

Estudo preliminar da hemodinâmica em modelos simplificados de aneurismas saculares

Bruno Miguel Correia Azevedo

Dissertação do MIEM

Orientador na FEUP: Engenheiro Fernando Pinho

Co-Orientador na FEUP: Engenheira Mónica Oliveira



FEUP

**Faculdade de Engenharia da Universidade do
Porto**

Mestrado Integrado em Engenharia Mecânica

Julho de 2010

Agradecimentos

Eu quero agradecer as seguintes pessoas por suas contribuições e discussões. Engenheiro Fernando Pinho e Engenheira Mónica Oliveira. Eu também quero agradecer especialmente à minha família pela paciência e apoio, bem como a Filipa Alexandra Sousa Marinho.

Índice

Nomenclatura	v
Lista de tabelas	ix
Lista de figuras	xi
Abstract	xvii
Resumo	xix
1 Introdução	1
1.1 Sistema sanguíneo cerebral	1
1.2 Reologia do sangue	4
1.3 Aneurisma	5
1.4 Técnicas de estudo de aneurismas	6
1.5 Tipos de aneurismas	9
2 Método numérico e equações governativas	13
2.1 Método numérico	13
2.2 Equações do escoamento	13
3 Validação	15
3.1 Escoamento bidimensional entre placas paralelas	15
3.2 Validação numa conduta 3D	23
3.3 Conclusão	26
4 Geometrias	27
4.1 Malhas computacionais e condições fronteiras	28
4.2 Casos de estudo	30
4.3 Malhas computacionais	33
4.3.1 Geometrias 2D	33
4.3.2 Geometria 3D	37
5 Resultados e Discussão	39
5.1 Aneurisma localizado na parede de uma conduta 2D	39
5.2 Aneurisma localizado numa bifurcação simétrica	46
5.3 Aneurisma localizado numa bifurcação assimétrica	54

5.4	Aneurisma numa conduta bidimensional em regime pulsado	69
5.5	Aneurisma localizado numa bifurcação em regime pulsado.....	75
5.6	Aneurisma num vaso sanguíneo tridimensional.....	80
5.7	Aneurisma localizado numa bifurcação simétrica tridimensional	86
6	Conclusão	93
7	Bibliografia e Referências	95
A.	Apêndice A: Modelo matemático da elipse	97
B.	Apêndice B: Metodologia de construção das malhas computacionais	99
	Geometrias 2D:.....	99
	Geometria 3D	102
C.	Apêndice C: Resultados	103
	Aneurismas A1.1 A1.3	103
	Aneurismas localizados numa bifurcação assimétrica	106
	Aneurisma localizado numa bifurcação assimétrica com inclinação	114
D.	Apêndice D - Programa para geral perfil de velocidade variável no tempo 119	
E.	Apêndice E – Resultados periódicos.....	121

Nomenclatura

a	Eixo maior	mm
b	Eixo menor	mm
c	Distancia do centro ao foco da elipse	mm
d_a	Diâmetro da artéria	mm
D_h	Diâmetro hidráulico	m
d_m	Diâmetro de entrada do aneurisma	mm
E_c	Energia cinética	J
e	Distancia entre focos da elipse	mm
f	Factor de atrito	
f_{anal}	Factor de atrito analítico	
$f_{num,\Delta p}$	Factor de atrito numérico calculado através de Δp	
$f_{num,\tau}$	Factor de atrito numérico calculado através de τ	
H	Metade da distância entre placas	m
h	Altura do aneurisma	mm
L_{des}	Comprimento de desenvolvimento	m
L/d	Comprimento em ordem do diâmetro	
p	Pressão	P
P_{max}	Pressão máxima	P
Q	Caudal	l/s
Q_1	Caudal 1	l/s
Q_2	Caudal 2	l/s
r	Posição radial	m
R	Raio da conduta	m
Re	Numero de Reynolds	
Re_h	Numero de Reynolds hidráulico	
t	Tempo	s
T	Periodo de um ciclo completo da velocidade	s
u	Vector de velocidade	m/s

Nomenclatura

$\bar{V}$	Velocidade média	m/s
$v(r)$	Velocidade em função da posição radial	m/s
$v_{max,num}$	Velocidade máxima numérica	m/s
$v_{max} anal$	Velocidade máxima analítica	m/s
$v(t)$	Velocidade em função do tempo	m/s
$\frac{du}{dt}$	Derivada do vector de velocidade em ordem ao tempo	
$\frac{du}{dt}$	Derivada da pressão em ordem ao tempo	
$\frac{dp}{dx} anal$	Derivada da pressão analítico	
$\frac{dp}{dx} num$	Derivada da pressão numérica	
$\frac{p_{max} - p_{ref}}{1/2 \rho v^2}$	Diferença de pressão em ordem à energia cinética	
τ	Tensão de corte	N/mm^2
$\tau_{conduta}$	Tensão de corte na conduta	N/mm^2
$\tau_{max,esq}$	Tensão de corte máxima do lado esquerdo.	N/mm^2
$\tau_{max,dir}$	Tensão de corte máxima do lado direito	N/mm^2
τ_{min}	Tensão de corte mínima	N/mm^2
$\frac{\tau_{min}}{\tau_{conduta}}$	Tensão de corte mínima em ordem à tensão de corte da conduta	
$\frac{\tau_{conduta}}{1/2 \rho v^2}$	Tensão de corte da conduta em ordem à energia cinética	
$\frac{\tau_{max}}{\tau_{conduta}}$	Tensão de corte máxima em ordem à tensão de corte da conduta	
$\frac{\tau_{min}}{\tau_{conduta}}$	Tensão de corte mínima em ordem à tensão de corte da conduta	
$\frac{\tau_{max,esq}}{\tau_{conduta}}$	Tensão de corte máxima esquerda em ordem à tensão de corte da conduta	
$\frac{\tau_{max,dir}}{\tau_{conduta}}$	Tensão de corte máxima direita em ordem à tensão de corte da conduta	
ρ	Massa volúmica	Kg/m^3
μ	Viscosidade dinâmica	$Kg/m.s$
$\varepsilon_{\Delta p}$	Erro analítico da pressão	%
ε_v	Erro analítico da velocidade	%
$\varepsilon_{f_{\Delta p}}$	Erro do factor de atrito calculado através de Δp	%
$\varepsilon_{f_{\tau}}$	Erro do factor de atrito calculado através de τ	%

Θ	Ângulo de inclinação do aneurisma	°
$\frac{\delta x}{d}$	Comprimento da célula em ordem ao diâmetro	
$\frac{\delta y}{d}$	Largura da célula em ordem ao diâmetro	

Lista de tabelas

Tabela 1.1- Pressão nos vasos sanguíneos da circulação sistêmica em <i>mmHg</i>	2
Tabela 3.1- Características das malhas: placas paralelas	17
Tabela 3.2- Resultados das simulações do escoamento bidimensional entre placas paralelas.	19
Tabela 3.3- Resultados dos factores de atrito referente ao escoamento bidimensional entre placas paralelas	20
Tabela 3.4- Características das malhas tridimensionais.....	25
Tabela 3.5- Erros associados à velocidade máxima.....	25
Tabela 4.1- Características geométricas dos aneurismas entre placas paralelas 2D: caso 1.	31
Tabela 4.2- Características geométricas dos sistemas entre placas paralelas 2D: caso 2. .	31
Tabela 4.3- Características geométricas dos aneurismas entre placas 2D: caso 3	32
Tabela 4.4- Posições adoptadas pelo aneurisma no estudo da bifurcação.	32
Tabela 4.5- Características das malhas de aneurisma em faces paralelas.....	34
Tabela 4.6- Características das malhas usadas no estudo da bifurcação com aneurisma simétrico.....	34
Tabela 4.7- Características das malhas usadas no estudo da bifurcação com aneurisma assimétrico.	36
Tabela 4.8- Características das geometrias simples tridimensionais.	37
Tabela 4.9- Características das malhas tridimensionais.	38
Tabela 5.1- Valores de tensão de corte e pressão no aneurisma	43
Tabela 5.2- Relação entre a tensão no interior do aneurisma e do vaso sanguíneo.	44
Tabela 5.3- Valores de tensão de corte e pressão no aneurisma.	51
Tabela 5.4- Relação da tensão máxima e mínima com a tensão da conduta	51
Tabela 5.5- Posições adoptadas pelo aneurisma no estudo da bifurcação assimétrica..	54
Tabela 5.6- Valores de tensão e pressão do caso em estudo.....	58
Tabela 5.7- Relação entre a tensão de corte máxima e tensão de corte da conduta.....	59
Tabela 5.8- Valores de tensão de corte do caso em estudo.....	66
Tabela 5.9- Relação entre tensão de corte máxima e tensão de corte na conduta.	66
Tabela 5.10- Valores de tensão de corte do caso em estudo para diferentes tempos.	74

Lista de tabelas

Tabela 5.11- Relação das tensões máximas e mínimas com a respectiva tensão de corte da conduta	74
Tabela 5.12- Relação das tensões máximas e mínimas com a respectiva tensão de corte da conduta para o aneurisma A1.1 no caudal 1	74
Tabela 5.13- Valores de tensão de corte do caso em estudo para diferentes tempos	79
Tabela 5.14- Relação das tensões máximas e mínimas com a respectiva tensão de corte da conduta	79
Tabela 5.15 - Relação das tensões máximas e mínimas com a respectiva tensão de corte da conduta para o aneurisma BA4 no caudal 1	79

Lista de figuras

Figura 1.1- Visualização do coração (adaptado de [4])	2
Figura 1.2- Vista lateral do sistema circulatório cerebral (adaptada de [4]).....	3
Figura 1.3- Visualização do círculo de Willis (adaptada de [3])	4
Figura 1.4- Propriedades de fluido shear thinning (adaptada de [6])	5
Figura 1.5- Imagens de TAC. À esquerda: um aneurisma na artéria aorta. À direita: imagem do cérebro. (adaptada de [11])	7
Figura 1.6- Imagem de RMA do círculo de Willis. (adaptado de [12]).....	7
Figura 1.7- Angiografia digital da carótida interna direita aquisição em face (A) e perfil (B): aneurisma gigante do segmento intracavernoso, com hipoplasia do segmento A1 direito (cabeça da seta). (adaptado de [11])	8
Figura 1.8- 3DRA de um aneurisma gigante (adaptado de [12]).....	9
Figura 1.9- Imagem a cores de uma sonografia Doppler (adaptado de [14])	9
Figura 1.10- Estrutura normal do aneurisma (adaptado de [1])	10
Figura 1.11- Tipo de localização do aneurisma (adaptado de [1]).....	11
Figura 3.1- Geometria do caso para validação.....	16
Figura 3.2- Detalhe da malha 3 de placas paralelas junto à entrada.	17
Figura 3.3- Perfil da tensão de corte ao longo da conduta na malha 1 e Re_{200}	18
Figura 3.4- Variação da pressão ao longo da conduta na malha 2 e Re_{200}	18
Figura 3.5- Erros do coeficiente de atrito, calculados pela pressão, para diferentes números de Reynolds com o tipo de discretização “Up Wind” e “Quick”......	21
Figura 3.6- Erros do coeficiente de atrito, calculados pela tensão de corte, para diferentes números de Reynolds com o tipo de discretização “Up Wind” e “Quick”.	21
Figura 3.7- Perfil de velocidade ao longo da direcção transversal para Re_{100} : malha 1, malha 2 e malha 3.	22
Figura 3.8- Rectas gradiente de pressão para a malha 1, 2 e 3 para $Re = 100$	23
Figura 3.9- Representação das malhas 1, 2 e 3 usadas para discretizar a conduta.	24
Figura 3.10- Perfis de velocidade obtidos numericamente para cada malha usando o modelo analítico ($x/D=36$).....	25
Figura 4.1- Representação esquemática de um aneurisma localizado numa conduta bidimensional a) e aneurisma localizado numa bifurcação assimétrica e simétrica b).....	28

Figura 4.2- Geometria tridimensional de um aneurisma localizado numa conduta a) e numa bifurcação b).....	29
Figura 4.3- Perfil de velocidade do regime pulsado.	30
Figura 4.4- Representação da elipse com um dos focos coincidentes com a recta horizontal (adaptado de [16])	31
Figura 4.5- Pormenor da geometria do estudo da bifurcação assimétrica com eixo de referência.....	32
Figura 4.6- Pormenor da malha computacional final dos aneurismas usada no estudo de aneurismas em placas paralelas A1.#.	33
Figura 4.7- Pormenor da malha computacional do aneurisma simples usado na bifurcação simétrica.	35
Figura 4.8- Configuração final do aneurisma opcional em caso de bifurcação assimétrica.	35
Figura 4.9- Configuração final do aneurisma opcional em caso de bifurcação assimétrica com alteração da inclinação	36
Figura 4.10- Configuração final do aneurisma numa conduta tridimensional.	37
Figura 4.11- Configuração final do aneurisma na bifurcação tridimensional.	38
Figura 5.1- Campo de velocidade (a) e padrão de escoamento (b) no caso de aneurisma A1.2 para os dois caudais em ordem descendente. Escala representa a magnitude da velocidade.	40
Figura 5.2- Perfil de tensão de corte para os diferentes diâmetros de entrada a) $h=3\text{mm}$ b) $h=7\text{mm}$ ao longo da parede da conduta do vaso sanguíneo e no aneurisma na placa paralela com caudal 1.....	41
Figura 5.3- Perfil de pressão para os diferentes diâmetros de entrada a) $h=3\text{mm}$ b) $h=7\text{mm}$ ao longo da parede da conduta do vaso sanguíneo e no aneurisma na placa paralela com caudal 1	42
Figura 5.4- Posição de valores máximos e mínimos do caso A1.2, para caudal 1 e caudal 2.....	45
Figura 5.5- Perfil de velocidade para $\Delta x d = 0$, centro do aneurisma e conduta	46
Figura 5.6- Campo de velocidade (a) e padrão de escoamento (b) no caso de aneurisma B0.5, B0.6 e B0.7 para $Q = 1 \text{ mls}$., Escala representa a magnitude da velocidade.	47
Figura 5.7- Campo de velocidade (a) e padrão de escoamento (b) no caso de aneurisma B0.5, B0.6 e B0.7 para $Q = 2 \text{ mls}$. Escala representa a magnitude da velocidade.	48
Figura 5.8- Perfil de tensão de corte para o caudal 1(a) e caudal 2 (b) ao longo da parede da conduta do vaso sanguíneo e no aneurisma.	49
Figura 5.9- Perfil da pressão para o caudal 1(a) e caudal 2 (b) ao longo da parede da conduta do vaso sanguíneo e no aneurisma.	50
Figura 5.10- Posição das linhas para os perfis de velocidade	52

Figura 5.11- Perfis de velocidade para as diferentes posições no caso de B0.5	52
Figura 5.12- Perfis de velocidade para as diferentes posições no caso de B0.6 a) e B0.7 b)	53
Figura 5.13- Posição de tensões e pressões sentidas no aneurisma	54
Figura 5.14- Campo de velocidade e padrão de escoamento no caso de BA1 a) e BA4 b) para o caudal 1. Escala representa a magnitude da velocidade.	55
Figura 5.15- Perfil de tensão de corte para aneurismas deslocados para a direita (a) e para aneurismas deslocados para a esquerda (b) no aneurisma na bifurcação assimétrica com o caudal 1.	56
Figura 5.16- Perfil de pressão para aneurismas deslocados para a direita (a) e para aneurismas deslocados para a esquerda (b) no aneurisma na bifurcação assimétrica com caudal 1.	57
Figura 5.17- Localização dos perfis de velocidade.	60
Figura 5.18- Perfis de velocidade para diferentes localizações no caso de bifurcação. BA1 e BA2.	60
Figura 5.19- Perfis de velocidade para a entrada do aneurisma	61
Figura 5.20- Posições das tensões máximas e mínimas para aneurisma com deslocamento para a esquerda.	62
Figura 5.21- Campo de velocidade (a) e padrão de escoamento (b) no caso de aneurisma BR1 e BR2 para o caudal nominal de 1 mls . Escala representa a magnitude da velocidade.	63
Figura 5.22- Perfil de tensão de corte para aneurismas inclinados para a direita (a) e para aneurismas inclinados para a esquerda (b) com caudal 1.	64
Figura 5.23- Perfil de pressão para aneurismas inclinados para a direita (a) e para aneurismas inclinados para a esquerda (b) no aneurisma na bifurcação com o caudal 1.	65
Figura 5.24- Posições dos perfis de velocidade no aneurisma numa bifurcação com alteração de inclinação.	67
Figura 5.25- Perfis de velocidade no aneurisma numa bifurcação com alteração da inclinação: para a direita de 10° a) e 20° b).....	68
Figura 5.26- Perfis de velocidade na entrada do aneurisma numa bifurcação com alteração de inclinação	68
Figura 5.27- Posição da tensão e pressão máxima no caso BR2 a) e BR4 b).	69
Figura 5.28- Perfil de velocidade do regime pulsado e posições dos tempos dos resultados experimentais analisados.	70
Figura 5.29- Campo de velocidade e padrão de escoamento no caso de aneurisma A1.1P para T = 34 a) T = 1 b) T = 14 c) T = 12 d) T = 34 f) com o caudal nominal de 1 mls . Escala representa a magnitude da velocidade.	72

Figura 5.30- Perfil de tensão de corte (a) e pressão (b) ao longo da parede da conduta do vaso sanguíneo e no aneurisma para os dois caudais.	73
Figura 5.31- Perfil de velocidade para diferentes tempos na posição central do aneurisma.	75
Figura 5.32- Campo de velocidade e padrão de escoamento no caso de aneurisma BA1P para $T = 14$ a) $T = 12$ b) $T = 34$ c) $T = 1$ d) com o caudal médio de 1 mls . Escala representa a magnitude da velocidade.	77
Figura 5.33- Perfil de tensão de corte (a) e pressão (b) ao longo da parede da conduta do vaso sanguíneo e no aneurisma para os dois caudais.	78
Figura 5.34- Planos de corte do aneurisma tridimensional.	80
Figura 5.35- Vectores de velocidade no plano vertical. Escala representa a magnitude da velocidade.	80
Figura 5.36- Vectores de velocidade no plano horizontal. Escala representa a magnitude da velocidade.	81
Figura 5.37- Vectores de velocidade no plano longitudinal. Escala representa a magnitude da velocidade.	81
Figura 5.38- Linhas de velocidade ao longo do vaso sanguíneo e aneurisma. Escala representa a magnitude da velocidade	82
Figura 5.39- Perfil de velocidade no centro do vaso sanguíneo e aneurisma pelo plano 1	82
Figura 5.40- Perfil de velocidade no aneurisma nas direcções longitudinal e transversal	83
Figura 5.41- Tensão de corte na parede do vaso sanguíneo e aneurisma tridimensional. Escala representa a magnitude da tensão de corte.	83
Figura 5.42- Linhas de pressão ao longo do vaso sanguíneo e aneurisma. Escala representa a magnitude da pressão.	84
Figura 5.43- Pressão na parede do vaso sanguíneo e aneurisma. Escala representa a magnitude da pressão.	84
Figura 5.44- Perfil de pressão no centro do aneurisma e vaso sanguíneo da linha central do plano 3.	85
Figura 5.45- Perfil de pressão no aneurisma para direcções longitudinal e transversal. ...	85
Figura 5.46- Campo de velocidade (a) e padrão de escoamento (b) no caso de aneurisma B3D para caudal nominal de 1 mls . Escala representa a magnitude da velocidade.	86
Figura 5.47- Planos de corte do aneurisma tridimensional.	87
Figura 5.48- Vectores de velocidade plano 1 a) e plano 2 b). Escala representa a magnitude da velocidade.	88
Figura 5.49- Contornos de tensão de corte no estudo B3D: vista superior a) vista inferior b). Escala representa a magnitude da tensão de corte.	89
Figura 5.50- Perfil de pressão do plano 1 sentido perpendicular à saída a) sentido de saída b)	90

