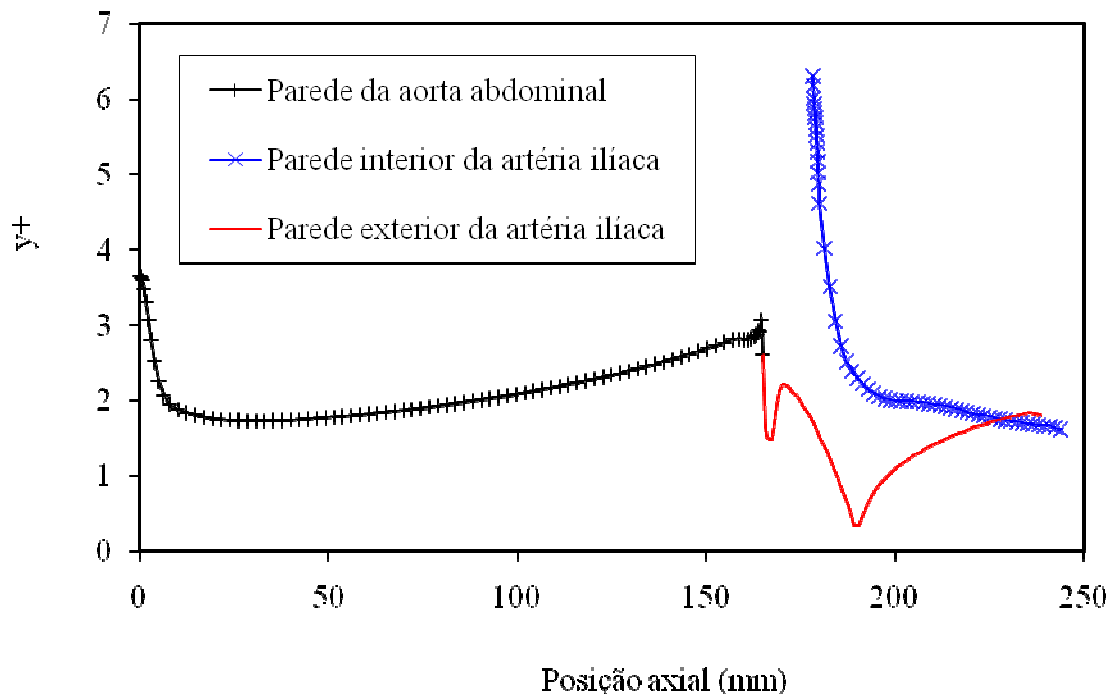


Figura 5.6 - Parâmetro y^+ da parede ao longo da posição axial, no plano médio xy .

O valor de y^+ é maioritariamente inferior a 5, indicando que a maior parte dos elementos estão dentro da camada limite laminar. Nesta sub-camada viscosa, a viscosidade molecular é de extrema importância na transferência de massa e de *momentum* (FLUENT 6.3 User's Guide, 2006). À entrada da bifurcação, na parede interior da artéria ilíaca (177,6-179,3 mm), o valor de y^+ atinge 6,7. Uma vez que, na parede exterior da artéria ilíaca os valores são sempre inferiores a 3, prevê-se que os elevados gradientes estejam a ser bem determinados. A Tabela 5.6 apresenta a percentagem de elementos em cada gama de valores de y^+ na parede, para todo o domínio.

Tabela 5.6 – Percentagem de elementos em cada gama de valores de y^+ da parede

y^+	0-1	1-2	2-3	3-4	4-5	5-6	6-6,7
% de elementos	2,6	55,3	31,7	6,9	2,0	1,2	0,3

A maior percentagem de elementos junto à parede tem valor de y^+ inferior a 5 (90% até o valor de 3), como era esperado, e apenas 1,5% dos elementos apresentam valores de y^+ superiores a 5. Assim, considerou-se a malha suficientemente fina de modo a que resolva a sub-camada linear.

5.3.2 Refinamento da malha

A independência da malha nos resultados obtidos deve ser cuidadosamente estudada e garantida (Badcock *et al.*, 2000, Dehbi, 2007). Após a escolha do tipo de malha a gerar, esta deve ser refinada até que as diferenças de resultados entre vários refinamentos sejam consideradas não significativas. Prakash e Ethier (2001) evidenciam a relevância

do estudo da independência da malha nos resultados em geometrias mais complexas em que ocorra separação de fluxo, devido à sua especial sensibilidade à resolução da malha.

Com base no procedimento para a discretização do domínio usado para a Malha 5, foram criadas quatro malhas (Tabela 5.7), de modo a averiguar a independência da malha nos resultados. Foram criadas duas malhas com menos elementos, tanto na secção transversal como na direcção axial (Malhas 5.2 e 5.3) e duas com mais elementos tanto na secção transversal como na direcção axial (Malhas 5.4 e 5.5). Assim, o refinamento da malha é efectuado em três dimensões. A Tabela 5.7 apresenta o número de elementos nas duas arestas da secção transversal transversal e o número de elementos total para todo o domínio.

Tabela 5.7 – Propriedades do refinamento das malhas

	Malha 5.2	Malha 5.3	Malha 5	Malha 5.4	Malha 5.5
Elementos na secção	6x6	8x8	10x10	12x12	14x14
Número de elementos	2960	6552	13376	25365	38544

Para todas as malhas, foi obtido o valor da velocidade no centro da secção da geometria imediatamente a montante da bifurcação ($x_2=165$ mm), em função do número de elementos da malha, apresentados na Figura 5.7.

Com o refinamento da malha, a solução tende a convergir para um valor de velocidade próximo de 1,26 m/s. Da Malha 5 para a 5.5, o número de elementos triplica, e o valor da velocidade varia menos de 0,1%. Esta diferença não é significativa, demonstrando que os resultados da Malha 5 são independentes da malha.

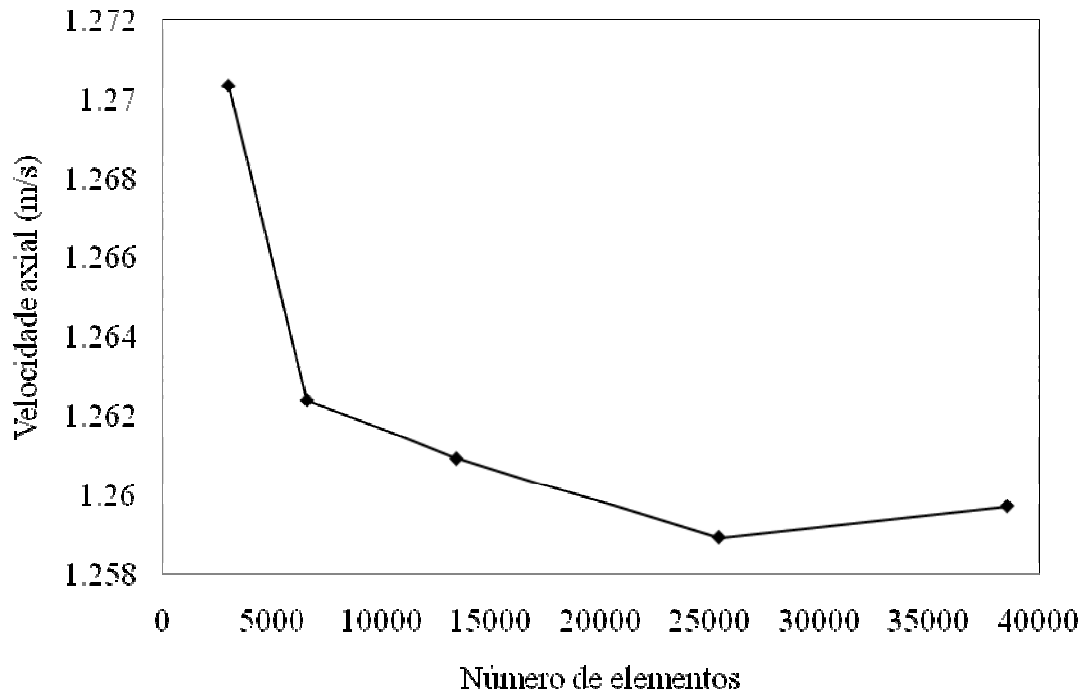


Figura 5.7 – Variação da velocidade axial no ponto x_2 com o refinamento da malha.

Acresce que, comparando a Malha 5 com a Malha 5.5, relativamente à zona de recirculação, constata-se que as suas coordenadas são semelhantes (diferenças inferiores a 0,7%) e o seu comprimento também é similar, com um erro inferior a 0,9%. Para a Malha 5.5, o tempo computacional aumenta 238%, o que não compensa as pequenas diferenças nos resultados. Assim, com a Malha 5 atinge-se um equilíbrio entre o número de elementos e a precisão necessária.

A solução numérica indica que é necessária uma boa estratégia de discretização do domínio, de modo a que o comportamento do fluxo seja preciso e independente da malha. Os refinamentos nas zonas de maiores gradientes, junto à parede, são importantes para uma melhor resolução do fluxo.

Deste modo, conseguiu-se uma malha (Malha 5) que permite uma solução numérica com boa resolução de fluxo na vizinhança da bifurcação ilíaca e baixo esforço computacional e que foi, por isso, utilizada nos estudos subsequentes.

CAPÍTULO 6

RESULTADOS NUMÉRICOS

O modelo tridimensional da aorta abdominal e bifurcação nas artérias ilíacas foi simulado usando o programa computacional de volumes finitos, FLUENT. Estudaram-se os efeitos de alguns parâmetros do modelo numérico e os factores que promovem o desenvolvimento da aterosclerose. Seguidamente foi depois estudado o efeito do perfil transiente do fluxo sanguíneo no escoamento. Os resultados são analisados essencialmente em termos de zona de recirculação, mas também na distribuição de velocidades e tensão de corte na parede. São apresentados os resultados das variáveis em estudo sendo que, nos respectivos gráficos, as diferentes cores representam a

variação do valor dessa mesma variável. Os estudos foram efectuados tendo como base a Malha 5 (Capítulo 4).

6.1 Regime estacionário

Modelou-se numericamente a aorta abdominal e bifurcação nas artérias ilíacas, com velocidade constante representativa do pico sistólico (Figura 3.3). Os vectores da velocidade são apresentados na Figura 6.1.

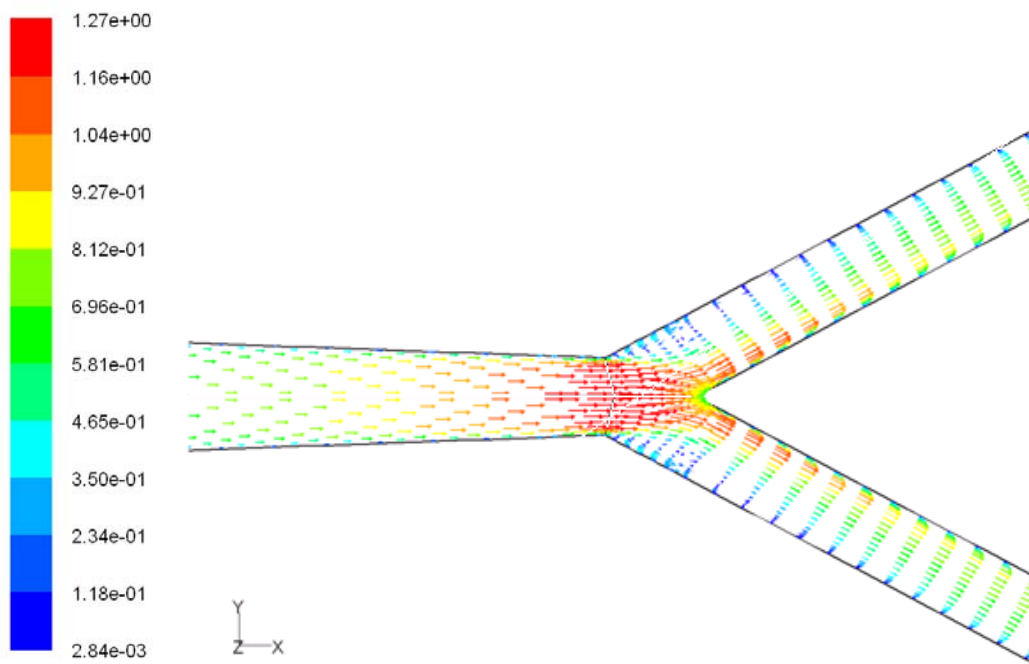


Figura 6.1 – Vectores da magnitude da velocidade (m/s) na vizinhança da bifurcação, no plano médio xy .

O fluxo é dividido na transição entre a aorta abdominal e a parede interior das artérias ilíacas, com aparecimento de recirculação na parede exterior. O desenvolvimento da camada limite desvia o pico máximo da velocidade da parede interior das artérias ilíacas para o centro. A zona de recirculação está junto à parede exterior das artérias ilíacas, localizada entre 168,0 e 192,5 mm, na direcção axial, com um comprimento de 24,5 mm. A sua localização é consistente com a apresentada noutros trabalhos de investigação (Moore *et al.*, 1994, Lee e Chen, 2003).

Os perfis da velocidade axial, nas posições $x_1=150$ mm, $x_2=165$ mm, $x_3=175$ mm e $x_4=185$ mm (Figura 3.1(b)), são apresentados na Figura 6.2.

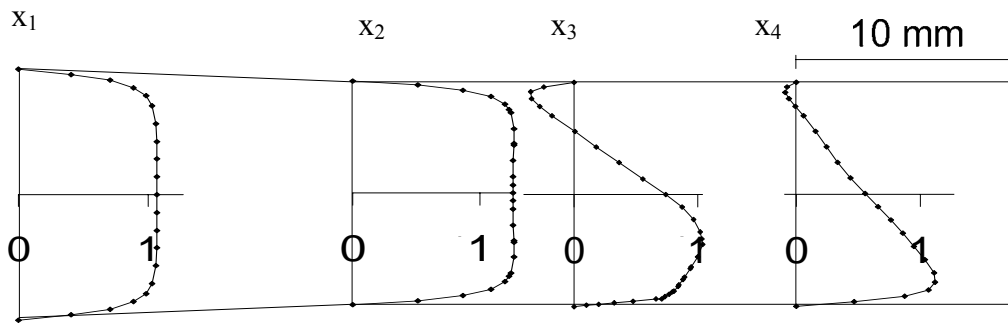


Figura 6.2 – Velocidade axial (m/s) nas posições x_1 , x_2 , x_3 e x_4 .

A montante da bifurcação, x_1 , o perfil da velocidade não sofre influência da bifurcação, mas em x_2 já se começam a observar dois picos de velocidade devidos à divisão do fluxo por cada uma das artérias ilíacas. A jusante da bifurcação, em x_3 , evidencia-se a zona de recirculação na parede exterior, devido à separação de fluxo. No entanto, em x_4 , a zona de recirculação diminuiu, devido ao recolamento do fluxo.

A distribuição da tensão de corte na parede (WSS), ao longo da geometria, é apresentada na Figura 6.3. Ao longo da aorta abdominal, o valor da WSS aumenta continuamente, atingindo o máximo quando o diâmetro é mínimo. Na parede exterior da artéria ilíaca, a diminuição da WSS, atingindo valores nulos, sugere a presença duma zona de recirculação próxima da parede. A localização da diminuição da WSS é consistente com a zona de recirculação e coincide com um local propício ao aparecimento de placa (Moore *et al.*, 1994, Lee e Chen, 2003).

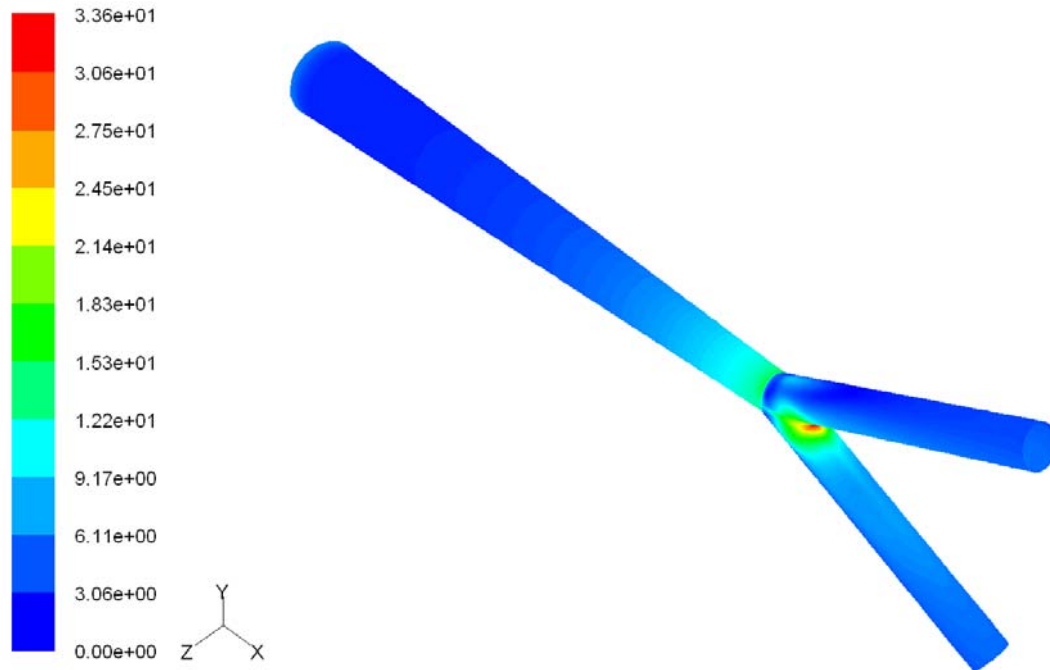


Figura 6.3. Distribuição da tensão de corte na parede (Pa).

Observando a Figura 6.3, verifica-se ainda que se encontram valores elevados de tensão de corte na parede interior da artéria ilíaca, no ponto de estagnação situada no vértice da bifurcação. Nestas zonas podem ocorrer danos no endotélio ou hemólise, com a indesejável libertação de hemoglobina na circulação sanguínea (Oliveira *et al.*, 2007).

Os valores da tensão de corte na parede da aorta abdominal e nas paredes das artérias ilíacas (Figura 3.1(a)) são apresentados na Figura 6.4.

A tensão de corte aumenta ao longo da parede da aorta abdominal até ao valor de 15,4 Pa. A montante da bifurcação, ainda na parede da aorta abdominal, a tensão de corte diminui devido, provavelmente, aos efeitos resultantes da divisão do fluxo. Na parede exterior da artéria ilíaca, a tensão de corte diminui bruscamente, apresentando dois picos mínimos na localização das extremidades da zona de recirculação. Relativamente à tensão de corte na parede interior da artéria ilíaca, o valor máximo é atingido no início e diminui ao longo da parede.

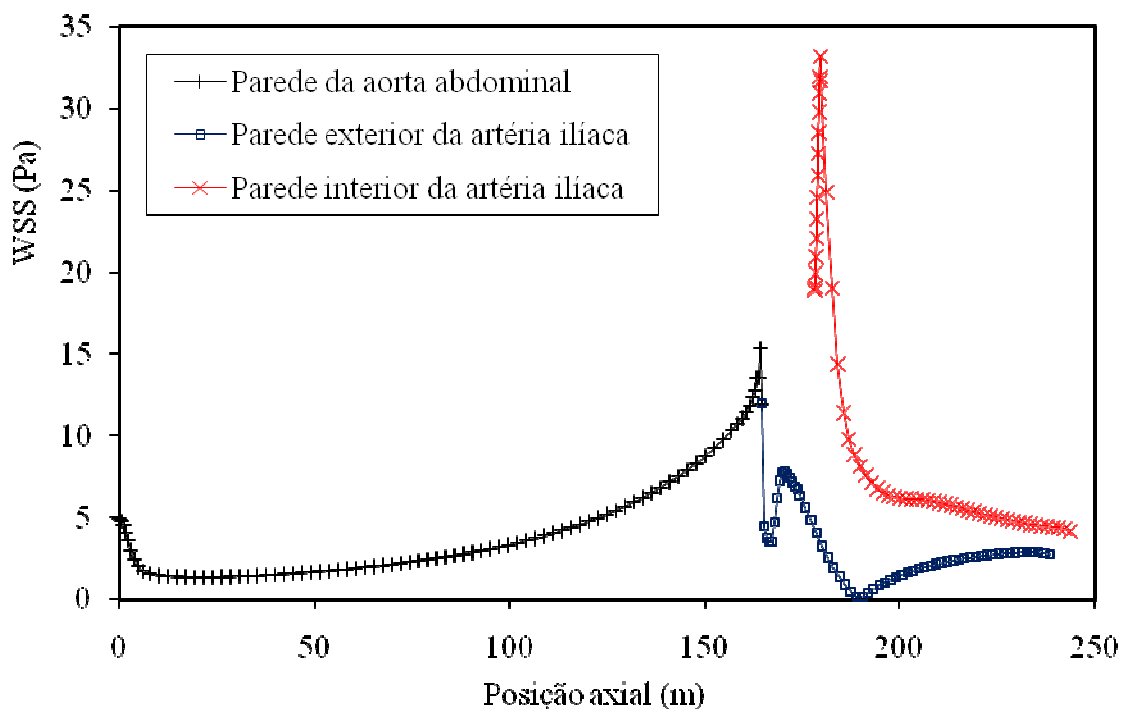


Figura 6.4 - Distribuição da tensão de corte nas paredes da aorta abdominal e da artéria íliaca, no plano médio xy , para o regime estacionário.

Este caso estacionário é considerado no estudo como um caso de referência e os valores da Tabela 6.1 poderão ser comparados com outras simulações realizadas ao longo do trabalho.

Tabela 6.1 Resumo de alguns valores das variáveis mais importantes, para o regime estacionário

Variável	Valor	Unidade
Velocidade axial máxima	1,27	m/s
Velocidade axial mínima	-0,40	m/s
Comprimento da zona de recirculação	24,5	mm
Largura da zona de recirculação	2,1	mm
Posição axial dos extremos da zona de recirculação	168,0 – 192,5	mm
WSS máximo	33,6	Pa

Para o ciclo cardíaco infra-renal em estudo, o número de Reynolds ($Re < 1360$) é sempre inferior à transição para turbulento, característico para fluxo em tubagens, embora possam ser geradas instabilidades devido a descontinuidades da geometria. Assim, determinou-se o valor da intensidade de turbulência para determinar a influência da bifurcação no aparecimento da mesma. Intensidades de turbulência menores que 1% são consideradas baixas e acima de 10% são consideradas elevadas (Fluent 6.2, User's Guide, 2005). A Figura 6.5 apresenta os valores da intensidade de turbulência (%) no plano médio xy .

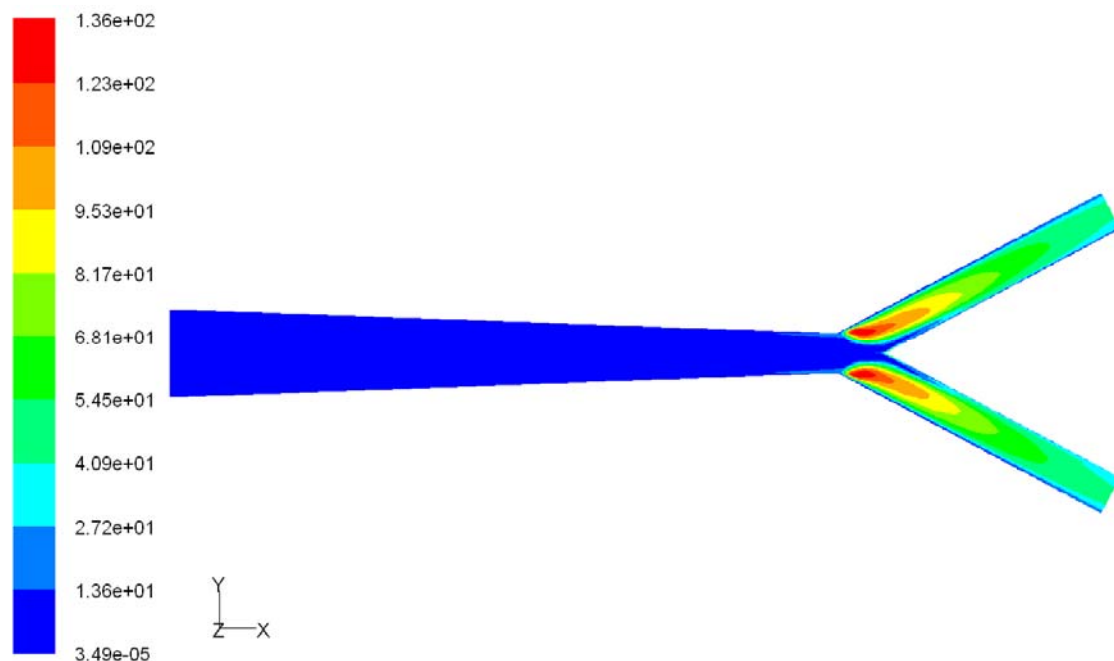


Figura 6.5 - Distribuição da intensidade de turbulência (%), no plano médio xy .

Observando a Figura 6.5, encontram-se valores da intensidade de turbulência superiores a 10% a jusante da bifurcação, mais deslocados para a parede exterior da artéria ilíaca. Como se verificou, a turbulência é gerada pela geometria, pelo que nas simulações foi considerado o modelo turbulento $k-\epsilon$, com intensidade nula de turbulência à entrada.

6.2 Considerações ao modelo

Nesta secção foram estudadas algumas simplificações feitas ao modelo no sentido de verificar a sua validade, tais como o perfil de velocidade à entrada e o modelo reológico do fluido.

6.2.1 Perfil de velocidade de entrada

O perfil de velocidades à entrada do domínio tem sido modelado como uniforme ou parabólico no espaço, embora nenhum deles descreva exactamente o fluxo sanguíneo real nas artérias. Na realidade, a distribuição de velocidade deverá ser complexa devido à influência das várias ramificações do sistema circulatório existentes a montante das ilíacas. Para avaliar a influência do perfil de entrada na hemodinâmica, na vizinhança da bifurcação ilíaca, modelaram-se assim estes dois casos extremos.

A distribuição da velocidade axial (m/s) nas linhas radiais, para x_1 , x_2 , x_3 e x_4 (Figura 3.1 (b)), para ambos os perfis de entrada, é apresentada na Figura 6.6.

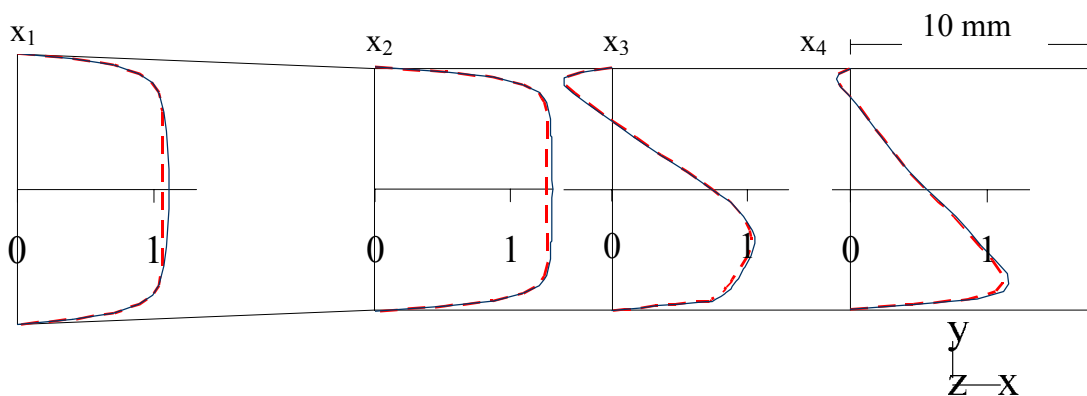


Figura 6.6 – Perfis de velocidade axial (m/s) nas posições x_1 , x_2 , x_3 e x_4 , para os casos de velocidade de entrada uniforme (---) e parabólico (—).

O comportamento da velocidade é similar nos dois casos, existindo apenas diferenças pouco significativas. De um modo geral, a solução do perfil uniforme é mais suavizada. No entanto, na posição x_2 (165 mm na direcção axial), são mais evidentes dois picos de velocidade, correspondendo às artérias ilíacas.

Comparando os perfis da velocidade de entrada uniforme e parabólico, as diferenças para os dois casos são inferiores a 5%, podendo-se concluir não existirem diferenças significativas. A zona de recirculação tem o mesmo comprimento e localização, para ambos os casos. Assim, o uso do perfil parabólico na secção de entrada, não apresenta benefícios na precisão dos resultados tendo, por outro lado, aumentado o tempo de computação em 12%. Consequentemente, as simulações no presente trabalho foram efectuadas utilizando um perfil uniforme para a velocidade de entrada.

6.2.2 Modelo reológico

O sangue é normalmente modelado numericamente como um fluido Newtoniano, especialmente nos vasos de grande calibre, em que se considera que a influência dos efeitos não-Newtonianos não é significativa. O diâmetro destes vasos é muito superior ao tamanho das células, pelo que o fluido é considerado um meio contínuo homogéneo. Este comportamento é expectável pois a tensão média de corte será mais reduzida para artérias de elevado diâmetro. Atendendo a que para baixas taxas de corte a viscosidade aparente tende para um valor independente da própria taxa de deformação, é razoável admitir em tais circunstâncias um comportamento aproximadamente Newtoniano.

Pretendeu-se aqui verificar se as zonas de menor velocidade, como o vórtice de recirculação, poderão ser afectadas pela reologia do sangue e escolher o modelo mais adequado nos estudos subsequentes.

Os efeitos não-Newtonianos foram já estudados na artéria carótida, apresentando menor calibre que a estudada neste trabalho. Perktold *et al.* (1995) concluiu que o modelo de Casson não descreve bem a viscosidade. Gijzen *et al.* (1999) provaram que o sangue deve ser descrito pelo modelo não-Newtoniano de Carreau-Yasuda, que continua a ser usado por outros autores (Abraham, 2005, Chen e Lu, 2006, Ashrafizaadeh e Bakhshaei,

2009). Este modelo descreve o comportamento reológico do sangue em regiões de alta ou baixa tensão de corte. As equações do modelo reológico de Carreau-Yasuda, já descritas na Secção 3.3, foram aplicadas em todo o domínio da aorta abdominal. A Figura 6.7 mostra os perfis de velocidades na aorta abdominal e artérias ilíacas.

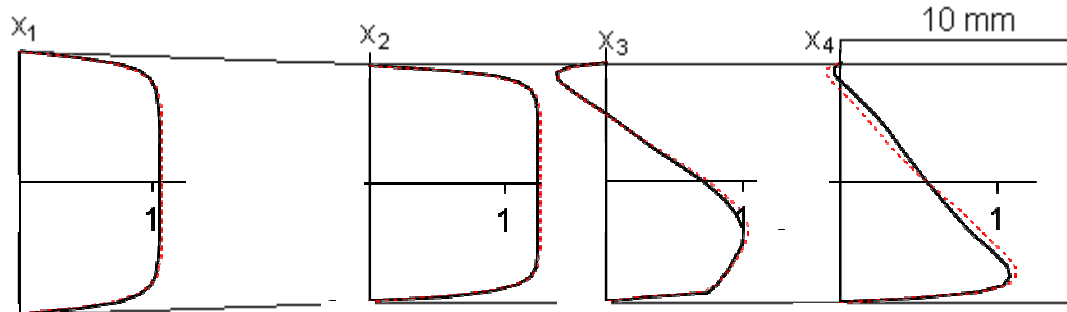


Figura 6.7 - Perfis de velocidade axial (m/s) nas posições x_1 , x_2 , x_3 e x_4 , para os modelos Newtoniano (---) e não-Newtoniano (—).

Os perfis de velocidade, para os modelos Newtoniano e não-Newtonianos, são muito similares, principalmente na proximidade do eixo. Conseguem-se visualizar algumas diferenças em 185 mm (x_4), sugerindo menor recirculação de fluxo para o caso não-Newtoniano. No entanto, no modelo Newtoniano, as velocidades são superiores (1,7%) conduzindo a um menor gradiente de velocidades próximo da parede. Estas diferenças podem ser vistas na Tabela 6.2, que inclui os valores extremos de velocidade, a localização da zona de recirculação e o pico máximo da tensão de corte na parede (WSS), para ambos os modelos reológicos.

Tabela 6.2 – Valores da velocidade, zona de recirculação e WSS, para os modelos Newtoniano e não-Newtoniano

Modelo	Newtoniano	Não-Newtoniano
Velocidade mínima (m/s)	-0,40	-0,42
Velocidade máxima (m/s)	1,27	1,25
Comprimento do vórtice de recirculação (mm)	24,5	23,3
WSS máxima na parede ilíaca exterior (Pa)	7,7	7,2
WSS máxima na parede ilíaca interior (Pa)	33,6	24,0

A velocidade máxima para o modelo não-Newtoniano é obtida imediatamente a montante da bifurcação, com o valor 1,2% inferior ao modelo Newtoniano. Embora para o modelo não-Newtoniano, a velocidade mínima seja maior em magnitude (5,0%), o comprimento da zona de recirculação é menor (-4,9%). Estas diferenças não foram consideradas significativas, dado que os valores encontrados na zona mais propícia para o desenvolvimento de placa, ou seja, na parede exterior da artéria ilíaca, não apresentam grandes alterações. A Figura 6.8 apresenta a distribuição da tensão de corte na parede para a simulação com fluido não-Newtoniano.

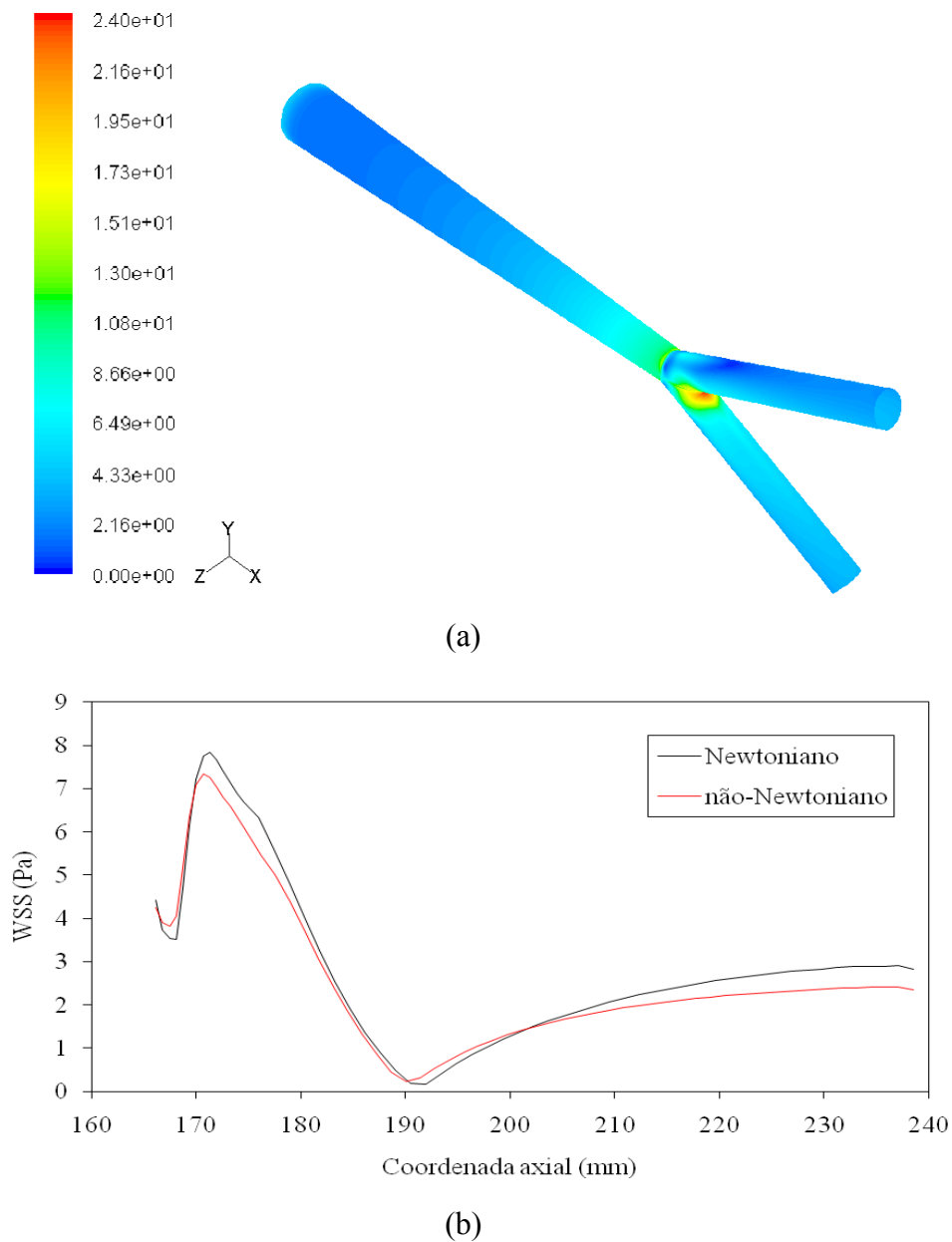


Figura 6.8 – Distribuição da tensão de corte na parede (Pa): (a) ao longo de toda a geometria para o fluido não-Newtoniano e (b) comparação da tensão de corte na parede da artéria ilíaca, para os fluidos Newtoniano e não-Newtoniano.

Comparando com o caso Newtoniano (Figura 6.3) ao longo da parede de toda a geometria (Figura 6.8 (a)), verifica-se que o comportamento é similar para todo o domínio. No entanto, existem diferenças significativas no valor da tensão de corte no início da parede interior da artéria ilíaca, com uma diminuição do valor do pico máximo de 28%. Na Figura 6.8 (b), verifica-se que a distância entre os dois picos mínimos da velocidade diminui para o modelo não-Newtoniano, sugerindo um vórtice de recirculação menor. Os valores de WSS são sempre inferiores para o modelo não-Newtoniano, o que é consistente com os maiores gradientes de velocidade encontrados próximo da parede (Figura 6.7). Isto pode dever-se à variação da WSS ao longo da direcção radial, para o modelo não-Newtoniano. O perfil da viscosidade, para a linha radial no plano xy em $x_2=165$ mm (Figura 3.7), que afecta directamente os valores da WSS, pode ser observado com detalhe na Figura 6.9.

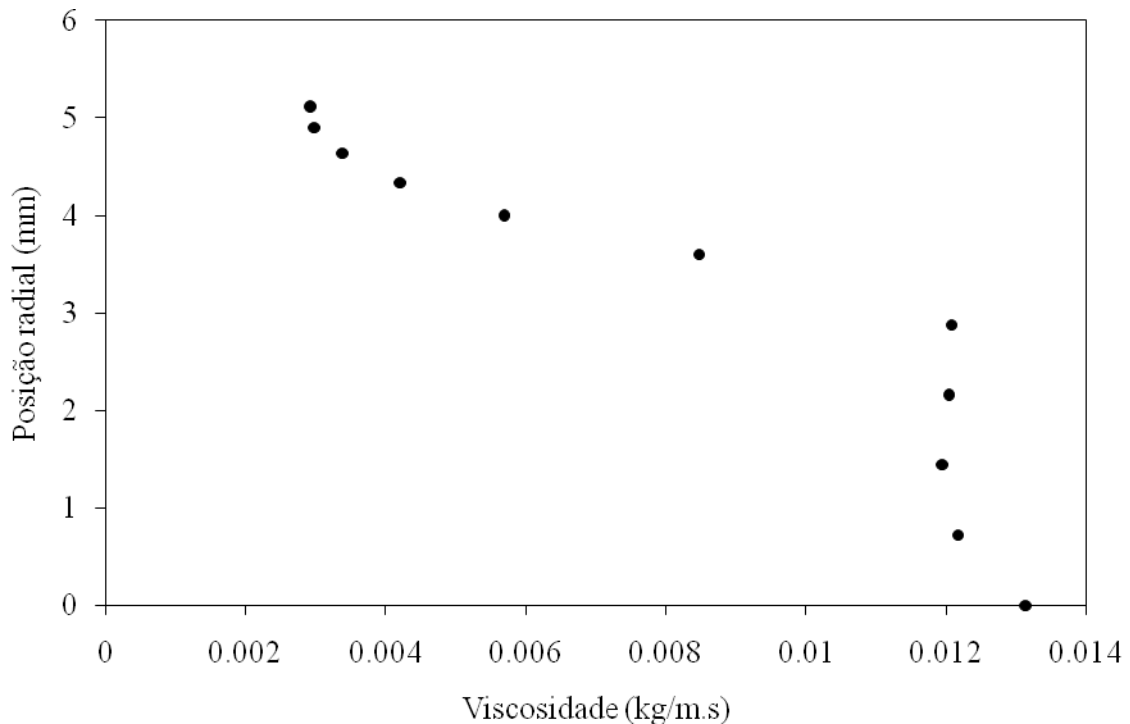


Figura 6.9 – Viscosidade molecular para o modelo não-Newtoniano, no plano médio xy em x_2 .

A viscosidade é menor próxima da parede e maior no eixo da artéria ilíaca. Próximo da parede, o valor da viscosidade é inferior ao do modelo Newtoniano (0,004 kg/m.s) e, por isso, os valores da WSS são também menores.

As diferenças dos valores da velocidade e de WSS são, em geral, inferiores a 5%, apresentando um pico de WSS na zona de estagnação, do vértice da bifurcação. Acresce que a artéria é de grande calibre e, por isso, com viscosidade aproximadamente constante, pelo que se considerou o modelo Newtoniano como uma boa aproximação para a simulação numérica. Este modelo será, então, usado em todos os estudos deste projecto.

6.3 Parâmetros que promovem a aterosclerose

Depois de definidos os modelos usados nas simulações, foi estudada a influência de factores que possam afectar o desenvolvimento da deposição de placas nas paredes das artérias, tais como, a distribuição não uniforme do fluxo pelas duas artérias ilíacas e a geometria da bifurcação ilíaca, relativamente ao seu ângulo, forma e dimensões. Apresentou-se, ainda, a modelação duma geometria anatómica obtida a partir de um exame TAC a um paciente, de modo a identificarem-se factores que não sejam contemplados num modelo geométrico simplificado.

6.3.1 Distribuição assimétrica do fluxo de saída

O fluxo sanguíneo na aorta abdominal é considerado, de um modo geral, igualmente dividido pelas duas artérias ilíacas. No entanto, o desenvolvimento da aterosclerose resulta no endurecimento e estreitamento da artéria, distribuindo o fluxo de modo não uniforme pelas duas artérias ilíacas. Deste modo, é importante analisar o efeito de distribuições assimétricas de caudal, no agravamento da aterosclerose.

Para estudar diferentes condições de saída nas duas artérias ilíacas, foi necessário simular a geometria completa, com a Malha 4 (Figura 5.1). Foram estudadas cinco

distribuições diferentes de caudal pelas duas artérias ilíacas: 50 e 50%, 40 e 60%, 30 e 70%, 20 e 80%, 10 e 90%. A Figura 6.10 mostra o tamanho da zona de recirculação próximo à parede exterior da artéria ilíaca, para estas cinco combinações diferentes. Os valores são referenciados ao comprimento de recirculação de 24,5 mm, correspondentes ao caso de 50/50% de distribuição de caudal.

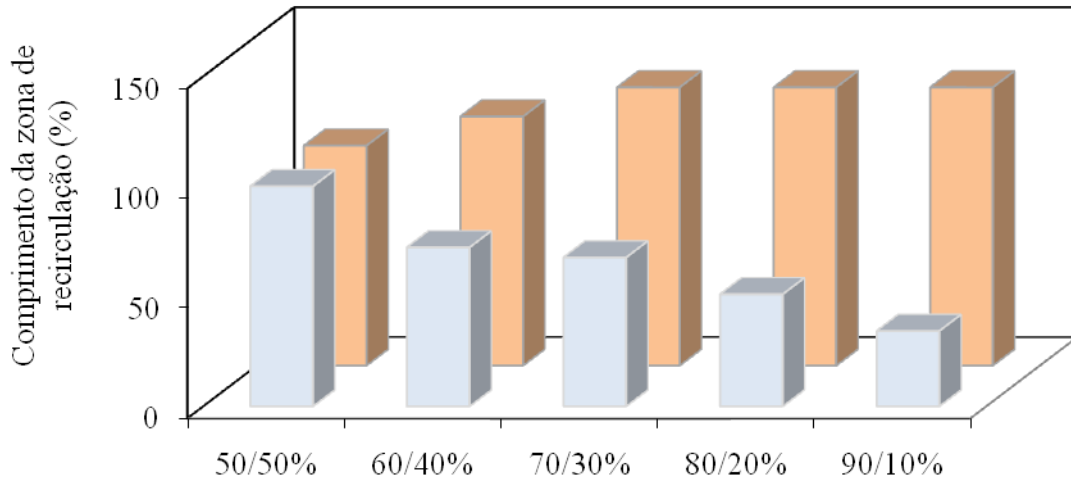


Figura 6.10 - Comprimento da zona de recirculação (%) para as artérias com maior fluxo a cor azul e menor fluxo a cor vermelha (100% de comprimento da recirculação corresponde a aproximadamente 24,5 mm, relativo ao caso de distribuição simétrica).

O comprimento de recirculação altera-se significativamente com a distribuição não uniforme dos caudais de saída pelas duas artérias ilíacas. A diminuição do fluxo escoado por uma determinada artéria conduz a um incremento da zona de recirculação. No entanto, o comprimento da zona de recirculação é aproximadamente constante para caudais inferiores a 30%, mas a sua largura aumenta sempre. Assim, a Figura 6.11 ilustra os contornos da velocidade em x , na vizinhança da bifurcação ilíaca, para os casos de 50/50%, 30/70% e 10/90%. A redução da inércia do fluido numa região de gradiente adverso de pressão potencia a ocorrência de separação e ao atraso do recolamento do escoamento, resultando no desenvolvimento de recirculações de elevadas dimensões.

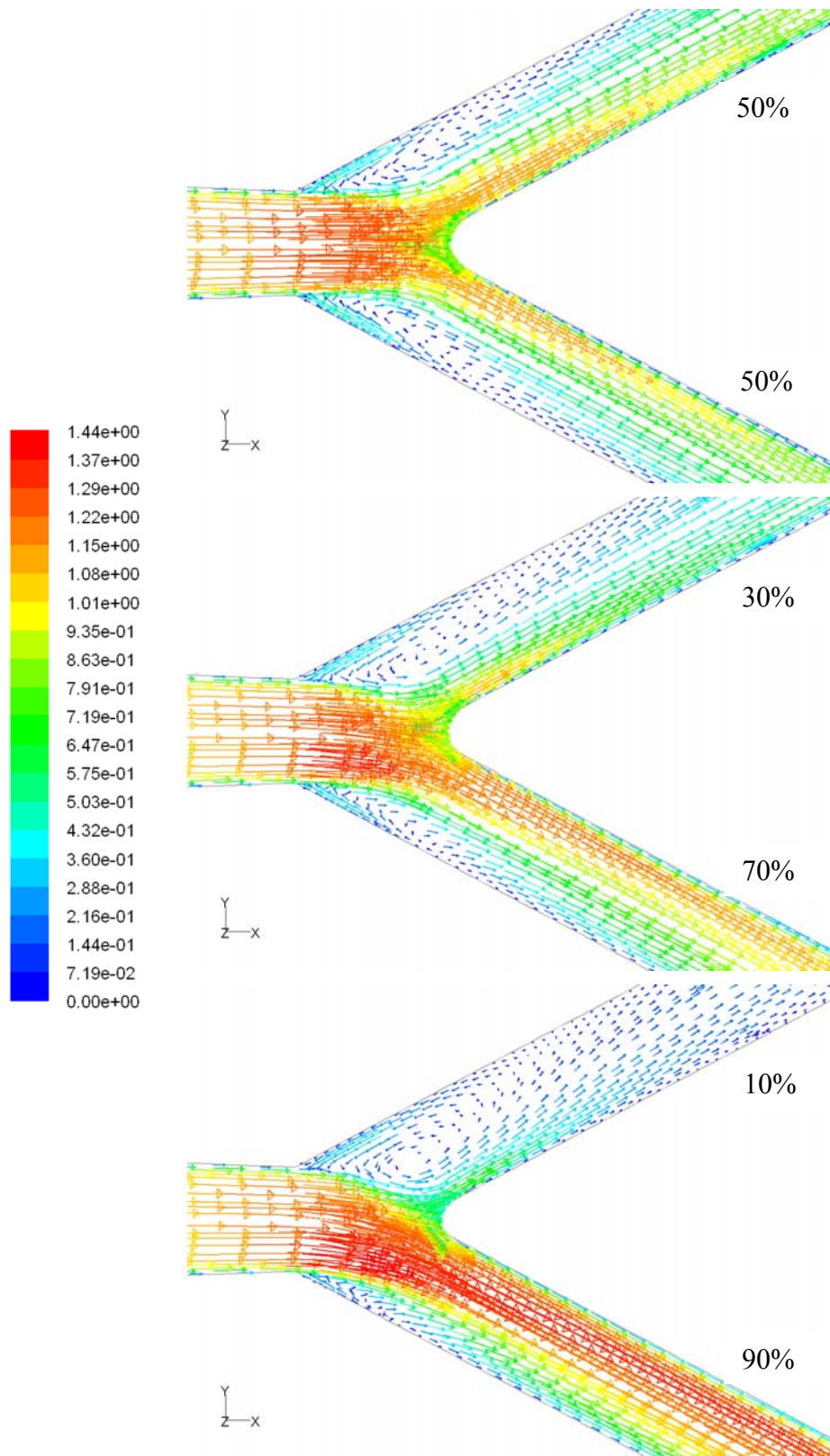


Figura 6.11 - Distribuição da magnitude de velocidade (m/s) para diferentes fluxos de saída: 50/50%, 30/70% e 10/90%.

A velocidade é sempre superior na artéria com maior caudal (apesar de a artéria de menor caudal possuir uma redução da secção efectiva de escoamento) e, comparando os três casos, observa-se que o vórtice de recirculação é também maior na direcção radial, com a diminuição de caudal. A Figura 6.11 sugere que o início do vórtice é similar para os três casos, mas com grandes diferenças nas coordenadas do final da zona de recirculação. Isto pode ser verificado observando o zero do gráfico da tensão de corte na parede. Os valores da WSS nas paredes exterior e interior das artérias ilíacas são mostrados na Figura 6.12.

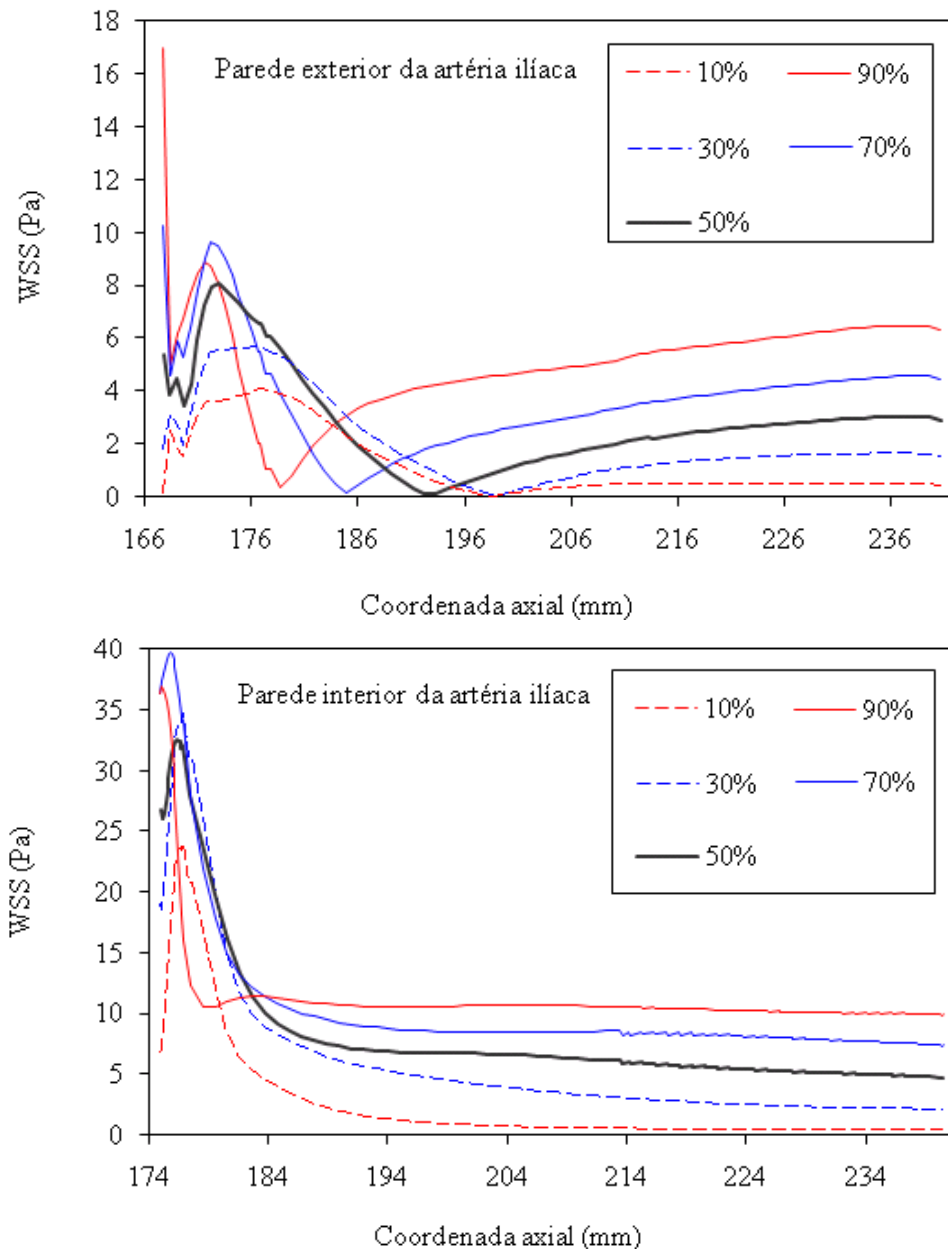


Figura 6.12 - Tensão de corte nas paredes exteriores e interiores das artérias ilíacas, para diferentes fluxos de saída: 50/50%, 30/70% e 10/90%.

Na parede exterior (Figura 6.12-a), a posição da tensão de corte nula é a mesma para 30 e 10% do caudal total. Isto é consistente com a dimensão constante da zona de recirculação, tal como se verifica na Figura 6.10, com caudal inferior a 30%. Relativamente à tensão de corte na parede interior (Figura 6.12-b), o valor máximo é atingido no início e diminui ao longo da parede. Embora com diferentes valores de tensão de corte, o comportamento do perfil é similar para todos os casos, excepto para o de 90 %. Este comportamento diferente deve-se, provavelmente, à menor largura da zona de recirculação.

6.3.2 Geometria

A geometria das artérias é característica de cada indivíduo, podendo afectar o comportamento do fluxo sanguíneo, incluindo a zona de recirculação na vizinhança da bifurcação ilíaca. Para avaliar a influência da variação da geometria, foram criadas geometrias e malhas baseadas na Malha 5 quando a geometria é simétrica (variação do ângulo da bifurcação e diâmetro da artéria) e na Malha 4 quando se estudou a influência de alterações na curvatura das paredes.

Ângulo da bifurcação

No estudo da influência do ângulo da bifurcação foi considerado apenas um quarto do modelo, uma vez que tanto a geometria como as condições de fronteira são simétricas nos planos médios xy e xz . Foram analisadas e comparadas as velocidades, zonas de recirculação e tensões de corte na parede, para três geometrias diferentes com ângulos de bifurcação 10° inferior e superior ao da geometria inicial (Figura 3.2), resultando nos três casos: 46° , 56° e 66° . A malha foi criada com o mesmo procedimento resultando em

13504, 13376 e 13120 elementos, para os ângulos de 46° , 56° e 66° , respectivamente (Figura 6.13).

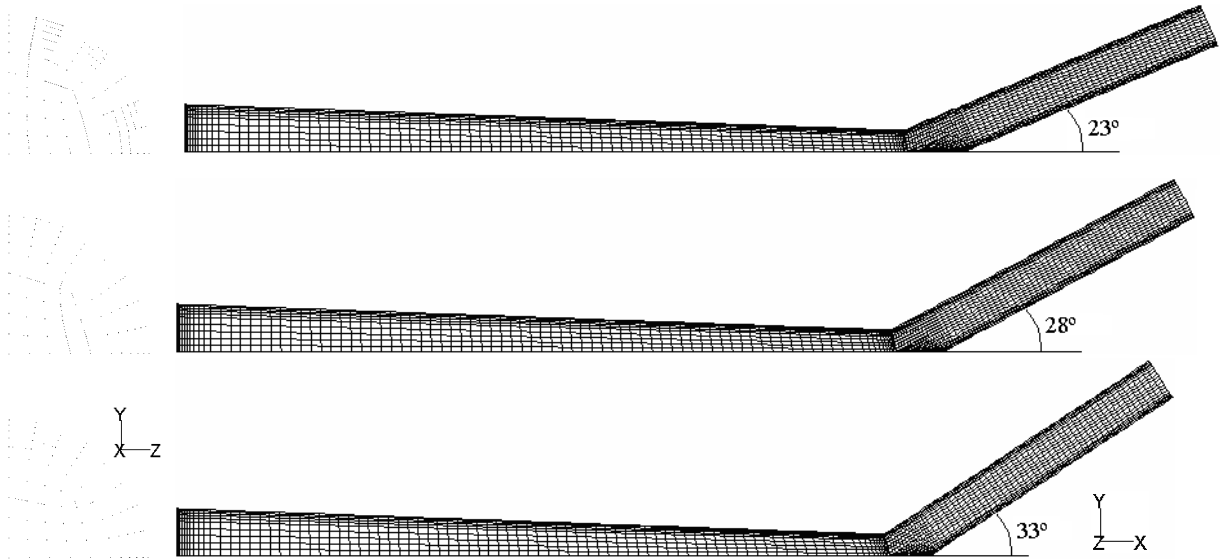


Figura 6.13 - Malhas para diferentes valores do ângulo da bifurcação.

Os contornos da velocidade em x no plano médio xy são apresentados na Figura 6.14, para as três geometrias com diferentes ângulos. A velocidade em y é pouco significativa, sendo o seu valor inferior a $0,03$ m/s na zona da recirculação.

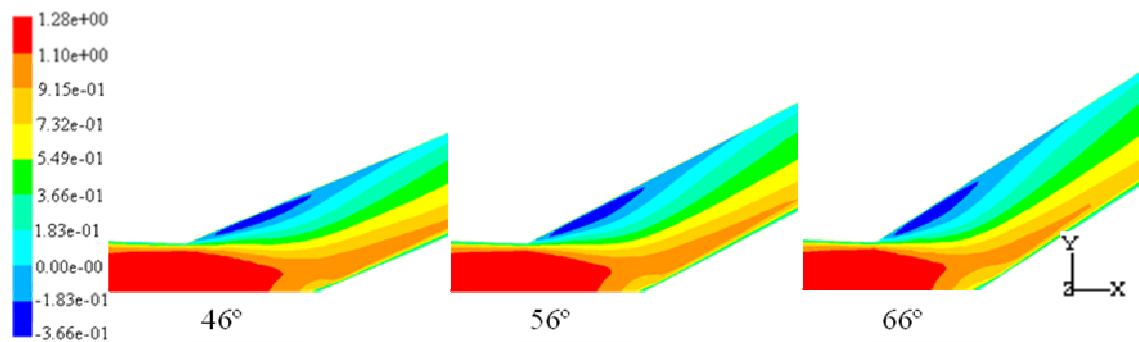


Figura 6.14 - Contornos da velocidade em x (m/s) para diferentes ângulos da bifurcação.

As diferenças obtidas na distribuição de velocidades não são significativas. Variando o ângulo da bifurcação, a forma do vórtice de recirculação mantém-se similar, pelo que se avaliou e comparou o seu comprimento (Figura 6.15).

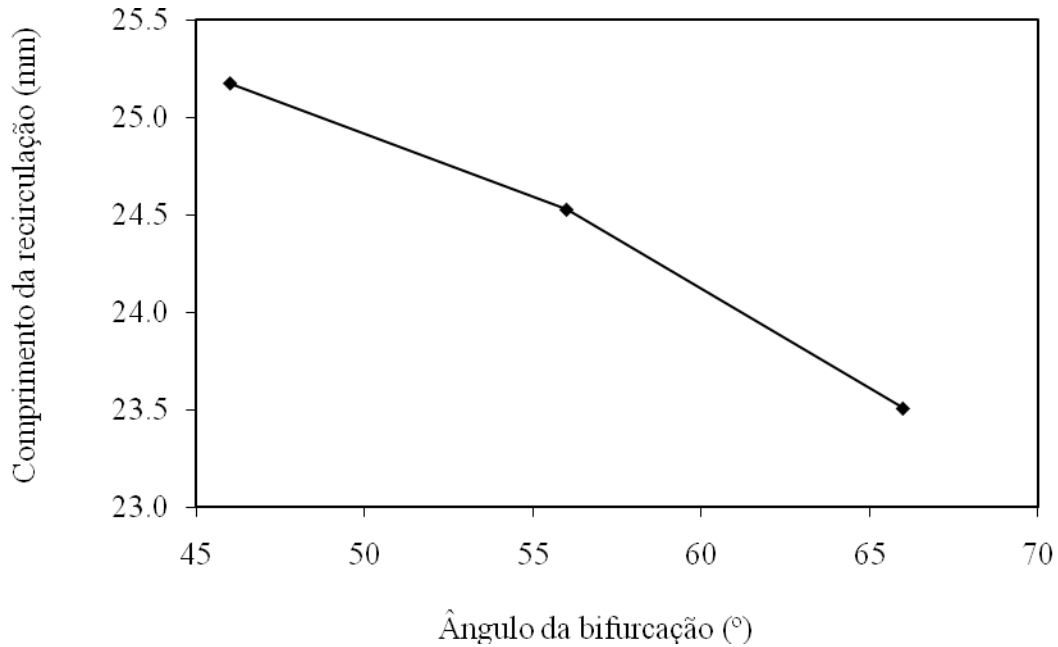


Figura 6.15 - Comprimento da zona de recirculação em função do ângulo da bifurcação.

O tamanho da zona de recirculação diminui com o aumento do ângulo da bifurcação, embora as diferenças sejam inferiores a 4% relativamente ao caso de referência (56°). Contudo, a largura do vórtice aumenta com o aumento do ângulo da bifurcação, como se pode observar pela Figura 6.14. Esta alteração da forma do vórtice, que fica menos alongado com o aumento do ângulo, resulta da inércia do escoamento na transição causada pela bifurcação. O valor mínimo da velocidade axial, no centro da zona de recirculação, é aproximadamente igual para ângulos de 56° e 66° (-0,40 m/s), mas é menor para o ângulo de 46° (-0.37 m/s).

Na Tabela 6.3, são apresentados os valores dos picos máximos da tensão de corte na parede da aorta abdominal e nas paredes exteriores e interiores da artéria ilíaca, para diferentes ângulos de bifurcação.

Tabela 6.3 – Valores dos picos máximos da tensão de corte (Pa) na parede da aorta abdominal e nas paredes exterior e interior da artéria ilíaca, para diferentes ângulos de bifurcação.

Ângulo da bifurcação ilíaca	46°	56°	66°
Parede da aorta abdominal	15,6	15,4	15,9
Parede exterior da artéria ilíaca	8,1	7,7	7,4
Parede interior da artéria ilíaca	32,8	33,6	31,9

A tensão de corte nas paredes é aproximadamente igual em todo o domínio analisado. Dos valores apresentados na tabela, todos diferem até 5,2 %, relativamente ao caso de referência (56°). As maiores alterações observam-se na parede exterior da artéria ilíaca, para o caso de 46°, e na parede interior da artéria ilíaca, para o caso de 66°. De acordo com todos os resultados da zona de recirculação e tensões de corte, pode concluir-se que o ângulo da bifurcação não afecta significativamente a hemodinâmica na vizinhança da bifurcação ilíaca.

Diâmetro da artéria ilíaca

A distribuição de velocidades foi ainda comparada para duas geometrias com diferentes raios finais da aorta abdominal e consequentemente das artérias ilíacas. Da literatura (Avolio, 1980; Stergiopoulos, 1992; Lee, 2003; Wang, 2004), verificou-se que o raio da artéria ilíaca, sendo característico de cada indivíduo, varia normalmente entre 4 e 5 mm. A malha foi, mais uma vez, criada com o mesmo procedimento resultando sempre em 13376 elementos hexaédricos. O refinamento junto à parede das artérias ilíacas foi efectuado tendo em consideração o menor raio da nova geometria e mantendo sempre a mesma proporção. Manteve-se constante o caudal. A Figura 6.16 mostra a malha na face de entrada e no plano médio *xy*.

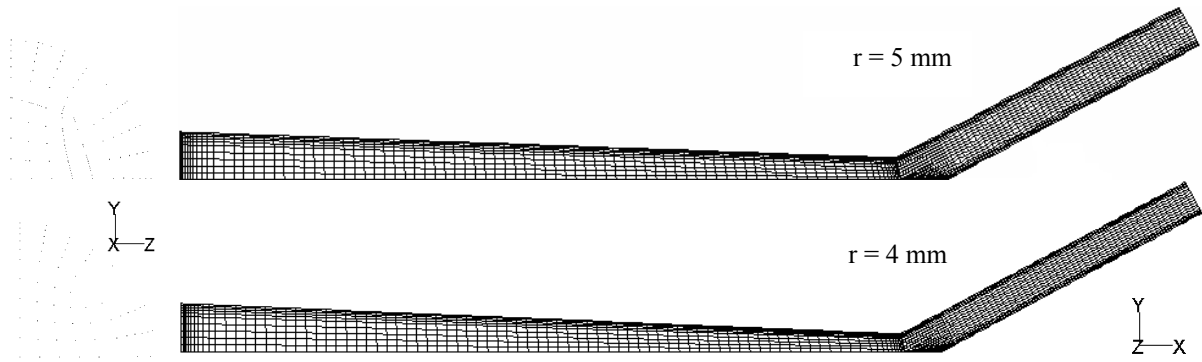


Figura 6.16 – Geometria e malhas criadas com diferentes diâmetros das artérias ilíacas.