Figura 5.51- Perfil de velocidade do plano 1 sentido perpendicular à saída a) sentido de saída b)	91
Figura A.1 - Representação da elipse com um dos focos coincidentes com a recta horizontal (adaptado de [23])	97
Figura B.1- Processo de construção da geometria: placa paralela com aneurisma	100
Figura B.2- Processo de criação da malha: placa paralela com aneurisma	101
Figura B.3. Detalhe da elipse no interior do aneurisma A1.2	101
Figura C.1- Perfil de tensão de corte caudal 1 (a) e para caudal 2 (b) ao longo da parede da conduta do vaso sanguíneo e no aneurisma na placa paralela.	104
Figura C.2 Gráfico da pressão com caudal 1 (a) e para caudal 2 (b) ao longo da parede da conduta do vaso sanguíneo e no aneurisma na placa paralela.	105
Figura C.3- Localização das pressões e tensões máximas e mínimas no aneurisma A1.1 a) e A1.3 b).....	106
Figura C.4- Campo de velocidade (a) e padrão de escoamento (b) no caso de aneurisma BA2, BA3, BA5 e BA6 para caudal nominal de 1 mls . Escala representa a magnitude da velocidade	108
Figura C.5- Campo de velocidade (a) e padrão de escoamento (b) no caso de aneurisma A1.2, A1.3 e A1.4 para caudal nominal de 1 mls . Escala representa a magnitude da velocidade.	109
Figura C.6- Perfil de tensão de corte para aneurismas deslocados para a direita (a) e para aneurismas deslocados para a esquerda (b) no aneurisma na bifurcação com caudal 2 ..	110
Figura C.7- Perfil de pressão para aneurismas deslocados para a direita (a) e para aneurismas deslocados para a esquerda (b) no aneurisma na bifurcação com caudal 2 ..	111
Figura C.8- Perfis de velocidade para a) BA2, b) BA3, c) BA5 e BA6	113
Figura C.9- Campo de velocidade (a) e padrão de escoamento (b) no caso de aneurisma A1.2, A1.3 e A1.4 para caudal nominal de 1 mls . Escala representa a magnitude da velocidade.	114
Figura C.10- Perfil de tensão de corte para aneurisma inclinados para a direita (a) e para aneurismas inclinados para a esquerda (b) no aneurisma localizado na bifurcação com caudal 1	115
Figura C.11- Perfil de pressão para aneurisma inclinados para a direita (a) e para aneurismas inclinados para a esquerda (b) no aneurisma localizado na bifurcação com caudal 1	116
Figura C.12- Posições dos perfis de velocidade no aneurisma numa bifurcação com alteração de inclinação	117
Figura C.13- Perfis de velocidade no aneurisma a) BR2 e b) BR4	118

Abstract

The stroke is the third leading cause of death after heart attack and cancer, and the leading cause of disability in a long term. It can be caused by many different diseases involving the degradation of part of the brain due to lack of oxygen. Blood flow plays an important role in the development of these pathologies. With the increase of technologies capable of displaying brain diseases by noninvasive methods the ability to diagnose and cure also increased. However, the complete understanding of its formation and development requires knowledge of the physical quantities that are subject, such as wall shear stress field and the speed of blood flow in specific locations, which is not possible with current techniques. During recent years, several *in vitro* experiments as well as animal experiments and human replicas were made for this purpose. However, they all have significant limitations. *In vitro* studies provide very detailed measurements of hemodynamic variables, but they are of limited value to understand the forces. Likewise, studies with humans replicas not only have the same limitations as *in vitro* studies, but also require corpses. Regarding animal models, its main drawback is its inability to replicate the variable anatomy of human arteries. Therefore, many researchers decided to transform a specific patient based in image numerical models, which have proved to be a reliable, fast and cheap, not only to predict the behavior of blood flow in any desired condition, but also to perform virtual operations and help to design interventional and medical treatments. Studies using these models are able to replicate the exact anatomy of specific patients in order to find links between specific factors of hemodynamic and clinical events. The work includes construction of simple cases of aneurysms in two-dimensional grid and three-dimensional finite elements for solving the Navier-Stokes equations, rheological models of blood simplified flow conditions imposed, and as a result we obtain a characterization and views of the most significant aspects in a flow. The main objective of this work is the use of the above methodology for the study of brain aneurysms, to allow for possible associations between hemodynamic factors and failure to investigate and find clinical correlations between the risk of rupture and some characteristics of the flow. Although the reasons for their formation, growth and rupture is unclear, previous studies have identified some factors involved in these processes. However, little is known about the relative importance of these factors. Part of this work was dedicated to understand the methodology in order to create models of simple aneurysms. This is an introduction to the study of hemodynamics in simplified models of aneurysms. Moreover, the analytical methodology and validation of the model resolution were performed to analyze the error associated with the grids constructed for the simulations. Then we proceeded to several sensitivity studies in order to understand the differences of the parameters listed above for different cases, which are " *aneurysm located in the wall of straight conduct*" and " *aneurysm located in a bifurcation*".

Resumo

O Acidente Vascular Cerebral é a terceira maior causa de morte após ataque cardíaco e cancro, e a principal causa de incapacidade a longo prazo. Pode ser causado por muitas doenças diferentes que consistem na degradação de uma parte do cérebro devido à falta de oxigénio. O fluxo do sangue desempenha um papel importante no desenvolvimento dessas patologias. Com o aumento cada vez maior de tecnologias capazes de visualizar doenças cérebro-vasculares por métodos não invasivos a capacidade de diagnosticar e curar também aumentou. No entanto, o completo entendimento de sua formação e desenvolvimento exige o conhecimento das grandezas físicas a que está sujeito, como a tensão de corte da parede e o campo velocidade do escoamento sanguíneo em localizações específicas, o que não é possível com as técnicas actuais. Durante os últimos anos, diversas experiências *in vitro*, bem como as experiências com animais e réplicas humanas foram realizadas com essa finalidade. No entanto, todas elas têm significativas limitações. Em estudos *in vitro* permitem medições muito detalhadas de variáveis hemodinâmicas, mas são de valor limitado na compreensão das forças. Da mesma forma, os estudos com réplicas de humanos não só têm as mesmas limitações que os estudos *in vitro*, mas também exigem cadáveres. Quanto aos modelos animais, a sua principal desvantagem é a sua incapacidade para replicar a anatomia variável de artérias humanas. Por isso, muitos investigadores decidiram transformar a paciente específico com base em imagens de modelos numéricos, que têm demonstrado ser uma forma fiável, rápida e barata, não só para prever o comportamento do fluxo sanguíneo em qualquer condição desejada, mas também para executar intervenções virtuais e ajudar os médicos intervencionistas e para projectar tratamentos. Estudos que usam esses modelos têm capacidade para replicar a anatomia exacta de pacientes específicos, a fim de encontrar ligações entre factores específicos de hemodinâmica e eventos clínicos. O trabalho realizado inclui construção de casos de aneurismas simples em malhas bidimensionais e tridimensionais, resolução de elementos finitos para equações de Navier-Stokes, modelos reológicos do sangue simplificados, condições de escoamento impostas, e como resultado obtêm-se visualizações e uma caracterização dos aspectos mais significativos do fluxo. O objectivo principal deste trabalho é a utilização da metodologia acima mencionada para o estudo de aneurismas cerebrais, para permitir investigar e encontrar correlações clínicas entre o risco de ruptura e de algumas características do fluxo. Embora as razões para sua formação, crescimento e ruptura não sejam claras, estudos anteriores identificaram alguns factores envolvidos nestes processos. No entanto, pouco se sabe sobre a importância relativa desses factores. Parte deste trabalho foi dedicada a entender a metodologia, a fim de criar modelos de aneurismas simples, isto é, uma iniciação ao estudo da hemodinâmica em modelos simplificados de aneurismas. Além disso, a metodologia analítica e validações do modelo de resolução foram realizados para analisar o erro associado nas malhas construídas para as simulações. De seguida procedeu-se a vários estudos de sensibilidade de modo a perceber as diferenças dos

Resumo

parâmetros atrás indicados para diferentes casos, que são: “*aneurisma localizado na parede de uma conduta recta*” e “*aneurisma localizado numa bifurcação*”.

1 Introdução

O trabalho realizado tem como motivação analisar numericamente o escoamento de sangue no interior de aneurismas cerebrais mais comuns. Trata-se de um tema complexo, que está integrado num projecto I&D que se iniciou na FEUP a 1 Junho de 2010, pelo que o objectivo específico do presente trabalho foi o de dar início à investigação neste tema, estudando casos simples que incluam algumas das características dos sistemas reais. Especificamente, nesta tese assumiu-se que o sangue aparenta um comportamento reológico newtoniano, tendo a ênfase sido colocada no estudo numérico de escoamento bidimensional e na exploração do código computacional *Fluent*.

Nesta secção far-se-á um enquadramento mais completo do tema. Assim, neste capítulo explicamos sucintamente o sistema circulatório, as propriedades do sangue, descrevem-se as várias espécies de aneurismas, sua ocorrência, técnicas recentes usadas para análise dos aneurismas, bem como simplificações e outros detalhes considerados no decorrer do trabalho. Após esta descrição inicial onde se faz o enquadramento, segue-se a descrição do método numérico no capítulo 2. No capítulo 3 apresenta-se os resultados dos cálculos numéricos realizadas em casos de estudo com solução analítica conhecida de modo a determinar parâmetros de funcionamento. No capítulo 4 indicam-se as geometrias seleccionadas, bem como as condições fronteiras e finaliza-se no capítulo 5 com a apresentação dos resultados.

1.1 Sistema sanguíneo cerebral

O aparelho circulatório é formado por um sistema fechado de vasos sanguíneos, cujo centro funcional é o coração [1, 2, 3]. O coração bombeia sangue para todo o corpo através de uma rede de vasos sanguíneos constituída por artérias, veias e capilares. É através do sistema circulatório que ocorre a distribuição de nutrientes e oxigénio para todas as células do nosso corpo, a remoção de toxinas dos tecidos, o transporte de hormonas e a defesa imunológica de nosso organismo. Outra função importante do coração é controlar a temperatura do corpo, através do transporte do sangue mais quente do interior para a periferia.

O sangue segue um caminho contínuo, passando duas vezes pelo coração antes de completar um ciclo completo. Pode-se dividir, desta maneira, o sistema circulatório em dois segmentos: a circulação sistémica e a circulação pulmonar. O coração é formado por quatro cavidades: as aurículas direita e esquerda e os respectivos ventrículos.

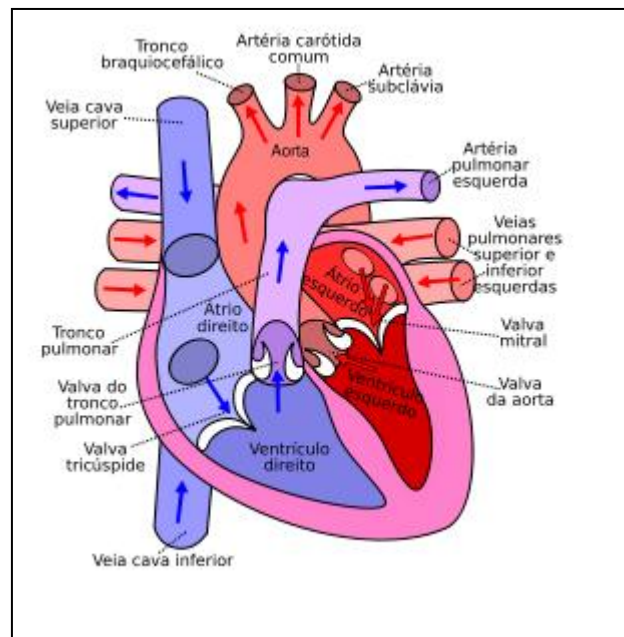


Figura 1.1- Visualização do coração (adaptado de [4])

A circulação sistêmica, também denominada grande circulação ou circulação geral, estabelece-se entre o coração e todo o corpo. O circuito sistêmico inicia-se no ventrículo esquerdo, cuja contracção faz sair o sangue arterial do coração, pela artéria aorta, dirigindo-se para todo o corpo regressando como sangue venoso (rico em CO_2) ao coração. Para garantir a circulação de sangue por todo o corpo a pressão de funcionamento à saída do coração pode chegar a 100 $mmHg$. Ao nível dos tecidos, o sangue arterial transforma-se em sangue venoso e regressa ao coração, para a aurícula direita, através das veias cava, terminando a circulação sistêmica. O sangue de todo o organismo chega à aurícula direita através de duas veias principais; a veia cava superior e a veia cava inferior. Quando a aurícula direita se contrai, impulsiona o sangue para o ventrículo direito através do orifício aurículo-ventricular, onde existe a válvula tricúspide. A contracção deste ventrículo conduz o sangue para os pulmões a baixa pressão (circulação pulmonar), onde liberta o CO_2 e é oxigenado. Depois, ele regressa ao coração pela aurícula esquerda. Quando esta cavidade se contrai, o sangue passa para o ventrículo esquerdo e dali, para a aorta, graças à contracção ventricular iniciando mais uma vez a circulação sistêmica. A tabela 1 indica os valores típicos das pressões do sangue de funcionamento.

Tabela 1.1- Pressão nos vasos sanguíneos da circulação sistêmica em $mmHg$

Aorta	Artérias	Arteriolas	Capilares	Vénulas	Veias	Cava	RA	RV
100	90	75	45	25	10	5	5	25

O principal suprimento sanguíneo do cérebro vem de dois sistemas arteriais que recebem sangue de diferentes artérias sistêmicas: a circulação anterior, alimentada pelas

artérias carótidas internas (ACIs), e da circulação posterior, que recebe sangue das artérias vertebrais (AVs). Para uma melhor percepção do texto que se segue existem as figura 1.2 e 1.3. Cada artéria carótida interna, existem duas no total, sobe ao longo de um lado do pescoço (figura 1.2). Passam atrás da orelha no lóbulo temporal e entra no espaço subaracnóide. Então, as artérias passam posteriormente à extremidade da fissura de Sylvius em que se bifurcam em dois ramos principais, o da artéria cerebral anterior e a artéria cerebral média. Por outro lado as artérias vertebrais sobem através da coluna espinhal e entram no cérebro através do *forame magno* (é a grande abertura através do osso occipital localizada no centro da fossa posterior do neurocrânio). Uma vez no cérebro, elas continuam a subir, ao lado do tronco cerebral. Na borda inferior da ponte, as duas artérias vertebrais unem-se para formar a artéria basilar ou artéria vértebro-basilar (AB).

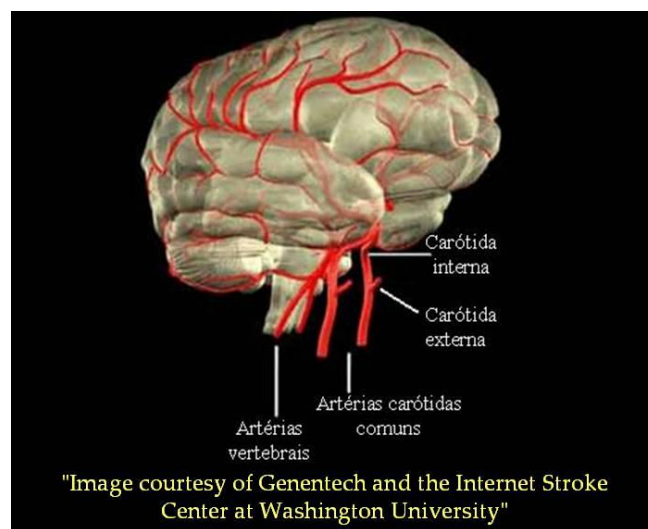


Figura 1.2- Vista lateral do sistema circulatório cerebral (adaptada de [4])

As circulações anterior e posterior não são independentes, estando ligadas por uma rede de artérias. Esta ligação entre os ramos da ACIs e AB, na base do cérebro, constitui o círculo de Willis [1], ilustrado na figura 1.3. Toda a distribuição de sangue para o cérebro é feita a partir deste círculo, pois nele as artérias (cerebral anterior e posterior) estão dispostas em forma de “loop”. Esta disposição é importante porque, se por algum motivo, uma das artérias estiver com problemas na passagem de sangue, as outras podem fazer o seu melhor para manter o funcionamento cerebral, mantendo a pressão do sangue que flui por diferentes partes do cérebro a níveis normais. Contudo, apesar do “design” inteligente do Círculo de Willis, que contribui significativamente para evitar certas condições adversas dentro do cérebro relacionadas com fluxo de sangue, ele não é totalmente perfeito. Este é formado, em frente, pelas artérias cerebrais anteriores (ACA), ramificações da ACIs, que estão ligados entre si pela artéria comunicante anterior (ACOA). Atrás, pelas duas artérias cerebrais posteriores (ACPs), ramificações da artéria basilar, que estão conectadas em cada lado com as ACIs pelas artérias comunicante posterior (ACoP). Da parte anterior prosseguem as duas ACA, enquanto da parte antero-lateral as artérias cerebrais médias (ACM), e da parte posterior

as ACP. Cada uma destas artérias principais dá origem a dois sistemas diferentes de vasos sanguíneos secundários: o sistema central ganglionar, que abastece a central de gânglios do cérebro e o sistema cortical arterial, que abastece o córtex da medula.

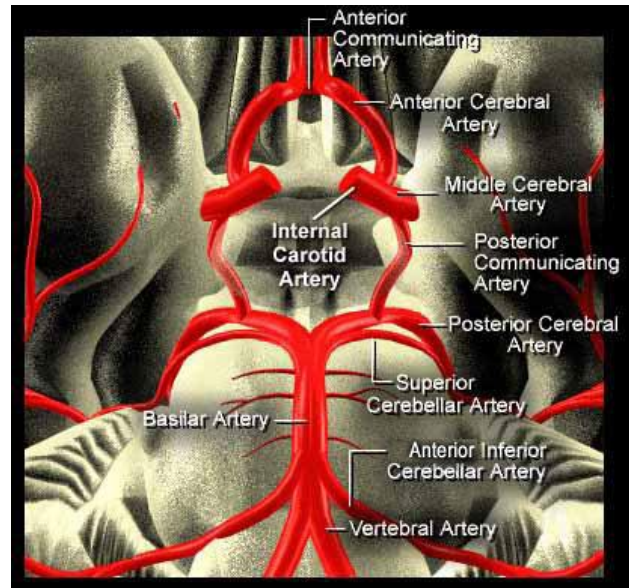


Figura 1.3- Visualização do círculo de Willis (adaptada de [3])

A troca de substâncias entre o sangue e o líquido intersticial tem lugar através das finas paredes dos capilares, o que é possível se o fluxo através dos capilares for suave e sem alterações abruptas. A elasticidade da parede arterial é responsável por converter o fluxo pulsado estabelecido pelo coração num fluxo contínuo nos capilares [1]. Como qualquer outro tecido, as células do cérebro dependem do oxigénio fornecido pelo sistema arterial para viver. Pelo que uma falha no fornecimento de oxigénio leva à morte das células afectadas.