Os contornos da velocidade em x , no plano médio xy são ilustrados na Figura 6.17, para dois raios diferentes das artérias ilíacas, de 5 e 4 mm. A velocidade em y é pouco significativa, sendo o seu valor inferior a 0,03 m/s na zona da recirculação.

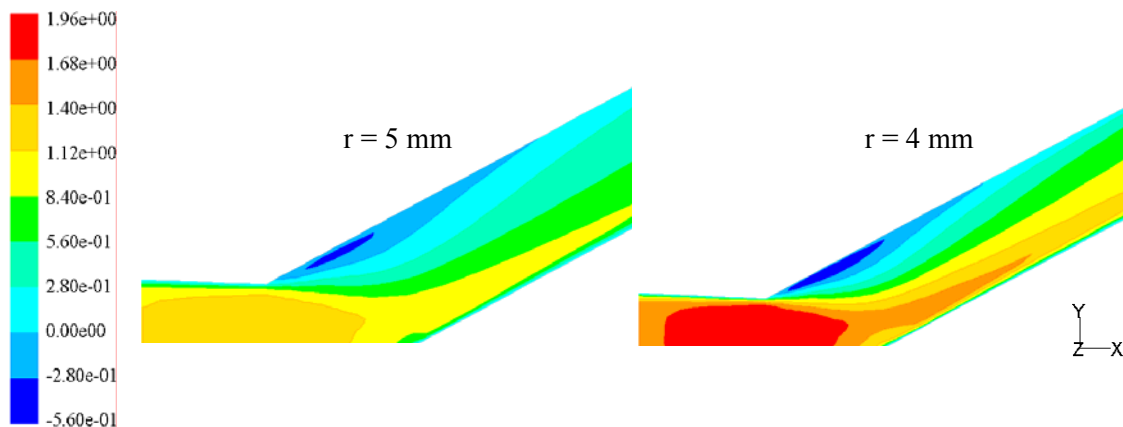


Figura 6.17 - Contornos da velocidade em x (m/s) para diferentes diâmetros.

Tal como previsto, os valores da velocidade aumentam com a diminuição do raio. Verifica-se ainda que a dimensão da zona de recirculação diminui, tanto em comprimento como em largura, para a configuração com o diâmetro de 8 mm. O tamanho da zona de recirculação, para a nova geometria, é de 19,2 mm. Deste modo, conclui-se que o tamanho da zona de recirculação diminui 21.6% quando o raio da artéria ilíaca passa de 5 para 4 mm. Os valores da tensão de corte nas paredes da aorta abdominal e nas paredes exteriores e interiores da artéria ilíaca são apresentados na Figura 6.18.

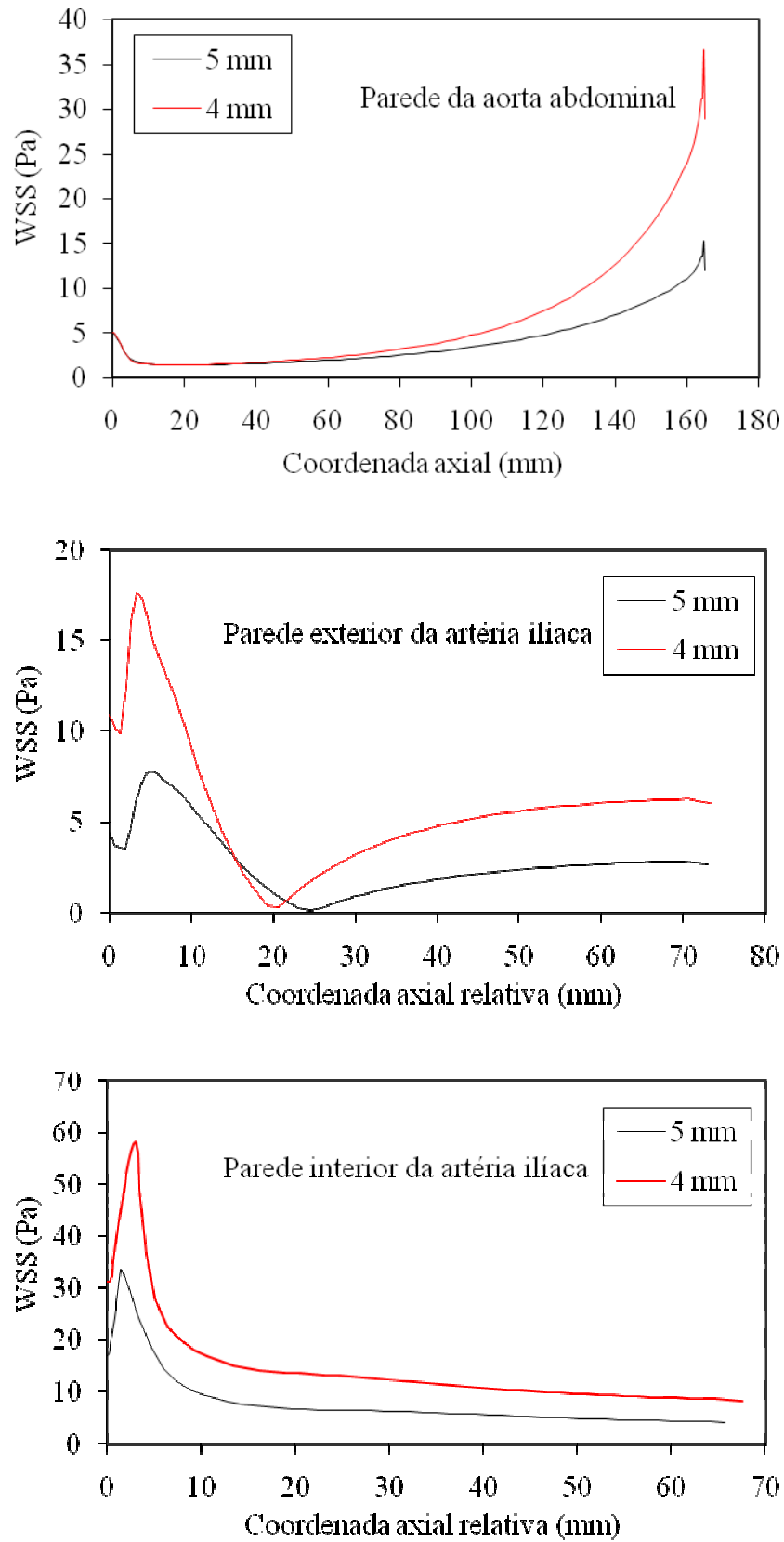


Figura 6.18 - Tensão de corte (Pa), para diferentes diâmetros das artérias, na parede da aorta abdominal, exterior da artéria ilíaca e interior da artéria ilíaca.

Os perfis das tensões de corte nas paredes têm comportamento semelhante para as duas geometrias, embora se observe um aumento da tensão de corte com a redução do diâmetro da artéria. Salienta-se a ocorrência de tensão de corte nula em localizações distintas, como era esperado, uma vez que a dimensão da zona de recirculação é menor para a nova geometria (menor diâmetro). Note-se ainda que o pico máximo da tensão de corte na parede interior da artéria ilíaca aumenta com a redução do diâmetro (aumento de 73%), resultando numa maior susceptibilidade para o desenvolvimento da aterosclerose no início desta artéria.

Geometria da bifurcação

A geometria da bifurcação da aorta abdominal nas artérias ilíacas pode não ser, na realidade, em forma de V como a apresentada, mas apresentar antes uma forma suavizada, em U . Assim, com o objectivo de investigar a influência da forma como se unem as três artérias na bifurcação ilíaca, foi comparada com a bifurcação tipo- V anteriormente descrita com a bifurcação tipo- U . Sendo a geometria mais complexa, construiu-se a malha com 109773 elementos tetraédricos (Figura 6.19) e refinada na parede, com as mesmas propriedades da Malha 5 (Tabela 6.2).

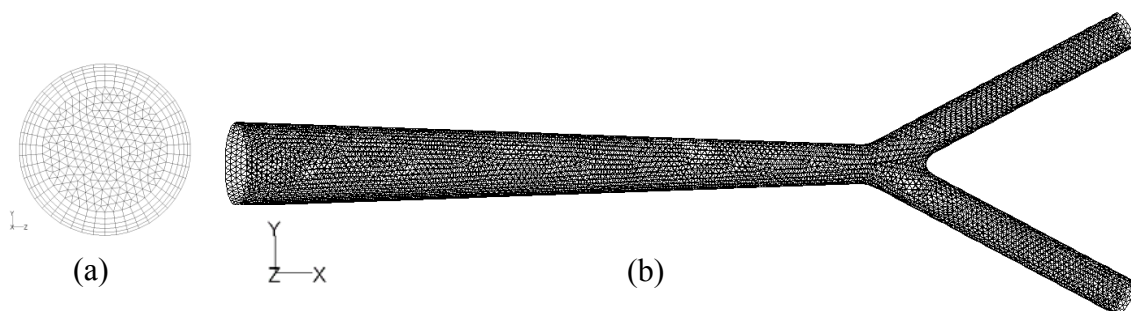


Figura 6.19 - Geometria e malha da bifurcação ilíaca com uma forma curva (a) na secção entrada e (b) na parede.

A Figura 6.20 apresenta os vectores da magnitude da velocidade no plano médio xy, na vizinhança da bifurcação ilíaca e mais pormenorizadamente na parede exterior da artéria ilíaca.

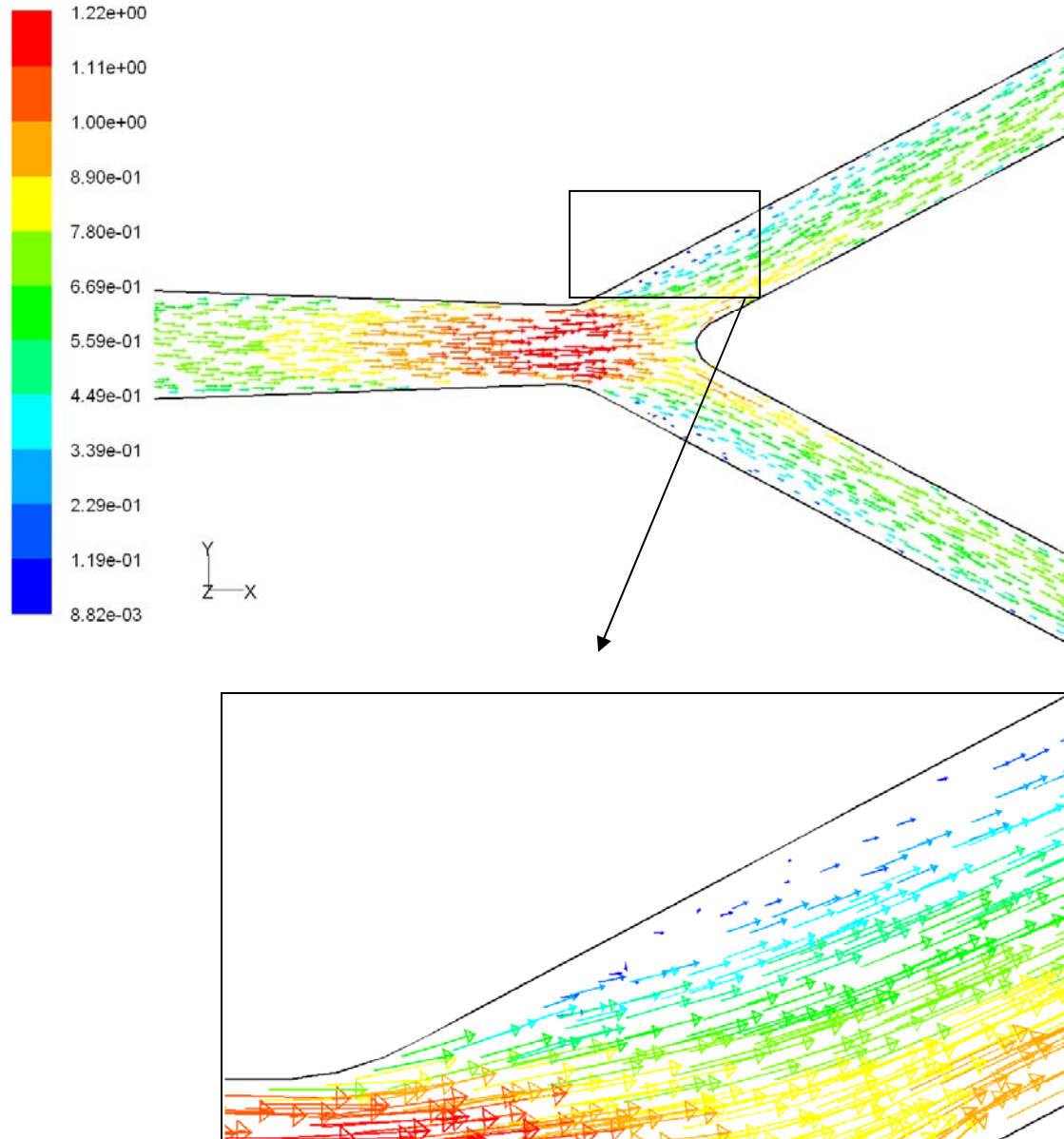


Figura 6.20 - Vectores da magnitude da velocidade (m/s) na vizinhança da bifurcação ilíaca e vista pormenorizada na parede exterior da artéria ilíaca.

A velocidade apresenta valores máximos e mínimos, menores em magnitude do que a geometria da bifurcação tipo-*V*, anteriormente apresentada (Figura 6.1). Realça-se o facto de não se desenvolverem zonas de recirculação em todo o domínio. A curvatura da

bifurcação tem uma influência muito significativa no desenvolvimento de recirculação, podendo fazer com que não se desenvolva.

Os valores da tensão de corte na parede foram estudados no plano médio xy , no modelo da bifurcação tipo- U , sendo apresentados na Figura 6.21.

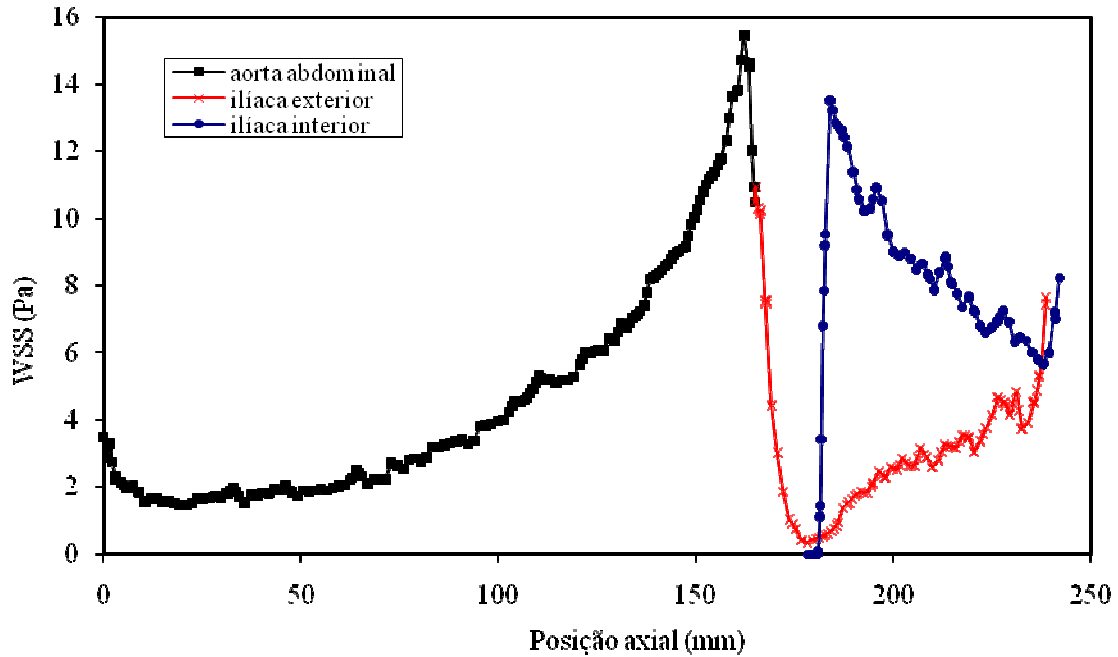


Figura 6.21 - Distribuição da tensão de corte das paredes, no plano médio xy , no modelo da bifurcação com uma forma arredondada.

Os valores da tensão de corte ao longo da aorta abdominal na geometria tipo- U são aproximadamente iguais à geometria da bifurcação tipo- V (Figura 6.4). No entanto, os valores da tensão de corte nas paredes da artéria ilíaca são muito afectados pela forma da curvatura da bifurcação. Como seria de esperar, os valores da tensão de corte na parede exterior não atingem valores nulos, uma vez que não é formada recirculação. Na parede interior, o pico máximo não é tão elevado, devido, provavelmente, à forma da bifurcação ser mais suavizada.

A forma exacta da bifurcação ilíaca, característica de cada indivíduo, é um factor que influencia o desenvolvimento da aterosclerose.

6.3.3 Bifurcação ilíaca anatômica

Como observado, a anatomia específica de cada indivíduo influencia o seu comportamento da hemodinâmica. Assim, torna-se necessário modelar uma geometria real, para evidenciar as características anatômicas mais importantes. Os dados anatômicos, para construção da geometria, podem ser obtidos por exame de tomografia axial computadorizada (TAC) ou imagens de ressonância magnética. O CFD é uma tecnologia cada vez mais utilizada em modelos reais, com o intuito de prever alterações na hemodinâmica do paciente após intervenções médicas (Taylor e Draney, 2004).

Para modelar a geometria real, utilizaram-se dados obtidos de imagens TAC de um adulto normal. As imagens foram tratadas de modo a isolar-se a imagem da aorta abdominal e das artérias ilíacas, tendo-se reconstruído a geometria em CAD, que foi posteriormente importada para o programa GAMBIT.

O domínio geométrico foi dividido em 41314 elementos tetraédricos. Na Figura 6.22 pode ser vista a malha construída, com os mesmos factores de refinamento que os utilizados para a Malha 5 (Tabela 4.2), mas criada com elementos tetraédricos.

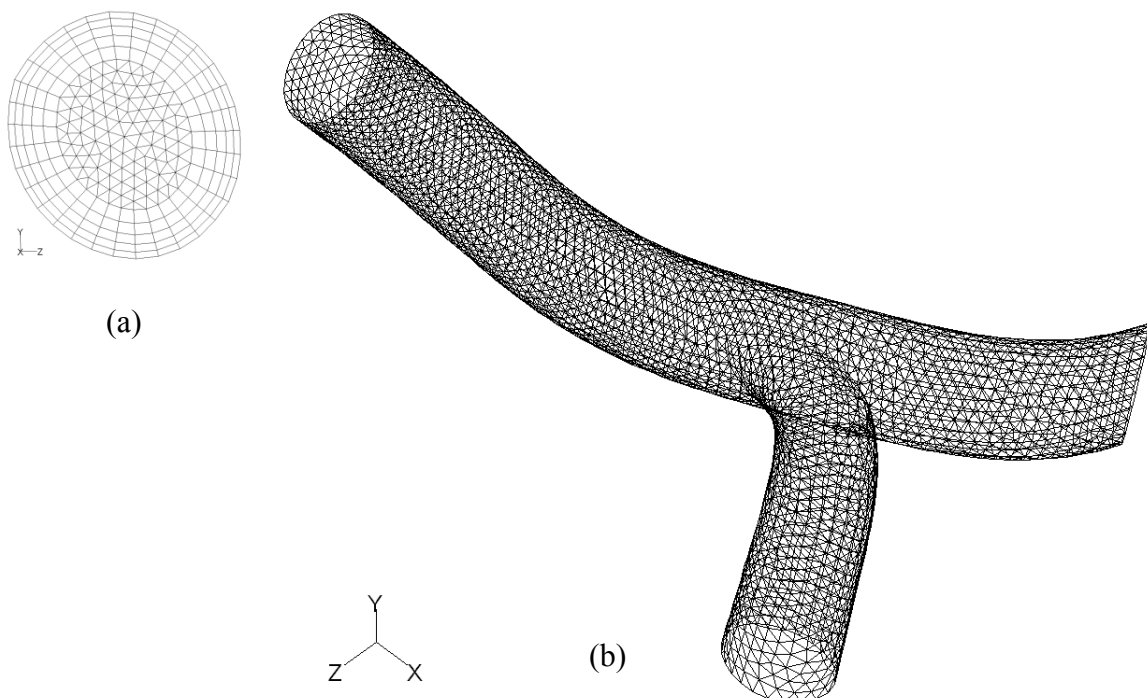


Figura 6.22 – Malha computacional na secção de entrada (a) e na parede da aorta abdominal e artérias ilíacas (b).

Mantiveram-se as condições de fronteira utilizadas anteriormente, incluindo o mesmo caudal de entrada, resultando numa velocidade de 0,527 m/s. A distribuição da magnitude da velocidade na secção aorta abdominal, imediatamente a montante da bifurcação, é apresentada na Figura 6.23 e os vectores da magnitude da velocidade na vizinhança da bifurcação ilíaca na Figura 6.24.

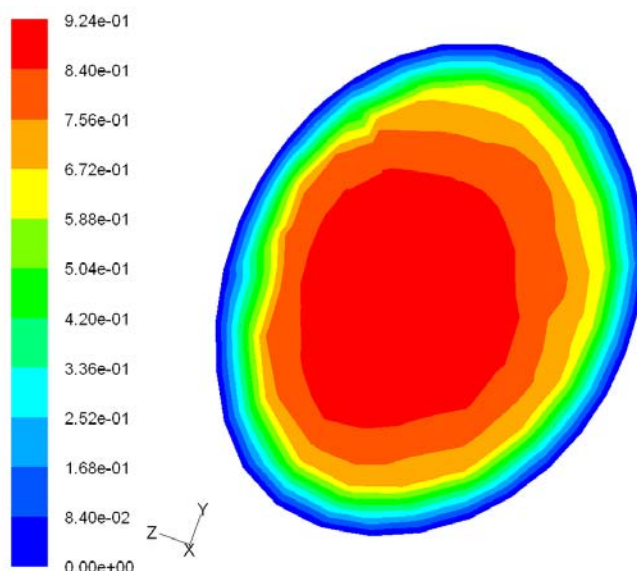


Figura 6.23 - Distribuição da magnitude da velocidade (m/s) na aorta abdominal, numa secção transversal da aorta abdominal.

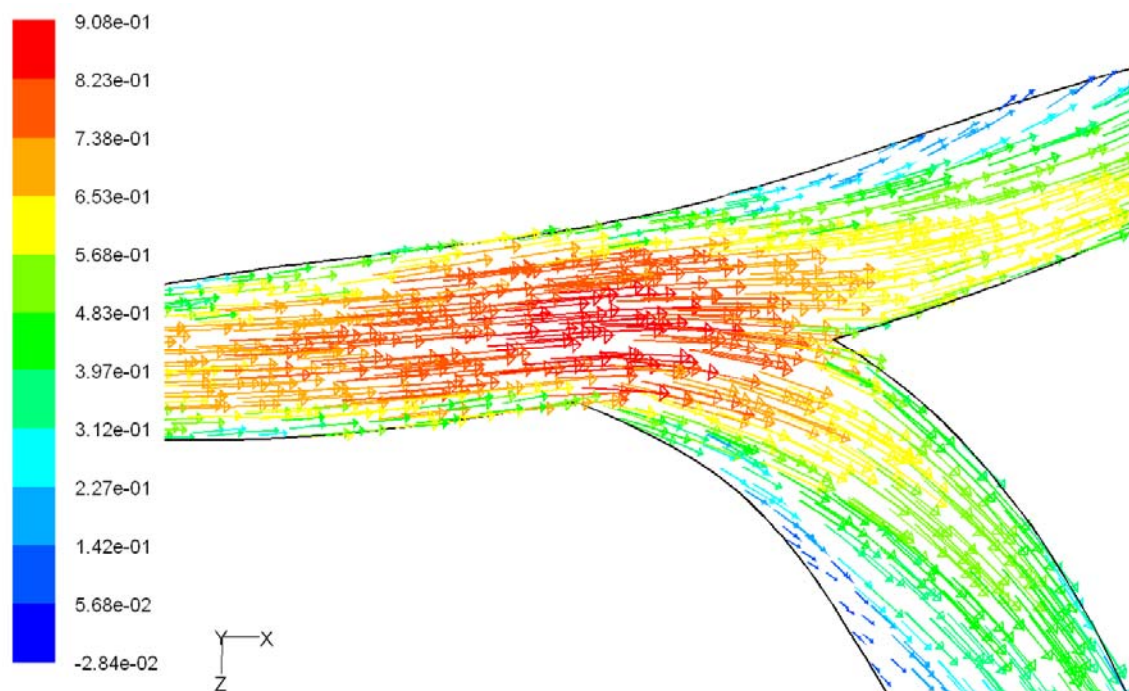


Figura 6.24 – Vectores da magnitude da velocidade (m/s) na vizinhança da bifurcação ilíaca.

Comparando a Figura 6.24 com o modelo geométrico simplificado (Figura 6.1), verifica-se que a distribuição de velocidades na aorta abdominal apresenta valores menores, devido ao maior diâmetro da aorta abdominal a montante da bifurcação. A jusante da bifurcação verifica-se que o fluido circula principalmente junto às paredes interiores das artérias ilíacas, mas sem desenvolvimento de recirculação nas paredes exteriores. Na Figura 6.25 pode ser vista, em pormenor, a distribuição da tensão de corte nas paredes exteriores de ambas as artérias ilíacas.

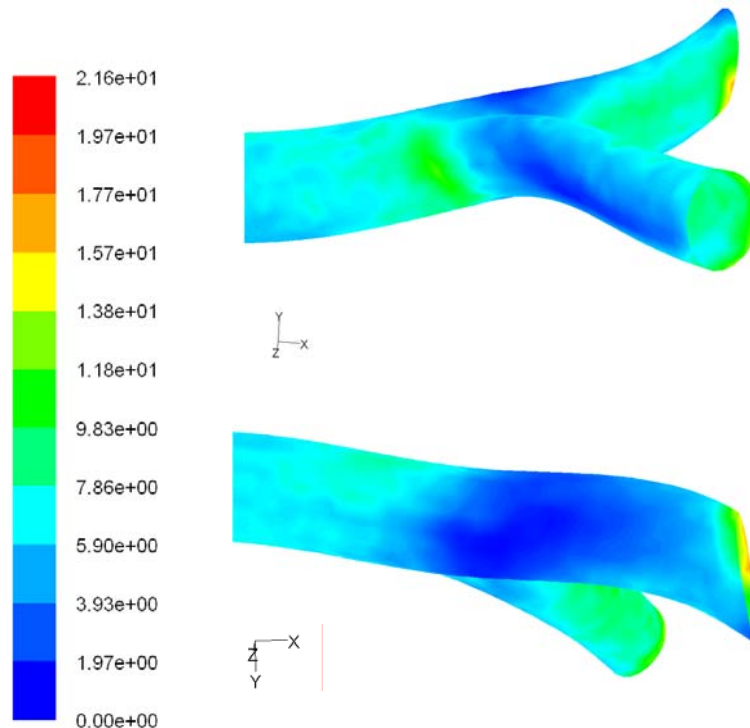


Figura 6.25 - Vista pormenorizada da tensão de corte (Pa) na parede exterior em cada uma das artérias ilíacas.

Tal como se previa, verifica-se uma zona de baixa tensão de corte nas paredes exteriores das duas artérias ilíacas, indicativa de desenvolvimento de aterosclerose. Verifica-se ainda um pico da WSS imediatamente a montante da bifurcação, de uma das artérias ilíacas. Isto deve-se, provavelmente, ao ângulo da ramificação ser maior, provocando maiores variações nos valores da WSS. Comparando com o modelo da geometria real (Figura 6.3), verifica-se que apresenta menores gradientes do valor da WSS, principalmente a jusante da bifurcação. Isto pode dever-se ao facto da geometria da bifurcação ser mais suavizada, não apresentando discontinuidades tão bruscas. À

semelhança do que se verificou no caso da bifurcação tipo-*U* (Secção 5.3.2), também não se desenvolve recirculação na vizinhança da bifurcação ilíaca, ainda que apresente valores baixos de WSS. A anatomia da bifurcação parece afectar significativamente, de um modo geral, o comportamento da hemodinâmica.

6.4 Hemodinâmica ao longo do ciclo cardíaco

Após o estudo dos factores que afectam a aterosclerose, pretendeu-se caracterizar detalhadamente a influência do ciclo cardíaco no escoamento sanguíneo na vizinhança da bifurcação ilíaca. O fluxo sanguíneo é transiente, devido à natureza cíclica do sangue bombeado pelo coração, criando condições pulsáteis nas artérias. A caracterização do escoamento foi efectuada quer na geometria simplificada usada quer na bifurcação ilíaca anatómica, tendo em conta a influência da geometria nos resultados.

6.4.1 Geometria simplificada

Para a geometria simplificada (Figura 3.2) e usada a Malha 5, foram realizadas simulações do escoamento do fluido, tendo como velocidade de entrada o perfil representativo do ciclo cardíaco infra-renal (Figura 3.4). A distribuição de velocidades em x , na vizinhança da bifurcação ilíaca, obtida para os instantes de tempo $t_1=0,00$ s, $t_2=0,16$ s, $t_3=0,26$ s e $t_4=0,36$ s, é apresentada na Figura 6.26.

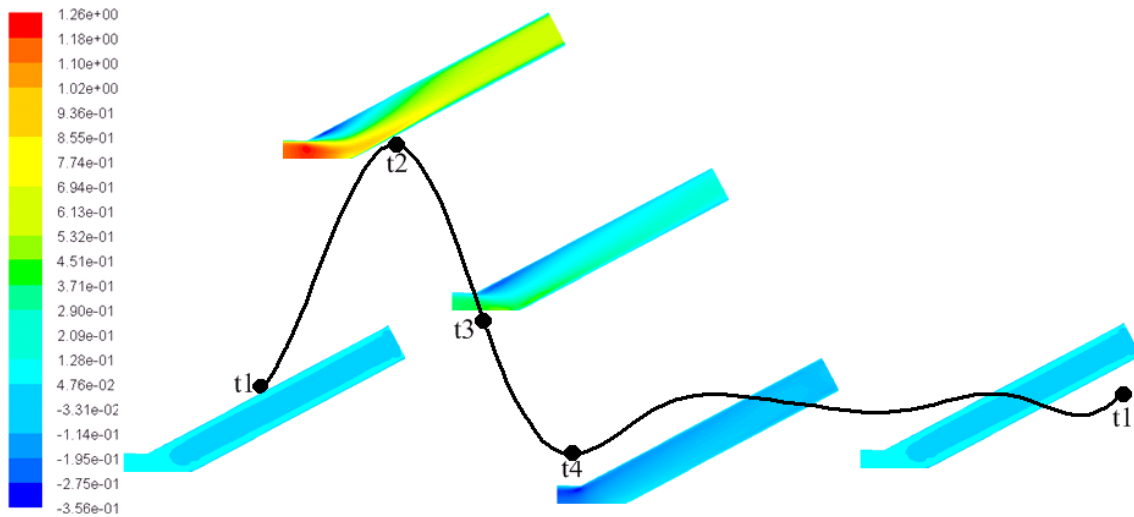


Figura 6.26 - Distribuição de velocidades em x (m/s), ao longo do ciclo cardíaco.

No início do ciclo cardíaco (t_1), o fluxo ainda não está desenvolvido e a velocidade é positiva em todo o domínio, sendo aproximadamente nula. Nos instantes t_2 e t_3 , observa-se uma zona de recirculação na parede exterior a jusante da bifurcação. Comparando com a Figura 6.1, a distribuição de velocidades no instante t_2 é similar ao caso estacionário. No pico mínimo, no instante t_4 , a velocidade é negativa em quase todo o domínio.

A Figura 6.27 apresenta os contornos da magnitude da velocidade nas 4 secções transversais, x_1 , x_2 , x_3 e x_4 (Figura 3.7), na vizinhança da bifurcação ilíaca, nos 4 instantes de tempo, t_1 , t_2 , t_3 e t_4 (Figura 3.8).

No instante inicial (t_1), a magnitude da velocidade é aproximadamente nula em todas as secções transversais. No pico sistólico (t_2), a velocidade aumenta no centro da aorta abdominal, de x_1 até x_2 , até à velocidade máxima de 1,26 m/s. Forma-se um vórtice de recirculação em x_3 , na proximidade na parede exterior da artéria ilíaca, diminuindo até x_4 . Na fase de desaceleração, a montante da aorta abdominal em x_2 , observam-se já, próximo à parede, duas pequenas zonas de recirculação de fluido, referentes a cada uma das artérias ilíacas. Em x_3 e x_4 , na parede exterior da artéria ilíaca, a largura do vórtice aumenta na fase de desaceleração, de t_2 até t_3 , em que se alastra a toda a secção transversal. No entanto, em t_4 observa-se uma zona de fluxo positivo na parede interior da artéria ilíaca, que diminui ao longo da posição axial.

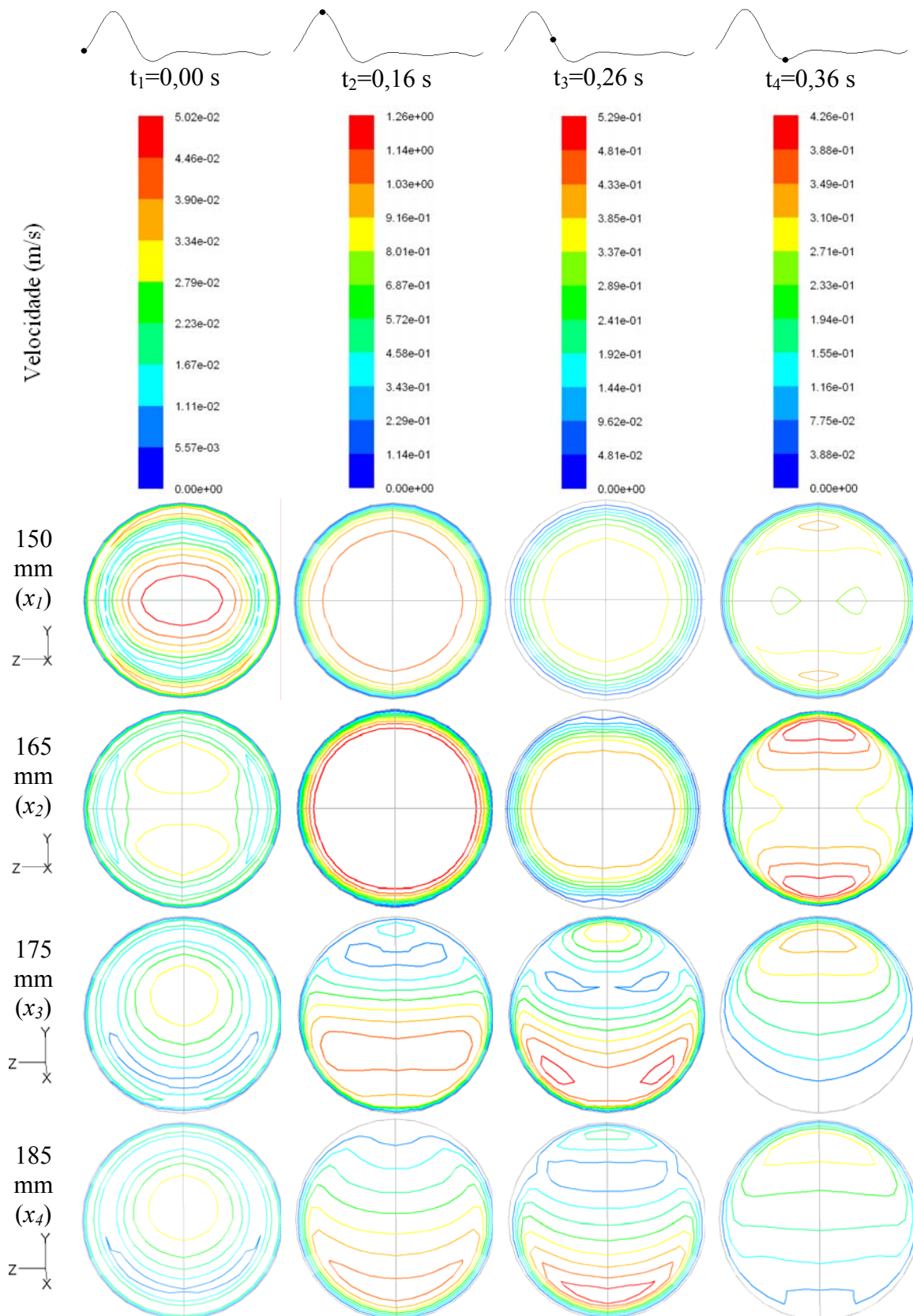


Figura 6.27 – Magnitude da velocidade (m/s), nas secções transversais na vizinhança da bifurcação íliaca, ao longo do tempo.

Na fase de desaceleração, de x_3 até x_4 , o vórtice de recirculação aumenta tanto na direcção axial (Figura 6.26) como na radial (Figura 6.27), apresentando esta fase maior propensão à danificação do endotélio com deposição de placa. O desenvolvimento da aterosclerose é, assim, muito influenciado pelo ciclo cardíaco, sendo severamente agravada na fase reversa deste ciclo, em que a recirculação se estende a quase toda a artéria ilíaca. A Figura 6.28 mostra os vectores da magnitude de velocidade no plano médio xy , na vizinhança da bifurcação ilíaca, para a fase de desaceleração.

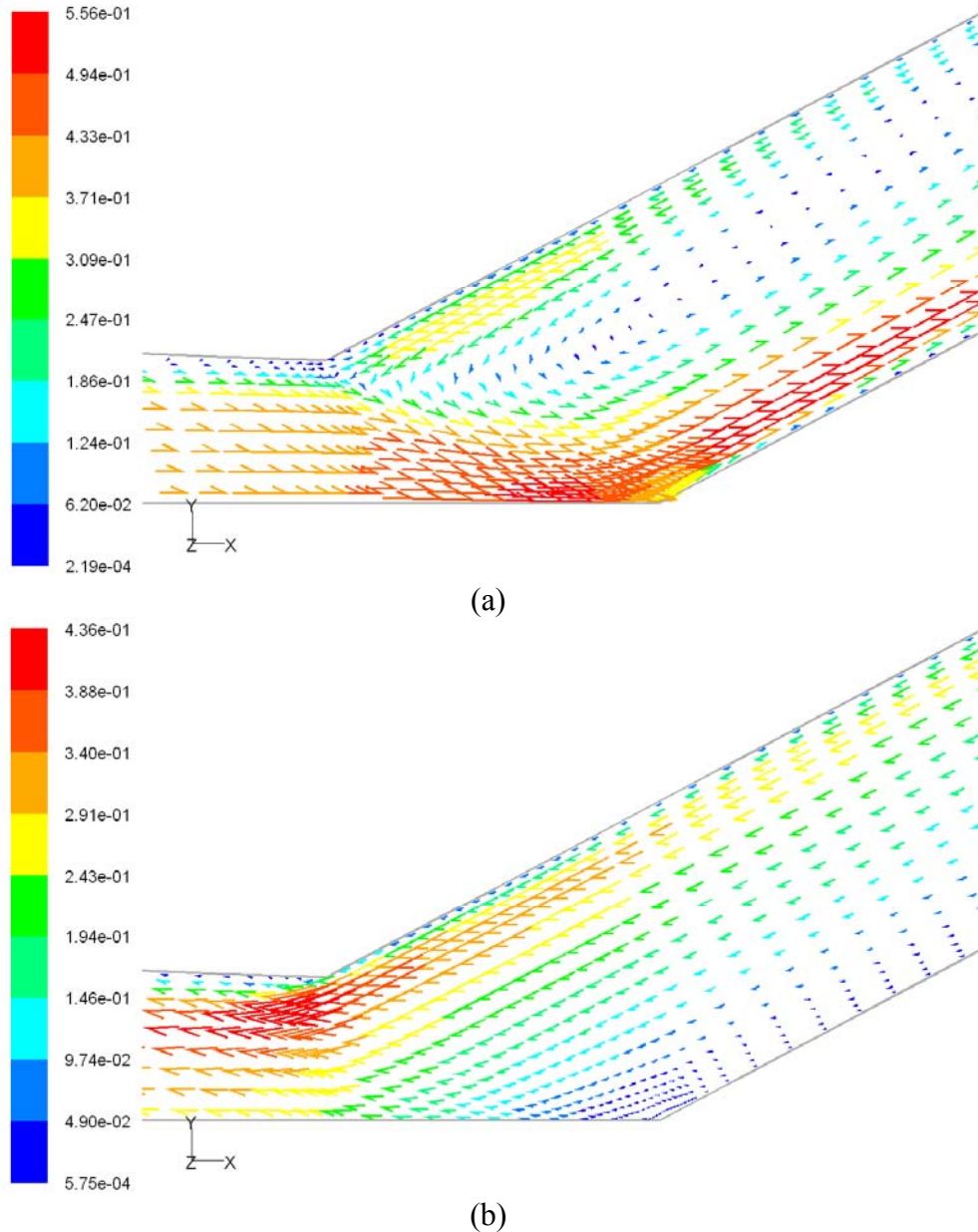


Figura 6.28 - Vectores da magnitude de velocidade (m/s) no plano médio xy da vizinhança da bifurcação ilíaca: (a) para a fase de desaceleração (t_3); (b) para a fase reversa (t_4).

Da Figura 6.28 pode ser visto um vórtice de recirculação na parede exterior da artéria íliaca, nos dois instantes da fase de desaceleração. Desde o instante t_2 até t_3 , a sua largura aumenta, ocupando toda a secção transversal em t_3 . Isto é consistente com o observado na Figura 6.27. A Figura 6.29 apresenta o comprimento do vórtice de recirculação, próximo da parede exterior da artéria íliaca, durante as fases de aceleração e desaceleração.

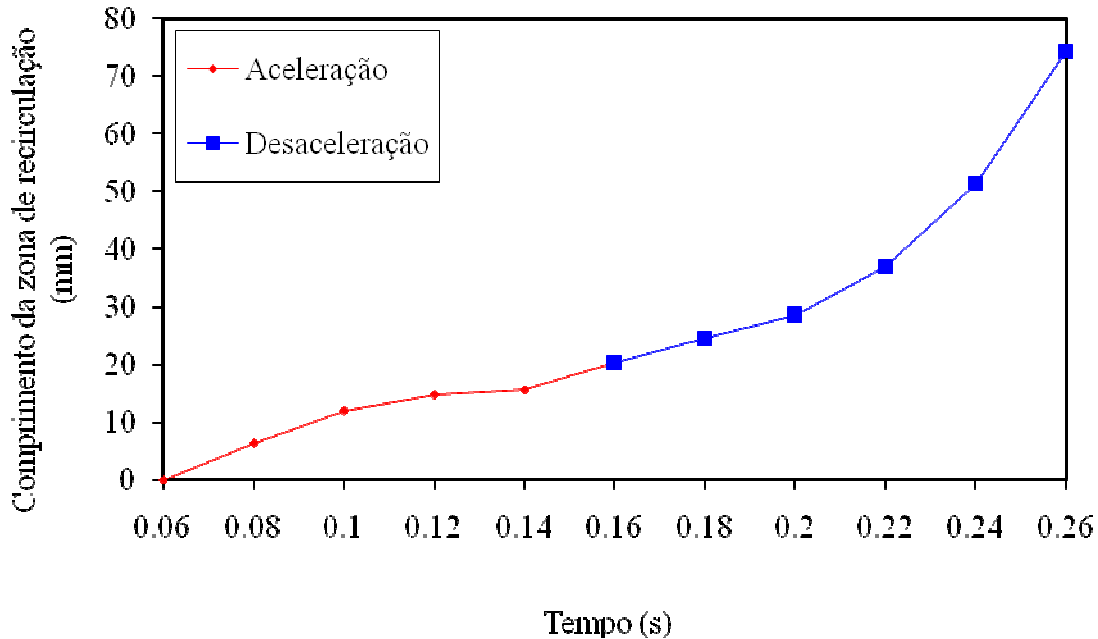


Figura 6.29 - Comprimento da zona de recirculação ao longo do ciclo cardíaco.

A recirculação inicia-se aos 0,06 s do ciclo cardíaco infra-renal. Durante a fase de aceleração, o aumento é gradual, mas na fase de desaceleração o aumento do comprimento da zona de recirculação é mais acentuado, particularmente após 0,22 s. Aos 0,26 s, a zona de recirculação tem o comprimento de 72 mm. Após 0,26 s, a recirculação estende-se por todo o domínio computacional das artérias íliacas e, por isso, o seu comprimento não pode ser mais avaliado.

A localização da aterosclerose tem sido associada com baixas tensões de corte na parede. A Figura 6.30 apresenta a distribuição dos valores da WSS nos instantes t_1 , t_2 , t_3 e t_4 , na parede da aorta abdominal, na parede exterior da artéria íliaca e na parede interior da artéria íliaca.

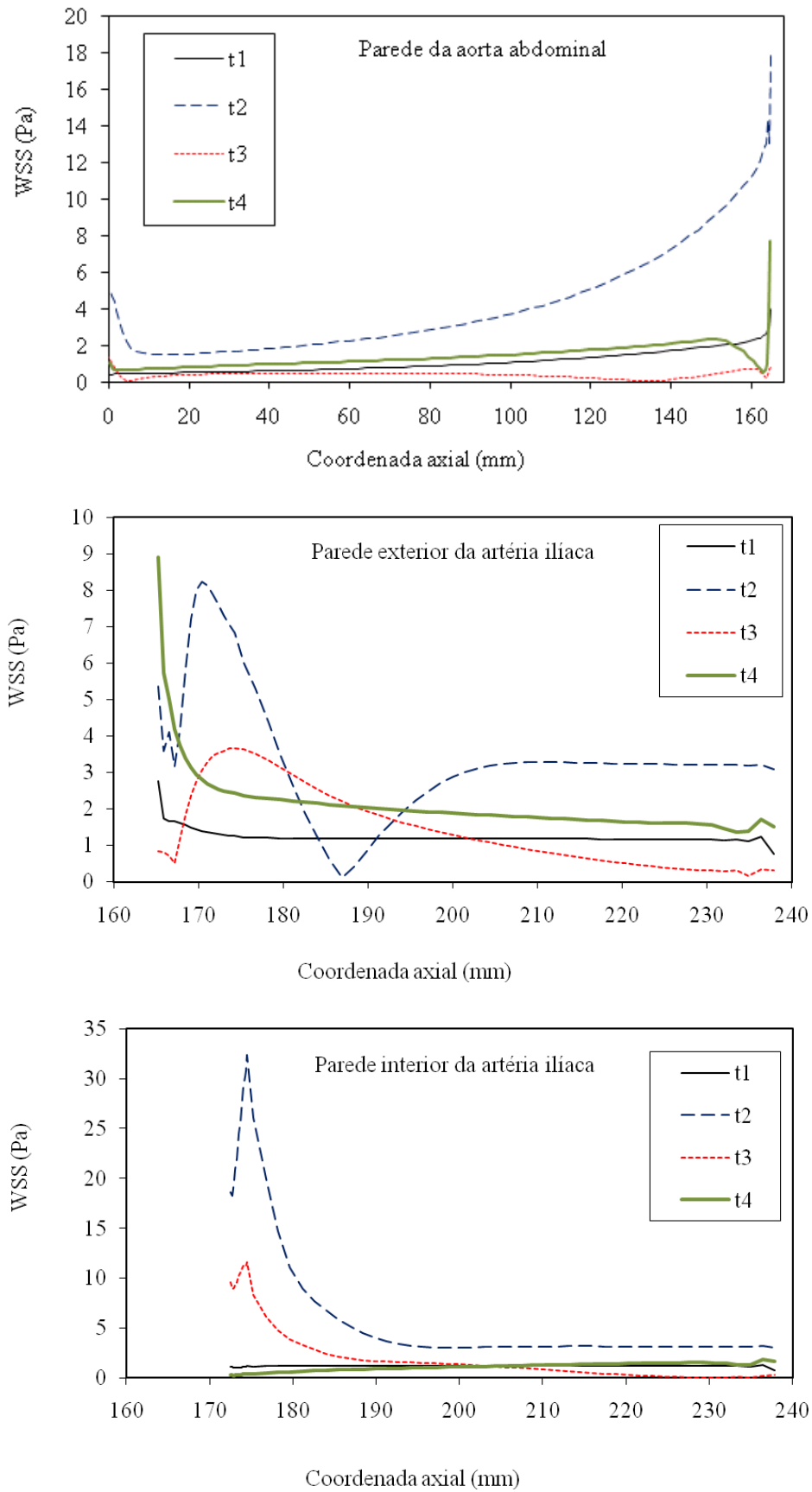


Figura 6.30 – Distribuição da tensão de corte nas paredes do plano médio xy , ao longo do ciclo cardíaco.

No início do ciclo cardíaco (t_1), a tensão de corte na parede é aproximadamente constante, ao longo de todo o domínio. O comportamento do perfil da WSS é similar para a fase de desaceleração (instantes t_2 e t_3), mas com valores superiores para o instante t_2 , devido à maior velocidade de entrada. Para o instante t_4 , o comportamento do perfil da WSS é oposto ao verificado na fase de desaceleração, com exceção próximo à parede exterior da artéria ilíaca, devido aos valores da velocidade serem sempre negativos.

Existe um pico máximo da tensão de corte na parede interior da artéria ilíaca, na zona localizada nos 2 mm a jusante. O valor máximo da WSS na parede interior da artéria ilíaca, é apresentado na Figura 6.31, para as fases de aceleração e desaceleração.

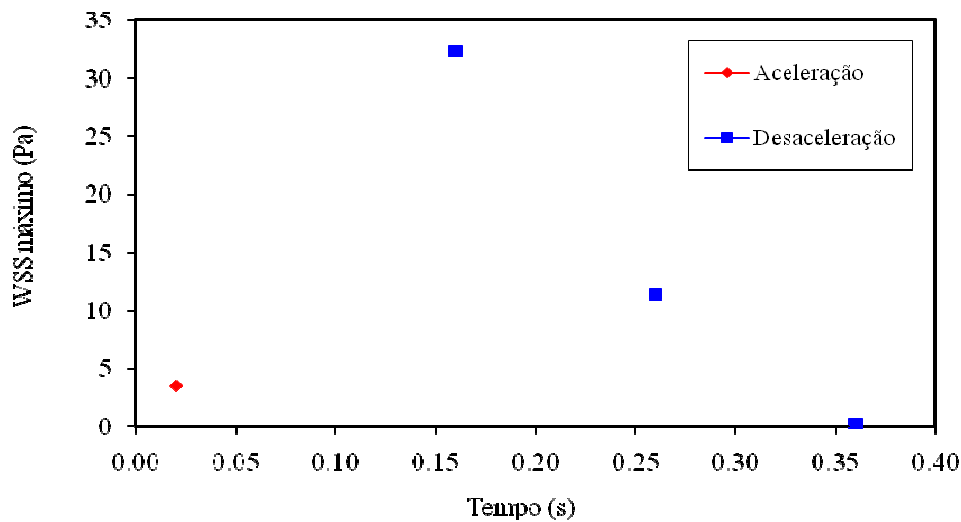


Figura 6.31 – Valor máximo da WSS na parede interior da artéria ilíaca durante as fases de aceleração e desaceleração.

O valor do pico máximo da WSS aumenta na fase de aceleração até o valor de 32,4. Este valor é similar ao do caso estacionário, diminuindo 3,5% (Tabela 6.1). O valor da tensão de corte diminui na fase de desaceleração. Até 0,28 s, estes valores representam a tensão de corte máxima em todo o domínio geométrico, passando este a estar localizado no ponto de intersecção entre a aorta abdominal e a parede exterior da artéria ilíaca. Acresce que coincide com o instante em que a recirculação se estende por toda a artéria ilíaca (Figura 6.29).

As fases de aceleração e desaceleração do ciclo cardíaco infra-renal caracterizam-se por elevadas oscilações dos valores da tensão de corte na vizinhança da bifurcação ilíaca, associadas à formação de vórtices de recirculação a jusante desta. O início das paredes exteriores e interiores das artérias ilíacas serão locais propícios à degradação do endotélio, com consequente deposição de placa. Assim, a doença aterosclerose é mais susceptível de ser originada na vizinhança da bifurcação ilíaca, devido às condições de fluxo complexo que a geometria cria.

6.4.2 Bifurcação ilíaca anatómica

Na Secção 6.3.3 apresentou-se a simulação estacionária da bifurcação ilíaca anatómica, obtida de imagens TAC. Verificou-se que não se desenvolvia recirculação em todo o domínio geométrico. No entanto, da análise da hemodinâmica ao longo do ciclo cardíaco, na geometria simplificada, conclui-se que a fase de desaceleração é o principal promotor da aterosclerose. Fez-se o mesmo estudo na bifurcação ilíaca anatómica, ao longo do ciclo cardíaco.

Os vectores da magnitude da velocidade são apresentados na Figura 6.32, para o plano médio xz , para as fases de aceleração (a) e de desaceleração (b).

Observa-se a divisão de fluxo pelas duas artérias ilíacas e a formação dum vórtice de recirculação na parede exterior de cada artéria ilíaca. Este vórtice apresenta dimensões maiores na artéria ilíaca direita, que podem ser devidas à geometria da bifurcação, como referido na secção 6.3.2. Assim, dever-se-á principalmente ao facto da forma da bifurcação ser menos suave para a artéria ilíaca direita, do que a artéria ilíaca esquerda que é uma continuação da aorta abdominal. Acresce que a artéria ilíaca direita faz um ângulo com a aorta abdominal superior ao da artéria ilíaca esquerda também com a aorta abdominal, podendo fazer aumentar um pouco a zona de recirculação.

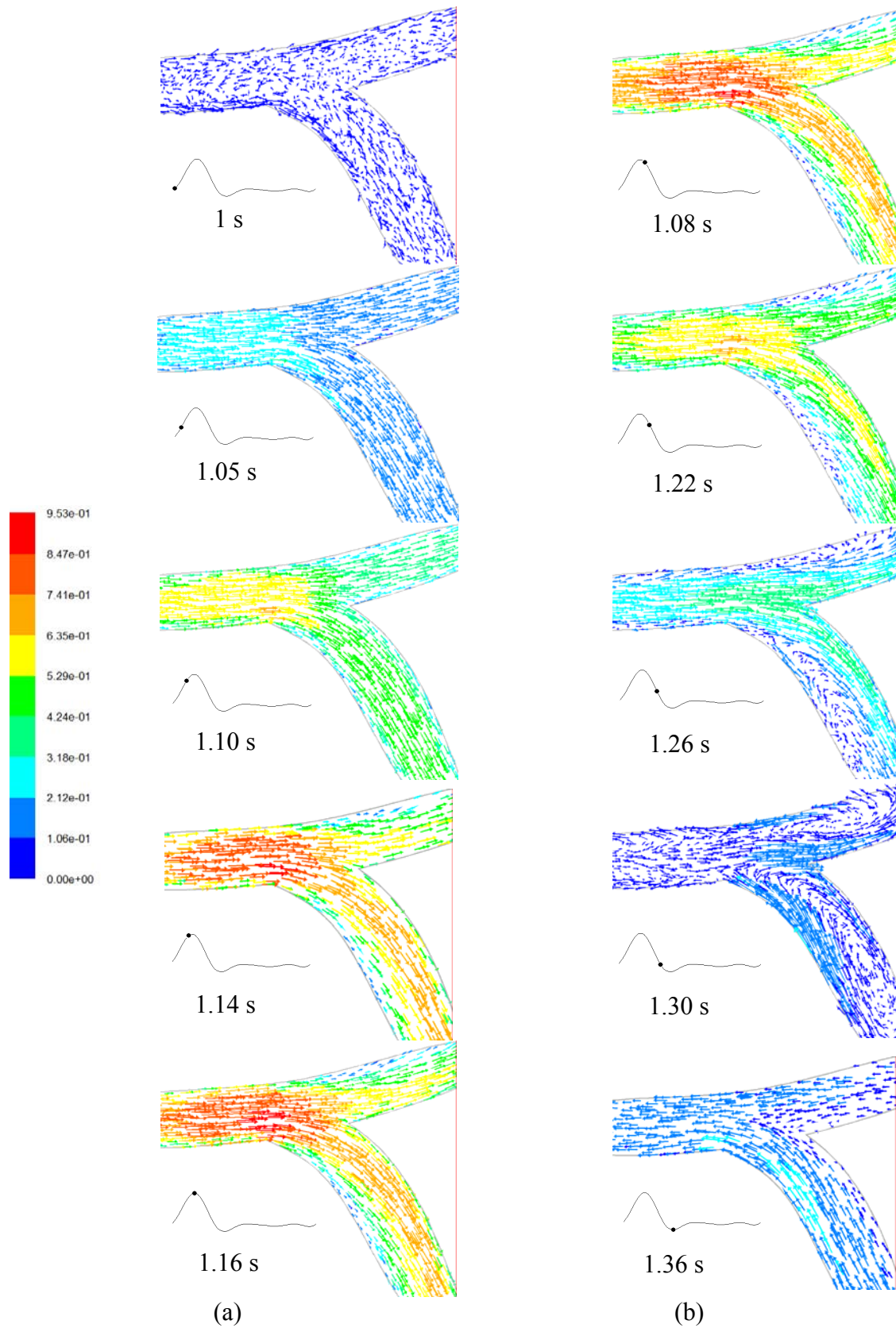
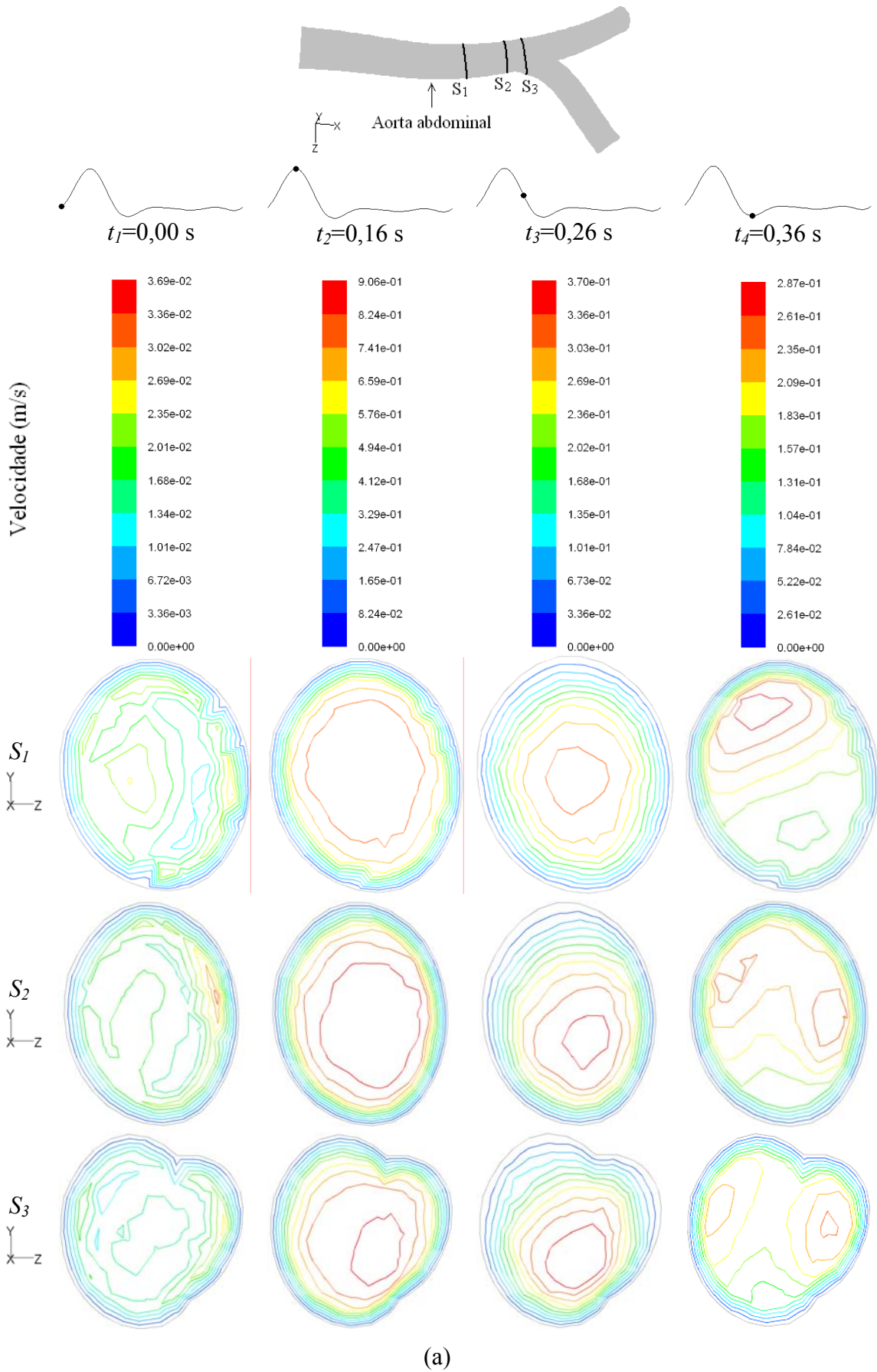
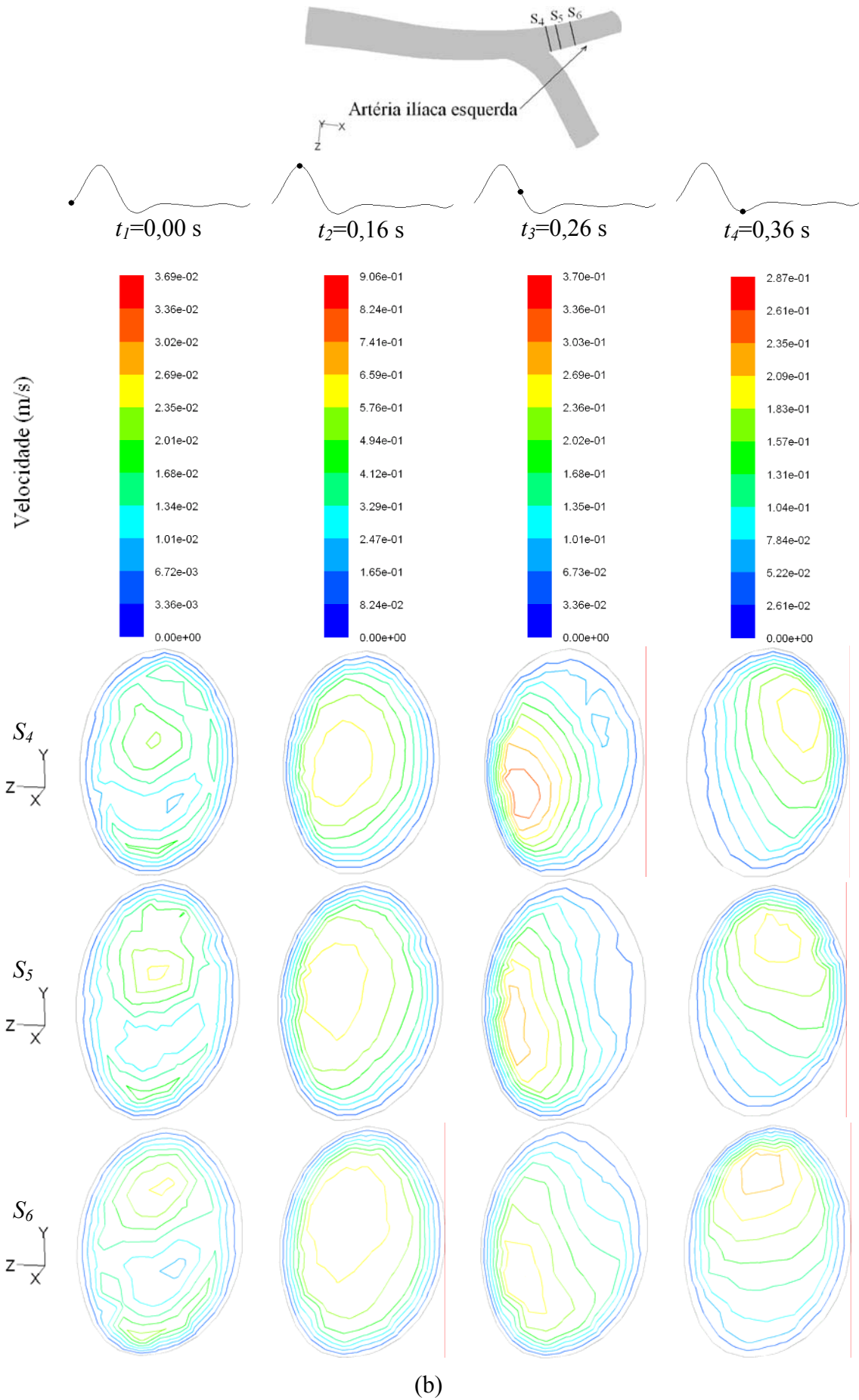


Figura 6.32 – Vectores da magnitude da velocidade (m/s) ao longo do ciclo cardíaco: (a) na fase de aceleração e (b) na fase de desaceleração.