1.2 Reologia do sangue

O sangue é um fluido complexo que consiste numa suspensão de elementos celulares, tais como os globos vermelhos, brancos e plaquetas em plasma. As propriedades reológicas do sangue e dos seus elementos desempenham um papel importante na fisiologia da circulação sanguínea [4, 5, 6, 7]. É geralmente aceite, numa primeira aproximação, que o sangue, em particular no que se refere ao escoamento em grandes e médios vasos, se comporta como um meio contínuo, com características uniformes, de tipo fluido newtoniano incompressível (viscosidade constante: $\mu = \mu_{\infty}$). Contudo, as propriedades reológicas do sangue são essencialmente dependentes do hematócrito (HCT), ou fracção de volume de glóbulos vermelhos no sangue. De facto os globos vermelhos são os elementos mais abundantes no sangue ocupando cerca de 45% do seu volume ($40\% < \text{HCT} < 50\%$), os globos vermelhos são deformáveis e formam aglomerados complexos que alteram significativamente a reologia do sangue, dependendo da deformação a que estão sujeitos. Estes fenómenos conferem ao sangue

um carácter não-newtoniano com características viscoelásticas e reo-fluidificante, em que a viscosidade diminui com o aumento da taxa de deformação conforme se pode ver na figura 1.4. Estas propriedades são particularmente impostas a nível da microcirculação e da circulação em pequenos vasos. Materiais que exibem este tipo de comportamento são também chamados pseudoplásticos. A variação da viscosidade com a da taxa de deformação esta apresentada na figura 1.4.

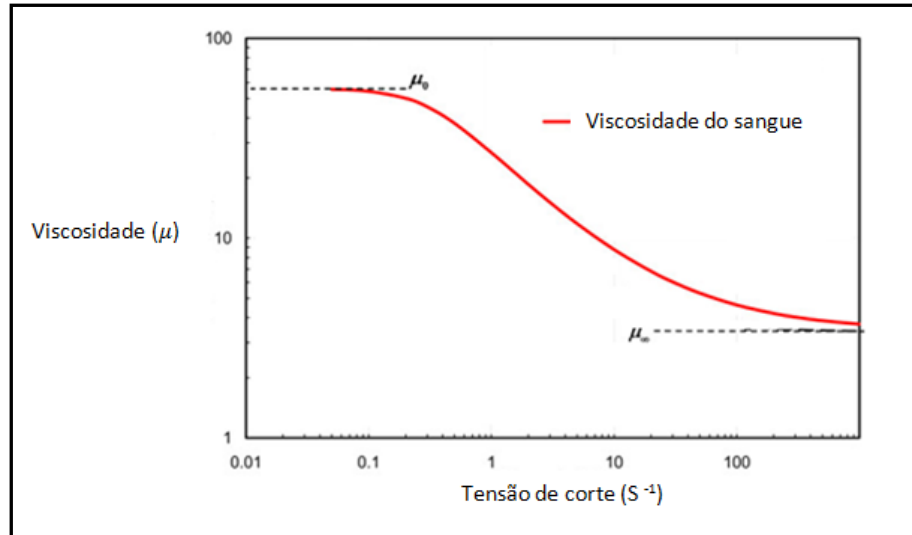


Figura 1.4- Propriedades de fluido shear thinning (adaptada de [6])

Tratando-se este trabalho de um primeiro estudo sobre a dinâmica em escoamentos no interior de aneurismas simplificados, vamos considerar que o sangue se comporta como um fluido newtoniano com valores típicos para as suas propriedades que são $\rho = 1105 \text{ Kg/m}^3$ e $\mu_\infty = 0.004 \text{ Pa.s}$ [5].

1.3 Aneurisma

Um aneurisma é uma dilatação anormal das paredes de um vaso sanguíneo, seja ele uma artéria ou uma veia. As artérias levam o sangue oxigenado do coração aos órgãos de destino e são, portanto, submetidas à pressão arterial determinada pelo coração, como indicado na tabela 1.1 [1, 8,]. As veias trazem o sangue de volta ao coração e não estão submetidas a um regime de tão alta pressão. Em geral as artérias são mais resistentes por apresentarem uma camada muscular na sua constituição, o que não ocorre nas veias. No entanto, nem sempre as paredes possuem a resistência suficiente, para conseguir resistir a tensões excessivas, e nesses casos podem ocorrer deformações/dilatações anormais, localizadas numa das paredes do vaso sanguíneo dando origem a um aneurisma cuja ruptura é responsável por aproximadamente 80% dos acidentes vasculares cerebrais.

Os aneurismas são mais comuns nas bifurcações dos vasos sanguíneos, especialmente do cérebro. O modo como se formam e as causas da sua ruptura, ainda são foco de controvérsia, mas envolve os seguintes factores[8]:

- Factores estruturais da parede da artéria, devido à falta ou menor espessura de uma das suas camadas (camada elástica). Estes factores podem ser congénitos ou ter causas não determinadas, mas existem doenças específicas cuja origem está na camada média das artérias e favorecem a formação de aneurismas (displasia fibromuscular, doença renal policística, coarctação da aorta, e outras doenças do colagénio);

- Factores hemodinâmicos, relacionados com o escoamento do sangue, nomeadamente quando existem variações anatómicas das artérias cerebrais que aumentam o fluxo em determinadas regiões e em casos de hipertensão arterial;

- Mecanismos lesivos da parede arterial devido a acontecimentos, tais como infecções, traumatismos, tumores, abuso de drogas, que formam aneurismas com características diferentes por lesão da parede arterial.

Pouco se sabe sobre a importância relativa destes factores, pois o comportamento dos aneurismas é diferente de caso para caso. Contudo é aceite que factores tais como a hemodinâmica do fluxo de sangue no cérebro, a distribuição espacial e a variação temporal da tensão de corte na parede têm um contributo importante.

Relativamente às causas hemodinâmicas da ruptura do aneurisma existem duas teorias correntes. Uma teoria declara que os aneurismas estão sob uma baixa tensão de corte na parede (WSS), o que desencadeia processos, como a remodelação da parede arterial, que degradam a qualidade da mesma e originam pontos enfraquecidos na parede do aneurisma, resultando em ruptura. A segunda teoria considera que os processos associados com elevadas tensões de corte nas paredes são responsáveis pelos danos causados na parede do vaso, de que resulta a sua ruptura [1]. Assim, o estudo da dinâmica do escoamento sanguíneo reveste-se de elevada importância para caracterizar em detalhe os campos de tensão de corte de modo a permitir avaliar se os aneurismas estão sujeitos a elevadas ou baixas tensões de corte.

1.4 Técnicas de estudo de aneurismas

Na visualização de aneurismas são usadas várias técnicas, cujo contínuo desenvolvimento tem permitido detectar os aneurismas com mais facilidade e perceber melhor o seu “funcionamento”. Para o estudo do escoamento do sangue nas veias e nos aneurismas existem também várias técnicas, conforme é apresentado de seguida:

- A tomografia computadorizada angiográfica (TAC)** é uma técnica que permite criar imagens tridimensionais de elevada resolução, neste caso vasos sanguíneos. Este procedimento é capaz de detectar com precisão uma grande variedade de anomalias cerebrais e medulares [9].

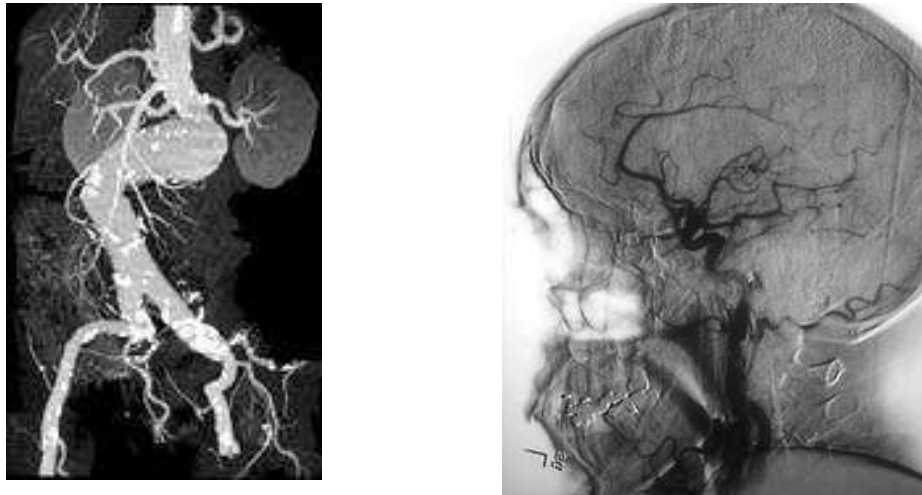


Figura 1.5- Imagens de TAC. À esquerda: um aneurisma na artéria aorta. À direita: imagem do cérebro. (adaptada de [11])

-A **ressonância magnética angiográfica (RMA)** do cérebro ou da medula espinal funciona com um campo magnético muito potente, com o qual se consegue gerar imagens anatômicas extremamente detalhadas. É um procedimento que não utiliza raios X e é extremamente seguro. Existem dois tipos de RMA, uma denominada por “*Tempo de trânsito*” [11] RMA e a outra por “*Fase de contraste*” (PC) RMA [1, 12]. A técnica de angiorressonância conhecida como 3D “*Tempo de trânsito*” promove contraste entre as estruturas vasculares com fluxo e o tecido estacionário numa única aquisição. Existem duas maneiras desta sequência ser realizada sem e com o uso de contraste paramagnético. PC RMA é baseado na comparação dos quatro conjuntos de dados com sensibilidades diferentes. A quantidade de sensibilidade do fluxo é controlada pela força da pulsação. A diferença de fase entre estes conjuntos é proporcional à amplitude do pulso, ao tempo entre os dois pulsos, ao momento magnético das rotações, e sua velocidade. A diferença entre os dois sinais torna possível a medição dessa mesma diferença como permite a avaliação quantitativa das velocidades de fluxo.



Figura 1.6- Imagem de RMA do círculo de Willis. (adaptado de [12])

-A **angiografia cerebral** é uma técnica utilizada para a detecção de anomalias dos vasos sanguíneos cerebrais, como uma dilatação arterial (aneurisma), inflamação (arterite), configuração anormal (malformação arteriovenosa) ou uma obstrução vascular (acidente vascular cerebral). O contraste, devido a uma substância injectada no sistema sanguíneo, revela o padrão do fluxo sanguíneo cerebral nas radiografias [11].

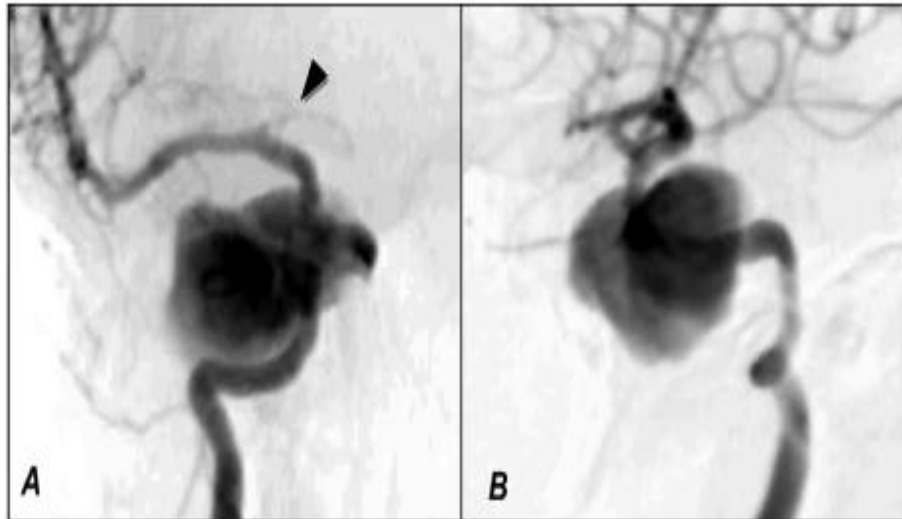


Figura 1.7- Angiografia digital da carótida interna direita aquisição em face (A) e perfil (B): aneurisma gigante do segmento intracavernoso, com hipoplasia do segmento A1 direito (cabeça da seta). (adaptado de [11])

-**Angiografia rotacional 3D (3DRA)** [1,12] é uma técnica que a partir de imagens de raio-X e rodando as mesmas num eixo se adquire uma série de projecções. O volume de imagens 3D é reconstruído utilizando uma técnica de projecção semelhante ao TAC para produzir um conjunto de dados 3D que pode ser visto de qualquer ângulo. A imagem de um aneurisma intracraniano gigante detectado com uma máquina 3DRA é mostrado na Figura 1.8. Algumas das limitações e desvantagens da angiografia convencional 2D de raio-X projectiva foram superadas por 3DRA técnica, contudo são necessários tempos de exame prolongados e, portanto, a exposição prolongada aos raios X, mas também requer múltiplas injeções de contraste.

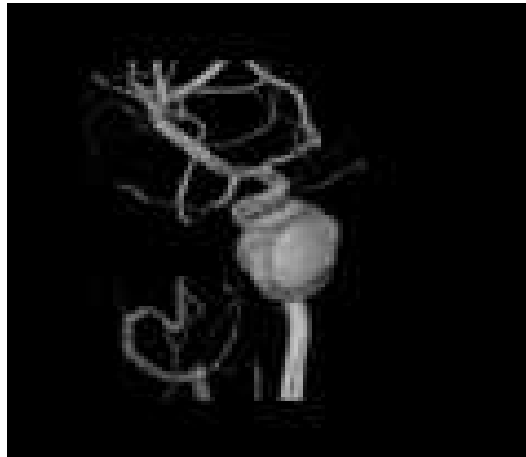


Figura 1.8- 3DRA de um aneurisma gigante (adaptado de [12])

-A **ultra-sonografia Doppler** é utilizada principalmente para medir o fluxo sanguíneo seja através das artérias carótidas seja das artérias da base do cérebro, visando avaliar o risco de acidente vascular cerebral de um indivíduo. Esta técnica mostra as diferentes velocidades de fluxo sanguíneo em cores diferentes [1, 13].

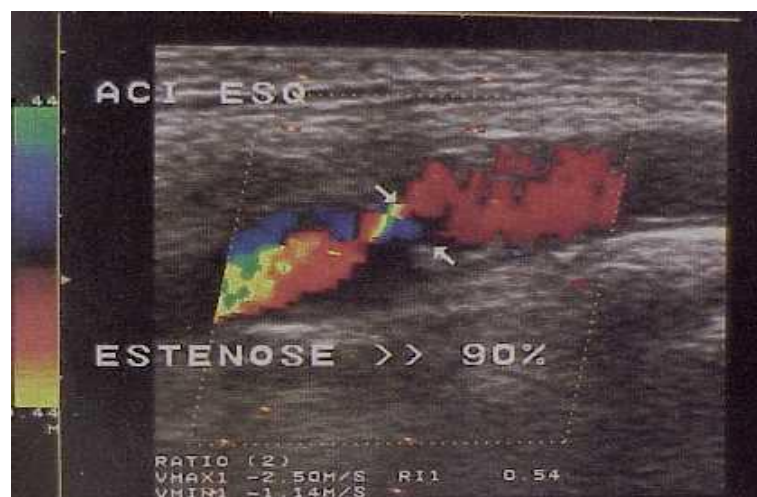


Figura 1.9- Imagem a cores de uma sonografia Doppler (adaptado de [14])

1.5 Tipos de aneurismas

Existem várias classes de aneurismas, de acordo com a causa da debilidade ou lesão da parede arterial que provoca o seu aparecimento [14]:

- Nos aneurismas congênitos, os mais frequentes entre os aneurismas cerebrais, a dilatação arterial já está presente no momento do nascimento e produz-se devido à debilidade constitucional da camada muscular da parede arterial.

- Nos aneurismas arterioscleróticos, mais frequentes na aorta, a obstrução do vaso sanguíneo (lesões características desta doença) provocam a debilidade e a fragilidade da parede arterial e a sua consequente dilatação. Na prática, estes aneurismas costumam constituir complicações em casos de aterosclerose muito avançada.

- Nos aneurismas infecciosos, a debilidade da parede arterial tem como origem vários tipos de infecções, como a sífilis nas suas fases mais avançadas ou certas infecções por fungos.

Do ponto de vista geométrico, os aneurismas podem adoptar três formas distintas [14]:

- Nos aneurismas saculares dilatam as três camadas do sector da parede arterial afectado, que adopta a forma de um pequeno saco ou globo. Normalmente, estes aneurismas localizam-se em segmentos, onde previsivelmente a parede é submetida a maiores pressões, como acontece nas zonas de maior curvatura e nas bifurcações.

- Nos aneurismas fusiformes, também se dilatam as três camadas do sector da parede afectado, mas neste caso a dilatação tem uma forma alargada, como um losango.

- Os aneurismas dissecantes produzem-se quando a camada mais interna da parede arterial, a túnica íntima, se afasta da camada média; nestes casos, a circulação sanguínea penetra por uma espécie de canal paralelo, que circula ao longo do interior da parede arterial.

Em termos de número de lóbulos apresentados, os aneurismas podem ser individuais ou múltiplos como se mostra na figura 1.10. Esta mesma figura define os nomes para as diferentes zonas do aneurisma.

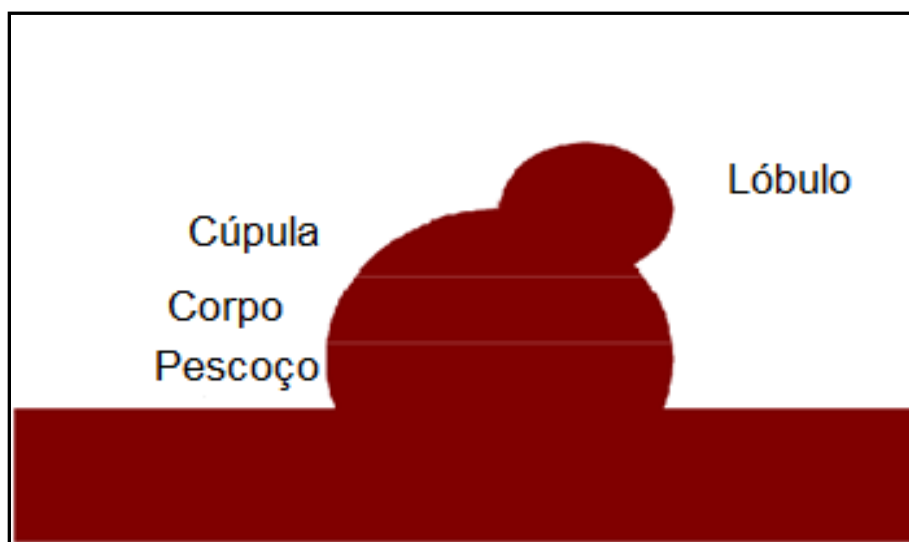


Figura 1.10- Estrutura normal do aneurisma (adaptado de [1])

Num estudo realizado para apurar a frequência de ocorrência dos vários tipos de aneurismas foram analisados 214 angio-TAC cerebrais, tendo a maioria (55,61%) sido realizada em serviço de urgência hospitalar [9, 11; 15]. Cento e trinta e dois doentes

apresentaram aneurismas cerebrais (82 do sexo feminino, 50 do sexo masculino), num total de 164 aneurismas. Em 95 doentes (72%) os aneurismas cerebrais foram observados após apresentação clínico-imagiológica de HSA e em 37 doentes (28,03%).

Em termos de geometria foram identificados um aneurisma dissecante, nove aneurismas fusiformes (5,49%) e 154 aneurismas saculares (93,90%). Destes últimos, 59 (38,31%) localizava-se na ACoA, 22 (14,29%) na ACM direita, 23 (14,94%) na ACM esquerda, 10 (6,49%) na ACI direita, 10 na ACI esquerda, dois (1,30%) na ACoP direita, três (1,95%) na ACoP esquerda, três na ACA direita, dois (1,30%) na ACP esquerda, um na ACP direita e 19 (12,34%) na circulação posterior.

O diâmetro médio dos aneurismas detectados foi de 5,65mm, num intervalo que variou entre 1mm e 28mm. [9].

Através deste estudo foi possível identificar os casos mais frequentes, sendo que o caso de aneurismas saculares foi o que apresentou o maior índice de frequência. Por esta razão, no presente trabalho optou-se por estudar o caso dos aneurismas saculares, cujas posições típicas são esquematizadas na figura 1.12, nas quais são seleccionadas a primeira e terceira localizações do aneurisma para os casos de estudo.

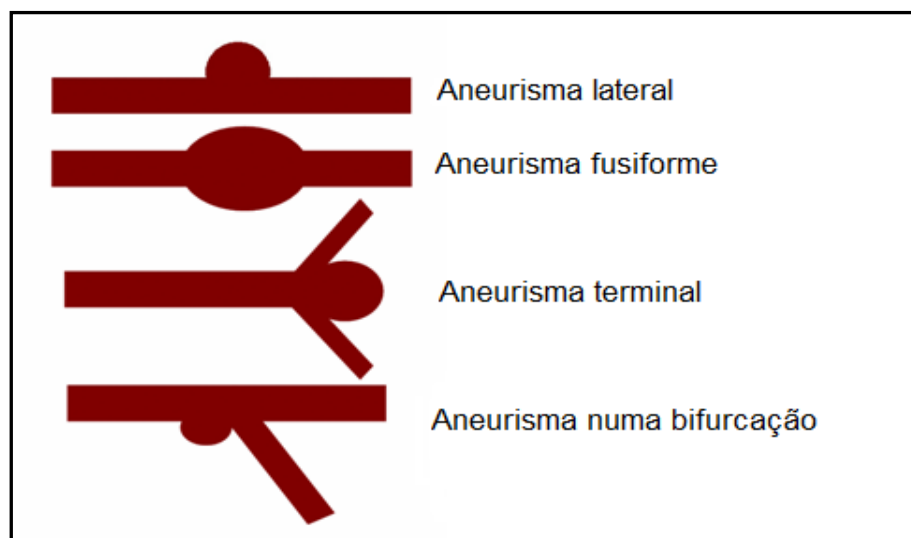


Figura 1.11- Tipo de localização do aneurisma (adaptado de [1])

2 Método numérico e equações governativas

2.1 Método numérico

O código *FLUENT* V 6.3.26 é um programa comercial de Mecânica de fluidos computacional (*computational fluid Dynamics*) que permite simular o escoamento de fluidos. No código *FLUENT* as equações governativas são resolvidas numericamente usando o método dos volumes finitos. Para isso é criada uma malha computacional, usando o programa *GAMBIT* V 2.3.26, que permite dividir o domínio de cálculo num número finito de células. As equações governativas são então discretizadas, resultando num sistema de equações algébricas que são resolvidas numericamente até que o critério de convergência estipulado pelo utilizador seja atingido.

2.2 Equações do escoamento

Nesta secção descrevem-se as equações governativas usadas nas simulações computacionais. Assim, o primeiro passo consiste, essencialmente, em identificar as equações fundamentais que descrevem em linguagem matemática os princípios físicos relacionados com estudo em causa. Neste caso foram resolvidas as equações de Navier-Stokes para fluidos newtonianos. [16, 17, 18]. As equações governativas são definidas pela equação de continuidade.

$$\nabla \cdot \mathbf{u} = 0 \quad (2.1)$$

e a equação de quantidade de movimento:

$$\rho \frac{D\mathbf{u}}{Dt} = \nabla \cdot \boldsymbol{\tau} - \nabla p \quad (2.2)$$

onde ρ é a massa volúmica, $\mathbf{u}$ o vector velocidade, $\frac{D}{Dt} \equiv \frac{\partial}{\partial t} + \mathbf{u} \cdot \nabla$ a derivada substantiva, $\boldsymbol{\tau}$ o tensor das tensões somatórias e a pressão.

Para um fluido newtoniano, como o ar ou a água, o tensor extra das tensões só tem parte viscosa (viscosidade), sendo nulo quando o fluido está em equilíbrio, e é dado pela seguinte equação constitutiva:

$$\boldsymbol{\tau} = \mu(\boldsymbol{\nabla}\mathbf{u} + \boldsymbol{\nabla}\mathbf{u}^T) \quad (2.3)$$

Se substituirmos a equação (2.3) em (2.4) obtemos as habituais equações de Navier-Stokes válidas para um fluido newtoniano com viscosidade constante:

$$\rho * \frac{D\mathbf{u}}{Dt} \equiv \rho \left(\frac{\partial \mathbf{u}}{\partial t} + (\mathbf{u}\boldsymbol{\nabla}) \cdot \mathbf{u} \right) = -\boldsymbol{\nabla} \cdot p + \mu \cdot \Delta \cdot \mathbf{u} \quad (2.4)$$

onde $\Delta \equiv \boldsymbol{\nabla} \cdot \boldsymbol{\nabla}$ é o Laplaciano. No caso geral dum campo de velocidade tridimensional, a equação vectorial (2.4) representa 3 equações escalares para as 3 componentes da velocidade (u, v, w segundo x, y, z) e a equação da continuidade (2.2) permite (indirectamente) o cálculo da pressão p , pelo que o problema está “fechado” [19]. Estas equações são resolvidas numericamente pelo código *Fluente* que as implemente segundo a filosofia do método dos volumes finitos. Para a discretização das equações utilizaram-se diferenças centradas e para os termos advectivos usou-se o esquema de discretização de 3ª ordem conhecido por “*QUICK*”.

O cálculo da pressão realizou-se através da equação de massa, segundo o algoritmo “*SIMPLE*”, com coeficientes de subrelaxação iguais a 0,3, 1 e 0,7 para as equações de u, v e p , respectivamente.

3 Validação

A metodologia descrita no capítulo anterior tem aproximações e limitações cujos efeitos sobre os resultados das simulações devem ser testadas antes de serem utilizadas no cálculo do escoamento em aneurismas. Algumas dessas limitações estão relacionadas com o método numérico e as opções utilizadas, outras com a geometria e o tipo de malha, incluindo o refinamento da mesma. Nesta secção pretende-se fazer uma serie de testes recorrendo a casos para os quais existem soluções analíticas ou numéricas.

Em particular estudou-se o escoamento desenvolvido entre duas placas paralelas, para o qual existe uma solução analítica no regime permanente. Este primeiro caso permitiram referir a dependência da solução numérica com o grau de refinamento da malha. Foram ainda analisados outros casos em que a complexidade do problema foi aumentada incrementalmente, nomeadamente usando malhas.

3.1 Escoamento bidimensional entre placas paralelas

O escoamento entre placas paralelas tem solução analítica para o fluido newtoniano, sendo que o respectivo perfil de velocidade é dado por solução das equações de Navier-Stokes [20, 21], como sendo:

$$v = \left(-\frac{\partial p}{\partial x}\right) \cdot \frac{H^2}{2\mu} \cdot \left[1 - \left(\frac{y}{H}\right)^2\right] \quad (3.1)$$

onde $\frac{\partial p}{\partial x}$ indica o gradiente de pressão, $2H$ é a distância entre placas, y é a coordenada transversal medida desde o plano de simetria, v é a velocidade longitudinal e μ é a viscosidade dinâmica.

O gradiente de pressão é dado por:

$$-\frac{dp}{dx} = \frac{v \cdot \mu \cdot 3}{H^2} \quad (3.2)$$

e por último a tensão de corte na parede é comprovada através da igualdade:

$$\tau_w = \frac{\partial p}{\partial x} \cdot H \quad (3.3)$$

O comprimento de desenvolvimento para escoamento permanente em regime laminar pode ser quantificado de forma aproximada por:

$$L_{des} = 0.06 Re_h \cdot D_h \quad (3.4)$$

onde D_h representa o diâmetro hidráulico ($D_h = 4h$) e o nº de Reynolds hidráulico é definido como:

$$Re = \frac{\rho * \bar{V} \cdot D_h}{\mu} \quad (3.5)$$

com $\bar{V}$ sendo a velocidade média.

O coeficiente de atrito é constante ao longo do tubo, depois do escoamento estar desenvolvido, e a equação para o caso em estudo é a seguinte [16]:

$$f = \frac{96}{Re_h} \quad (3.6)$$

Para este teste considerou-se uma separação entre placas (2H) de 0,02 m e um comprimento de 0,72 m para permitir um escoamento desenvolvido para uma vasta gama de números de Reynolds (Re). Considerou-se ainda que a condição de velocidade na parede do vaso é nula e o campo de velocidade inicial só tem componente axial na entrada, estes pormenores são explicados com mais detalhe na secção 4.1 “Malhas computacionais e condições fronteira”.

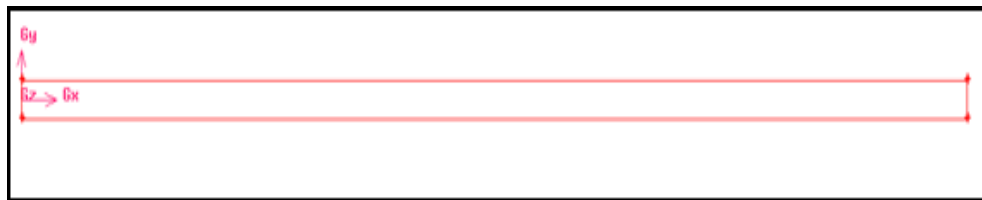


Figura 3.1- Geometria do caso para validação

Foram usadas duas opções de resolução para discretizar os termos advectivos das equações da quantidade de movimento, os esquemas “*first order upwind*” e “*Quick*”. A primeira opção é mais rápida, mas contém um maior erro associado, enquanto a segunda é mais demorada mas mais precisa.

A viscosidade cinemática considerada foi de $0,01 \text{ Kg/m.s}$ e estudou-se o escoamento para diferentes números de Reynolds, variando a velocidade uniforme

imposta na entrada da conduta. Os valores considerados para as velocidades de entrada foram de $0,005 \text{ m/s}$ e $0,05 \text{ m/s}$, que correspondem a $Re = 20$ e $Re = 200$, respectivamente. Como condição de saída livre considerou-se pressão nula.

Além disso, foram utilizados três diferentes refinamentos de malha conforme é mostrado na tabela 3.1, resultando em doze simulações numéricas. Estes refinamentos foram escolhidos de modo a obter intervalos entre os nós na direcção x ($\Delta x/L$) e na direcção y ($\Delta y/D_h$) apresentados na tabela 3.1 (ver figura 3.2). As medidas referidas

anteriormente estão adimensionadas com o diâmetro hidráulico que é igual ao dobro distância entre placas ($4H$). O intervalo na direcção de x é maior que na direcção de y , uma vez que o sentido do escoamento é na direcção de x e que os gradientes (de velocidade, por exemplo) são mais acentuadas na direcção de y . O número de células de cada malha também está indicado na tabela 3.1.

Tabela 3.1- Características das malhas: placas paralelas

Malha	1	2	3
$\Delta x/L$	0,025	0,0125	0,00625
$\Delta y/D$	0,05	0,025	0,0125
Nº de células em x	40	80	160
Nº de células em y	20	40	80

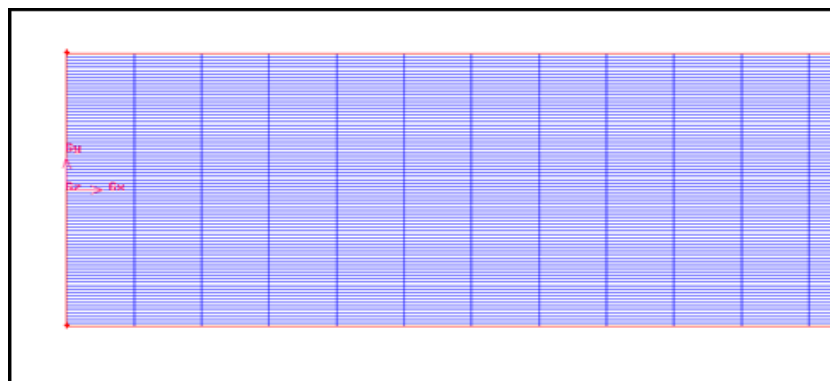


Figura 3.2- Detalhe da malha 3 de placas paralelas junto à entrada.

A variação longitudinal da pressão e a variação transversal da componente longitudinal de velocidade foram registadas ao longo da conduta, a fim de confirmar quando é que o escoamento se encontrava totalmente desenvolvido. Os valores das simulações confirmam (ver figuras 3.8 e 3.9) que o escoamento se encontra desenvolvido para um comprimento calculado pela equação (3.5). Como podemos observar a determinada distância de entrada o valor da tensão de corte na parede e o

gradiente de pressão deixam de variar até próximo do final, isto acontece inicialmente por o escoamento não estar desenvolvido e no final pelos efeitos causados pela condição fronteira de saída. Por isso para o cálculo da variação de pressão na região de escoamento desenvolvido, consideram-se somente nessa região intermédia onde não há nem efeitos de entrada nem efeitos de saída

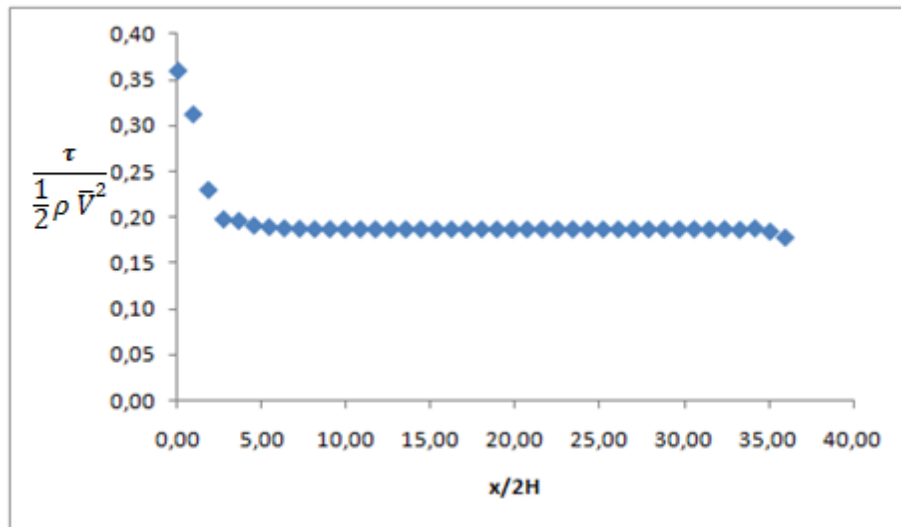


Figura 3.3- Perfil da tensão de corte ao longo da conduta na malha 1 e $Re200$

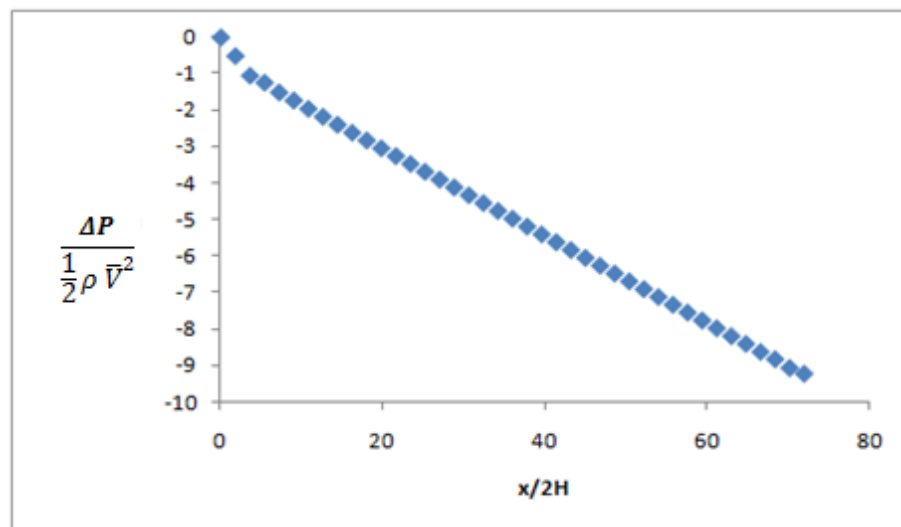


Figura 3.4- Variação da pressão ao longo da conduta na malha 2 e $Re200$

Nas tabelas 3.2 e 3.3 mostram-se as informações sobre as doze simulações, incluindo os factores de atrito e respectivos erros das soluções analíticas calculados com base na queda de pressão e na tensão de corte, bem como da velocidade máxima. Os erros, para os parâmetros estudados, foram calculados com base na equação 3.7:

$$\varepsilon = \frac{Valor_{analitico} - Valor_{numerico}}{Valor_{analitico}} \cdot 100 \quad (3.7)$$

Tabela 3.2- Resultados das simulações do escoamento bidimensional entre placas paralelas.

Discretização	Malha	V (m/s)	Re	$\frac{dp_{num}}{dx}$	$\frac{dp_{anal}}{dx}$	$\varepsilon_{\Delta p}$ (%)	$v_{max\ num}$ (m / s)	$v_{max\ anal}$ (m/s)	εv_{max} %
Q	1	0,005	20	1,4925	1,5	0,5	0,00746	0,0075	0,53
Q	1	0,05	200	14,925	15	0,5	0,074	0,075	0,13
U	1	0,005	20	1,4926	1,5	0,49	0,00746	0,0075	0,53
U	1	0,05	200	14,926	15	0,49	0,0741	0,075	1,2
Q	2	0,005	20	1,4983	1,5	0,11	0,00749	0,0075	0,013
Q	2	0,05	200	14,981	15	0,13	0,0749	0,075	0,013
U	2	0,005	20	1,4982	1,5	0,11	0,00749	0,0075	0,013
U	2	0,05	200	14,981	15	0,13	0,0745	0,075	0,67
Q	3	0,005	20	1,4995	1,5	0,0003	0,0075	0,0075	0
Q	3	0,05	200	14,995	15	0,0003	0,075	0,075	0
U	3	0,005	20	1,4995	1,5	0,0003	0,0075	0,0075	0
U	3	0,05	200	14,995	15	0,0003	0,0746	0,075	0,53

Col1: indica o tipo de resolução (U = *upwind* e Q = *quick*)

Tabela 3.3- Resultados dos factores de atrito referente ao escoamento bidimensional entre placas paralelas

Tipo	n_{elem}	$f_{num \Delta p}$	$f_{num \tau}$	f_{anal}	$\varepsilon_f \Delta p$ (%)	$\varepsilon_f \tau$ (%)
Q	1	4,776	4,768	4,8	0,5	0,667
Q	1	47,76	47,68	48	0,5	0,667
U	1	4,777	4,768	4,8	0,48	0,667
U	1	47,77	47,68	48	0,48	1
Q	2	4,797	4,8	4,8	0,02	0
Q	2	47,936	48	48	0,133	0
U	2	4,7936	4,8	4,8	0,133	0
U	2	47,936	47,64	48	0,133	0,8
Q	3	4,798	4,8	4,8	0,034	0
Q	3	47,98	48	48	0,034	0
U	3	4,798	4,8	4,8	0,034	0
U	3	47,98	47,68	48	0,034	0,667

Nas figuras 3.5 e 3.6 mostram-se os valores do erro para o coeficiente de fricção em função do refinamento das três malhas para diferentes números de Reynolds. A figura 3.5 corresponde aos erros associados ao coeficiente de atrito calculado, para diferentes números de Reynolds e através do gradiente de pressão, com o esquema de discretização “*UpWind*” e “*Quick*”. Por sua vez na figura 3.6 são indicados os erros do coeficiente de atrito com o cálculo através da tensão de corte no tipo de discretização “*UpWind*” e “*Quick*” e diferentes números de Reynolds.