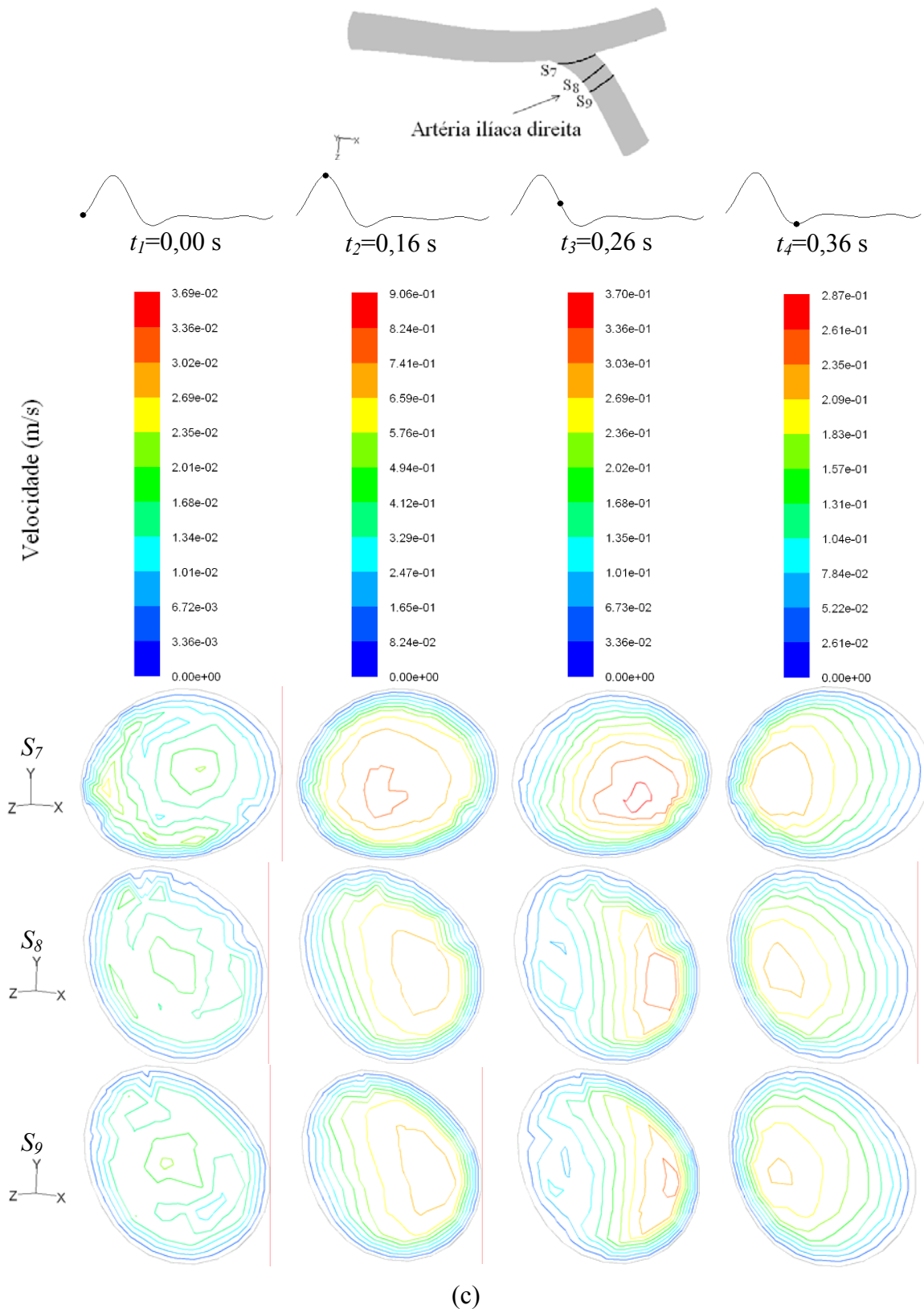


Figura 6.33 – Magnitude da velocidade (m/s), em diferentes secções transversais ao longo do tempo, (a) na aorta abdominal, (b) na artéria ilíaca esquerda e (c) na artéria ilíaca direita.

De referir que, para velocidades idênticas, o comportamento na fase descendente do ciclo é distinto daquele na fase ascendente ($t=1,10$ e $t=1,22$ s; $t=1,05$ e $t=1,26$ s). Num escoamento em regime estacionário os padrões do escoamento seriam idênticos. Ou seja, a desaceleração do escoamento é um factor decisivo para a ocorrência de recirculação, facto que é tanto mais acentuado à medida que o ciclo cardíaco progride para a fase de escoamento revertido.

A Figura 6.33 apresenta as linhas isocinéticas em secções transversais da (a) aorta abdominal, (b) artéria ilíaca direita e (c) artéria ilíaca esquerda, nos instantes de tempo t_1 , t_2 , t_3 e t_4 (Figura 3.8). As secções transversais analisadas estão esquematizadas na mesma figura.

Na Figura 6.33 (a) verifica-se que o perfil do fluxo é mais simétrico na primeira secção (S_1), tendendo a velocidade máxima a deslocar-se no sentido da artéria ilíaca direita. Comparando as Figuras 6.34 (a) e (b) verifica-se ainda que a artéria ilíaca direita atinge valores superiores da magnitude da velocidade. O maior caudal nesta artéria dever-se-á à sua maior secção transversal, comparativamente com a artéria ilíaca esquerda.

Na Figura 6.33 (a), observam-se velocidades superiores no centro da aorta abdominal, mas em t_4 existem dois picos de velocidade máxima sugerindo a divisão do fluxo pela bifurcação nas duas artérias ilíacas.

Na Figura 6.33 (b), verifica-se a formação duma zona de recirculação na parede exterior, na fase de desaceleração (t_3). Em t_4 , no local em que se formou o vórtice de recirculação em t_3 , observa-se uma magnitude máxima da velocidade, sugerindo que a recirculação se terá estendido a toda a secção transversal

De igual modo se observa, da Figura 6.33 (c), uma zona de recirculação nas secções transversais S_8 e S_9 . À semelhança da artéria ilíaca esquerda, é sugerido que a recirculação se estende a toda a secção transversal, mesmo em S_7 .

Conclui-se que, embora a geometria anatómica suavizada amenize a susceptibilidade para a formação da aterosclerose, não é suficiente para evitar vórtices de recirculação na fase de desaceleração nas paredes exteriores das artérias ilíacas. Devido à especificidade do ciclo cardíaco nestas artérias, na fase de fluxo reverso, o vórtice de recirculação estende-se mesmo a toda a secção transversal a jusante da bifurcação.

CAPÍTULO 7

RESULTADOS EXPERIMENTAIS

O presente capítulo teve como objectivo a validação da construção do sistema mecânico came-seguidor e a obtenção experimental da distribuição de velocidades ao longo do modelo. Com estes dados analisou-se a dinâmica dum fluido com viscosidade análoga ao sangue e comparou-se com os resultados da simulação numérica para posterior validação.

7.1 Condições de ensaio

Nesta secção são apresentados alguns ensaios preliminares necessários para validar a construção da instalação, de acordo com o projectado anteriormente. Foram medidas as propriedades físicas do fluido usado, bem como, os respectivos caudais à entrada e à saída de cada bifurcação.

7.1.1 Caracterização do fluido

Para calcular o campo de velocidades no modelo estudado, são efectuadas medições de velocidade no LDA. O sangue não pode ser usado nas medições com LDA em artérias com diâmetro superior a 1 mm, porque a luz do laser é absorvida pela hemoglobina das células vermelhas (Greill *et al.*, 2004). Assim, o fluido deve ser transparente para permitir o acesso óptico ao meio (Mijovic *et al.*, 2003). Acresce que o fluido deverá idealmente possuir um índice de refacção similar ao índice de refacção da parede de vidro da instalação, sendo de 1,525.

A solução aquosa de glicerol com as partículas traçadoras de poliamida demonstrou ser adequada ao estudo *in vitro*, uma vez que satisfaz as imposições inerentes ao projecto. Foram definidas experimentalmente as principais propriedades da solução aquosa de glicerol: viscosidade, massa volúmica e índice de refacção. A viscosidade da solução foi avaliada com o reómetro. O índice de refacção foi determinado pela medição directa do desvio do ângulo de incidência de um feixe laser na interface ar-solução de glicerol. Na tabela 7.1 encontram-se sumariadas as propriedades mais relevantes para a utilização do sistema de LDA.

Tabela 7.1 - Propriedades da solução aquosa de glicerina, medidas experimentalmente

Propriedades	Solução aquosa de glicerol
Viscosidade ($\text{kg}\cdot\text{m}^{-1}\text{s}^{-1}$)	0,004
Massa volúmica (kg/m^3)	1113
Índice de refração	1,373

Evita-se, desta forma, utilizar sangue humano nas experiências, pois seriam necessárias grandes quantidades de fluido, tornando-se impraticável. Acresce que sendo transparente e com um índice de refração compatível com o material das paredes da instalação de ensaio, torna-se possível efectuar medições com LDA para obtenção do campo de velocidades.

7.1.2 Caudal de operação

O perfil de velocidade de entrada é dado pela equação (3.13) nos primeiros 0,73 s, sendo a velocidade nula no restante ciclo, como se pode ver na Figura 4.5. Daqui resulta um volume acumulado de 10,6 ml por ciclo. A secção de teste e a instalação experimental foram concebidas de modo a que a geometria da bifurcação fosse simétrica e, conseqüentemente, o fluxo fosse equitativamente distribuído pelas duas saídas.

Os caudais de entrada e saída foram medidos para comparação com o valor teoricamente projectado. Verificou-se uma diferença inferior a 2 % para as condições de entrada, com caudal de 10,4 ml/s. No entanto, obtiveram-se grandes diferenças na distribuição dos caudais de saída, sendo de 2,8 ml/s para a artéria ilíaca esquerda e 7,5 ml/s para a artéria ilíaca direita, em contraposição o caudal teórico de 5,2 ml/s, para cada uma das saídas. Algumas diferenças eram esperadas, uma vez que a geometria da

secção de teste não é, na realidade, simétrica. Esta situação foi justificada em parte no Capítulo 4, tendo em conta a geometria não simétrica da secção de teste (Figura 4.3).

Com uma análise cuidada da geometria verifica-se que o seu perfil interno não corresponde exactamente ao pretendido, apresentando variações no raio interno ao longo das artérias ilíacas e diferenças entre elas. Na Figura 7.1 mostra-se em detalhe a bifurcação.

Observando o modelo da bifurcação constata-se que este foi produzido com menor precisão do que a desejada para o projecto.



Figura 7.1 – Vista pormenorizada do modelo da bifurcação ilíaca.

7.2 Mecanismo came-seguidor

O mecanismo came-seguidor foi projectado para reproduzir *in vitro* o ciclo cardíaco infra-renal na vizinhança da bifurcação ilíaca. Pretendeu-se efectuar uma análise cinemática ao mecanismo, com o intuito de verificar a adequabilidade do projecto para a sua construção. O deslocamento do seguidor obtido teoricamente do projecto foi comparado com os perfis obtidos após a construção e medições experimentais, com

recurso ao transdutor e à câmara de alta velocidade. Esta foi operada com uma taxa de aquisição de imagem de 1000 fps (*frames per second*) para o ciclo de 1s e 2000 fps para o ciclo de 0,5 s. A taxa de aquisição de dados para o sinal do transdutor foi de 1000 e 2000 Hz para os ciclos de 1 e 0,5 s, respectivamente. Assim, estes três perfis são representados na Figura 7.2 para uma velocidade da came de 1 rps e de 2 rps.

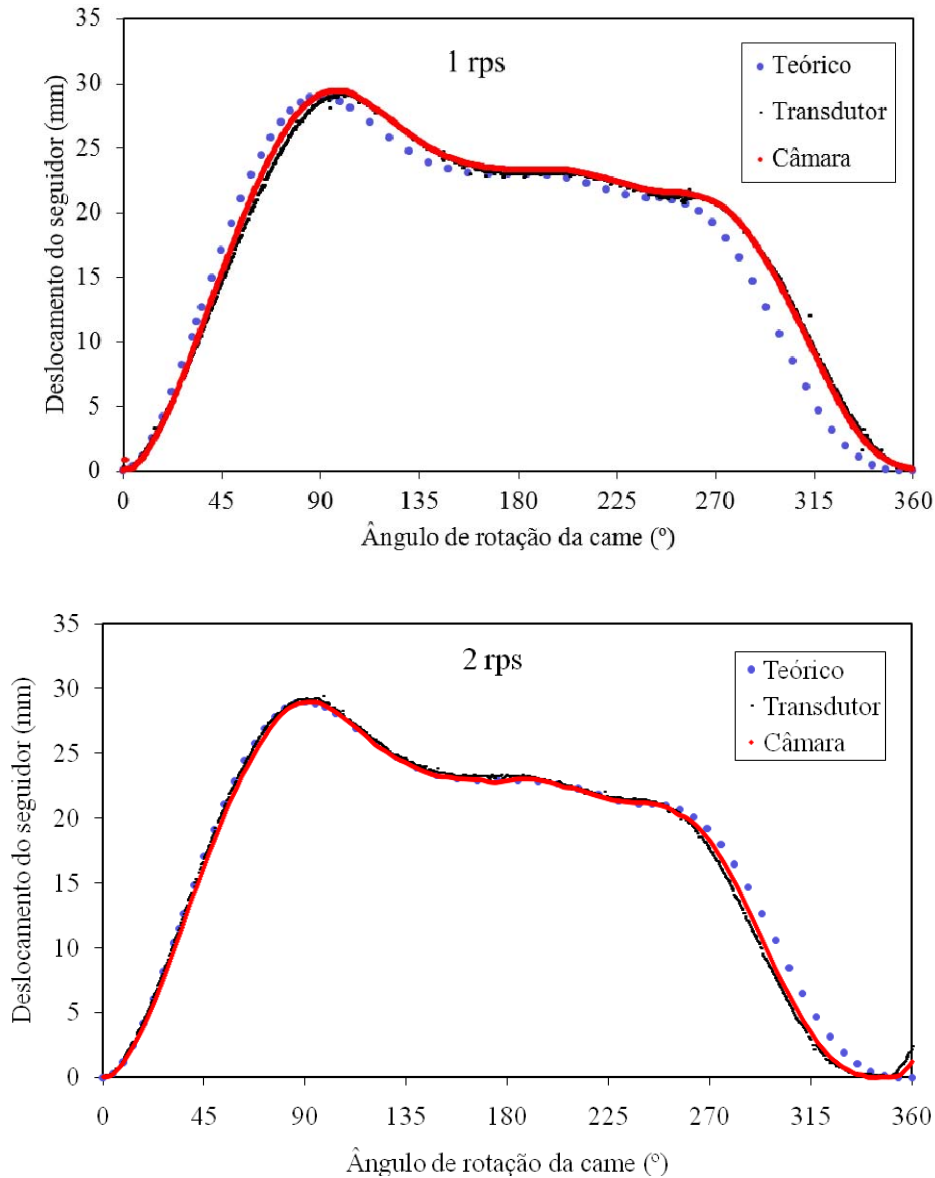


Figura 7.2 – Deslocamento do seguidor teórico e experimental, obtido pelas medições com o transdutor e a câmara, para a velocidade da came de 1 rps e de 2 rps.

Observando a Figura 7.2, conclui-se que os dois perfis medidos experimentalmente, com recurso ao transdutor e à câmara de filmar de alta precisão, são equivalentes, não

apresentando diferenças significativas. Comparando-os com o perfil teórico obtido do projecto da came verifica-se, para ambas as rotações, que os perfis experimentais estão um pouco desfasados no tempo. Isto deve-se à resolução do variador de frequência, não sendo possível ajustar, com toda a precisão, a velocidade de rotação. Por esta razão se verifica que os desfasamentos ocorrem em sentidos contrários para as duas velocidades da came de 1 e 2 rps. A regulação da velocidade da came fez-se no sentido de minimizar a diferença entre a velocidade real e a velocidade desejada.

Uma vez que as três fases do deslocamento teórico do seguidor são descritas por equações matemáticas, as outras características cinemáticas foram obtidas pela diferenciação sucessiva das respectivas equações, obtendo-se a velocidade, aceleração e impulso.

A Figura 7.3 apresenta a velocidade do seguidor teórica e experimental, obtida pelas medições com o transdutor e a câmara, e ainda a média móvel (de 5 valores) do transdutor.

Os resultados mostram uma elevada dispersão para os dados de velocidade retirados com o LDVT. Este efeito é minimizado pela introdução de uma média móvel ponderada. A razão de ser desta ocorrência deve prender-se com a resolução espacial do transdutor e à elevada taxa de aquisição de dados utilizada. Atendendo a que a velocidade é calculada directamente por uma diferenciação usando dois pontos, a eventual falta de sensibilidade combinada com um reduzido intervalo de tempo induz elevadas oscilações nos valores da velocidade. A utilização de uma taxa de aquisição de dados mais reduzida (e claramente esta pode ser reduzida pois o sinal não sofre elevadas variações temporais) e um melhor condicionamento do sinal (pela utilização um filtro passa baixo) deveria melhorar os resultados.

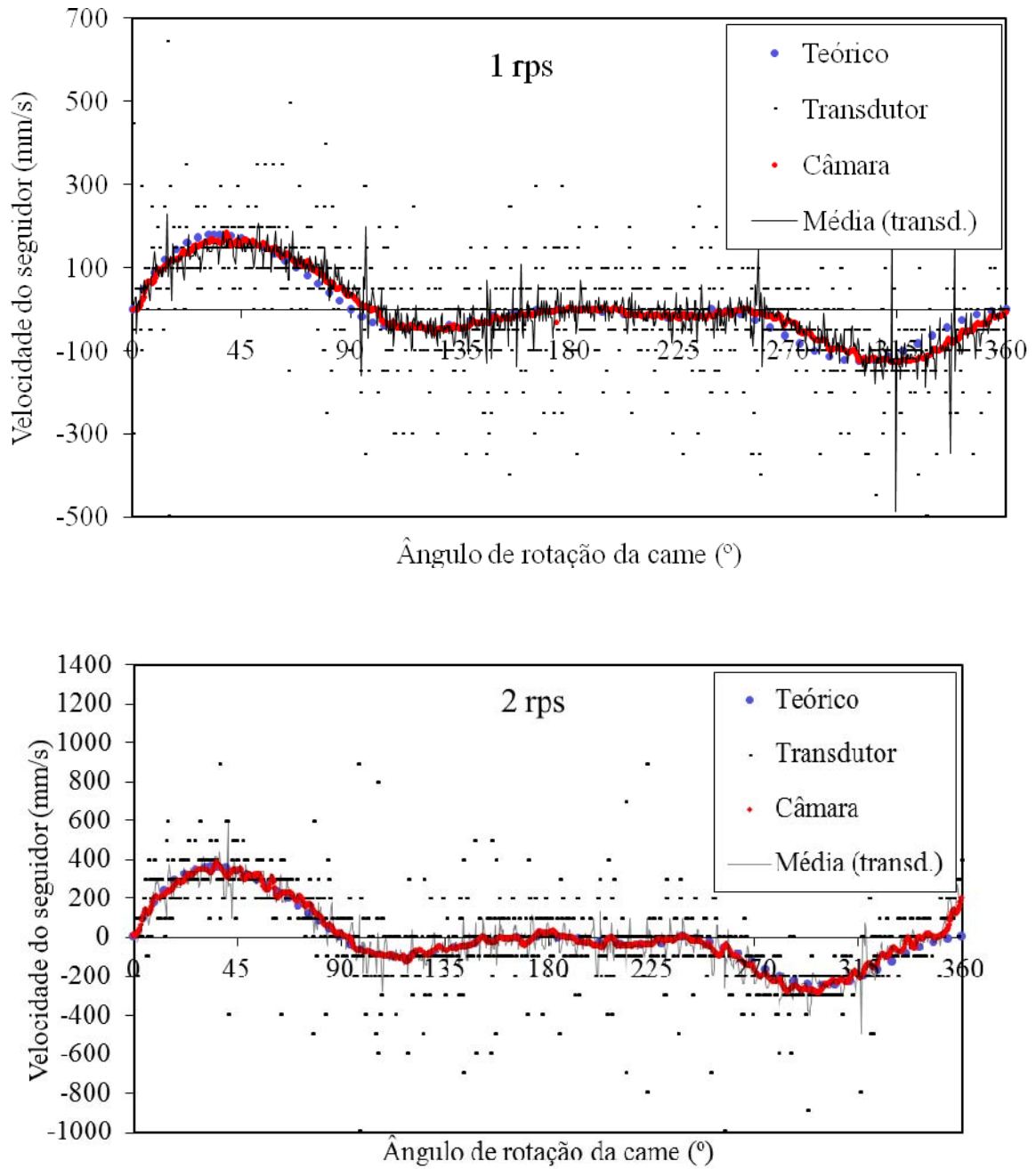


Figura 7.3 – Velocidade teórica e experimental do seguidor, obtida pelas medições com o transdutor e a câmara, para a velocidade da came de 1 rps e de 2 rps.

Apesar da dispersão observada, pode concluir-se que existe uma boa aproximação entre os dados experimentais e os teóricos. Em particular o perfil de velocidade do seguidor obtido através das medições com a câmara de filmar é muito próximo do perfil teórico. Atendendo a que a aceleração é calculada pela derivação temporal da velocidade, as

oscilações resultantes ainda apresentarão de maior dispersão que os valores teoricamente calculados. Consequentemente, não se apresentam os valores experimentais da aceleração. Relativamente ao perfil da velocidade é possível observar que existe sempre continuidade. No entanto, na transição entre as três fases a velocidade é nula, para ângulos de rotação de 90° e $238,5^\circ$, sendo que o fluxo induzido pelo mecanismo came-seguidor mudará de sentido. Isto significa que o ponto de contacto do rolete transitará entre as faces interna e externa do sulco da came, sendo estes locais mais propícios ao seu desgaste. A Figura 7.4 descreve o perfil de aceleração teórica do seguidor, para a velocidade de 1 rps.

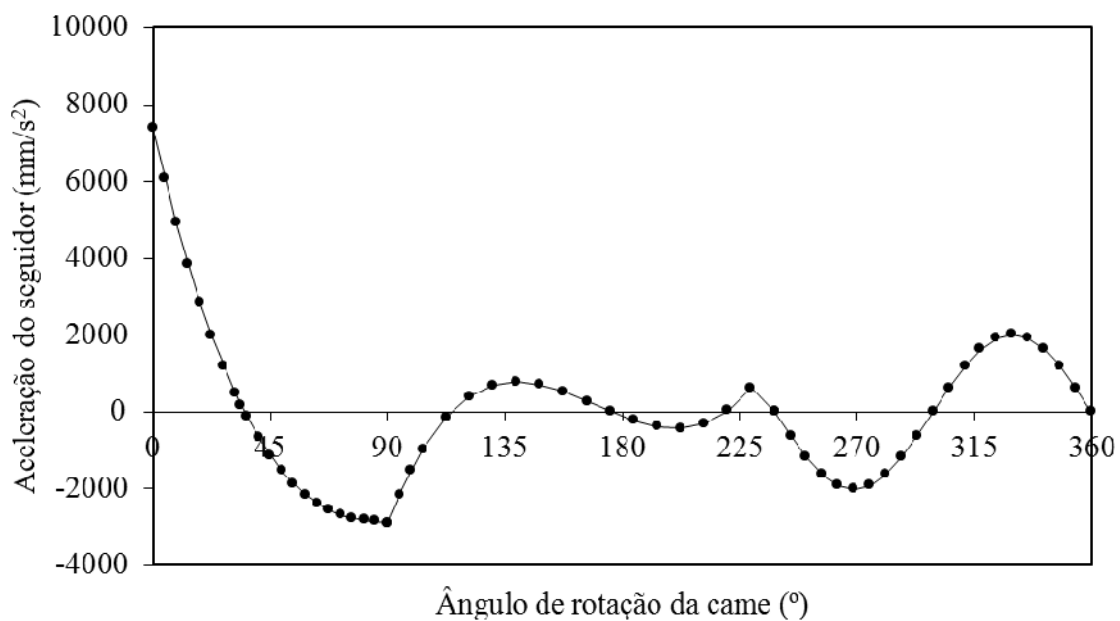


Figura 7.4 – Aceleração teórica do seguidor para a velocidade de 1 rps.

O perfil de acelerações do mecanismo came-seguidor varia abruptamente quando ocorrem as transições entre as diferentes fases do movimento do seguidor. O principal ponto crítico de funcionamento consiste na transição entre a primeira e a segunda fase, uma vez que apresenta um pico de aceleração negativa. Isto indica que as forças aplicadas no seguidor promovem a separação não desejada entre a came e o seguidor. Na mudança entre a segunda e a terceira fase, o pico de aceleração é positivo. Nestas circunstâncias, promove o contacto entre a came e o seguidor e, por isso, não constitui problema ao funcionamento do mecanismo came-seguidor. O impulso teórico do seguidor para a velocidade de 1 rps é apresentado na Figura 7.5.

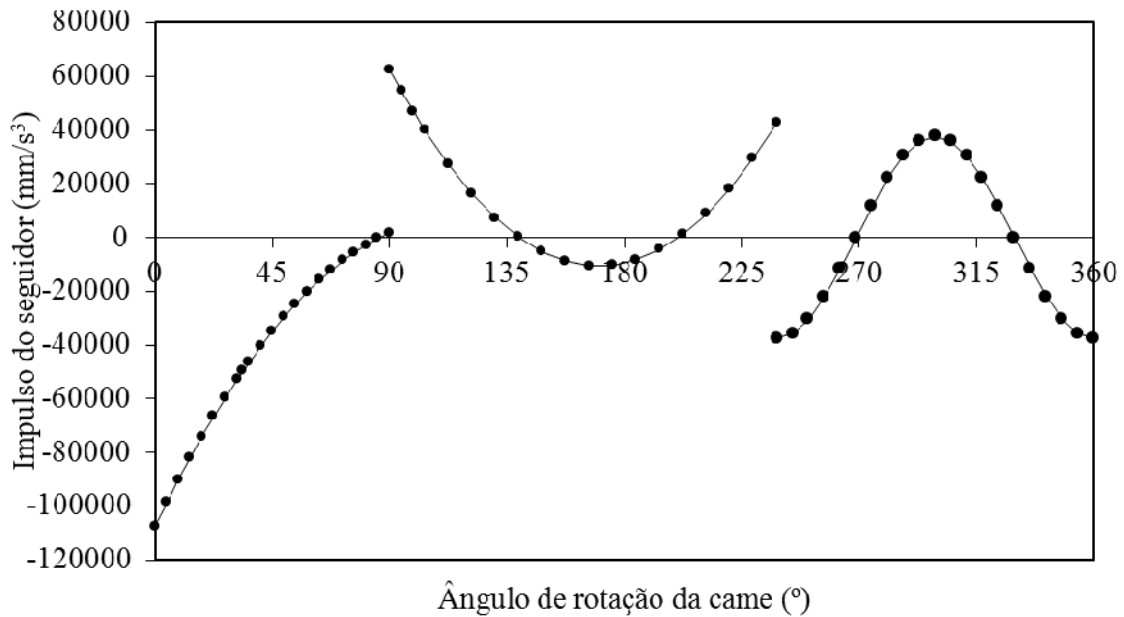


Figura 7.5 – Impulso teórico do seguidor para a velocidade de 1 rps.

O perfil do impulso do seguidor apresenta três descontinuidades relativas às três mudanças de fase. No entanto, isto não constitui problema, pois os seus valores são finitos. É assegurado, assim, um movimento suave e adequado entre a came e o seguidor.

7.3 Resultados

Os resultados experimentais, com velocidade de entrada transiente, são apresentados para caracterização do campo de velocidades, na vizinhança da bifurcação ilíaca. As medições com a técnica LDA permitiram obter os perfis de velocidade para cada ponto, ao longo do ciclo cardíaco infra-renal. Foram importados para o programa EXCEL da Microsoft Office, os valores da velocidade ao longo de 20 ciclos completos. Os perfis

de velocidade foram sobrepostos, tendo-se efectuado a respectiva sincronização tendo por base o tempo exacto de cada ciclo completo. Deste modo conseguiu-se representatividade estatística para os resultados. Por forma a facilitar a discussão e interpretação dos resultados, convém clarificar exactamente os locais de medição da velocidade. A Figura 7.6 (a) esquematiza a localização dos planos de medição. Para a artéria abdominal é considerado um plano no início da bifurcação (x_2) e um outro 15 mm a montante (x_1). Para as artérias ilíacas (esquerda e direita) é considerada uma secção no seu início (x_3) e uma outra 10 mm a jusante (x_4). Relativamente à análise temporal das séries de velocidade, são essencialmente considerados dois instantes: t_2 (no pico máximo da velocidade a 0.16 do ciclo) e t_4 (no pico mínimo, a 0,46 s do ciclo), como se pode observar na Figura 7.6 (b).

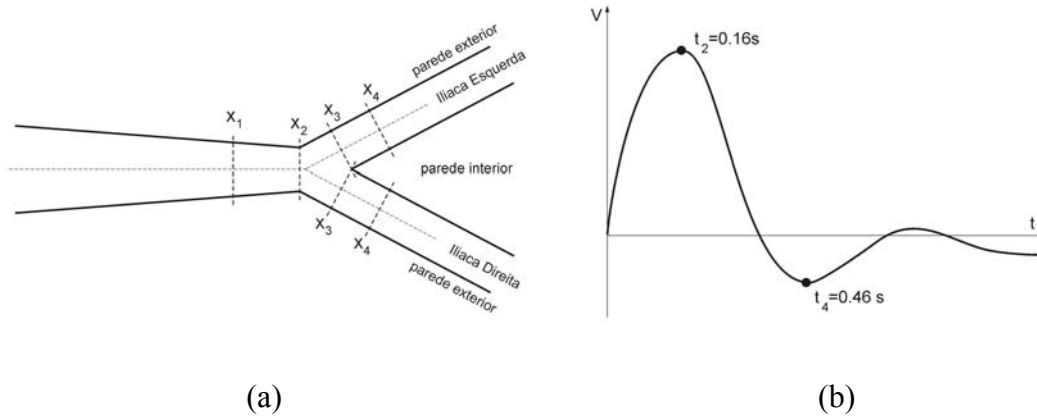


Figura 7.6 - Identificação dos principais locais e tempos onde são efetuadas medições da velocidade do escoamento.

Atendendo a que os feixes do LDA cruzam meios com índices de refração distintos, as coordenadas efectivas dos pontos de posicionamento do volume de controlo foram corrigidas de acordo com o processo descrito no Anexo A. Acresce que o vidro do modelo da bifurcação íliaca é curvilíneo, alterando o ângulo de cruzamento dos feixes do laser em função do posicionamento do volume de controlo.

As alterações do ângulo de feixe ao atravessar os vários meios com índices de refração e superfícies diferentes, modificam também o valor da velocidade. Assim, os valores medidos da velocidade foram também corrigidos *à posteriori* de acordo com o novo

valor calculado do ângulo efectivo de cruzamento dos feixes do laser. A correcção foi efectuada para ambas as componentes da velocidade.

Nas medições realizadas sobre as bifurcações (equivalentes às artérias ilíacas) foi ainda necessário transformar as coordenadas gerais da mesa de posicionamento do volume de controlo para um sistema de coordenadas locais orientadas segundo o eixo da conduta na bifurcação.

A Figura 7.7 apresenta as distribuições de velocidade axial ao longo do ciclo cardíaco infra-renal, na aorta abdominal. Uma vez que se espera que os perfis na linha central da aorta abdominal sejam semelhantes, apresentam-se apenas dois casos, nas posições axiais de x_1 e x_2 (Figura 7.6).

Verifica-se, na Figura 7.7, que os gráficos ao longo da aorta abdominal apresentam perfis similares de velocidade ao longo do tempo. Da análise destes gráficos observa-se que existe uma fase de aceleração com flutuações dos valores da velocidade, principalmente próximo ao pico da velocidade. A fase de desaceleração está mais bem definida, relativamente ao conjunto do ciclo cardíaco. Após o pico de velocidade mínima surge uma aceleração com maior dispersão dos resultados. Da análise da Figura 7.7 conclui-se que os perfis são similares entre si, com maior dispersão quanto mais elevadas forem as velocidades. Isto indicia uma maior turbulência do escoamento nas fases de maior velocidade do ciclo. No entanto, realça-se o facto de do pico mínimo da velocidade acontecer num instante de tempo próximo de 0,46 s, o que é significativamente superior ao projectado (Secção 4.1.3).

É também observado que na fase de fluxo reverso, e apesar das velocidades serem menores em valor absoluto, que a dispersão é elevada. Este valor elevado da turbulência do escoamento resulta da alteração de sentido nesta fase do ciclo.

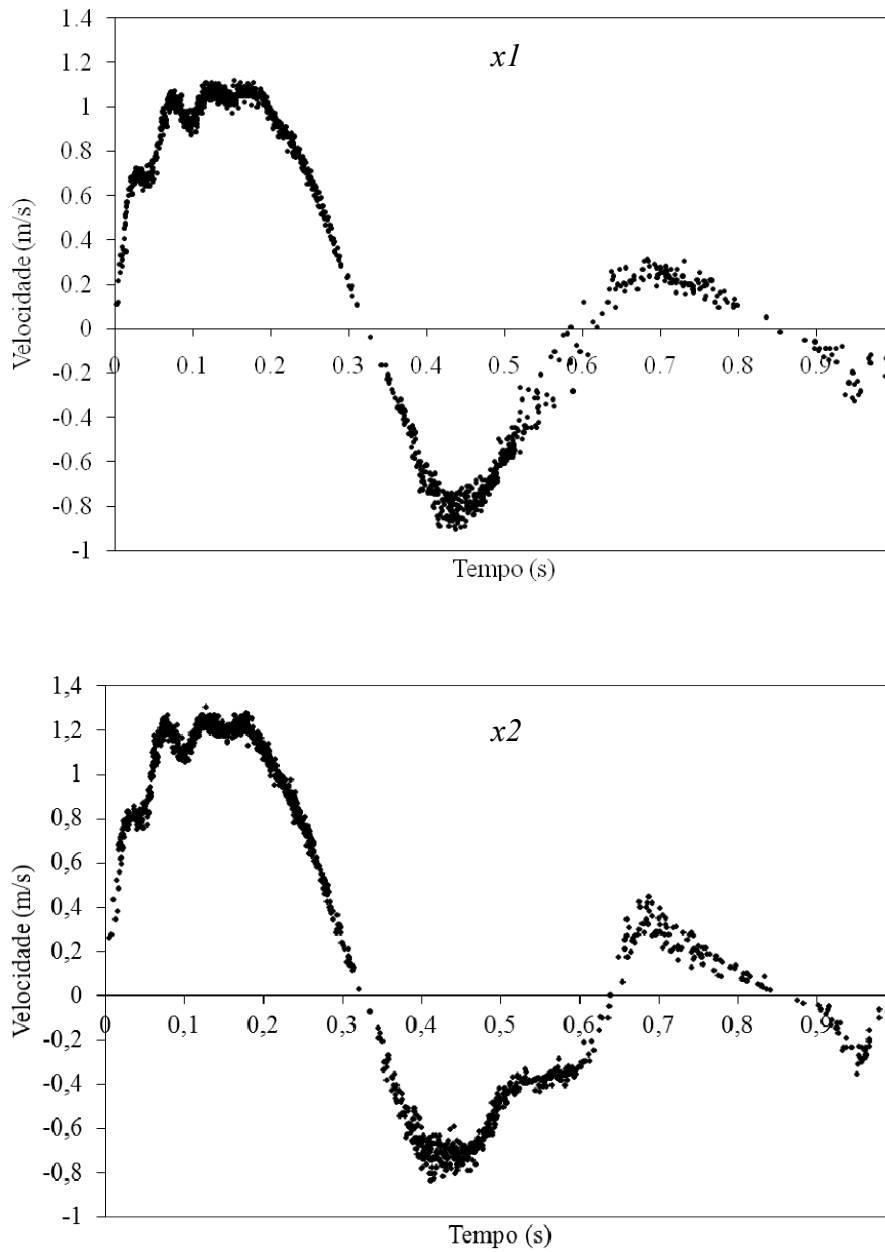


Figura 7.7 – Velocidade axial em dois pontos da linha central da aorta abdominal, ao longo do ciclo cardíaco.

A Figura 7.8 sobrepõe o perfil projectado e os dados experimentais, obtidos no ponto central em x_2 .

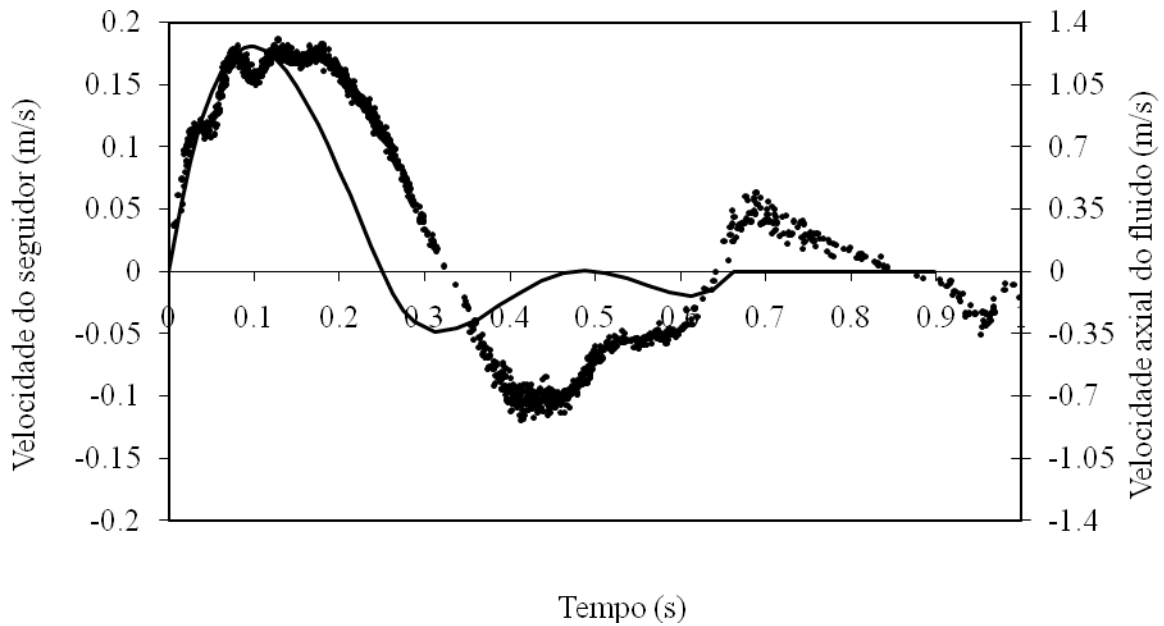


Figura 7.8 - Comparação entre os perfis de velocidade projectado e medido experimentalmente, no ponto central em x_2 .

Da análise da Figura 7.8 conclui-se que o perfil de velocidades medido não reproduz com precisão o perfil de velocidades projectado. A primeira fase do movimento de seguidor (Figura 4.8) tem um perfil de velocidades mais alongado, com uma zona de velocidades máximas muito longa. A fase de aceleração e a mudança do sentido da velocidade parecem ser críticos no desenvolvimento do perfil de velocidades do ciclo cardíaco. Na fase de desaceleração a velocidade diminui com um gradiente semelhante ao projectado. No entanto a fase de desaceleração demora mais 0,1 s que para a projectada e tende para valores da velocidade mais negativos que o expectável. Na segunda fase, de fluxo reverso, verifica-se uma zona de estagnação na parte final, que tentará reproduzir o segundo pico negativo da velocidade, seguindo-se um período de valores de velocidade positiva a terminar esta fase. Na terceira fase do perfil da came, a de estagnação, a velocidade não é exactamente nula, mas os seus valores oscilam na região de velocidades quase nulas. Acresce que os valores de velocidade parecem oscilar mais ao longo do tempo do ciclo cardíaco para o perfil medido experimentalmente. O pico mínimo parece atingir valores de velocidade mais negativos que o projectado. Após este pico a fase de estagnação, que pretende reproduzir o

segundo pico mínimo é observado a valores de velocidade muito inferiores a zero, o que também não corresponde ao teoricamente expectável.

No pico máximo, a mudança de sentido é mais lenta e no pico mínimo acontece mais tarde. Atendendo a que globalmente a came debita com boa precisão o volume de líquido expectável por ciclo e que quer os valores de deslocamento quer os da velocidade da haste do cilindro seguem os valores teóricos, a justificação para este desvio ao longo do ciclo terá de ser encontrada fora destes domínios. De um modo geral os dados dão a entender que o ciclo real do fluido está com um atraso face ao que seria de prever pelo movimento da came. Este facto sugere que provavelmente será alguma elasticidade do sistema de tubagens que confere o atraso temporal verificado. Acresce que a fase de estagnação também não é nula, indicando que se verifica o fenómeno de reflexão de ondas.

Na Figura 7.9 são mostrados os perfis de velocidades 10 mm a jusante da bifurcação, na linha central de cada uma das artérias ilíacas, o que permite avaliar com detalhe o comportamento do escoamento em cada uma delas. Pretende-se verificar se o comportamento do perfil de velocidades se mantém nas duas artérias ilíacas.

Da Figura 7.9 verifica-se que a fase de aceleração termina mais cedo que para a aorta abdominal, embora as restantes fases possuem a mesma duração de tempo. Comparando as artérias ilíacas esquerda e direita, observa-se que apresentam diferentes distribuições de velocidade, como era esperado face à distribuição de caudal e que foi discutido na Secção 7.2. O perfil da artéria ilíaca esquerda possui uma taxa de aquisição e validação de medição da velocidade das partículas muito inferior à artéria ilíaca direita. Isto poderá dever-se ao menor caudal que é debitado pela artéria esquerda (afecta a taxa de aquisição de dados – *data rate*) e à maior imprecisão na execução da geometria desta artéria, no modelo de vidro construído que pode provocar distorções não quantificáveis ao verdadeiro posicionamento do volume de controlo.

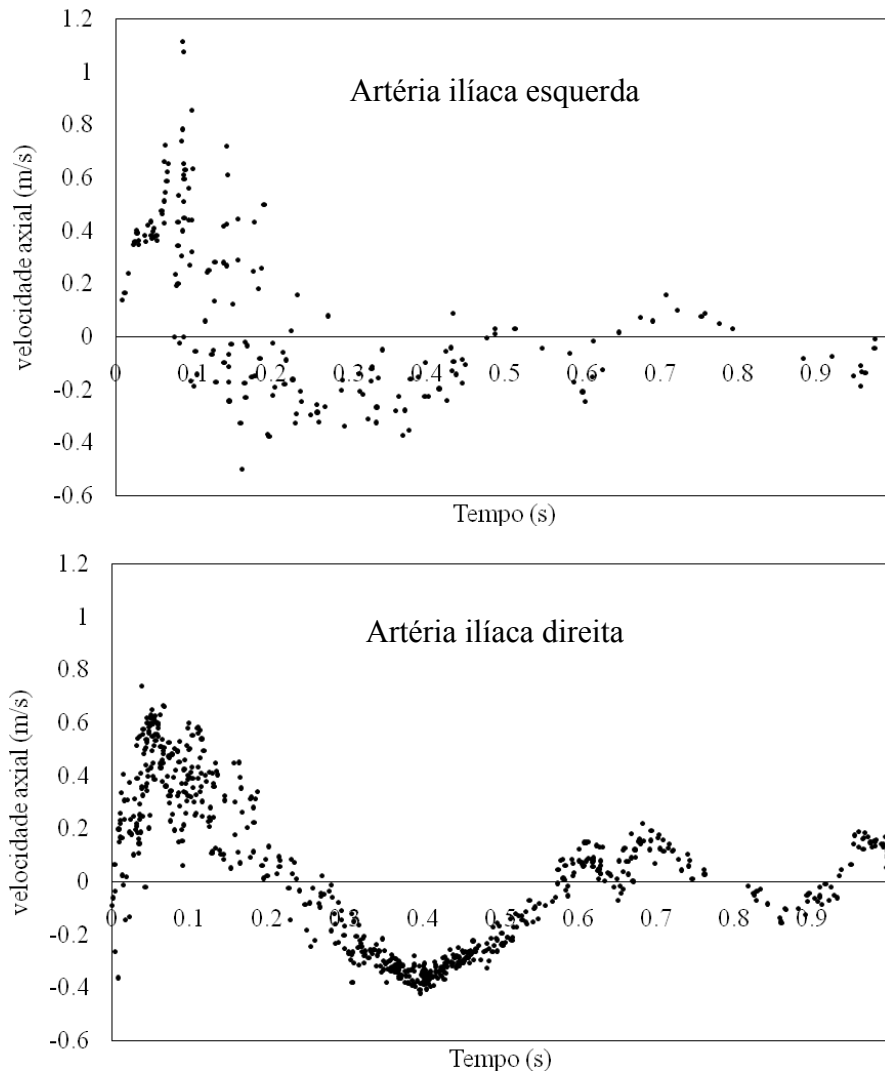


Figura 7.9 – Perfis de velocidade axiais, na posição axial central de 10 mm para as artérias ilíacas esquerda e direita, ao longo do ciclo cardíaco.

Para uma melhor visualização e análise dos resultados, os restantes perfis de velocidades ao longo do ciclo cardíaco não são mostrados, salientando-se apenas os instantes de tempo que se consideraram mais importantes. Assim, a Figura 7.10 apresenta os valores das velocidades nos instantes de tempo de t_2 e t_4 (0,16 e 0,46 s, respectivamente), relativos aos picos máximo e mínimo do perfil de velocidade.

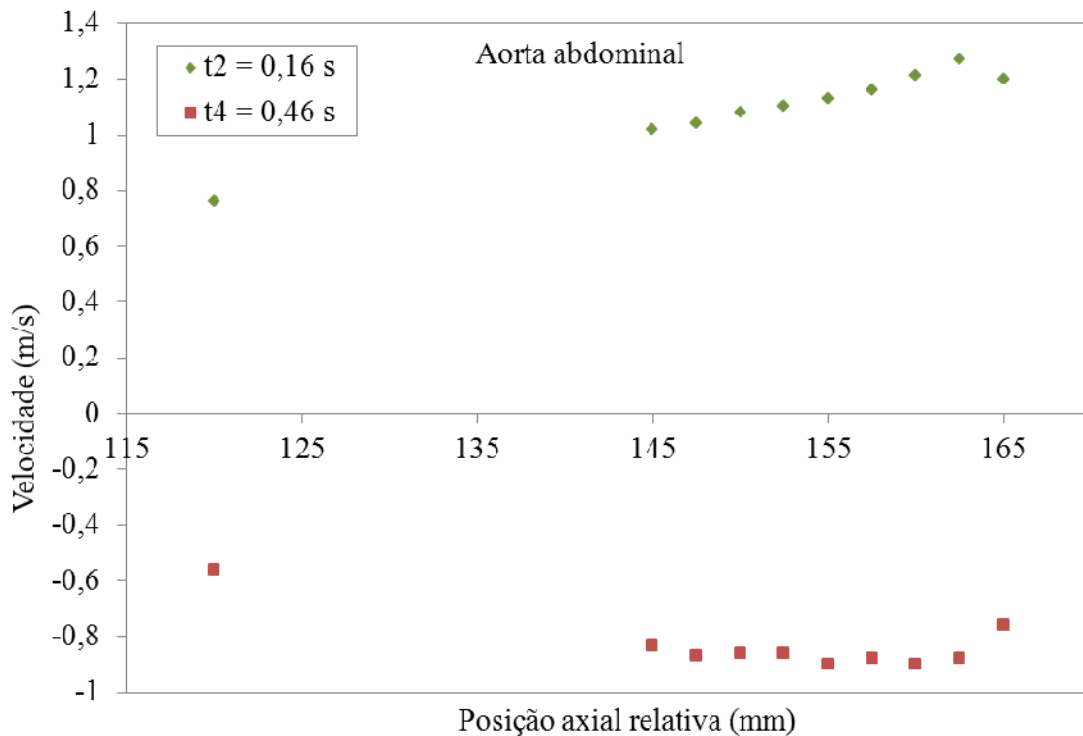


Figura 7.10 - Velocidades ao longo da linha central da aorta abdominal nos instantes de tempo para a velocidade máxima e mínima.

A linha do pico máximo da velocidade aumenta até cerca de 2,5 mm a montante da bifurcação. A jusante deste ponto o perfil de velocidades é afectado pela separação de fluxo pelas duas artérias ilíacas. A linha correspondente ao instante médio da fase de desaceleração mantém-se aproximadamente constante, apresentando um ligeiro aumento ao longo da linha central da aorta abdominal. A linha do pico mínimo da velocidade diminui ao longo da aorta, mas com diferenças pouco significativas entre 145 mm e 162,5 mm. A partir deste valor a velocidade tem um aumento significativo.

A distribuição das velocidades na linha central de cada uma das artérias ilíacas, ao longo do ciclo cardíaco infra-renal, é mostrada na Figura 7.11. O valor zero representa o início da artéria ilíaca (x_3 na Figura 7.6).

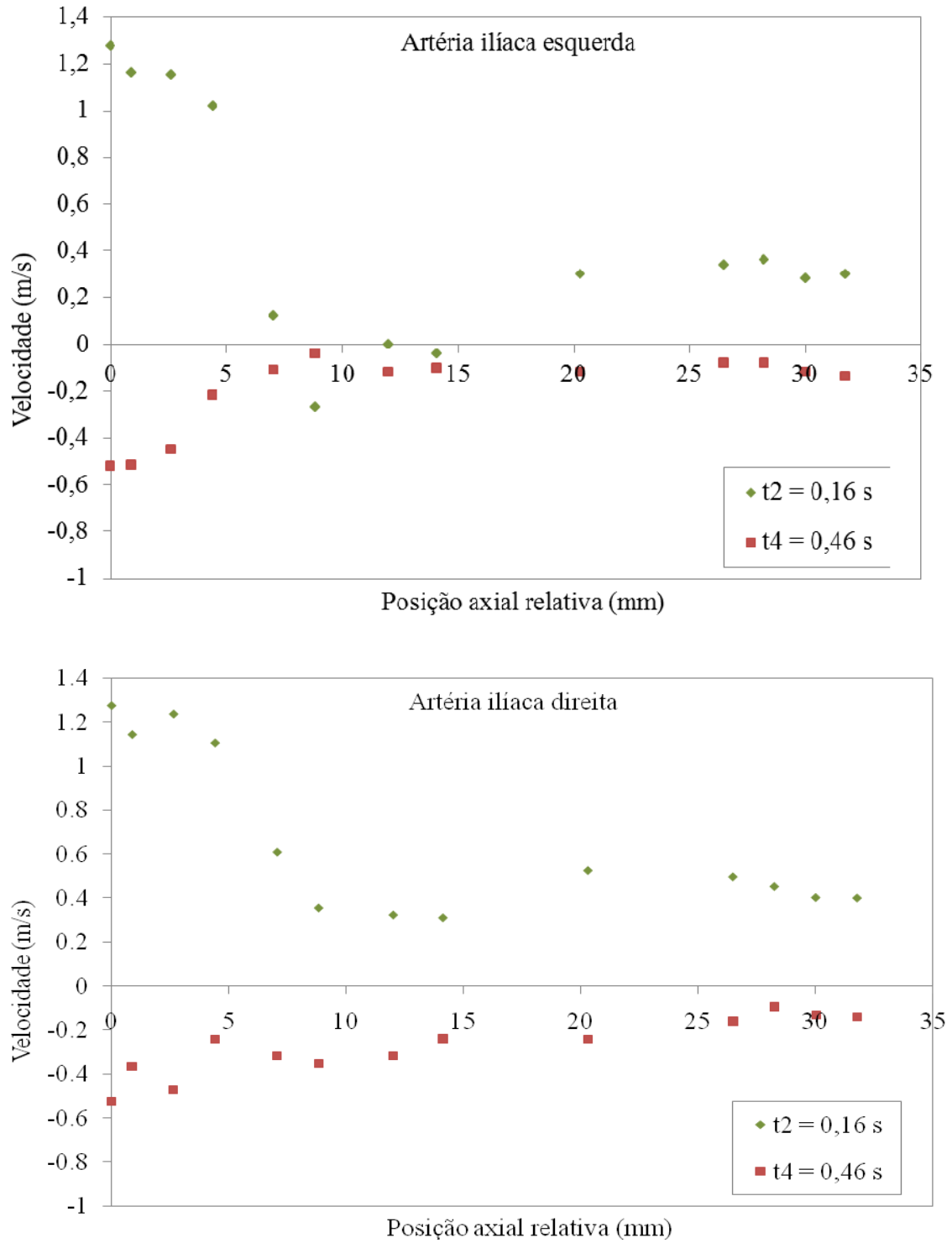


Figura 7.11 - Velocidades nos instantes de tempo correspondentes à velocidade máxima e mínima, ao longo da linha central, para as duas artérias ilíacas.

Da análise da Figura 7.11 pode concluir-se que a distribuição de velocidade é muito diferente entre as duas artérias ilíacas. Isto é devido às diferentes condições geométricas

das artérias, uma vez que o modelo não é simétrico entre as duas artérias. Com uma análise cuidada da geometria verifica-se que o perfil interno da geometria não corresponde exactamente ao pretendido, apresentando variações no raio interno ao longo das artérias ilíacas e diferenças entre elas. Como se tinha verificado na secção 7.2, existem muitas imperfeições na geometria, principalmente da bifurcação e a jusante das artérias ilíacas, conduzindo a diferentes distribuições de velocidade entre elas.

Todos estes valores e perfis de velocidade estão localizados na linha central do modelo, pelo que a Figura 7.12 evidencia um perfil de velocidades próximo da parede exterior da artéria ilíaca.

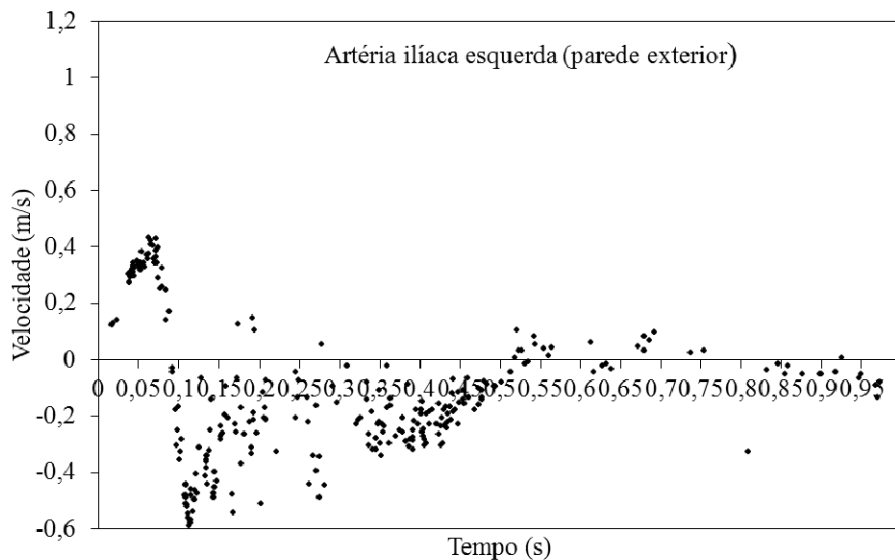


Figura 7.12 – Perfis de velocidade ao longo do ciclo cardíaco, a 1,1 mm da parede exterior da artéria ilíaca esquerda.

Da Figura 7.12 verifica-se que na proximidade da parede exterior da artéria ilíaca, a fase reversa domina a maior parte do ciclo cardíaco. Será feito um estudo das distribuições das velocidades em diferentes linhas radiais, na vizinhança da bifurcação ilíaca de modo a verificar se é formado um vórtice de recirculação e, conseqüentemente, se criam condições favoráveis ao desenvolvimento da aterosclerose. Para se estudar a influência da bifurcação ilíaca na hemodinâmica, analisaram-se as distribuições de velocidade em

diferentes linhas radiais ao longo do ciclo cardíaco infra-renal, na sua vizinhança. A Figura 7.13 evidencia o perfil radial de velocidade em duas secções (no plano médio xy) da aorta abdominal, para x_1 e x_2 .

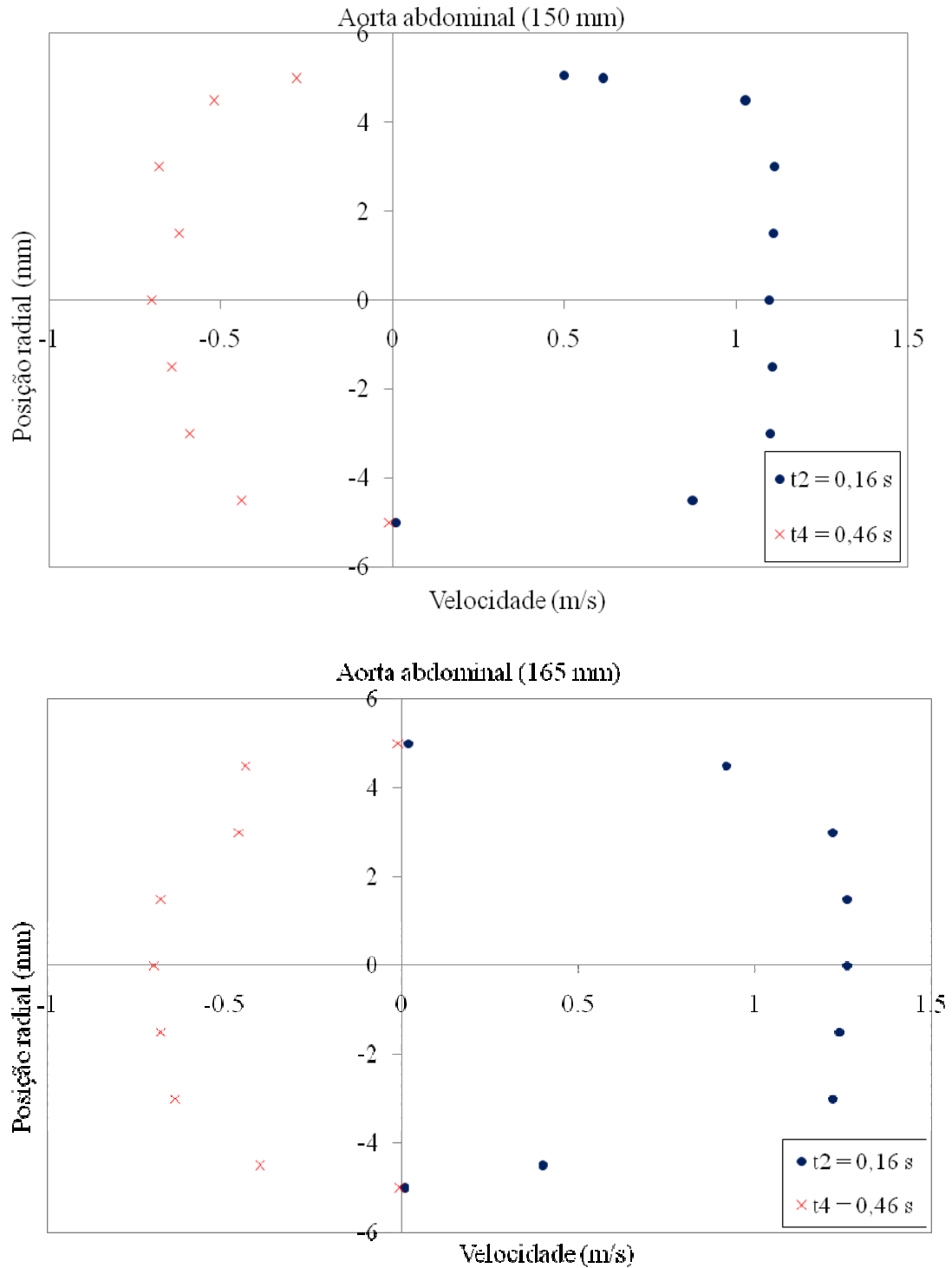


Figura 7.13 - Perfil radial de velocidade na aorta abdominal, ao longo do ciclo cardíaco, no plano médio xy , nas posições axiais x_1 e x_2 .

Foram calculadas as tensões de corte nas paredes das linhas radiais estudadas. O seu valor foi determinado através da derivada baseada em três pontos. A Figura 7.14 apresenta as tensões de corte na aorta abdominal nos instantes de 0,16 e 0,46 s, correspondentes aos picos máximo e mínimo do perfil da velocidade.

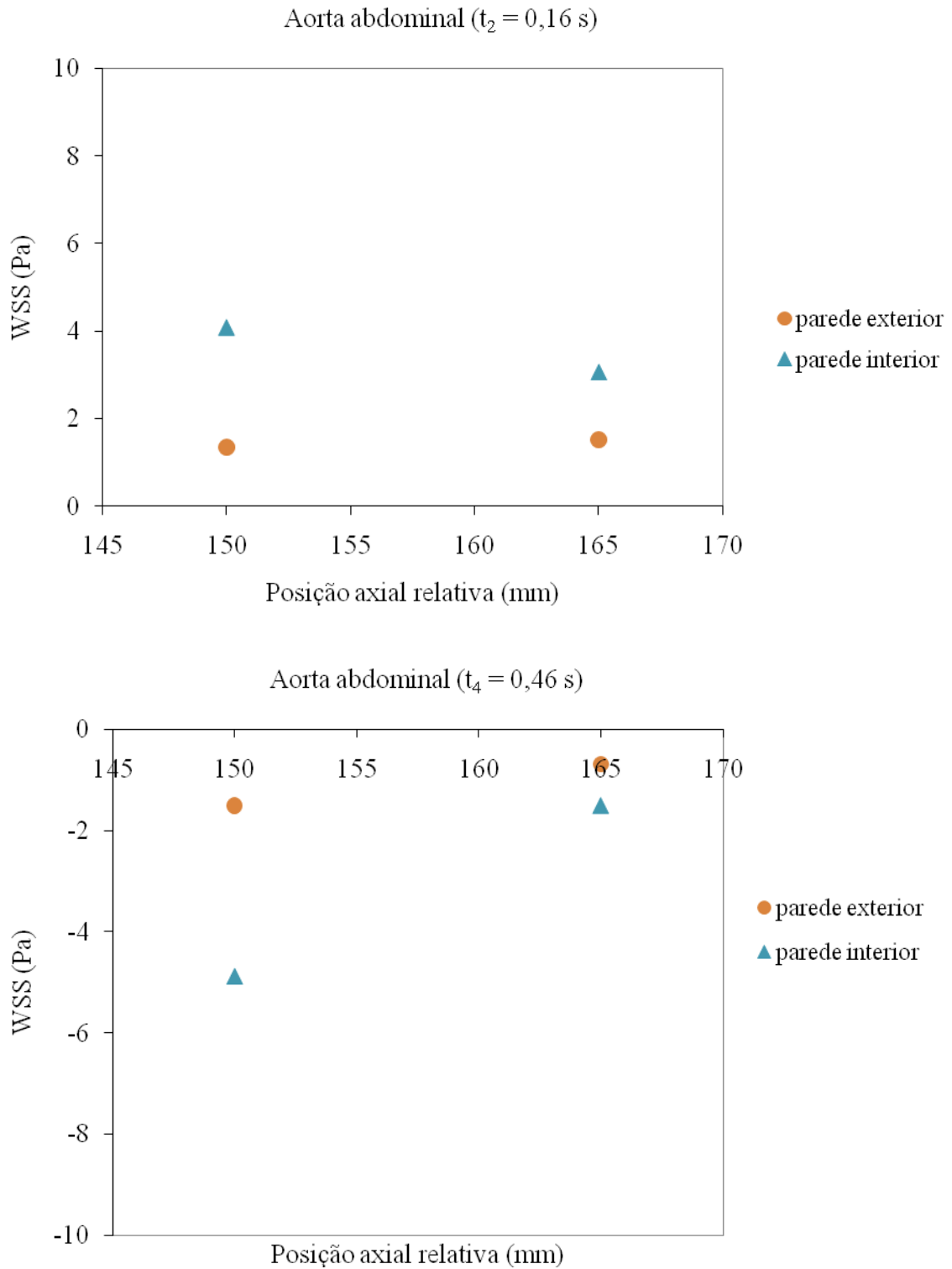


Figura 7.14 - Tensão de corte nas paredes do plano médio xy , da aorta abdominal.

Os valores da tensão de corte nas duas paredes deveriam ser iguais uma vez que a geometria é aproximadamente simétrica. No entanto, observam-se algumas diferenças, principalmente na parede direita da aorta abdominal. A distribuição assimétrica do fluxo pelas duas artérias ilíacas manifesta-se a montante da bifurcação por uma pequena assimetria do escoamento e que é identificada pelo valor local da tensão de corte. As assimetrias dos valores da tensão de corte são consequência das assimetrias dos perfis de velocidade (Figura 7.13). Acresce que este comportamento assimétrico também é verificado a montante da secção de teste (Figura B.2), o que indicia que existe um escoamento complexo tridimensional no interior da secção de teste e tubagem a montantes desta.

A Figura 7.15, mostra o perfil radial de velocidade em duas linhas radiais, no plano médio xy , para cada uma das artérias ilíacas. O eixo positivo da posição radial é relativo à parede interior e o eixo negativo à parede exterior.

Comparando os dois gráficos confirma-se que o diâmetro da artéria não é constante ao longo do seu eixo. De facto, no início da bifurcação, o seu valor é ligeiramente superior ao expectável (12 mm), passando a apresentar o valor especificado um pouco mais a jusante. Neste caso são evidentes as deficiências na execução da bifurcação.

Na posição axial de 10 mm, observa-se fluxo negativo, demonstrativo da existência de um vórtice de recirculação, para o instante de tempo t_2 (0,16 s). O pico de velocidade mínima está situado próximo da parede exterior. Aos 20 mm o perfil da velocidade é sempre positivo e o vórtice desaparece, indicando claramente o fim da recirculação.

Relativamente ao instante t_4 (0,46 s), a velocidade é sempre negativa em toda a secção do escoamento. Ao longo da posição axial, o seu perfil tende a apresentar claramente um valor máximo no centro da conduta, aproximando-se de uma parábola.

A diferença de comportamento das duas artérias resultante de uma distribuição assimétrica de fluxo mostra também que a redução de caudal numa artéria (por motivos patológicos ou de padrão de actividade) tem uma extrema relevância no padrão de circulação do fluido, no desenvolvimento das suas estruturas e, conseqüentemente, na progressão da aterosclerose.