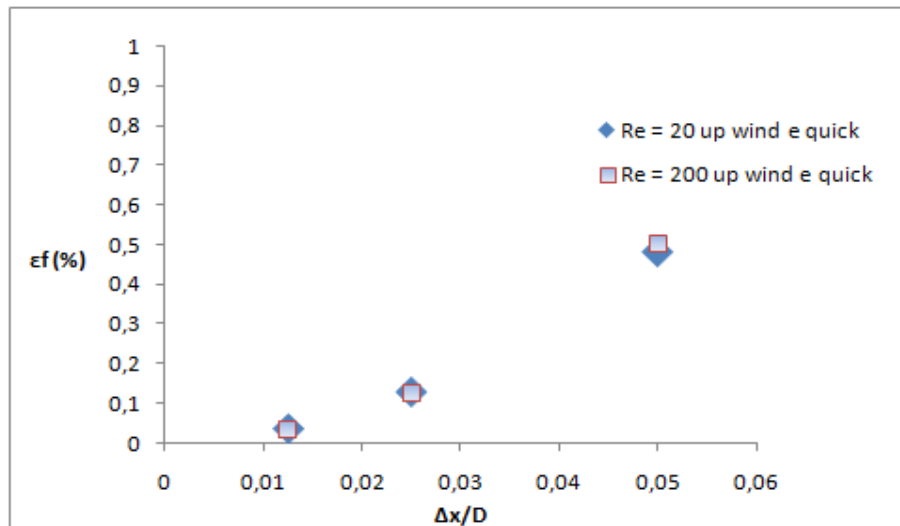


Figura 3.5- Erros do coeficiente de atrito, calculados pela pressão, para diferentes números de Reynolds com o tipo de discretização “Up Wind” e “Quick”.

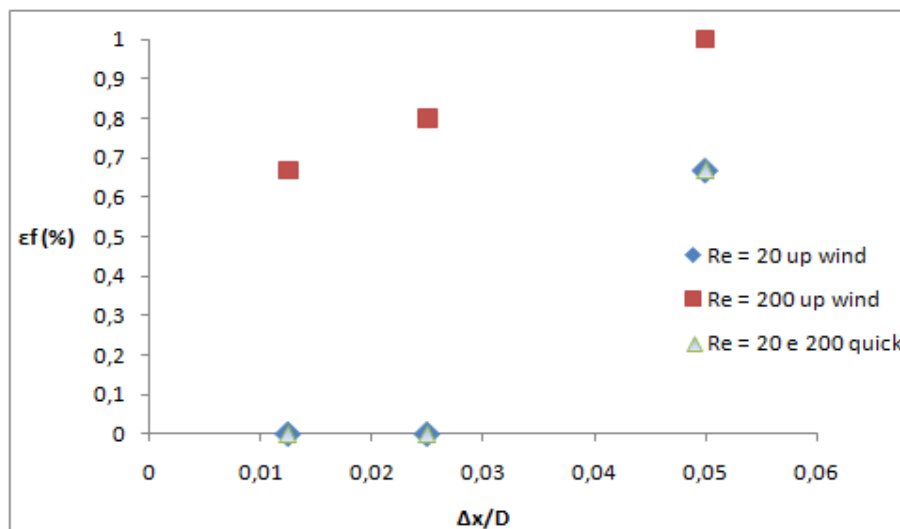


Figura 3.6- Erros do coeficiente de atrito, calculados pela tensão de corte, para diferentes números de Reynolds com o tipo de discretização “Up Wind” e “Quick”.

Efectuada a análise aos gráficos conclui-se que para o caso do coeficiente de atrito calculado com o gradiente de pressão, os erros só diferem para a malha mais grosseira, mesmo sendo a diferença entre estes mínima. Os erros são inferiores a 0,5% e diminuem com o refinamento da malha não havendo diferença para os esquemas de discretização. No caso do cálculo ser efectuado com a tensão de corte, com o esquema de discretização “UpWind”, os erros são inferiores a 1%. Sendo os erros maiores associados ao número de Reynolds alto, o comportamento relativamente ao refinamento da malha é igual ao caso do coeficiente de atrito calculado por gradiente de pressão, salientando que para Reynolds baixo e nas malhas mais refinadas o erro é nulo. Este erro nulo não é efectivamente nulo, trata-se de um valor que varia unicamente nas casas decimais mais pequenas. Finalmente o caso do coeficiente de atrito a ser calculado com

a tensão de corte, agora com o esquema de discretização “*Quick*”, apresenta os erros menores não existindo diferença para o número de Reynolds.

De seguida apresentam-se os gráficos do perfil de velocidade para diferentes posições axiais, com o objectivo de avaliar o comprimento de desenvolvimento. Os gráficos estão devidamente adimensionalizados pela velocidade média ($\bar{V}$) e por metade da distância entre placas (H).

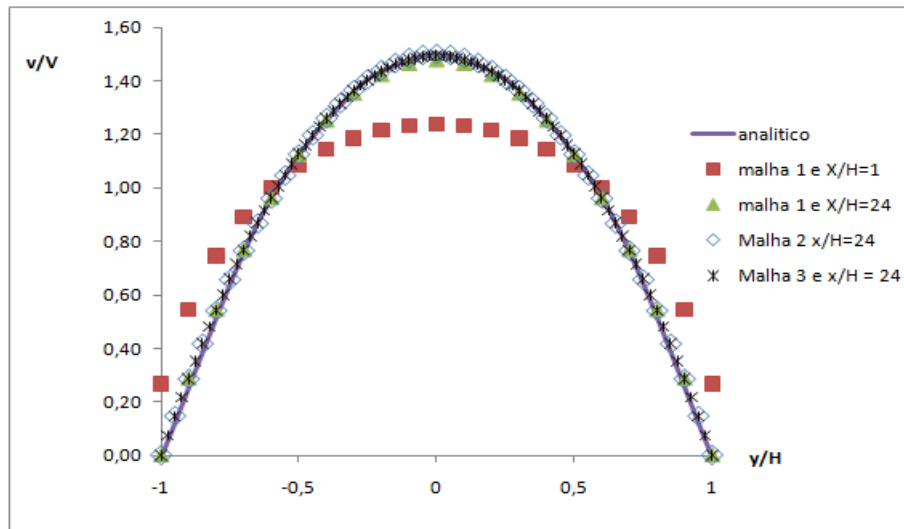


Figura 3.7- Perfil de velocidade ao longo da direcção transversal para $Re=100$: malha 1, malha 2 e malha 3.

Observando a figura 3.7 conclui-se que o comprimento de desenvolvimento, calculado pela equação 2.5, é suficiente para permitir o desenvolvimento do escoamento. De facto para a distância $x/H = 24$, que corresponde ao comprimento de desenvolvimento da equação 2.5 adimensionalizada, o perfil de velocidade determinado numericamente é muito semelhante à solução analítica calculada pela equação 2.1. O comportamento é semelhante para todas as malhas, sendo que a malha 1 (mais grosseira) apresenta os maiores erros.

Relativamente à pressão foram determinados os valores absolutos para posições a jusante do comprimento de desenvolvimento. Assim temos nas seguintes figuras os valores numéricos correspondentes à tabela 3.2 para o esquema “*Quick*”. De salientar que se confirmou que os resultados convergiam para um valor, os gráficos em baixo representados indicam valores para este caso.

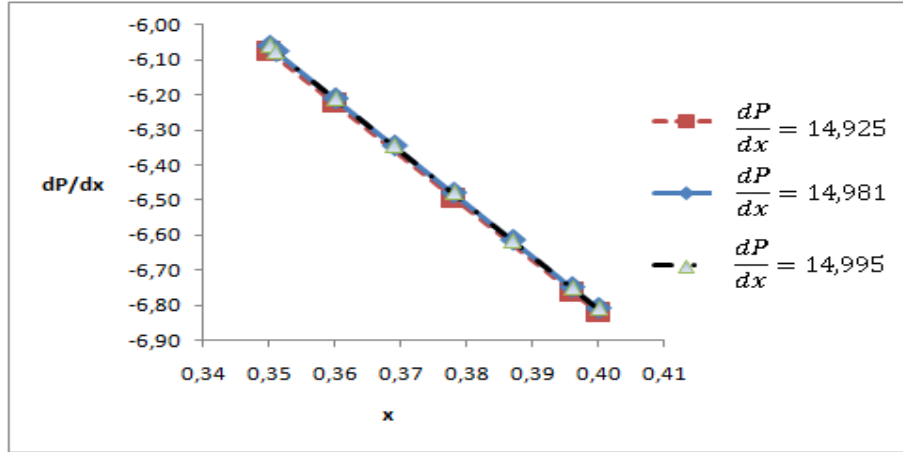


Figura 3.8- Rectas gradiente de pressão para a malha 1, 2 e 3 para $Re = 100$

A resolução da malha, bem como o esquema de discretização escolhido, são fundamentais para quantificação do erro numérico. Assim, com o estudo efectuado neste capítulo conclui-se que o esquema de discretização “*Quick*” e malhas mais refinadas permitem obter erros inferiores. Outro aspecto a ter em conta é a propriedade a ser calculada, visto que o erro para o coeficiente de atrito calculado de diferentes maneiras exibe erros diferentes.

3.2 Validação numa conduta 3D

Para além dos testes com malhas bidimensionais, realizaram-se ainda alguns usando malhas tridimensionais, nomeadamente o escoamento de fluidos newtonianos através de uma conduta circular [16]. A solução analítica de velocidade para o escoamento numa conduta circular é dada pelas equações de Navier-Stokes, semelhante ao caso de placas paralelas. A equação apresentada já apresenta a simplificação por ser uma situação de pressão piezométrica:

$$v(r) = \frac{1}{4 \cdot \mu} \cdot \frac{dp}{dx} \cdot (R^2 - r^2) \quad (3.8)$$

onde $\frac{dp}{dx}$ representa o gradiente de pressão, R indica o raio da conduta, enquanto r a posição radial e μ a viscosidade. A velocidade máxima, que se situa no centro da conduta, quando r toma valor nulo. A equação 3.11 indica o caso da velocidade máxima:

$$v_{max} = \frac{1}{4 \cdot \mu} \cdot \frac{dp}{dx} \cdot R^2 \quad (3.9)$$

em que $\frac{dp}{dx}$, é dado através de:

$$\frac{dp}{dx} = \frac{8.\mu.\bar{V}}{R^2} \quad (3.10)$$

onde $\bar{V}$ representa a velocidade média.

Com o modelo matemático definido procedeu-se à construção da malha, na qual se usou uma conduta com um diâmetro de $0,025\text{ m}$ e comprimento de $0,72\text{ m}$, com fim a obter um escoamento desenvolvido. Esta geometria é criada automaticamente pelo programa *GAMBIT*, bastando inserir as dimensões. Relativamente às condições fronteiras procede-se da mesma maneira que nos casos bidimensionais. As propriedades reológicas do fluido usado para o estudo permanecem inalteradas, como definido na secção 3.1 para a validação de escoamento entre placas paralelas. Usou-se como velocidade de entrada $0,05\text{ m/s}$, enquanto a condição de pressão nula foi aplicada na saída. O número de Reynolds associado às condições seleccionadas é de 200. Além disso, três diferentes resoluções da malha foram utilizadas, resultando em três simulações numéricas. Essas resoluções foram escolhidas de modo a obter 10, 20 e 30 elementos em todo o raio da conduta (ver Figuras 3.12).

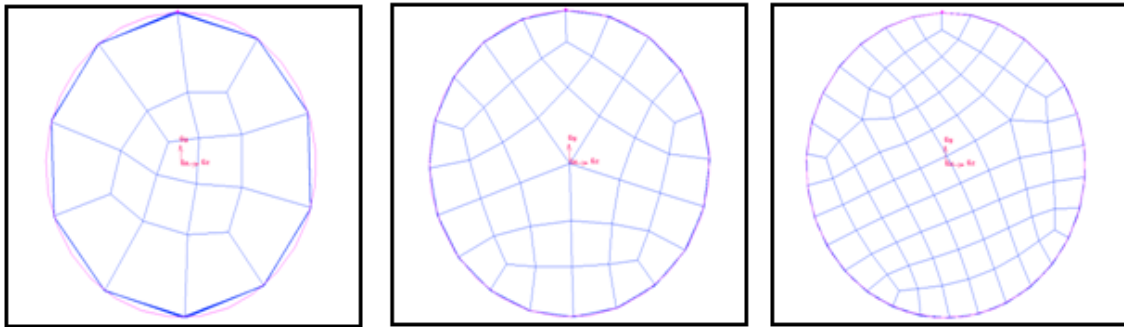


Figura 3.9- Representação das malhas 1, 2 e 3 usadas para discretizar a conduta.

O número de pontos e elementos de cada malha é mostrada na tabela 3.6. O perfil de velocidade registou-se para a posição $L/D = 24$, em que de acordo com a equação (3.5), o fluxo encontra-se totalmente desenvolvido. Na figura 3.13 apresentam-se os perfis de velocidade, obtidos com cada malha e compara-se com a solução analítica. Conforme se pode ver, quanto mais grosseira a malha, mais o perfil de velocidade se afasta da solução analítica. Assim, é necessário usar a malha mais refinada para que os erros na velocidade máxima sejam inferiores a 5 % (ver tabela 3.7). Na tabela 3.7 mostram-se ainda algumas informações relativas às três simulações, incluindo os erros nas soluções analíticas da velocidade máxima.

Tabela 3.4- Características das malhas tridimensionais

	Elementos sobre o raio	Nº total de nós	Nº total de células
Malha 1	10	2808	2088
Malha 2	20	11781	9200
Malha 3	30	33810	28202

Tabela 3.5- Erros associados à velocidade máxima

	L_{des}	$\bar{V} \text{ m/s}$	$V_{max_analitica} \text{ m/s}$	$V_{max_exp} \text{ m/s}$	Erro (%)
Malha 1	0,24	0,05	0,1	0,0826	17,6
Malha 2	0,24	0,05	0,1	0,0902	9,8
Malha 3	0,24	0,05	0,1	0,0950	4,6

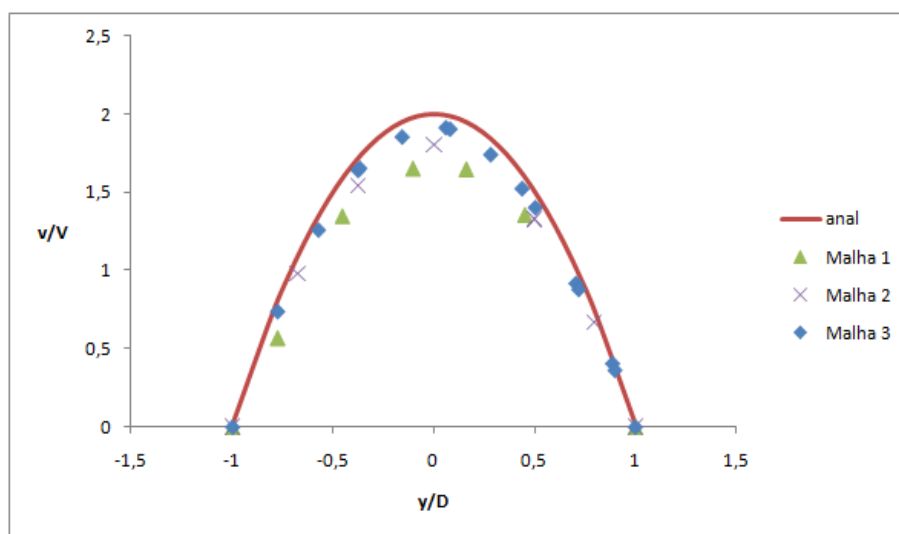


Figura 3.10- Perfis de velocidade obtidos numericamente para cada malha usando o modelo analítico ($x/D=36$)

3.3 Conclusão

Neste capítulo foram apresentados vários casos de teste e validação. Estas primeiras simulações usando o *FLUENT* permitiram validar o método de simulação e desenvolver as competências necessárias para realizar o objectivo deste trabalho, o estudo do escoamento do sangue em aneurismas simplificados. Em particular, ganhou-se sensibilidade no que diz respeito aos vários parâmetros a usar nas simulações, nomeadamente na criação de malhas (2D e 3D), imposição das condições fronteiras, esquemas de discretização, etc.

No escoamento entre placas paralelas comparou-se os resultados numéricos com a correspondente solução analítica do coeficiente de atrito calculado a partir do gradiente de pressão e calculado através da tensão de corte. Onde se conclui que as malhas mais refinadas com o tipo de discretização “*Quick*” contêm um erro inferior, às restantes. Um facto a realçar é de com a mesma malha obtermos erros diferentes para diferentes parâmetros, pois para o cálculo do coeficiente de atrito através do parâmetro tensão de corte tem um erro menor ao calculado pelo gradiente de pressão. Nos casos tridimensionais, estudou-se o caso de escoamento numa conduta e verificou-se o erro associado à velocidade. Esse mesmo é superior ao observado nos casos bidimensionais, devido à maior complexidade do escoamento. Assim sendo conclui-se que a malha intermédia, de 20 nós ao longo do raio garante uma precisão razoável tendo em conta o tempo de calculo exigido.

Finalizando o capítulo de validação conclui-se que as simulações numéricas bidimensionais realizaram-se com refinamento $\left(\Delta/d\right)$ de 0,05 com malha uniforme, enquanto as simulações tridimensionais serão com o refinamento de 20 nós ao longo do raio.

Os trabalhos apresentados neste capítulo mostram que tanto os conjuntos de casos bidimensionais como os tridimensionais, são precisos o suficiente para lidar com os estudos iniciais em aneurismas. O maior erro associado aos estudos tridimensionais é compensado de alguma forma com o factor de o comportamento do escoamento aproximar-se da realidade.

4 Geometrias

Embora as técnicas descritas anteriormente, secção 1.4.1, tenham aumentado significativamente a capacidade de detectar, tratar e estudar a doença vascular, não são adequadas para a aquisição de informações detalhadas e exaustivas do escoamento, até porque em alguns casos isso implica trabalho *in vivo*. Por exemplo é o caso da quantificação dos padrões de escoamento, tensão de corte e pressão na parede do aneurisma. Durante os últimos anos diversas estratégias experimentais e numéricas foram adoptadas para melhor compreender muitas das patologias que levam ao AVC (acidente vascular cerebral). Modelos simplificados *in vivo* foram utilizados pela primeira vez para caracterizar o comportamento do escoamento sob condições de fluxo diferentes. O uso de dispositivos de scanners 3D helicoidais tornaram possível reconstruir modelos reais, *in vivo*, de imagens médicas 3D de vasos sanguíneos. Como se explica igualmente na secção 1.4.1 também já há ferramentas que permitem o estudo das características do escoamento do sangue no aneurisma, como os perfis de velocidade, magnitude, periodicidade. O recurso exclusivo à experimentação é extremamente dispendioso e os modelos numéricos têm provado serem mais eficientes para prever o comportamento do fluxo sanguíneo no interior dos aneurismas. Eles são especialmente úteis não somente por as condições de funcionamento são controladas pelo utilizador, mas também quando se quer analisar os efeitos sobre a solução de perturbações no domínio de estudo.

A modelação matemática do escoamento de sangue e suas interacções mecânicas e biomecânicas com a parede vascular é muito complexa. Assim sendo iniciamos o estudo com casos 2D em que o sistema circulatório imposto é descrito em termos de forma transversal ao domínio. A simplicidade do modelo bidimensional, e por consequência a rapidez de execução da simulação, já permitem obter valores para a tensão de corte na parede do aneurisma, como a observação do padrão de escoamento no aneurisma, ou a distribuição da pressão e da velocidade. No entanto, para obter resultados mais detalhados e realistas sobre o fluxo do sangue em regiões específicas, como dentro dos aneurismas saculares, modelos 3D CFD devem ser implementados, o que é feito numa fase posterior num modo simplificado. Estes modelos podem fornecer valiosas informações como a tensão de corte na parede, a pressão distribuição, campo de velocidade do vector 3D. Dependendo da dimensão do domínio de cálculo e do tamanho da malha, podem ser determinados com mais ou menos precisão e custo, vórtices, recirculação e instabilidades de o fluxo de sangue ao longo do ciclo cardíaco.