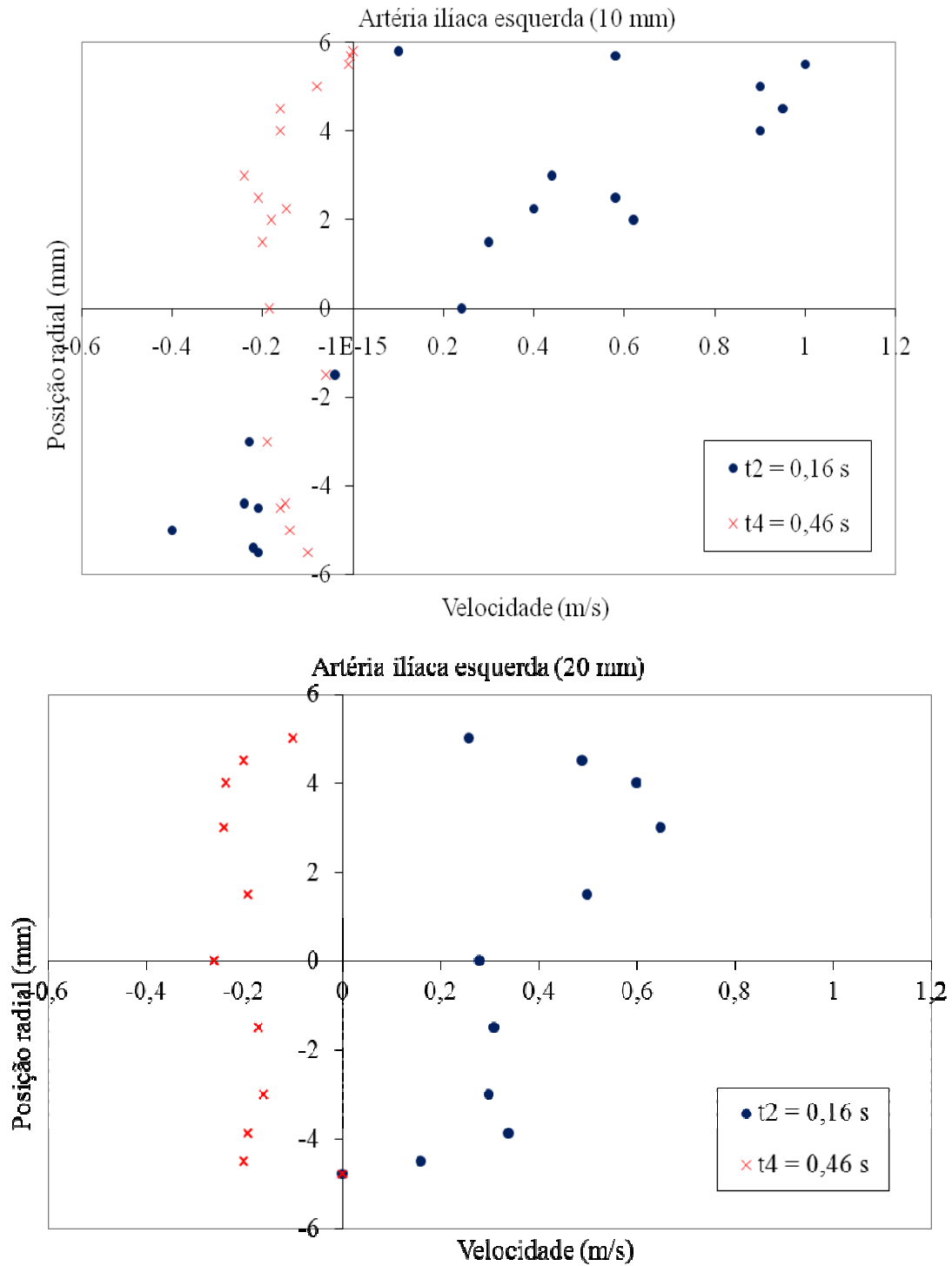


Figura 7.15 - Distribuições de velocidade em duas linhas radiais, no plano médio xy , na artéria ilíaca esquerda nas posições axiais relativas de 10 e 20 mm.

Com base nestes valores, foram calculadas as tensões de corte nas paredes do plano médio xy (paredes exterior e interior), para a artéria ilíaca esquerda (Figura 7.16).

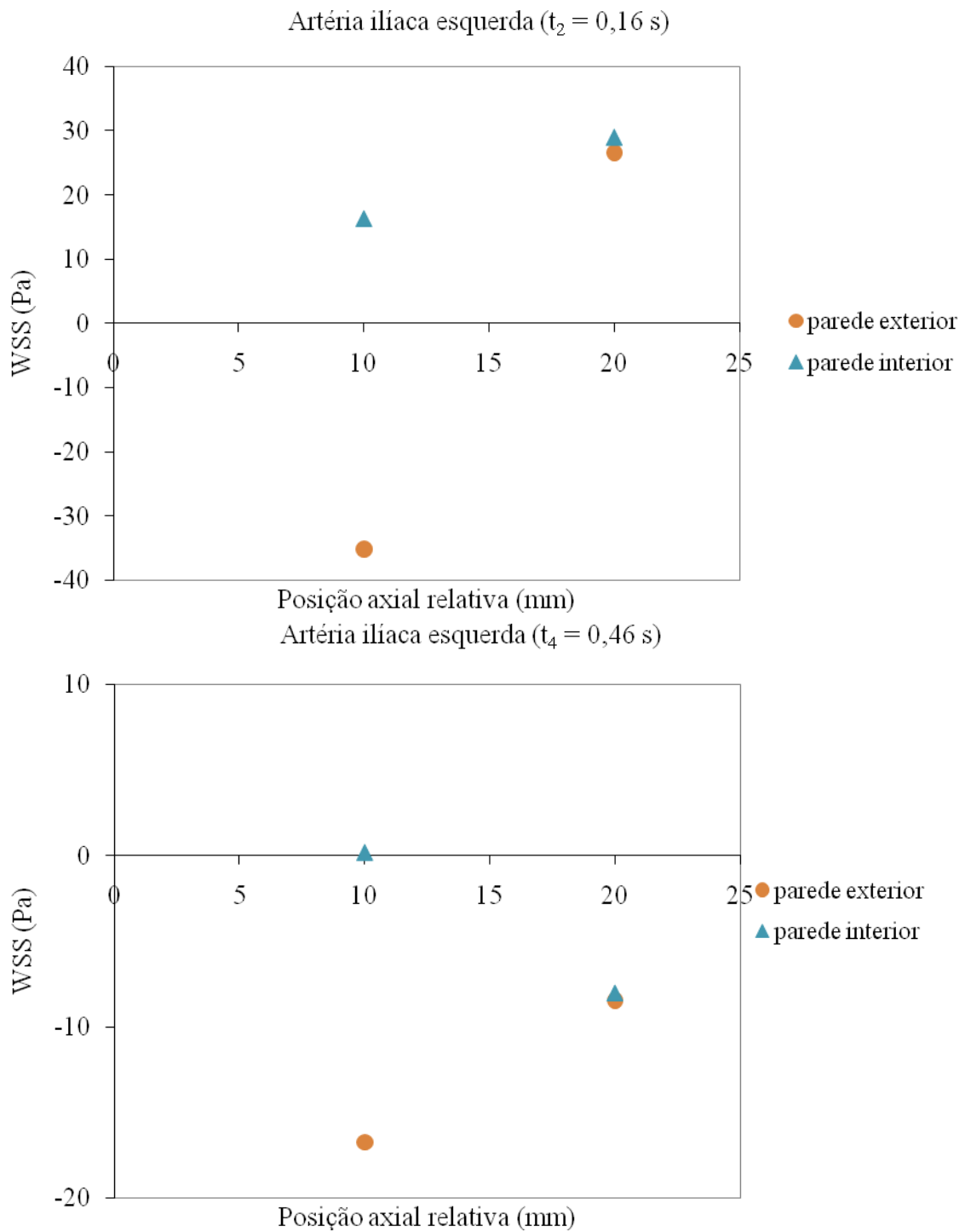


Figura 7.16 – Tensão de corte nas paredes do plano médio xy , da artéria ilíaca esquerda.

Os valores de tensão de corte negativos são indicativos de zonas de fluxo reverso, pelo que a parede exterior possui um vórtice aos 10 mm que desaparece aos 20 mm. Na parede interior o fluxo é sempre positivo com aumento da tensão de corte, o que indicia o alargamento da recirculação na proximidade da bifurcação. Aos 20 mm o fluxo é

reverso nas duas paredes e nas duas posições axiais, sugerindo fluxo reverso estendido a todo o domínio a jusante da bifurcação entr 10 e 20 mm.

A Figura 7.17 apresenta o perfil radial de velocidade em duas posições axiais e em dois instante de tempo distintos do ciclo cardíaco, no plano médio xy , para a artéria ilíaca direita. O eixo positivo da posição radial é relativa à parede interior e o eixo negativo à parede exterior.

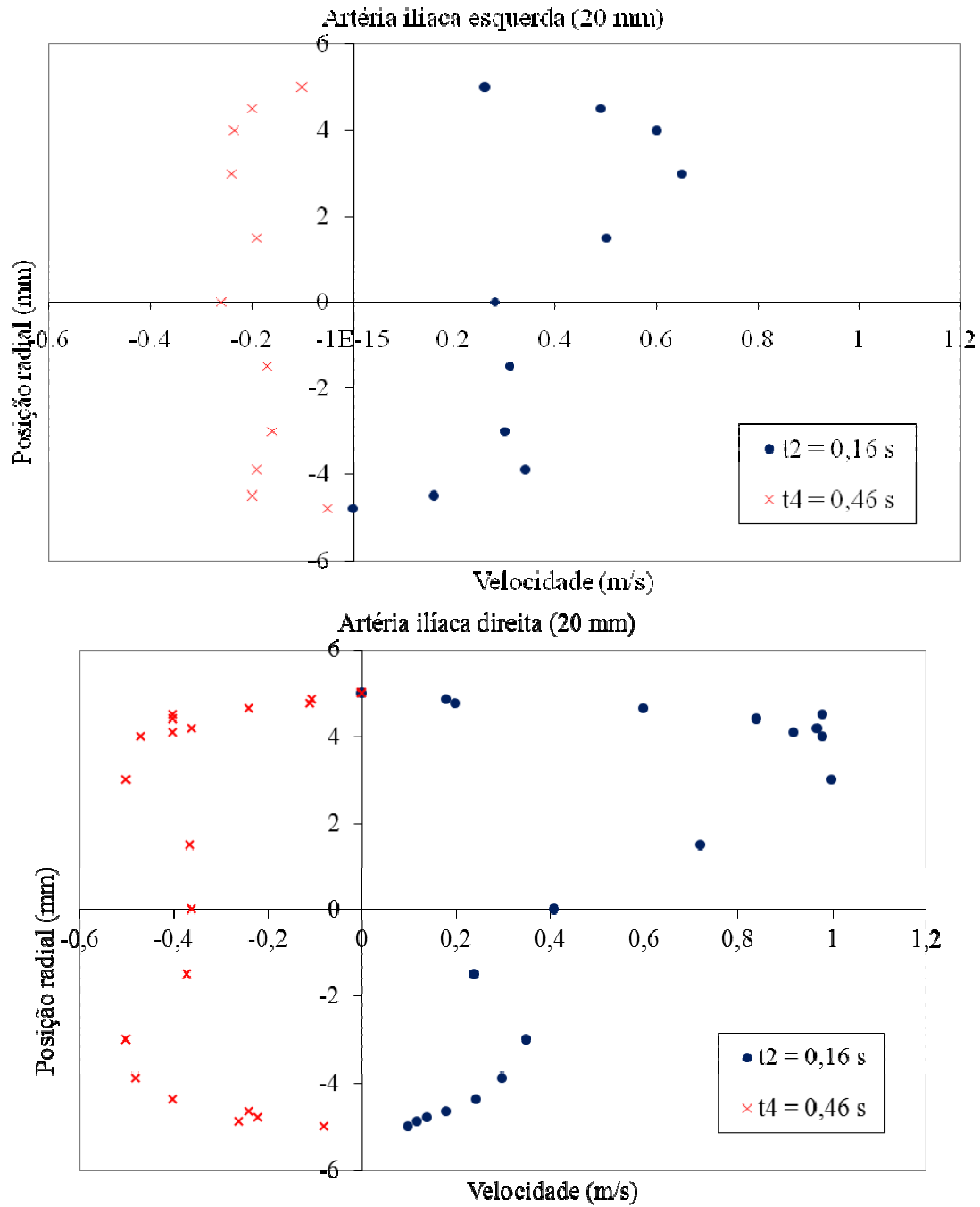


Figura 7.17 - Distribuições de velocidade em duas linhas radiais, no plano médio xy , na artéria ilíaca direita, nas posições axiais relativas de 10 e 20 mm.

À semelhança da artéria ilíaca esquerda, também a artéria direita apresenta um vórtice de recirculação aos 10 mm a jusante da bifurcação. No entanto, neste caso o vórtice de recirculação é mais acentuado e são maiores os gradientes de velocidade próximo das paredes, devido ao maior caudal de saída por esta artéria (Secção 7.1). Tal facto deve-se à deficiente distribuição do caudal de circulação pelas duas artérias que favorece a do lado direito. Com base nestes valores, foram também calculadas as tensões de corte nas paredes exterior e interior do plano médio xy , para a artéria ilíaca direita, sendo apresentados na Figura 7.18.

À semelhança da artéria ilíaca esquerda, o vórtice de recirculação também desaparece aos 20 mm, para esta artéria.

Apesar das assimetrias das artérias, verificou-se a formação de vórtices próximo das paredes exteriores das duas artérias ilíacas. Este comportamento complexo do fluido aumenta a susceptibilidade da parede duma suposta artéria ilíaca real se danificar e criarem-se condições favoráveis à deposição de placa. Apesar de os resultados estarem condicionados por uma distribuição não uniforme do caudal pelas duas artérias, permitem tirar algumas ilações importantes. Claramente mostram que as artérias quando sujeitas a uma irrigação deficiente são mais susceptíveis à criação de condições que permitem o desenvolvimento da arteriosclerose.

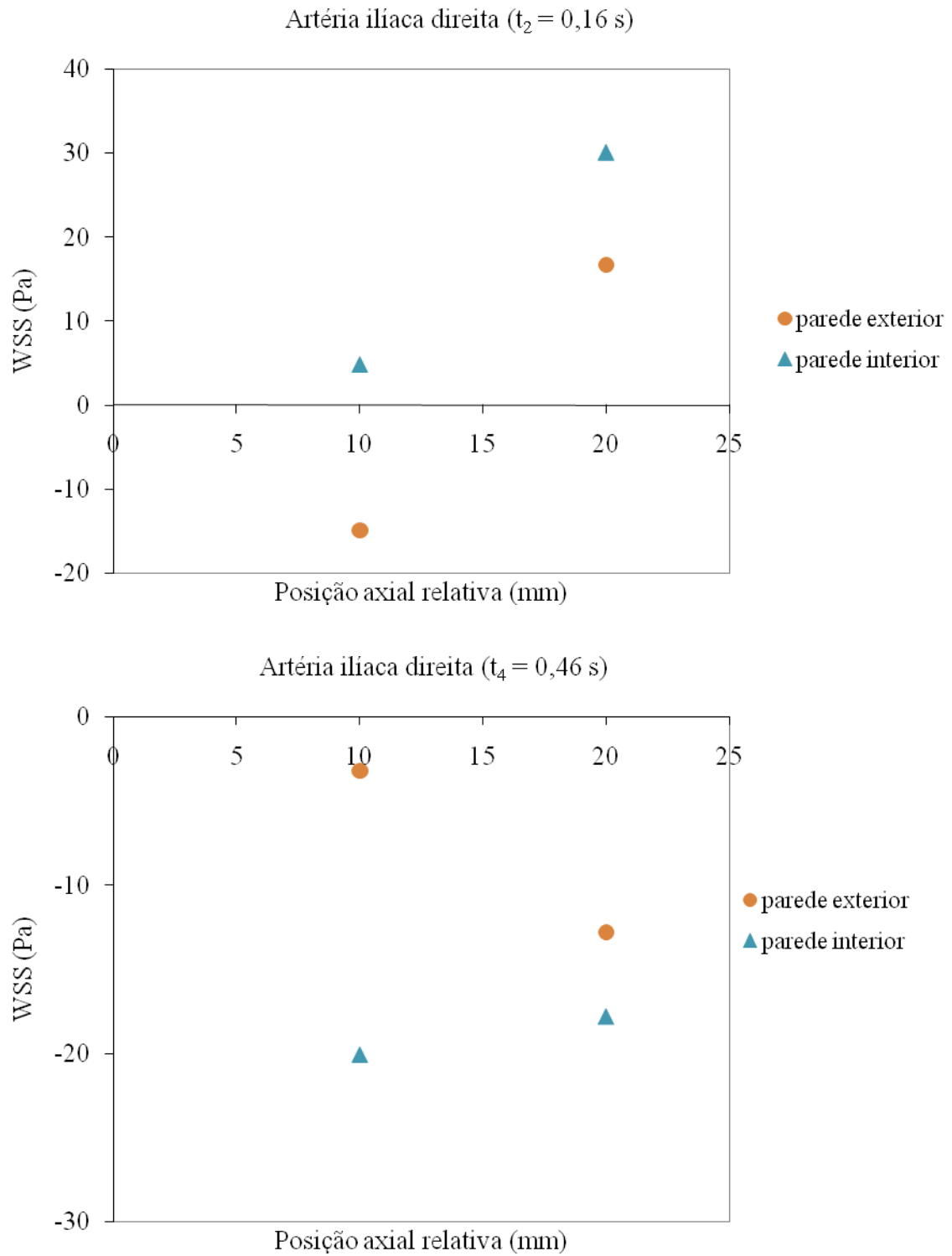


Figura 7.18 – Tensão de corte nas paredes do plano médio xy , da artéria ilíaca direita.

7.4 Validação

O fluxo sanguíneo transiente num modelo simplificado da aorta abdominal bifurcada nas artérias ilíacas foi analisado experimentalmente, mas também numericamente, como apresentado na Secção 6.4.1. Os resultados experimentais são comparados com as simulações numéricas, para validação dos estudos da influência do ciclo cardíaco no fluxo sanguíneo na vizinhança da bifurcação ilíaca. Esta comparação é efectuada em termos de distribuição de velocidades e de tensões de corte nas paredes. Considerou-se importante analisar o instante t_2 , uma vez que representa o pico sistólico e existe um vórtice de recirculação bem definido em cada artéria ilíaca. A Figura 7.19 apresenta o perfil de velocidades ao longo do tempo para um ponto central, imediatamente a montante da bifurcação ($x_2=165$ mm, Figura 3.7).

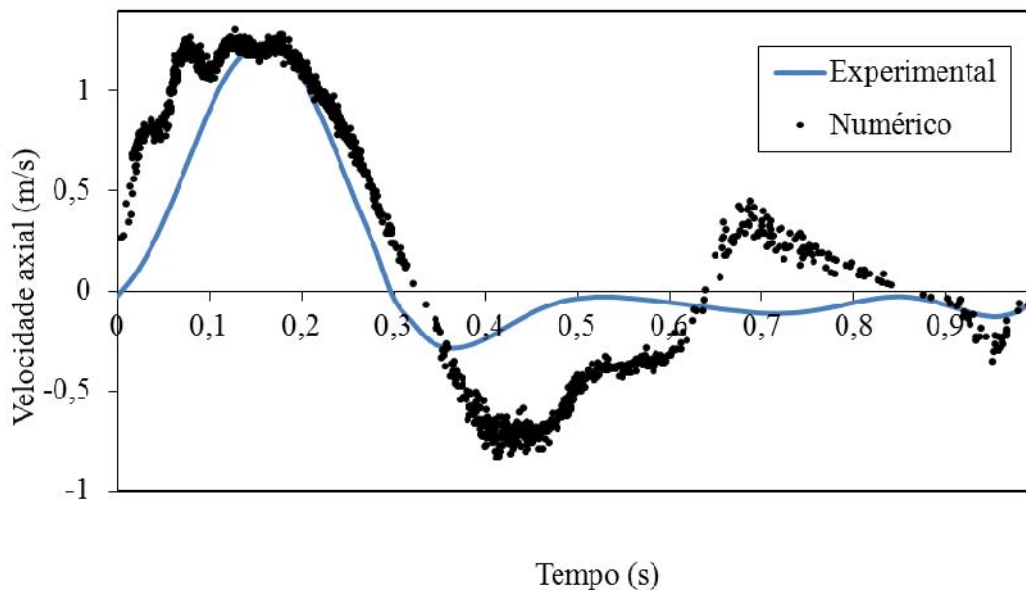


Figura 7.19 – Comparação da velocidade (numérico e experimental), ao longo do ciclo cardíaco, no centro da artéria na posição x_2 .

Enquanto o perfil calculado numericamente segue a evolução prevista para o ciclo cardíaco, os valores experimentais da velocidade no centro da conduta mostram um desfasamento, mais evidente aquando das transições de sentido. Como já discutido anteriormente a flexibilidade das condutas de ligação pode ser o principal factor para

esta discrepância. A Figura 7.20 compara a evolução da velocidade ao longo do eixo da aorta abdominal e das artérias ilíacas, representada para o período de máxima velocidade no ciclo cardíaco. É observada uma boa concordância entre os valores numérico e experimental na região a montante da bifurcação.

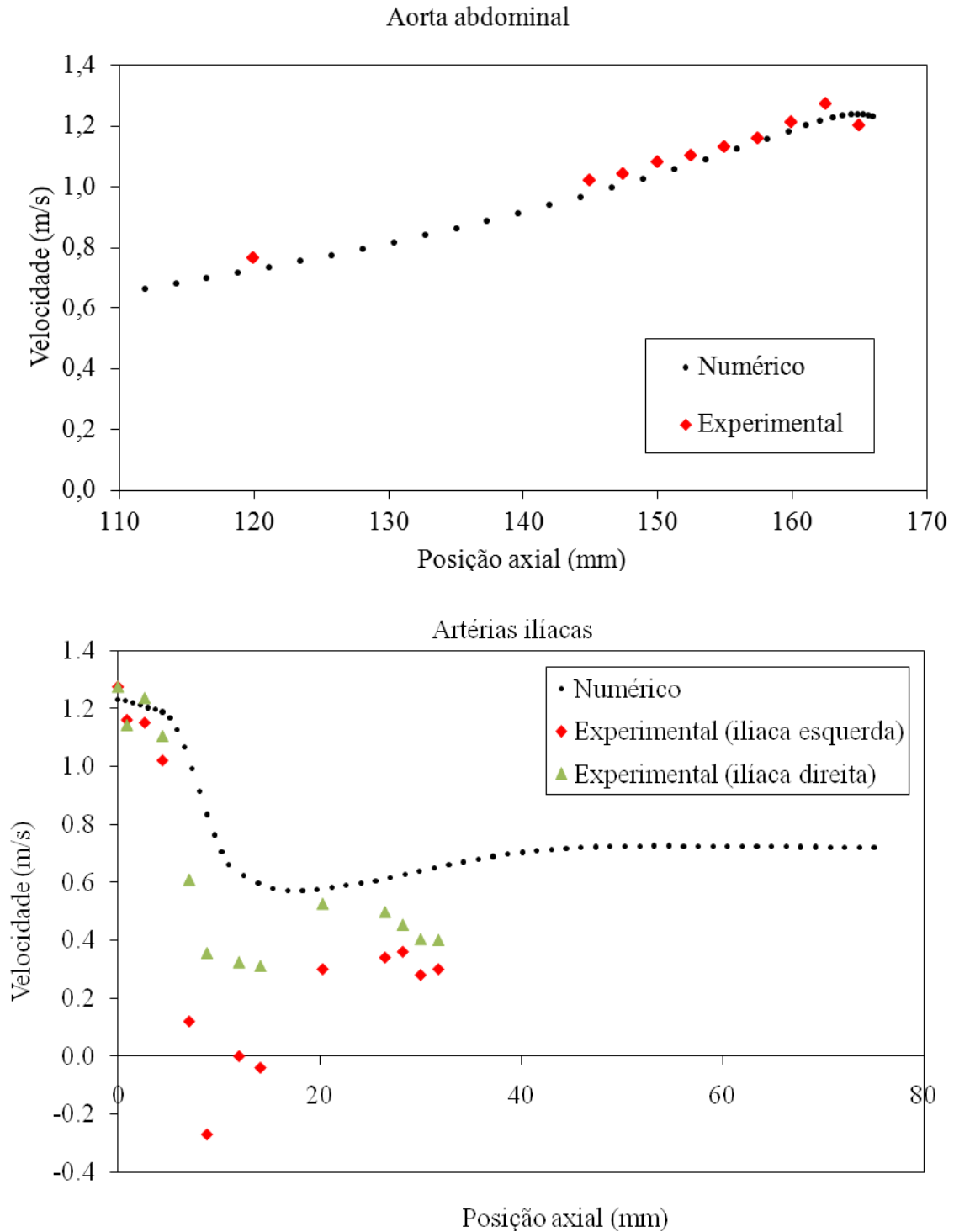


Figura 7.20 – Comparação da distribuição numérica e experimental das velocidades nas linhas centrais da aorta abdominal e das artérias ilíacas.

Contudo, na região a jusante da bifurcação, e já no interior das artérias ilíacas, a comparação já não é tao favorável. As discrepâncias geométricas da instalação em relação ao modelo teórico e a distribuição desequilibrada do escoamento pelas duas artérias serão as principais cuasas paar esta pobre concordância.

A Figura 7.21 apresenta os perfis de velocidades, numérico e experimental, nas linhas radiais x_1 , x_2 , x_3 e x_4 (Figura 3.7). Apesar das deficiências resultantes da distribuição do fluxo pelas duas artérias, as principais características do escoamento são verificadas.

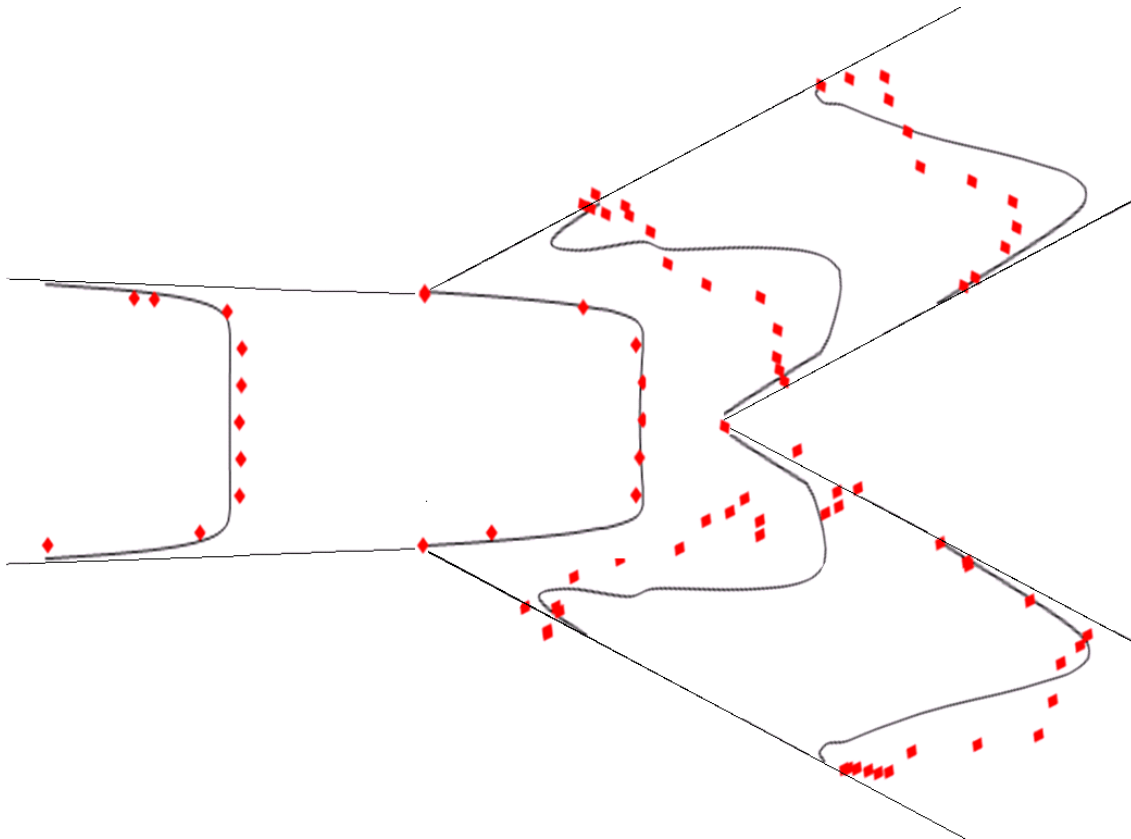


Figura 7.21 – Comparação dos perfis de velocidades, numérico e experimental, em 4 secções na vizinhança da bifurcação ilíaca.

A Figura 7.22 compara os valores das tensões de corte nas paredes do plano médio xy da aorta abdominal e das artérias ilíacas.

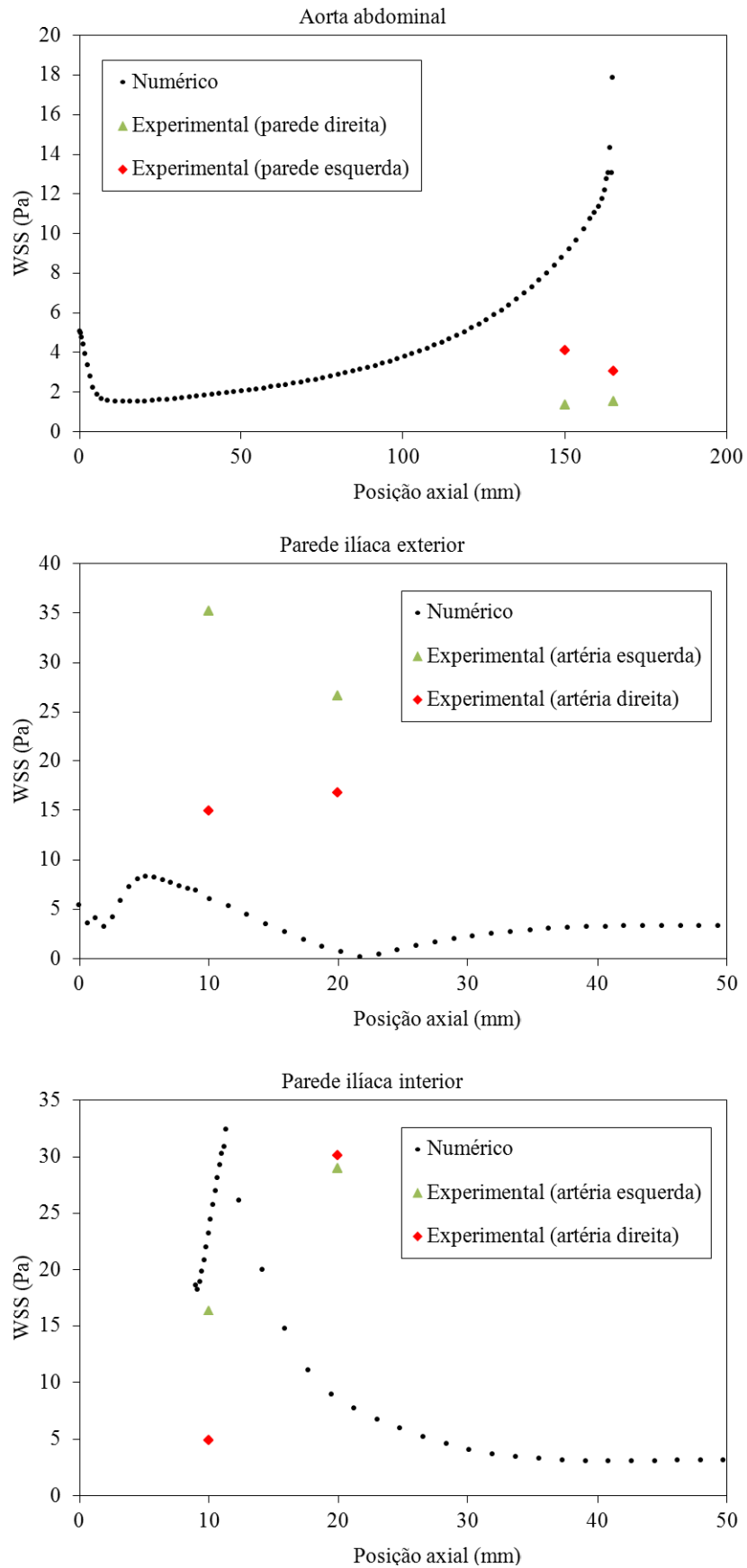


Figura 7.22 - Comparação dos valores numéricos e experimentais das tensões de corte nas paredes do plano médio xy da aorta abdominal e das artérias ilíacas.

Embora as tendências estejam identificadas nos resultados experimentais, os valores absolutos mostram alguma discrepância em relação aos valores numéricos.

CAPÍTULO 8

CONCLUSÕES E PERSPECTIVAS FUTURAS

O trabalho desenvolvido nesta tese permitiu obter algumas conclusões mais importantes e sugestões para o desenvolvimento de trabalhos futuros, que são apresentados neste capítulo.

9.1 Conclusões

Neste trabalho efectuou-se um estudo numérico e experimental da influência do ciclo cardíaco infra-renal no comportamento do fluxo sanguíneo, num modelo tridimensional da vizinhança da bifurcação ilíaca.

A instalação experimental necessária para os ensaios foi projectada e construída de acordo com as exigências inerentes ao projecto. O projecto e construção da instalação foi um processo de estudo dos componentes que melhor duplicassem as condições fisiológicas e anatómicas do fluxo sanguíneo na aorta abdominal infra-renal e a sua bifurcação nas artérias ilíacas. Foi tida especial atenção à duplicação do ciclo cardíaco específico na aorta infra-renal, incluindo a fase de fluxo reverso que lhe é característica. O campo de velocidades foi obtido através da técnica LDA.

A hemodinâmica foi simulada numericamente usando os programas GAMBIT e FLUENT. A geometria e a malha foram criadas no programa GAMBIT. Efectuou-se um estudo cuidadoso do processo de geração de malha de modo a conduzir a resultados precisos e independentes da malha. O FLUENT foi o programa que resolveu as equações de conservação de massa e de *momentum*, que descrevem o comportamento do fluido, para cada volume de controlo da malha criada. Os resultados experimentais e numéricos foram analisados e comparados. Ao longo da tese foram discutidos todos os resultados obtidos. De seguida são apresentadas as principais conclusões retiradas neste estudo da influência do ciclo cardíaco no fluxo sanguíneo na vizinhança da bifurcação ilíaca:

- O ciclo cardíaco infra-renal foi reproduzido através de um sistema mecânico came-seguidor, com uma junta de contacto *form-closed*, em simultâneo com um dispositivo hidráulico para o controlo de fecho que acciona cilindros de duplo efeito. Este mecanismo reproduz as três fases consideradas do ciclo cardíaco infra-renal, com recurso a três electroválvulas de duas vias, que induzem a direcção do fluxo, característico de cada uma das fases. Identificaram-se dois instantes críticos (90° e $238,5^\circ$) no perfil do sulco da came, embora apenas o primeiro promove a separação não desejada entre a came e o seguidor, pois

apresenta um pico de aceleração negativa. Analisando os perfis de velocidade num ponto ao longo do tempo, verifica-se que o perfil de velocidades é suficientemente preciso neste instante (90°).

- A secção de teste foi construída em vidro moldado, tendo-se verificado que a geometria na vizinhança da bifurcação não apresenta uma elevada precisão, originando uma distribuição desequilibrada do fluxo à saída de cada artéria ilíaca, correspondendo velocidades diversas.
- O fluxo foi modelado no FLUENT para 5 malhas computacionais criadas no GAMBIT. Observou-se que as assimetrias das malhas podem provocar fluxos assimétricas pouco realistas. Melhorando a estratégia de criação da malha foi possível reduzir o domínio geométrico através de planos de simetria, diminuindo o esforço computacional. Com a estratégia de criação de malha adoptada, foi melhorada a qualidade dos elementos relativa à distorção da sua geometria. Os refinamentos da malha, nas zonas de maiores gradientes das variáveis, induziram resultados mais precisos. A adequabilidade da malha e independência dos resultados foram observadas para a geometria com apenas um quarto do volume e a malha refinada à entrada, na vizinhança da bifurcação e próximo da parede. Com apenas 13376 elementos hexaédricos e com menor tempo computacional, é garantida uma descrição detalhada e realista do fluxo. A malha obtida apresenta um balanço adequado entre um baixo tempo computacional e uma elevada precisão dos resultados.
- Analisando numérica e experimentalmente a distribuição de velocidades ao longo do tempo, observou-se uma zona de separação de fluxo e recirculação, na vizinhança da bifurcação ilíaca. O vórtice de recirculação desenvolve-se na parede exterior de cada uma das artérias ilíacas, no início da fase de aceleração. Existe nesta zona uma diminuição brusca das tensões de corte na parede, promovendo a deposição de placas e, conseqüentemente, o desenvolvimento da doença aterosclerose. Ao longo do ciclo cardíaco verifica-se que o aparecimento do vórtice é muito favorecido na fase de desaceleração, induzindo elevadas oscilações da tensão de corte na parede. Para fluxos equivalentes em fase de aceleração este fenómeno não é observado. Assim, o perfil do ciclo cardíaco, específico do segmento da árvore arterial, tem uma extrema importância no

desenvolvimento da aterosclerose. Na aorta infra-renal a geometria da bifurcação é complexa e a fase de desaceleração mais acentuada, conduzindo mesmo a fluxo reverso. As oscilações da tensão de corte são especialmente elevadas e, por isso, a aterosclerose é particularmente propícia na vizinhança da bifurcação ilíaca.

- A distribuição desequilibrada do fluxo pelas duas artérias favorece, naquela que observa menor caudal, o aparecimento de recirculação do escoamento durante uma fase mais longa do ciclo cardíaco.
- Os dois modelos, numérico e experimental, apresentam uma elevada correlação a montante da bifurcação ilíaca. As diferenças dos valores da velocidade são inferiores a 5%. A jusante da bifurcação o modelo geométrico não é simétrico pelo que não existe uma boa correlação com o numérico, como era esperado. No entanto, a distribuição de velocidades apresenta um comportamento similar ao numérico, mas com valores de velocidade diferentes.

9.2 Perspectivas futuras

Este trabalho teve um papel importante para uma melhor compreensão da hemodinâmica na bifurcação ilíaca ao longo do ciclo cardíaco infra-renal e dos parâmetros de promovem o desenvolvimento da aterosclerose. No entanto, baseado nos estudos e respectivas conclusões, sugerem-se futuras investigações:

- estudar a influência duma estenose na vizinhança da bifurcação ilíaca;
- investigar o efeito das paredes elásticas na hemodinâmica;

- simular numericamente o efeito dos eritrócitos, através dum modelo de duas fases, para compreensão da interacção entre a hemodinâmica e as partículas;
- melhorar a qualidade dimensional da secção de teste, para uma reprodução *in vitro* mais precisa das condições fisiológicas;
- aumentar a rigidez das tubagens entre o mecanismo came-seguidor e a secção de teste;
- avaliar o comportamento do escoamento em condições de fluxo diverso e que representam diferentes níveis de actividade e outros que sejam indicativos de condições patológicas;
- desenvolver um método, rápido e de simples utilização, de obtenção de imagens TAC das artérias dos pacientes para simulação numérica, de modo a visualizar os locais mais susceptíveis à formação de placa.

ANEXO A

Para a medição da velocidade do fluido, os feixes do LDA atravessam um tubo com uma curvatura que afecta o seu ângulo. De modo a amenizar este efeito da curvatura inseriu-se a secção de teste num recipiente com água. Assim, existe uma múltipla refração dos feixes os feixes laser devido a penetrarem vários meios: ar, água, *perspex* e solução aquosa de glicerina. Os ângulos de cruzamento dos feixes foram corrigidos para as componentes axial e radial, com base nas condições da configuração óptica do LDA (sem correcções), que foi apresentado na Tabela 4.1. A Figura A.1 esquematiza o trajecto do feixe radial pelos diferentes meios.

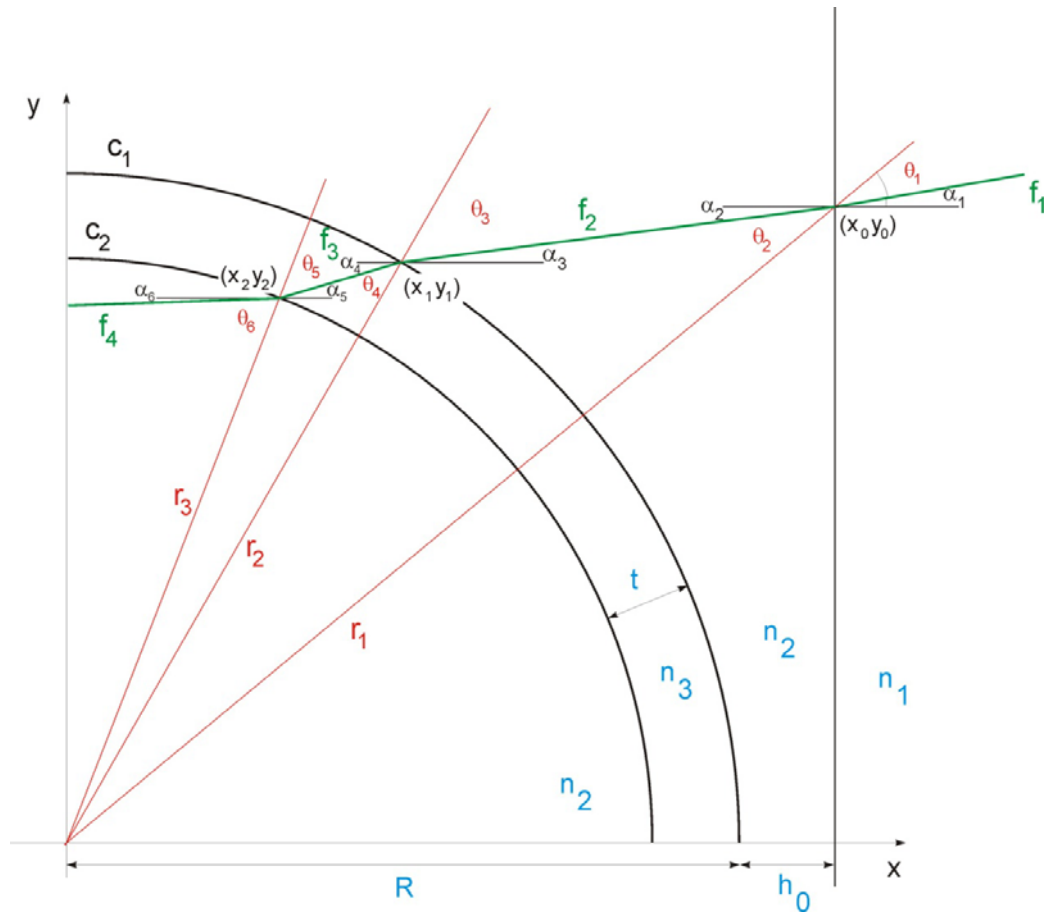


Figura A.1 – Representação esquemática do feixe radial a atravessar os diferentes meios.

Todos os índices de refração, n , são conhecidos e apresentados na Tabela A.2.

Tabela A.2 – Índices de refração de todos os meios que o feixe laser atravessa

Meio	Símbolo	Índice de refração
Ar	n_1	1
Água	n_2	1,333
Perspex (PMMA)	n_3	1,491
Solução aquosa de glicerina	n_4	1,373

Todas as variáveis desconhecidas, presentes na figura, são determinadas.

Em cada ponto de transição de meio são definidos dois ângulos:

α , definido entre o feixe e o eixo dos xx ;

θ , definido entre o feixe e a recta que passa pela origem e pelo ponto, ri ;

ϕ , ângulo da recta que passa pela origem e pelo ponto, ri .

A lei de Snell aplica-se com o ângulo definido pelo feixe e pela normal à superfície.

Para o ponto (x_0, y_0) , esse ângulo é α . Para os restantes, é θ . Pela lei de Snell:

$$\alpha_2 = \text{sen}^{-1} \left(\frac{n_{ar} \cdot \text{sen} \alpha_1}{n_{\text{água}}} \right) \quad (\text{A.1})$$

A origem do sistema de coordenadas coincide com o centro do tubo.

As rectas r_1, r_2, r_3 do tipo $y = a_{(ri)}x$ (passam pela origem), de acordo com a fórmula:

$$a_{(r1)} = \frac{y_0}{x_0}; \quad a_{(r2)} = \frac{y_1}{x_1}; \quad a_{(r3)} = \frac{y_2}{x_2} \quad (\text{A.2})$$

O ponto (x_0, y_0) define-se pela intersecção do feixe f_l com a linha de água.

$$\phi_1 = \text{tg}^{-1} a_{(r1)}$$

$$\theta_2 = \phi_1 - \alpha_1$$

$$\alpha_3 = \alpha_2$$

Para as rectas f_i (trajetória dos feixes), da forma $y = a_{(fi)}x + b_{(fi)}$, os coeficientes definem-se do seguinte modo:

$$a_{(f1)} = \tan \alpha_i, \text{ válida para } i, \text{ ímpar.}$$

Para a determinação de $b_{(fi)}$ obriga-se a recta a passar pelo ponto (x_i, y_i) , pelo que se tem:

$$b_{(f1)} = y_i - a_{(fi)}x_i \quad (\text{A.3})$$

Para o declive das rectas f_i (i, par), aplica-se a lei de Snell, uma vez sabido o declive da recta par adjacente à descontinuidade:

$$\alpha_{i+1} = \sin^{-1} \left[\sin \alpha_i \frac{n_i}{n_{i+1}} \right] \quad (\text{A.4})$$

Os pontos (x_1, y_1) ; (x_2, y_2) resultam da intersecção dos feixes com as circunferências exterior e interior do tubo. Para uma circunferência dada por $x^2 + y^2 = R^2$, o ponto obedece:

$$\begin{cases} y = a_{(fi)}x + b_{(fi)} \\ x^2 + y^2 = R^2 \end{cases} \quad (\text{A.5})$$

$$(a_{(fi)}^2 + 1)x^2 + 2a_{(fi)}b_{(fi)}x + (b_{(fi)}^2 - R^2) = 0 \quad (\text{A.6})$$

Aplicando a fórmula resolvente para equações do 2º grau, selecciona-se a raiz positiva:

$$x_1 = \frac{-(2a_{(r1)}b_{(r1)}) + \sqrt{(2a_{(r1)}b_{(r1)})^2 - 4(a_{(r1)} + 1)(b_{(r1)} - R^2)}}{2(a_{(r1)} + 1)} \quad (\text{A.7})$$

$$y_1 = a_{(r1)}x + b_{(r1)} \quad (\text{A.8})$$

$$\phi_2 = \text{tg}^{-1} a_{(r2)} \quad (\text{A.9})$$

$$\theta_3 = \phi_2 - \alpha_2 \quad (\text{A.10})$$

$$x_2 = \frac{-(2a_{(r2)}b_{(r2)}) + \sqrt{(2a_{(r2)}b_{(r2)})^2 - 4(a_{(r2)} + 1)(b_{(r2)} - R^2)}}{2(a_{(r2)} + 1)} \quad (\text{A.11})$$

$$y_2 = a_{(r_2)}x + b_{(r_2)} \quad (\text{A.12})$$

$$\phi_3 = \text{tg}^{-1} a_{(r_2)} \quad (\text{A.13})$$

$$\theta_4 = \phi_3 - \alpha_3 \quad (\text{A.14})$$

Este procedimento foi implementado numa folha EXCEL para permitir o cálculo do ângulo efectivo de cruzamento dos feixes e a localização do volume de controlo.

ANEXO B

Antes de se efectuarem as medições da velocidade de escoamento da solução aquosa de glicerina no modelo da bifurcação ilíaca, procedeu-se à validação da técnica LDA. Assim, analisaram-se os valores da velocidade para escoamento de água turbulento ($Re=4840$) numa linha radial vertical no final dum tubo cilíndrico de 2 m de comprimento e 22 mm de diâmetro interno. Estes resultados foram comparados com o perfil obtido na simulação numérica com recurso ao programa FLUENT. No GAMBIT foi desenhada uma geometria axissimétrica, representativa do modelo experimental, e criada uma malha, com os mesmos refinamentos efectuados à entrada da Malha 5. A

Figura B.1 apresenta uma vista pormenorizada da geometria e a malha à entrada do tubo cilíndrico de 2 m de comprimento e 22 mm de diâmetro interno.

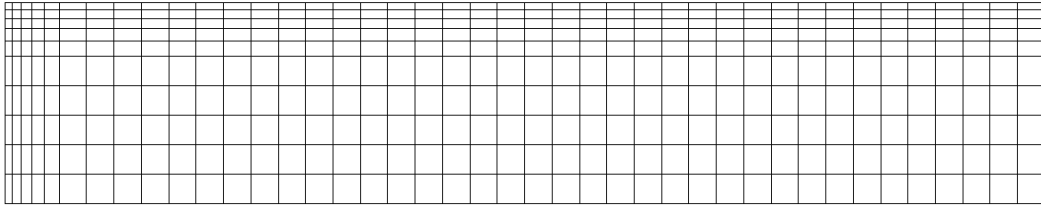


Figura B.1 – Pormenor da geometria axissimétrica e malha criadas, para o tubo cilíndrico.

Foi simulado o fluxo de água em regime estacionário, com uma velocidade uniforme de 0,22 m/s. Usou-se o modelo de $k-\varepsilon$ com tratamento melhorado nas paredes, uma vez que o escoamento é turbulento.

A Figura B.2 apresenta a comparação dos perfis experimental e numérico da velocidade axial para fluxo turbulento.

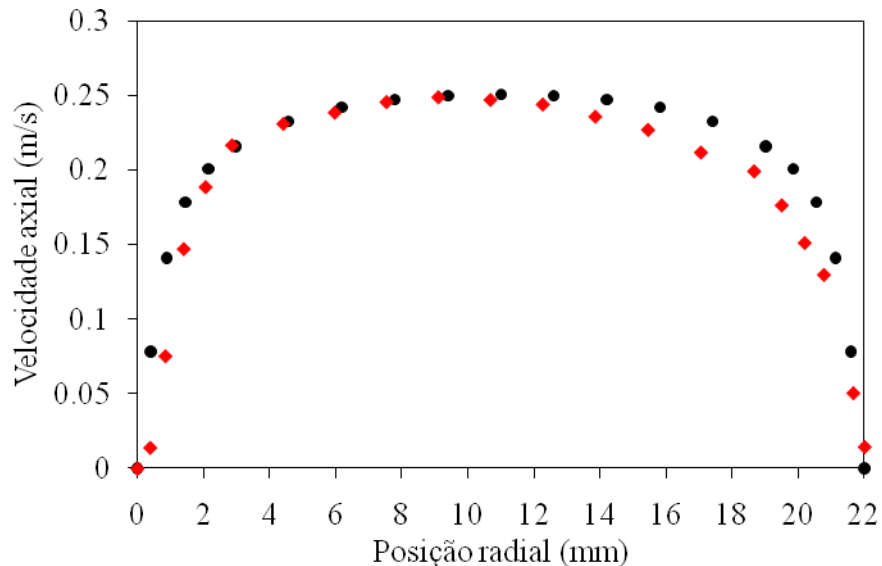


Figura B.2 - Comparação dos perfis experimental e numérico da velocidade axial para escoamento turbulento.

Da análise da Figura B.2 verifica-se que os perfis de velocidade são similares, em particular na metade superior da tubagem. As diferenças na parte inferior do cilindro devem-se à atenuação do sinal Doppler fruto da presença de uma maior quantidade de líquido entre o volume de controlo e a lente. Daqui resulta uma redução da taxa de validação de medições de partículas inferior o que conduz a amostras estatisticamente menos representativas.

BIBLIOGRAFIA

Abraham, F. (2005) *Shape optimization in steady blood flow: A numerical study of non-Newtonian effects*. Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering, Vol. 8, pp. 127-137.

Artoli, A.M., Hoekstra, A.G. e Slood, P.M.A. (2006) *Mesoscopic simulations of Systolic Flow in the Human Abdominal Aorta*. Journal of Biomechanics, Vol. 39, pp. 873-884.

Avolio, A.P. (1980) *Multi-branched model of the human arterial system*. Medical & Biological Engineering & Computing. Vol. 18, pp. 709-718.

Badcock, K.J., Richards, B.E. e Woodgate, M.A. (2000) *Elements of computational fluid dynamics on block structured grids using implicit solvers*. Progress in Aerospace Sciences, Vol. 36, pp. 351-392.

Berthier, B., Bouzerar, R. e Legallais, C. (2002) *Blood flow patterns in an anatomically realistic coronary vessel: influence of three different reconstruction methods*. Journal of Biomechanics, Vol. 35, pp. 1347-1356

Bertolotti, C., Deplano, V., Fuseri, J. e Dupouy, P. (2001) *Numerical and experimental models of post-operative realistic flows in stenosed coronary bypasses*. Journal of Biomechanics, Vol. 34, pp. 1049-1064.

Boron, W. e Boulpaep, L. (2003) *Medical Physiology*. Saunders Company.

Botnar, R., Rappitsch, G., Scheidegger, M.B., Liepsch, D., Perktold, K. e Boesiger, P. (2000) *Hemodynamics in the carotid artery bifurcation: a comparison between numerical simulations and in vitro MRI measurements*. Journal of Biomechanics, Vol. 33, pp. 137-144.

Caro, C.G., Fitzgerald, J.M. e Schroter, R.C. (1971) *Atheroma and wall shear: observation, correlation and proposal of a shear dependent mass transfer mechanism of atherogenesis*. Proceedings of the Royal Society, London, Vol. 177, pp. 109-159.

Chakravarty, S. e Mandal, P.H. (1996) *A nonlinear two-dimensional model of blood flow in an overlapping arterial stenosis subjected to body acceleration*. Mathematical and Computer Modeling, Vol. 24, pp. 43-58.

Chen, J. e Lu, X. (2006) *Numerical investigation of the non-Newtonian pulsatile blood flow in a bifurcation model with a non-planar branch*. Journal of Biomechanics, Vol. 39, pp. 818-832.

Cotran, R.S., Kumar, V. e Collins, T. (1999) *Pathologic Basis of Disease*. Sixth edition, W.B. Saunders Company.

Durst, J.; Melling, A. e Whitelaw, J.H. (1981) *Principles and Practice of Laser Doppler Anemometry*. Academic Press, London.

Ferziger, J.H. e Perić, M. (2002) *Computational Methods for Fluid Dynamics*. Springer-Verlag, Germany.

Fletcher, C.A.J. (1985) *Computational Techniques for Fluid Dynamics – Volume I – fundamental and General Techniques*. Springer-Verlag.

FLUENT 6.3 User's Guide, Fluent Inc. (2006).

Fragomeni, G., Danieli, G. e Mundo, D. (2006) *Mechanism Able to Reproduce the Volumetric Behaviour of a Human Ventricle in Physiological Conditions*. Proceedings of EuCoMes, Austria, February, pp. 21-26.

Friedman, M.H. (1983) *Geometric risk factors for arteriosclerosis*. Arteriosclerosis. Vol. 4, pp. 85-94.

Ge, L., Jones, S.C., Sotiropoulos, F., Healy, T.M. e Yoganathan, A.P. (2003) *Numerical Simulation of Flow in Mechanical Heart Valves: Grid Resolution and the Assumption of Flow Symmetry*. Journal of Biomechanical Engineering, Vol. 125, pp. 709-719.

Gijsen, F.J.H., Vosse F.N. e Janssen J.D. (1999) *The influence of the non-Newtonian properties of blood on the flow in large arteries: steady flow in a carotid bifurcation model*. Journal of Biomechanics, Vol. 32, pp. 601-608.

Goldstein, R.J. (1983) *Fluid Mechanics Measurements*, Hemisphere Publishing Corporation, Washington DC.

Guyton, A. e Hall, J. (2006) *Textbook of Medical Physiology*. Elsevier Inc., Pennsylvania.

He, X. e Ku, D.N. (1996) *Pulsatile flow in the human left coronary artery bifurcation: average conditions*. Journal of Biomechanical Engineering, Vol. 118, pp. 74–82.

Hinze, J.O. (1975) *Turbulence*, McGraw Hill, 2nd Edition

Hurst, J.W., Anderson, R.H., Becker, A.E. e Wilcox, B.R. (1988) *Atlas of the heart*. Grower Medical Publishing.

Johnston, B.M., Johnston, P.R., Corney S. e Kilpatrick, D. (2004) *Non-Newtonian blood flow in human right coronary arteries: steady state simulations*. Journal of Biomechanics, Vol. 37, pp. 709-720.

Ku, D.N. (1997) *Blood flow in arteries*. Annual Review of Fluid Mechanics, Vol. 29, pp. 399-434.

Ku, D.N. e Giddens, D.P. (1987) *Laser Doppler anemometer measurements of pulsatile flow in a model carotid bifurcation*. Journal of Biomechanical Engineering, Vol. 20, pp. 407-21.

Ku, D.N., Phillips, D.J., Giddens, D.P. e Strandness, D.E. (1985) *Hemodynamics of the normal human carotid bifurcation: in vitro and in vivo studies*. Ultrasound in Medicine & Biology, Vol. 11, pp. 13–26.

Laufer, J. (1954) *The Structure of Turbulent Flow in Fully Developed Pipe Flow*. NACA report 1174

Lee, D. e Chen, J.Y. (2000) *Numerical simulation of flow fields in a tube with two branches*. Journal of Biomechanics, Vol. 33, pp. 1305-1312.

Lee, D. e Chen, J.Y. (2002) *Numerical simulation of steady flow fields in a model of abdominal aorta with its peripheral branches*. Journal of Biomechanics, Vol. 35, pp. 1115-1122.

Lee, D. e Chen, J.Y. (2003) *Pulsatile Flow Fields in a Model of Abdominal Aorta with its Peripheral Branches*. Biomedical Engineering Applications Basis Communications, Vol. 15, pp. 170-178.

Lee, S.L. e Borner, T. (1987) *Fluid Flow Structure in a Dilute Turbulent Two-Phase Suspension Flow in a Vertical Pipe*. International Journal of Multiphase Flow, Vol. 13, pp. 233-246.

Lee, S.L. e Durst, F. (1979) *On the Motion of Particles in Turbulent Flows*. State University of New York.

Liepsch, D. (2002) *An introduction to biofluid mechanics-basic models and applications*. Journal of Biomechanics, Vol. 35, pp. 415-435.

Liu, Y., Pekkan, K., Jones, S.C., e Yoganathan, A.P. (2004) *The effects of different mesh generation methods on computational fluid dynamic analysis and power loss assessment in total cavopulmonary connection*. Journal of Biomechanical Engineering, Vol. 126, pp. 594-603.

Logana K., Balossino R. e Migliavacca F. (2005) *Multiscale modeling of the cardiovascular system: application to the study of pulmonary and coronary perfusion in the univentricular circulation*. Journal of Biomechanics, Vol. 38, pp. 1129-1141.

Maier; S.E., Meier, D., Boesiger, P., Moser, U.T. e Vieli, A. (1989) *Human abdominal aorta: comparative measurements of blood flow with MR imaging and multigrad Doppler* US. Radiology, Vol. 171, pp. 487-492.

Malek, A.M., Alper, S.L.A. e Izumo, S. (1999) *Hemodynamic Shear Stress and its Role in Atherosclerosis*. Journal of American Medical Association, Vol. 282, pp. 2035-2042.

Matos, H.M. e Oliveira, P.J. (2008) *Escoamento Newtoniano e Não-Newtoniano Inelástico num T Bidimensional: Variação da Inércia e da Razão de Caudais*. II Conferencia Nacional de Métodos Numéricos em Mecânica de Fluidos e Termodinâmica '08, Ed. V.A.F., Aveiro, Portugal.

McDonald, D.A. (1974) *Blood Flow in Arteries*, Camelot Press.

Melling, A. (1975) *Investigation of Flows in Non-Circular Ducts and other Configurations by Laser Doppler Anemometer*. PhD Thesis, University of London.

Moore J.E. Jr , Ku D.N., Zarins C.K. e Glagov S. (1992) *Pulsatile flow visualization in the abdominal aorta under differing physiologic conditions: implications for increased susceptibility to atherosclerosis*. Journal of Biomechanical Engineering, Vol. 114, pp. 391-97.

Moore, J.E. Jr., Maier, S., E., Ku, D. N. e Boesiger, P. (1994) *Hemodynamics in the Abdominal Aorta: a Comparison of in vitro and in vivo Measurements*. Journal of Applied Physiology, Vol. 76, pp. 1520-1527.

Myers, J.G., Moore, J.A., Ojha, M., Johnston, K.W. e Ethier, C.R. (2001) *Factors influencing blood flow patterns in the human right coronary artery*. Annals of Biomedical Engineering, Vol. 29, pp. 109-120.

Oshinski, J.N., Ku, D.N., Mukundan, S.Jr, Loth, F. e Pettigrew, R.I. (1995) *Determination of wall shear stress in the aorta with the use of MR phase velocity mapping*. Journal of Magnetic Resonance Imaging, Vol. 5, pp. 640 -647.

Oyre, S., Pedersen, E.M., Ringgaard, S., Boesiger, P. e Paaske, W.P. (1997) *In vivo wall shear stress measured by magnetic resonance velocity mapping in the normal human abdominal aorta*. European Journal of Vascular and Endovascular Surgery, Vol. 13, pp. 263 -271.

Pederson, E.M., Kozerke, S., Ringgaard, S., Scheidegger, M.B. e Boesiger, P. (1999) *Quantitative Abdominal Aortic Flow Measurements at Controlled Levels of Ergometer Exercise*. Journal of Magnetic Resonance Imaging, Vol. 17, pp. 489-494.

Perktold, K. e Rappitsch, G. (1995) *Computer simulation of local blood flow and vessel mechanics in a compliant carotid artery bifurcation model*. Journal of Biomechanics, Vol. 28, pp. 845-856.

Perktold, K., Resch, M. e Florian, H. (1991) *Pulsatile non-Newtonian flow characteristics in a three-dimensional human carotid bifurcation model*. Journal of Biomechanical Engineering, Vol. 13, pp. 464-475.

Pieritz, R.A., Mendes, R, Silva, R.F.A.F. e Maliska, C.R (2004) *CFD Studio: an educational software package for CFD analysis and design*. Computer Applications in Engineering Education, Vol. 12, pp. 20-30.

Pinho, F.T. (1999) *The advantage of double-gap cylinders to minimise the uncertainty of viscosity measurements*. Departamento Engenharia Mecânica e Gestão Industrial, FEUP, Porto.

Prakash, S. e Ethier, C.R. (2001) *Requirements for Mesh Resolution in 3D Computational Hemodynamics*. Journal of Biomechanical Engineering, Vol. 123, pp. 134-144.

Schneck, D.J. e Bronzino, J.D. (2003) *Biomechanics : Principles and Applications*. CRC Press.

Schneiderman, N., Weiss, S.M. e Kaufmann, P.G. (1989) *Handbook of Research Methods in Cardiovascular Medicine*. Plenum Press, pp. 23-24.

Shaaban, A.M. e Duerinckx, A.J. (2000) *Wall shear stress and early atherosclerosis: a review*. American Journal of Roentgenology, Vol. 174, pp. 1657-1665

Shipkowitz, T., Rodgers, V.G.J., Frazin, L.J. e Chandran (1998) *Numerical study on the effect of steady axial flow development in the human aorta on local shear stresses in abdominal aortic branches*. Journal of Biomechanics, Vol. 31, pp.995-1007.

Soulis, J.V., Farmakis, T.M., Giannoglou, G.D. e Louridas, G.E. (2006) *Wall shear stress in normal left coronary artery tree*. Journal of Biomechanics, Vol. 39, pp. 742-749.

Spiros, G., Frangos, Gahtan, V. e Sumpio, B. (1999) *Localization of Atherosclerosis, Role of Hemodynamics*. Archives of Surgery, Vol. 134, pp. 1142-1149.

Steinman, D., Frayne, R., Zhang, X., Rutt, B. e Ethier, C. (1996) *MR measurement and numerical simulation of steady flow in an end-to-side anastomosis model*. Journal of Biomechanics, Vol. 29, pp. 537-542.

Taylor, C.A., Cheng, C., Espinosa, L., Tang, B., Parker, D. e Herfkens, R. (2002) *In vivo Quantification of Blood Flow and Wall Shear Stress in the Human Abdominal Aorta during Lower Limb Exercise*. Annals of Biomedical Engineering, Vol. 30, pp. 402-408.

Taylor, C.A. e Draney, M. (2004) *Experimental and Computational Methods in Cardiovascular and Fluid Mechanics*. Annual Review of Fluid Mechanics, Vol. 36, pp. 197-231.

Taylor, C.A., Hughes, T.J.R. e Zarins, C.K. (1998) *Finite element modelling of blood flow in arteries*. Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering, Vol. 158, pp. 155-196.

Tchen, C.M. (1947) *Mean Value and Correlation Problems Connected with the Motion of Small Particles Suspended in a Turbulent Field*. PhD Thesis, Universidade de Delft, Holanda.

Thakker, T. e Hourigan, F. (2005) *A comparison of two meshing schemes for CFD analysis of the impulse turbine for wave energy applications*. Renewable Energy, Vol. 30, pp. 1401-1410.

Versteeg, H.K. e Malalasekera, W. (1998) *An Introduction to Computational Fluid Dynamics*. Longman, England.

Vimmr, J. e Jonášová A. (2009) *Mathematics and Computers in Simulation in Press*.

Womersley, J.R. (1955) *Velocity profiles of oscillating arterial flow with some calculations of viscous drag and the Reynolds number*. Journal of Physiology, Vol. 128, pp. 629-640.

Wootton, D. e Ku, D. (1999) *Fluid mechanics of vascular systems, diseases and thrombosis*. Annual Review of Biomedical Engineering, Vol. 1, pp 299-329.

Yakhot, A., Grinberg, L. e Nikitin, N. (2005) *Modeling rough stenosis by an immersed-boundary method*. Journal of Biomechanics, Vol. 38, pp. 1115-1127.

Yanta, W.J. e Smith, R.A. (1973) *Measurements of Turbulence-Transport Properties with a Laser Doppler Velocimeter*, American Institute of Aeronautics and Astronautics paper No 73-169, 11th Aer. Sc. Meeting, 9 pp.

Yarmush, M.L., Toner, M., Plonsey, R. e Bronzino, J.D. (2003) *Biotechnology for Biomedical Engineers*. CRC Press 1.10.

Young, T. (1809) *On the function of the heart and arteries: The croonian lecture*. Philosophical Transactions of the Royal Society, Vol. 99, pp. 1-31.

Zaman, A.G., Helft, G., Worthley, S.G. e Badimon, J.J. (2000) *The role of plaque rupture and thrombosis in coronary artery disease*. Atherosclerosis, Vol. 149, pp. 251-266.

Zhu, Z.Q., Wang, P., Tuo, S.F. e Liu, Z. (2004) *A structured/unstructured grid generation method and its application*. Acta Mecânica, Vol. 167, pp. 197-211.

Zipes, P.D., Libby, P., Bonow, e Braunwald, E. (2005) *Braunwald's heart disease: a textbook of cardiovascular medicine*. Elsevier Saunders, 7th Edition.