Foram construídas geometrias para o estudo de aneurismas, que descrevessem casos simples de aneurisma saculares com refinamento escolhido na secção 3.2 para casos bidimensionais e na secção 3.3 para casos tridimensionais.

4.1 Malhas computacionais e condições fronteiras

Neste capítulo apresentam-se as geometrias com quais se realizaram as simulações numéricas. No estudo realizado não foi obrigatório reproduzir um caso de estudo real, logo simplificou-se a configuração do aneurisma. Como anteriormente citado, iniciamos o estudo em 2D, para dois casos, nomeadamente o de escoamento entre duas placas paralelas com a formação de um aneurisma numa delas e o caso em que o aneurisma se situa na ramificação do escoamento, denominado por bifurcação (figura 4.1 a) e b)). No caso da bifurcação foram estudadas duas configurações, uma simétrica e outra assimétrica.

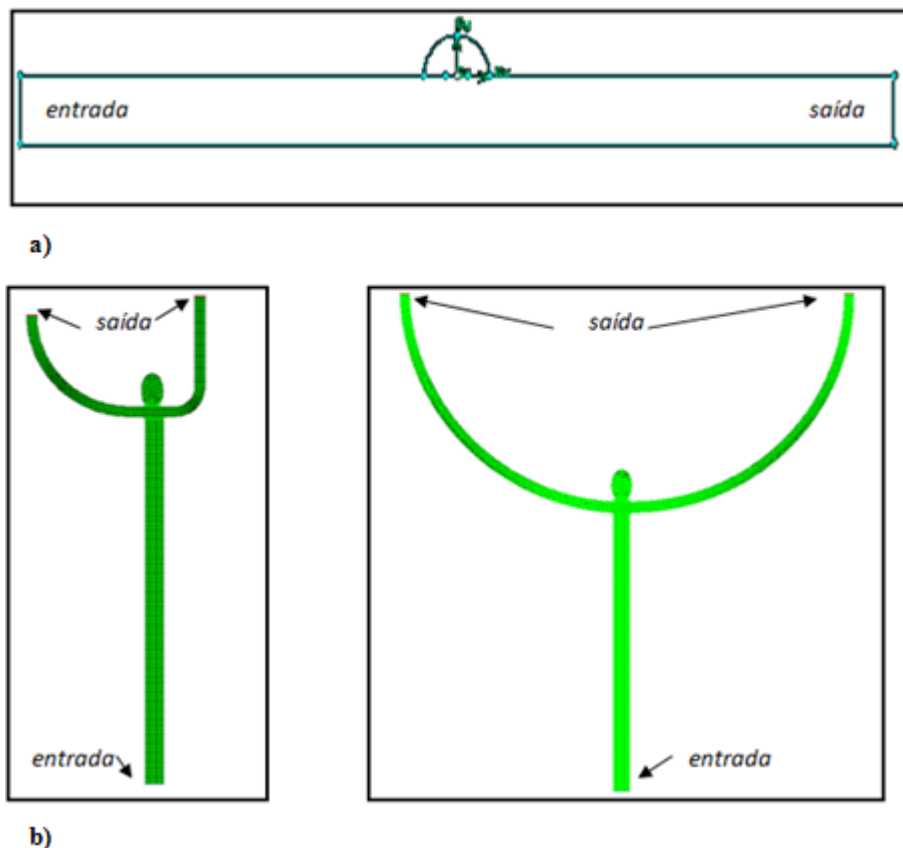
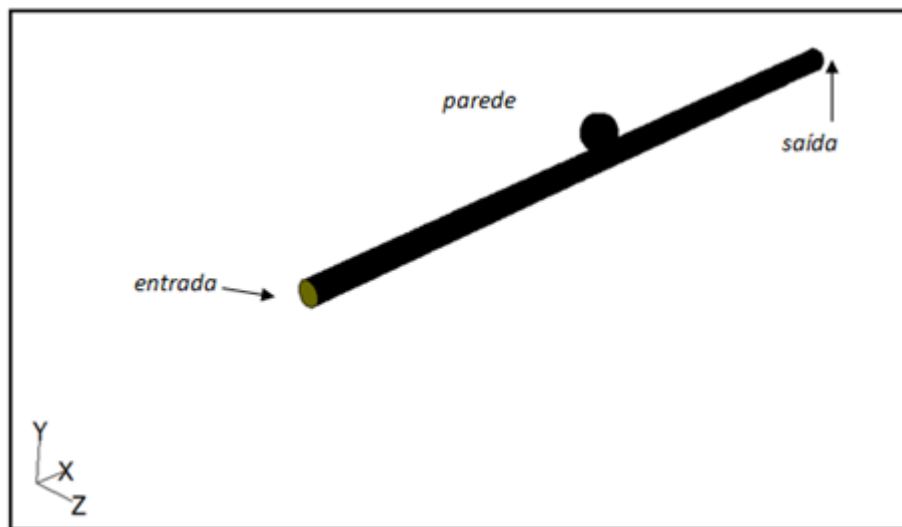


Figura 4.1- Representação esquemática de um aneurisma localizado numa conduta bidimensional a) e aneurisma localizado numa bifurcação assimétrica e simétrica b)

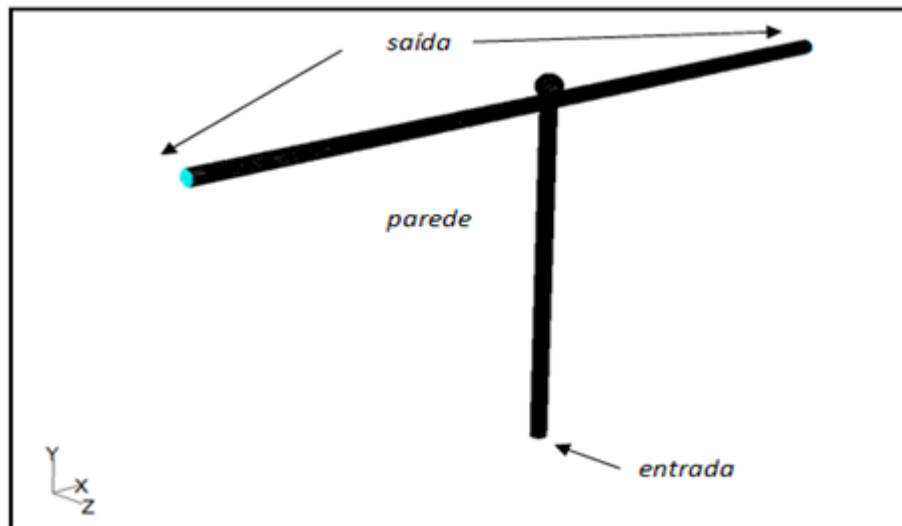
Com as malhas construídas foram impostas as seguintes condições de fronteira, como se pode observar na figura 4.1 para as geometrias bidimensionais e na figura 4.2 a) e b) para os estudos tridimensionais: nas paredes, que se compreendem pelos contornos, a condição de não-deslizamento, sendo a velocidade nula (opção *Wall* no *Fluent*); na entrada a condição de entrada por velocidade (opção *velocity inlet*); nas saídas a condição de saída por pressão (*pressure outlet*) [19, 20]. Nos cálculos de regime permanente em faces paralelas com aneurisma e aneurisma na bifurcação, quer nos casos bidimensionais como tridimensionais, impôs-se uma velocidade constante na entrada de $v = 0,2037 \text{ m/s}$ (caudal 1) e $v = 0,4074 \text{ m/s}$ (caudal 2), que correspondem a caudal volúmico $Q = 1 \text{ ml/s}$ e $Q = 2 \text{ ml/s}$, respectivamente. Estes

valores de velocidade permitem funcionar com números de Reynolds de 140 e 280, respectivamente, e referem-se a todos os casos bidimensionais e tridimensionais em regime permanente, pois as condições de entrada são iguais para todos. A entrada está suficientemente afastada da zona do aneurisma para permitir o desenvolvimento do escoamento antes da posição do aneurisma, como a saída está afastada para não influenciar o escoamento no aneurisma.

Os casos tridimensionais foram realizados nas configurações correspondentes aos casos bidimensionais, isto é, conduta circular com aneurisma e aneurisma localizado numa bifurcação, como se pode observar na figura 4.2 a) e b).



a)



b)

Figura 4.2- Geometria tridimensional de um aneurisma localizado numa conduta a) e numa bifurcação b).

Nos escoamentos pulsados recorreu-se a um UDF [22] (*User Defined Function*), apresentado no Apêndice D, para se impor uma velocidade que varia em função do tempo de acordo com a equação 2.1. Para caracterizar o regime pulsado optou-se por uma onda do tipo sinusoidal, com período de 1s, $w = 2 * \pi * t$, em que o valor da velocidade varia entre um valor máximo e zero, com a velocidade média de igual valor ao casos de regime permanente para o caudal 1 ($Q = 1 \text{ ml/s}$). Assim sendo, somou-se uma constante de valor unitário à equação que representa o regime pulsado, como se demonstra na equação 2.1.

$$v(t) = 0.2037.(1 + \sin(2\pi.t)) \quad (2.1)$$

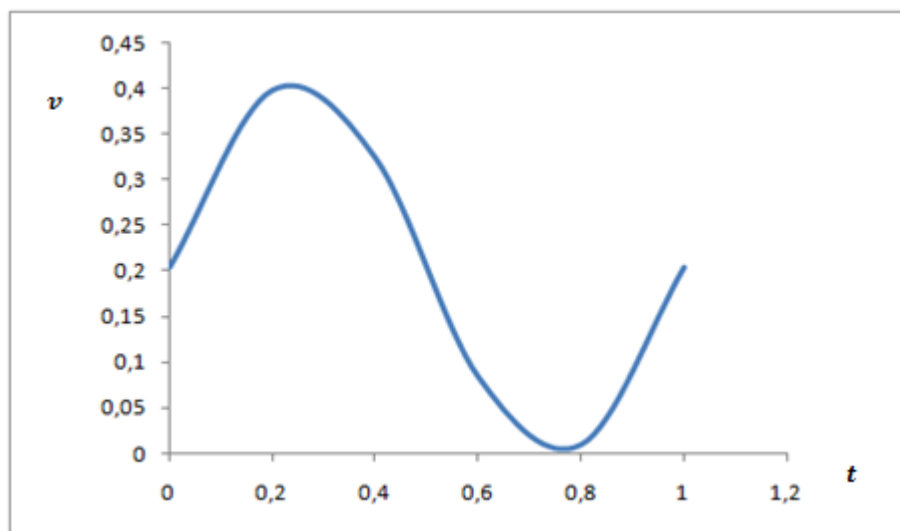


Figura 4.3- Perfil de velocidade do regime pulsado.

4.2 Casos de estudo

Na secção 1.5 “*Tipos de aneurisma*” indicamos as formas gerais em que nos baseamos para definir os aneurismas. Assim sendo procedeu-se ao desenvolvimento de um modelo matemático simplificado e descritivo de um aneurisma.

A forma geométrica bidimensional escolhida, para caracterizar o aneurisma, é a elipse, bem como as dimensões conhecidas: o eixo menor (a); a altura (h) e a distância de entrada (pescoço do aneurisma) (d_m). A partir das propriedades matemáticas da elipse [23] e das dimensões citadas anteriormente é possível determinar as restantes medidas necessárias para a construção do modelo de aneurisma, como é demonstrado no Apêndice A.

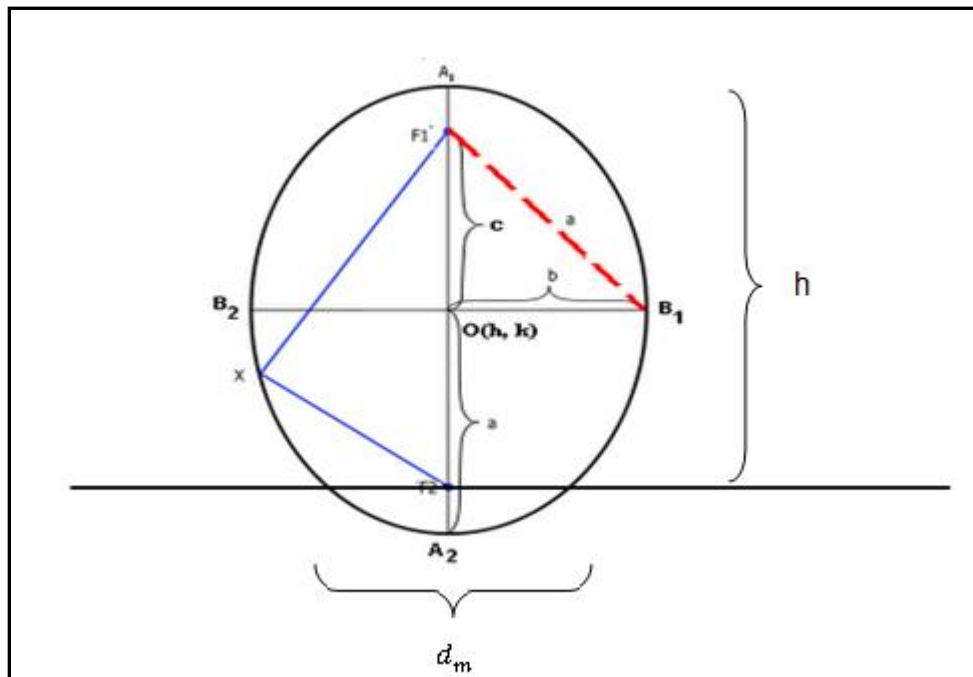


Figura 4.4- Representação da elipse com um dos focos coincidentes com a recta horizontal (adaptado de [16])

Na figura 4.4 representa-se a elipse com um dos focos coincidentes com a recta horizontal, bem como a nomenclatura usada, enquanto nas Tabelas 4.1 a 4.3 são indicadas todas as características geométricas dos aneurismas entre placas paralelas 2D usadas neste estudo, bem como o diâmetro da artéria onde esta localizado o aneurisma (d_a). Há três conjuntos de casos diferentes, denominados por $A1$, $A2$ e $A3$ seguido da numeração de cada subcaso, onde difere a altura do aneurisma para o mesmo diâmetro do pescoço do aneurisma (d_m): no primeiro caso ($A1$) esse diâmetro é de $3mm$ (tabela 4.1), enquanto os restantes casos são de $2mm$ ($A2$) e $4mm$ ($A3$), respectivamente.

Tabela 4.1- Características geométricas dos aneurismas entre placas paralelas 2D: caso 1.

	h (mm)	b (mm)	dm (mm)	da (mm)	e (mm)	a (mm)	c (mm)
$A1.1$	2	1,5	3	2,5	0	2	0
$A1.2$	3	1,75	3	2,5	0,515	1,980	1,015
$A1.3$	5	2,25	3	2,5	0,745	2,864	2,135
$A1.4$	7	2,5	3	2,5	0,8	3,889	3,111

Tabela 4.2- Características geométricas dos sistemas entre placas paralelas 2D: caso 2.

	h (mm)	b (mm)	dm (mm)	da (mm)	e (mm)	a (mm)	c (mm)
A2.2	3	1,5	2	2,5	0,745	1,718	1,281
A2.4	7	2	2	2,5	0,866	3,751	3,248

Tabela 4.3- Características geométricas dos aneurismas entre placas 2D: caso 3

	h (mm)	b (mm)	dm (mm)	da (mm)	e (mm)	a (mm)	c (mm)
A3.2	3	2,25	4	2,5	0,458	2,057	0,942
A3.4	7	3	4	2,5	0,745	4,010	2,989

Nos estudos de aneurisma numa bifurcação a configuração do aneurisma usada é a mesma que no caso A1.2. No estudo de bifurcação simétrica os casos são denominados por B0.5, B0.6 e B0.7. Enquanto na bifurcação assimétrica as alterações efectuadas foram relativamente à posição do aneurisma como estão evidenciadas na tabela 4.4 e a denominação é BA seguido do respectivo caso, para os aneurismas que sofrem deslocação de translação, e BR seguido da numeração do respectivo caso para os aneurismas que sofrem alteração de inclinação.

Tabela 4.4- Posições adoptadas pelo aneurisma no estudo da bifurcação.

	BA1	BA2	BA3	BA4	BA5	BA6	BR1	BR2	BR3	BR4
$X(m)$	-0.00005	-0.0001	-0.00015	0.0005	0.0001	0.00015	0	0	0	0
$Y(m)$	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
$\Phi(^{\circ})$	0	0	0	0	0	0	-10	-20	10	20

As configurações que se encontram sombreadas por azul são as que se realizou simulação. A figura 4.5 ilustra a geometria do aneurisma localizado numa bifurcação, onde se indica o eixo de referência.

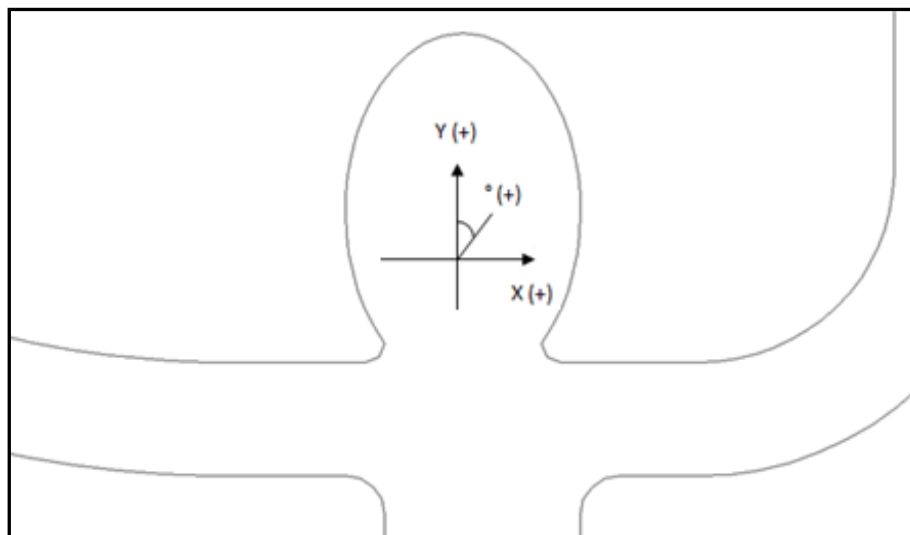


Figura 4.5- Pormenor da geometria do estudo da bifurcação assimétrica com eixo de referência

4.3 Malhas computacionais

4.3.1 Geometrias 2D

Neste capítulo apresentam-se as geometrias e malhas construídas para as simulações numéricas. A metodologia da construção de todas as geometrias bem como da malha está explicada no Apêndice B.

De seguida apresenta-se a configuração final da malha para o estudo de aneurisma localizado na parede de uma conduta bidimensional. Os casos apresentados na figura 4.6 a), b), c) e d) referem-se estudo *A1.1*, *A1.2*, *A1.3* e *A1.4*, respectivamente. Pode-se observar a uniformidade da malha ao longo da conduta, enquanto no aneurisma tal uniformidade é difícil obter devido à configuração elíptica do aneurisma. Um método para atenuar a não uniformidade no interior do aneurisma foi “obrigar” a construção da malha com auxílio de configurações quadradas ou elípticas no interior do mesmo, nas quais eram seleccionados o números de nós, o que também é observado nas figura 4.6 a), b), c) e d).

A construção das restantes malhas, dos vários casos de estudo, é semelhante.

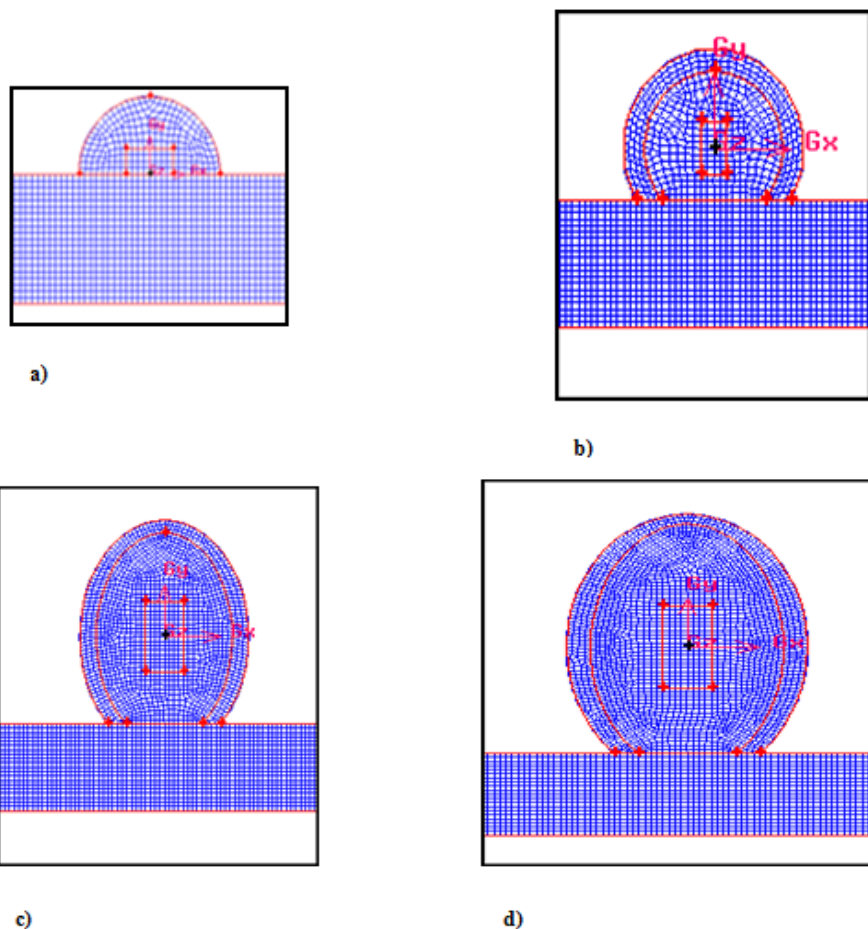


Figura 4.6- Pormenor da malha computacional final dos aneurismas usada no estudo de aneurismas em placas paralelas A1.#.

Para os restantes casos de estudo (A2 e A3) variou-se a largura do pescoço do aneurisma (d_m), mas as malhas apresentam características semelhantes, para graus de refinamento iguais. De seguida representa-se na tabela 4.5 com as características de todas as malhas em que se consideram aneurismas numa conduta bidimensional.

Tabela 4.5- Características das malhas de aneurisma em faces paralelas.

	Nº total de nós	Nº de elementos	$\delta x/d \min = \delta y/d \min$
A1.1	20392	19407	0,025
A1.2	20709	19716	0,025
A1.3	21767	20738	0,025
A1.4	22662	21613	0,025
A2.2	21074	20056	0,025
A2.4	21982	20939	0,025
A3.2	21254	20249	0,025
A3.4	22968	21923	0,025

O caso seguinte a ser descrito é o da bifurcação simétrica e assimétrica, a construção dos vários casos deste tipo têm o mesmo procedimento. O diâmetro da veia de entrada permanece igual ao caso anterior, enquanto as veias de saída têm um diâmetro cujo valor é 0,003m e 0,002m, respectivamente. A primeira malha construída foi a mais simples possível. Contudo, sendo a geometria e o escoamento simétricos, não existe escoamento no interior do aneurisma tendo o caso pouco interesse. A figura 4.7 representa a malha desse mesmo caso, que é semelhante à usada nos casos seguintes, e na tabela 4.6 apresenta-se as características da mesma.

Tabela 4.6- Características das malhas usadas no estudo da bifurcação com aneurisma simétrico.

	Nº total de nós	Nº de elementos	$\delta x/d \min = \delta y/d \min$
Bifurcação 0 (B0)	32623	31084	0,025

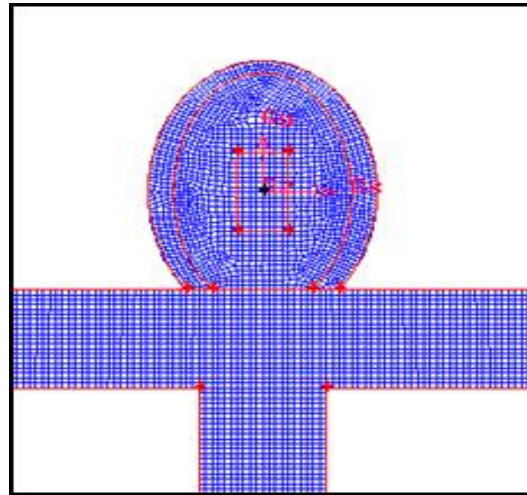


Figura 4.7- Pormenor da malha computacional do aneurisma simples usado na bifurcação simétrica.

Para obter um escoamento no interior do aneurisma, no caso do aneurisma numa bifurcação simétrica, impôs-se diferentes taxas de escoamento para a saída da direita, 50%, 60% e 70%, enquanto o restante do caudal segue pela saída da esquerda. Em alternativa construiu-se uma configuração em que os canais adjacentes à entrada apresentam curvaturas diferentes e na mesma alterou-se a posição do aneurisma, tanto em termos de translação como de inclinação com o eixo vertical. O processo de construção foi em tudo semelhante ao caso de “*Aneurisma numa bifurcação simétrica*”. A figura 4.8 mostra a configuração geométrica final do aneurisma numa bifurcação assimétrica (*BA1*) em pormenor, enquanto a figura 4.9 mostra a configuração final da malha do aneurisma do mesmo caso que sofre alteração da inclinação com o eixo vertical (*BR1*). As características das malhas deste último caso estão sumarizadas na tabela 4.7.

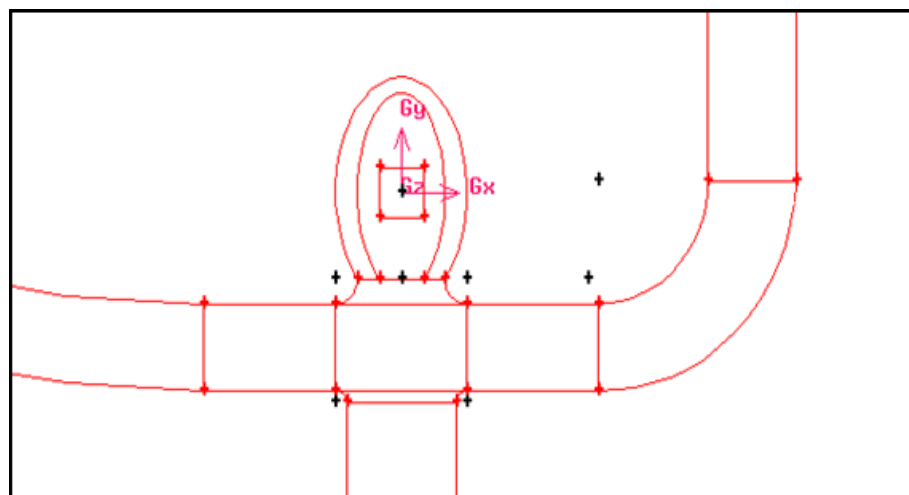


Figura 4.8- Configuração final do aneurisma opcional em caso de bifurcação assimétrica.

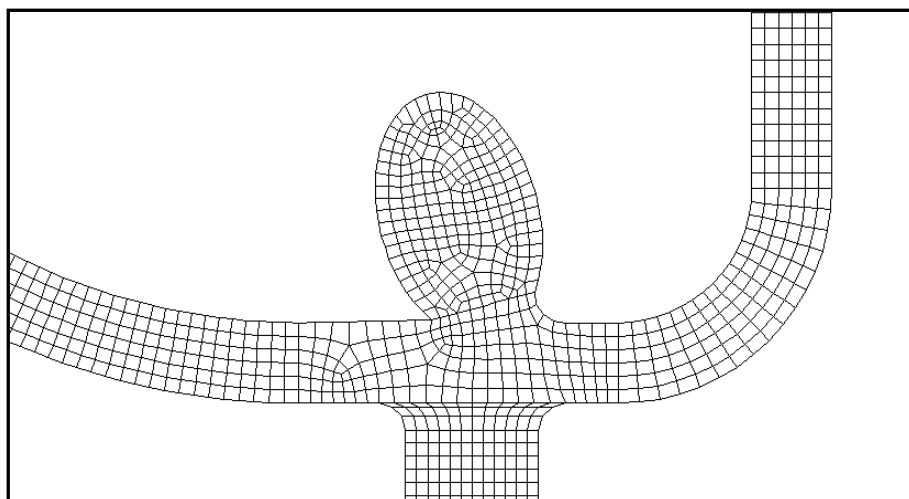


Figura 4.9- Configuração final do aneurisma opcional em caso de bifurcação assimétrica com alteração da inclinação

Tabela 4.7- Características das malhas usadas no estudo da bifurcação com aneurisma assimétrico.

	<i>Nº de nós</i>	<i>Nº de elementos</i>	$\delta x/d \min = \delta y/d \min$
<i>BA1</i>	<i>39142</i>	<i>35383</i>	<i>0,025</i>
<i>BA2</i>	<i>42115</i>	<i>38211</i>	<i>0,025</i>
<i>BA3</i>	<i>40027</i>	<i>36353</i>	<i>0,025</i>
<i>BA4</i>	<i>38806</i>	<i>35102</i>	<i>0,025</i>
<i>BA5</i>	<i>38555</i>	<i>35800</i>	<i>0,025</i>
<i>BA6</i>	<i>39205</i>	<i>35480</i>	<i>0,025</i>
<i>BR1</i>	<i>39300</i>	<i>35523</i>	<i>0,025</i>
<i>BR2</i>	<i>38932</i>	<i>34185</i>	<i>0,025</i>
<i>BR3</i>	<i>38972</i>	<i>35226</i>	<i>0,025</i>
<i>BR4</i>	<i>38942</i>	<i>35192</i>	<i>0,025</i>

4.3.2 Geometria 3D

Na geometria 3D usam-se os mesmos casos analisados aos estudados em 2D, isto é, escoamento num vaso sanguíneo simples (*A1*) e a bifurcação simétrica (*B0*) ambos com aneurisma saculares. A construção destas é explicada igualmente no Apêndice B.

A conduta de entrada e saída tem como dimensão, para o caso de um aneurisma num vaso sanguíneo (*A3D*), a mesma que no caso bidimensional ($0,072m$) pelos mesmos motivos, enquanto o diâmetro da mesma é de $0,0025m$ e o raio do aneurisma é $0,002m$. No caso de um aneurisma numa bifurcação (*B3D*) a conduta de entrada e saída, como o aneurisma tem as mesmas dimensões do caso *A3D*, pelas mesmas razões. De referir que cada ramal da conduta de saída tem $0,072m$ de comprimento. Na tabela 4.8 indicam-se as referidas medidas das geometrias adimensionalizadas.

Tabela 4.8- Características das geometrias simples tridimensionais.

	$r \text{ (m)}$	$L/d_{conduta}$
<i>Esfera</i>	$0,002$	-
<i>Conduta entrada</i>	$0,0025$	$28,8$
<i>Conduta saída</i>	$0,002$	$57,6$

Finalizado o posicionamento dos vários elementos procedeu-se a junção dos mesmos pelo comando “*Merge*”, obtendo-se os conjuntos finais representados na figura 4.10 e 4.11

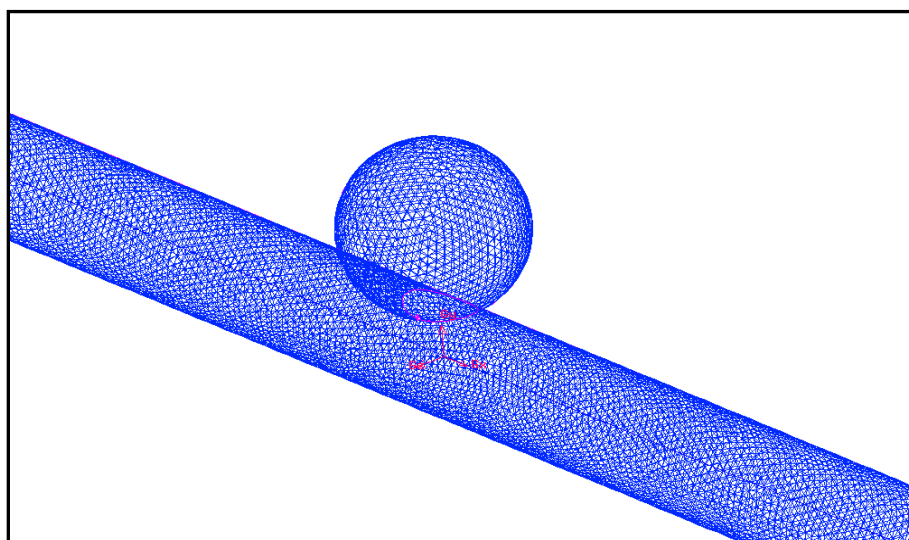


Figura 4.10- Configuração final do aneurisma numa conduta tridimensional.

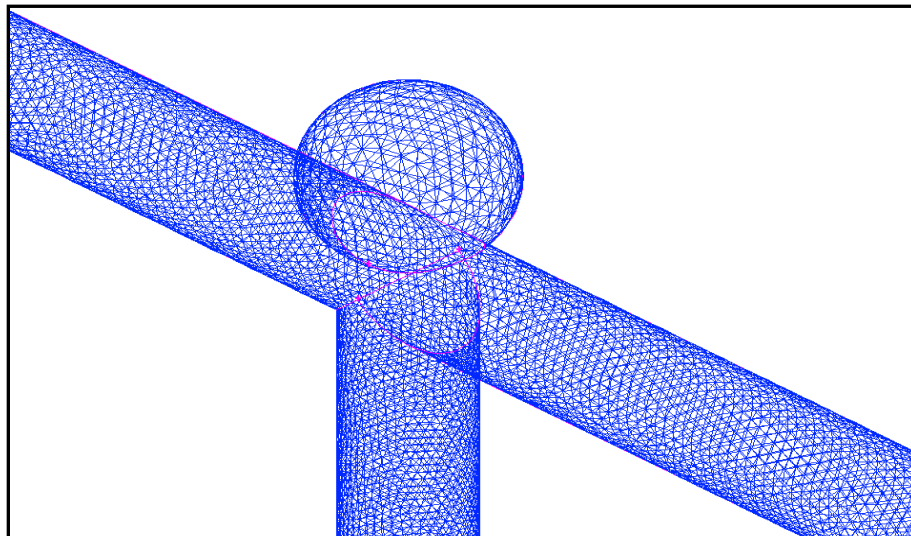


Figura 4.11- Configuração final do aneurisma na bifurcação tridimensional.

Em relação ao refinamento da malha foram escolhidos de forma a obter 20 elementos em todo o raio do vaso, como concluído na secção de validação 3.5 ser um valor de refinamento adequado. O número de pontos e os elementos de cada malha são mostrados na tabela 4.9.

Tabela 4.9- Características das malhas tridimensionais.

	<i>Nº elementos no raio</i>	<i>Nº de nós</i>	<i>Nº de volumes</i>
<i>Caso 1</i>	<i>30</i>	<i>31456</i>	<i>144511</i>
<i>Caso 2</i>	<i>30</i>	<i>57944</i>	<i>263549</i>

5 Resultados e Discussão

Conforme descrito na secção anterior, neste trabalho optou-se por estudar o escoamento em aneurismas do tipo sacular, avaliando o efeito de diversas variáveis nos padrões de escoamento e nos campos de velocidade e tensões, que se julgam ter um papel importante na ruptura do aneurisma. Para tal consideraram-se aneurismas unilobulares (por razões de simplicidade) com diversas configurações. Em termos de localização do aneurisma consideraram-se dois casos distintos: um primeiro caso mais simples, em que o aneurisma está localizado na parede de um vaso sanguíneo (denominado aqui por aneurisma **A**); e outro em que o aneurisma está localizado numa bifurcação (aneurisma **B**) que pode ser simétrica e assimétrica. Para cada um destes casos, fez-se ainda variar a forma, tamanho e orientação do aneurisma conforme detalhados nas tabelas 4.1 a 4.4 da secção 4.1. Começou-se por fazer o estudo paramétrico em geometrias 2D que permitem efectuar simulações mais rápidas. Adicionalmente, foram ainda efectuadas algumas simulações 3D em geometrias seleccionadas de modo a exemplificar a complexidade do escoamento num aneurisma mais próximo do real.

Dada a complexidade do tema e tempo disponível para a realização do trabalho, foi considerado um conjunto de simplificações nos cálculos numéricos, nomeadamente:

- Um modelo newtoniano para descrever o comportamento reológico do sangue;
- Escoamento não pulsado, em que a velocidade de entrada não varia no tempo;
- Que as paredes dos vasos sanguíneos e dos aneurismas são rígidas e não apresentam rugosidades;
- Aneurismas unilobulares, cuja forma é descrita por elipsóides.

5.1 Aneurisma localizado na parede de uma conduta 2D

A apresentação deste estudo inclui os aneurismas A1.2, A2.2, A3.2, A1.4, A2.4, A3.4 com o caudal 1 para o padrão de escoamento e restantes características, enquanto os restantes casos são apresentados no Apêndice C. Isto devido à semelhança do escoamento dos diferentes aneurismas para diferentes caudais. A selecção dos aneurismas A#.2 para apresentação deve-se ao facto dos casos de bifurcação usarem a mesma geometria de aneurisma, o que permite uma melhor comparação dos resultados.

Através da figura 5.1 a) e b), referente ao caso A1.2, observa-se que os vectores ao longo do vaso sanguíneo, longe do aneurisma, têm sentido horizontal, isto é, a montante do aneurisma o escoamento é essencialmente axial sendo a componente longitudinal de velocidade aproximadamente nula. À medida que o fluido se aproxima do aneurisma, o campo de velocidade sofre uma ligeira alteração. No referido aneurisma o escoamento

percorre todo o domínio mas por sua vez o sentido da velocidade é totalmente diferente, observando-se a existência de um vórtice. Outro facto que é possível observar é que na metade direita do aneurisma a velocidade é superior à do topo e à da metade esquerda do mesmo.

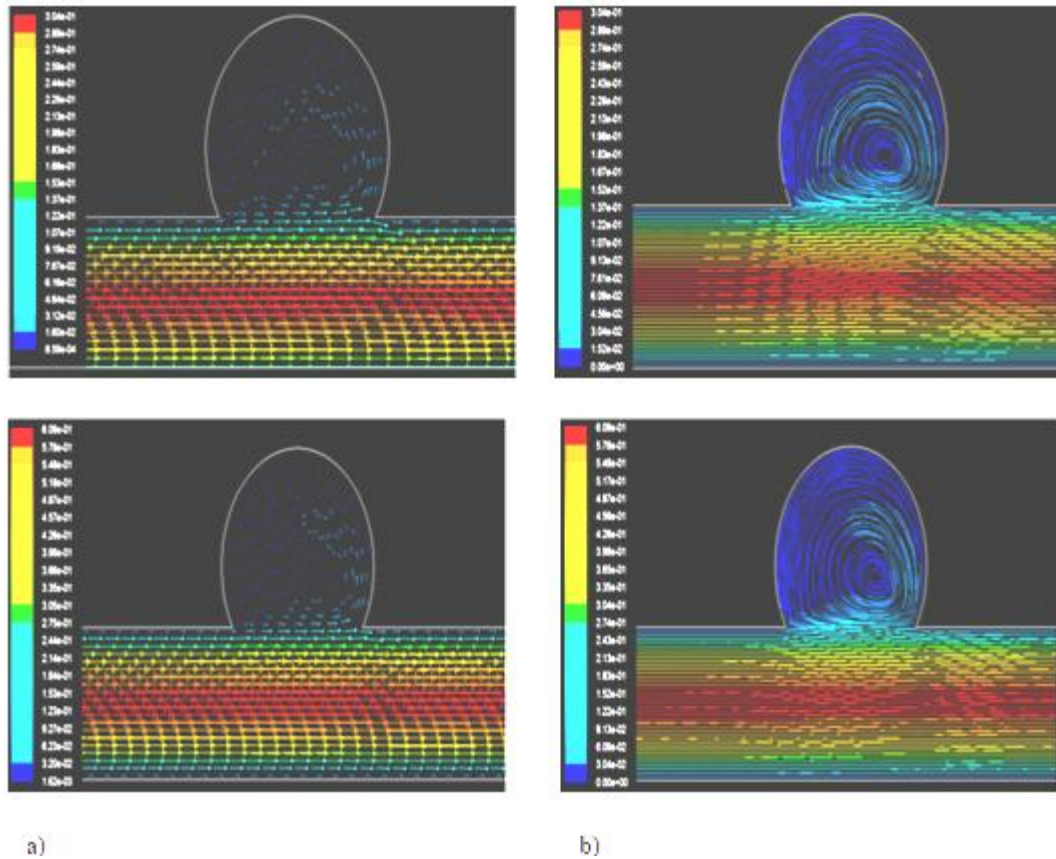
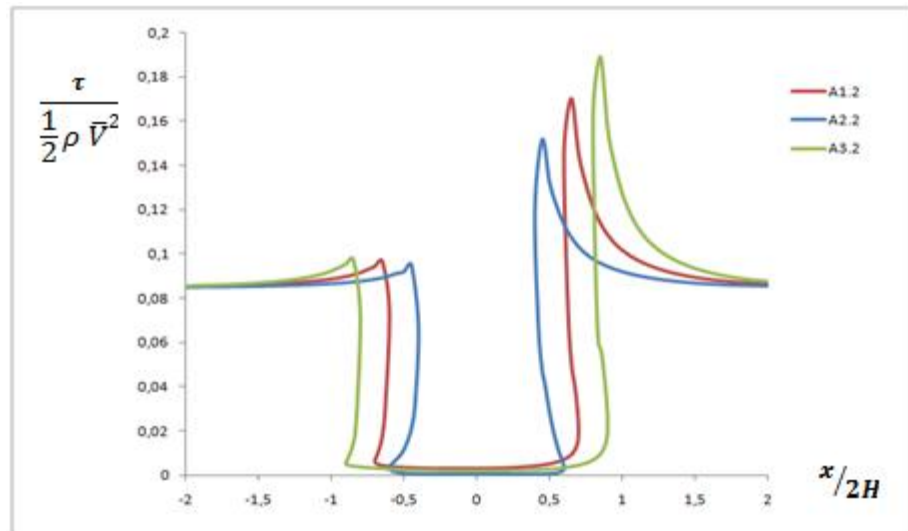
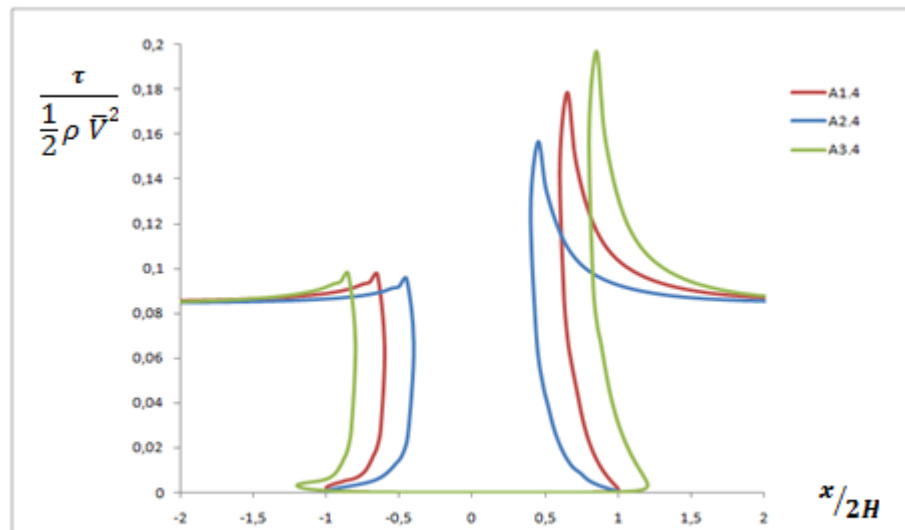


Figura 5.1- Campo de velocidade (a) e padrão de escoamento (b) no caso de aneurisma A1.2 para os dois caudais em ordem decrescente. Escala representa a magnitude da velocidade.

Para melhor percepção dos resultados obtidos por simulação apresentam-se os perfis da tensão de corte na parede do aneurisma nas figuras 5.2 a) e b) dos diferentes casos com altura (h) 3mm e 7mm para o caudal 1, respectivamente. Todas as grandezas apresentadas estão adimensionalizadas pela energia cinética, $Ec = \frac{1}{2} \cdot \rho \cdot \bar{V}^2$ e a velocidade usada é a velocidade média.



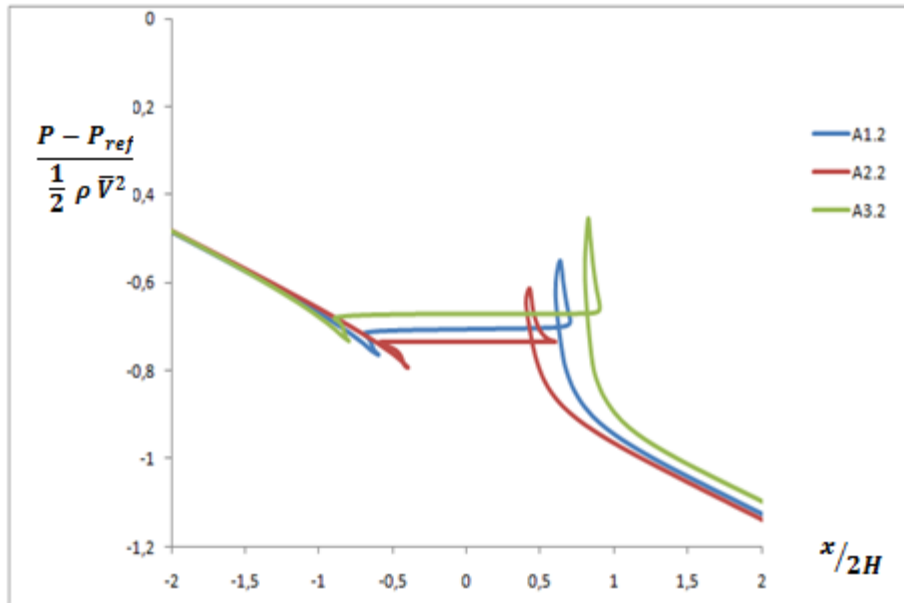
a)



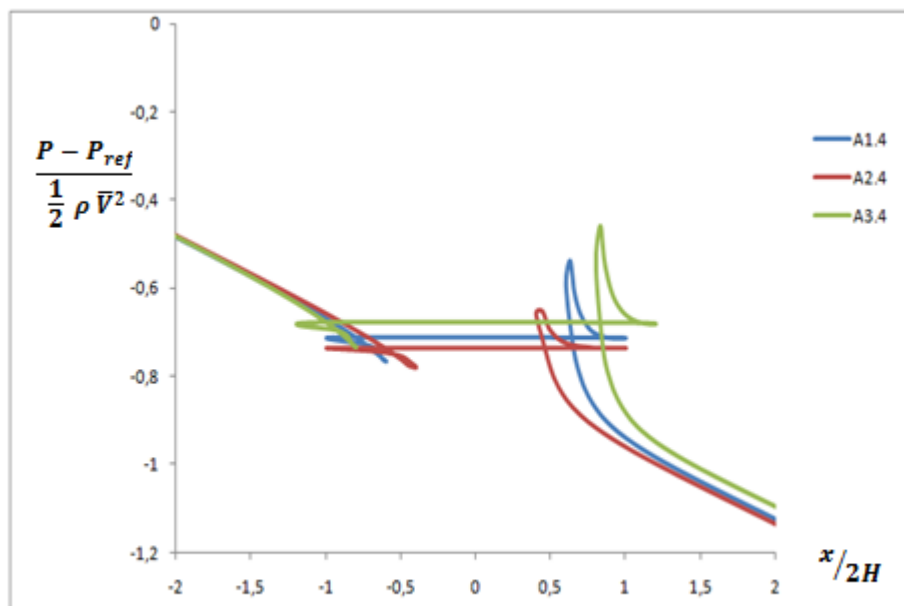
b)

Figura 5.2- Perfil de tensão de corte para os diferentes diâmetros de entrada a) $h=3\text{mm}$ b) $h=7\text{mm}$ ao longo da parede da conduta do vaso sanguíneo e no aneurisma na placa paralela com caudal 1

A título ilustrativo indica-se o perfil de pressão, um parâmetro não tão importante para a ruptura do aneurisma, na figura 5.3 a) e b). A pressão de referência tem valor de 101325 Pascal e encontra-se no centro da conduta a uma distância de $x = -0,012\text{mm}$ da origem das coordenadas (figura 4.1 a)), isto para todos os casos de aneurisma localizado na parede de uma conduta bidimensional.



a)



b)

Figura 5.3- Perfil de pressão para os diferentes diâmetros de entrada a) $h=3\text{mm}$ b) $h=7\text{mm}$ ao longo da parede da conduta do vaso sanguíneo e no aneurisma na placa paralela com caudal 1

Pode-se observar que ao longo do vaso sanguíneo a tensão de corte permanece constante até à proximidade do aneurisma, onde aumenta ligeiramente para no interior do aneurisma diminuir bruscamente. Para todos os casos, a tensão na parede do aneurisma é substancialmente inferior à tensão sentida no vaso sanguíneo, contudo não é igual em toda a superfície. Alias, no interior do aneurisma a tensão de corte baixa para valores aproximadamente nulos, com vantagem para os aneurismas mais altos. No vértice posterior encontra-se a tensão de corte máxima, para todos os casos, que aumenta proporcionalmente com o aumento da entrada do aneurisma.

Os valores das tensões de corte máximos e mínimos na parede são sumarizados na tabela 5.1 para todos os casos de estudo

Tabela 5.1- Valores de tensão de corte e pressão no aneurisma

		$\tau_{conduta} / \frac{1}{2} \rho \bar{V}^2$	$\tau_{max} / \frac{1}{2} \rho \bar{V}^2$	$\tau_{min} / \frac{1}{2} \rho \bar{V}^2$
A1.1	caudal1	0,085	0,165	0,008
	caudal2	0,042	0,081	0,006
A1.2	caudal1	0,085	0,172	0,002
	caudal2	0,042	0,081	0,002
A1.3	caudal1	0,085	0,178	0,001
	caudal2	0,042	0,085	0,001
A1.4	caudal1	0,085	0,177	8,30E-06
	caudal2	0,042	0,085	2,75E-06
A2.2	caudal1	0,085	0,152	2,778E-05
	caudal2	0,042	0,074	1,284E-05
A2.4	caudal1	0,085	0,157	3,12E-05
	caudal2	0,042	0,076	3,00E-06
A3.2	caudal1	0,085	0,189	0,002
	caudal2	0,042	0,093	0,001
A3.4	caudal1	0,085	0,197	1,23E-04
	caudal2	0,042	0,095	1,17953E-05

Tabela 5.2- Relação entre a tensão no interior do aneurisma e do vaso sanguíneo.

		$\tau_{max}/\tau_{conduta}$ (%)	$\tau_{min}/\tau_{conduta}$ (%)
A1.1	<i>caudal1</i>	195	9,534
	<i>caudal2</i>	190	15,77
A1.2	<i>caudal1</i>	195	9,493
	<i>caudal2</i>	196	3,151
A1.3	<i>caudal1</i>	209	0,133
	<i>caudal2</i>	201	0,262
A1.4	<i>caudal1</i>	208	0,009
	<i>caudal2</i>	201	0,006
A2.2	<i>caudal1</i>	178	0,033
	<i>caudal2</i>	175	0,030
A2.4	<i>caudal1</i>	184	0,036
	<i>caudal2</i>	178	0,007
A3.2	<i>caudal1</i>	221	2,331
	<i>caudal2</i>	219	2,318
A3.4	<i>caudal1</i>	231	0,145
	<i>caudal2</i>	224	0,028

Como se constata pelos valores da tabela 5.1 a tensão de corte no vaso sanguíneo é idêntica para todos os casos, com o mesmo caudal, bem como a tensão máxima, enquanto a tensão mínima diminui bruscamente com o aumento da dimensão do aneurisma.

A tabela 5.2 indica a relação entre a tensão de corte máxima e a mínima com a tensão de corte da conduta. Em que para todos os aneurismas a tensão de corte máxima é sensivelmente o dobro da tensão de corte da conduta.

A pressão tem um comportamento bastante homogêneo para todas as geometrias. Analisando o parâmetro de pressão, na figura 5.3 a) e b), é possível ver que a montante e a jusante do aneurisma a perda de carga ao longo da conduta é aproximadamente constante, conforme esperado. No entanto no aneurisma existe uma ligeira perturbação no

perfil de pressão, esta aumenta ligeiramente para depois ter um comportamento linear. Na zona do aneurisma os perfis correspondentes aos casos de estudo sobrepõem-se, o que indica que a pressão no aneurisma depende maioritariamente da configuração do mesmo. Tal como no caso da tensão, a pressão sentida no aneurisma é maior na face da direita, o que provoca que a pressão máxima esteja próximo do vértice de interface com o vaso dessa mesma face. Enquanto na face oposta a pressão se desenvolve de maneira oposta.

De seguida são apresentadas as localizações das tensões de corte e pressão máximas e mínimas para o aneurisma A1.2, os restantes casos são semelhantes.

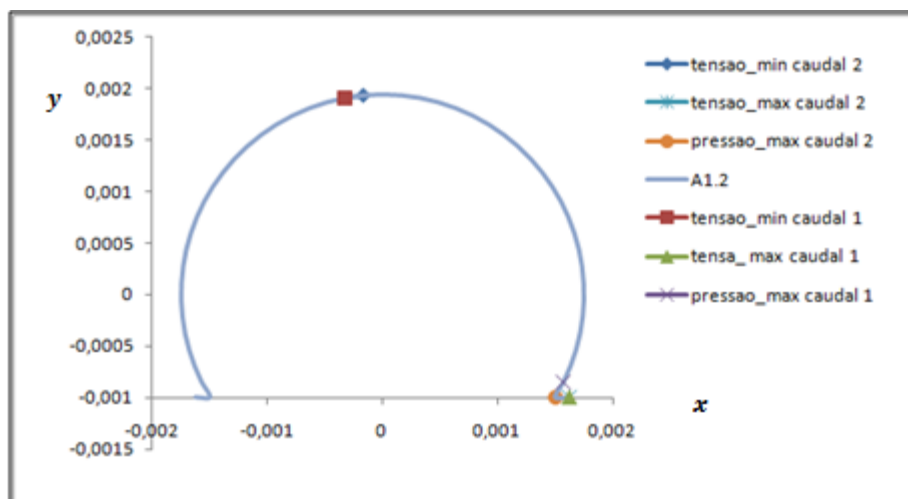


Figura 5.4- Posição de valores máximos e mínimos do caso A1.2, para caudal 1 e caudal 2.

A posição da tensão de corte máxima é no vértice posterior, ao escoamento, do aneurisma com a face da conduta e é a mesma para todos os casos. Enquanto a tensão mínima é sentida no interior do aneurisma na metade esquerda em posições ligeiramente diferentes para os dois caudais, sendo essa diferença maior para os aneurismas com menor altura e o oposto para altos. Em relação à posição da pressão máxima é semelhante na mesma para todos os casos, isto é, na face direita próxima do vértice da tensão de corte máxima. Tais posições podem ser observadas na figura 5.4.

De seguida apresentamos o perfil de velocidade ao longo do eixo vertical, na figura 5.5, correspondente à posição central do aneurisma A1.1, A1.2, A1.3 e A1.4. Observa-se que a velocidade no interior do aneurisma é muito inferior à sentida no vaso sanguíneo, o que justifica os valores baixos de tensão de corte no aneurisma. Conclui-se igualmente que o perfil de velocidade no vaso sanguíneo não sofre qualquer alteração, enquanto no aneurisma este se alonga de acordo com aneurisma e que a velocidade máxima deste aproxima-se mais da velocidade de entrada com o aumento da altura.

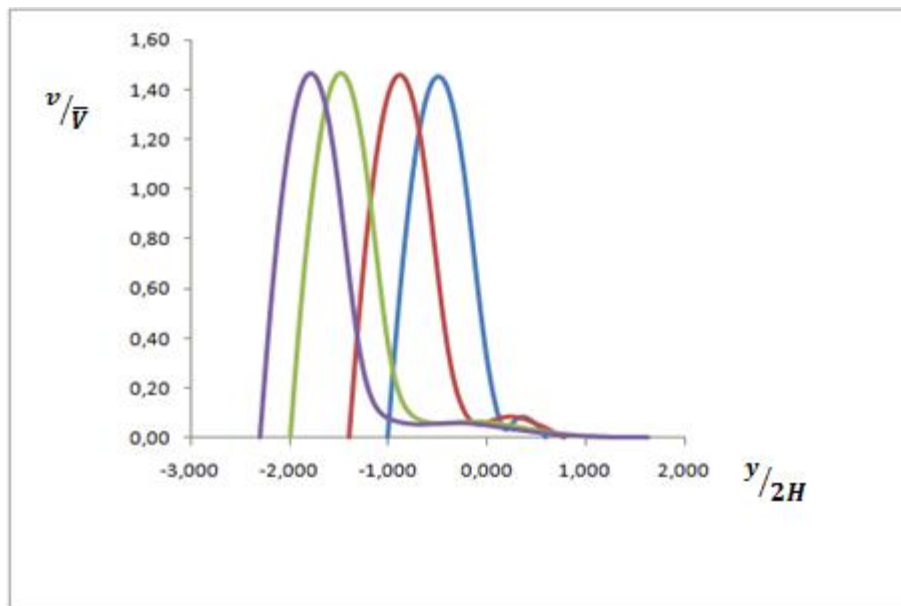


Figura 5.5- Perfil de velocidade para $\Delta x/d = 0$, centro do aneurisma e conduta

Finalizada a apresentação dos diferentes casos de estudo do aneurisma localizado numa conduta bidimensional conclui-se que no interior do aneurisma a pressão e tensão de corte tem comportamento linear com valores nulos para a tensão de corte e que os valores máximos estão no vértice posterior do aneurisma. A relação entre a tensão máxima com a tensão de corte da conduta é semelhante em todos os casos, isto é, a tensão máxima é sensivelmente superior 2x à tensão da conduta, mas com tendência a aumentar com o aumento da largura de entrada do aneurisma. Este último facto demonstra que a formação do aneurisma tem uma progressão positiva, isto é, ao longo que o aneurisma dilata devido aos esforços estes mesmos esforços aumentam com a dilatação.

5.2 Aneurisma localizado numa bifurcação simétrica

Nesta secção apresenta-se o caso de um aneurisma localizado numa bifurcação simétrica, no qual se varia a percentagem de caudal de saída por cada ramal.

Como referido atrás o parâmetro alterado foi a capacidade de escoamento de saída, assim apresenta-se os casos em que no vaso sanguíneo à direita permite a saída de 50% seguido dos casos que passa 60% e 70% do caudal de entrada, respectivamente. O estudo foi realizado para os dois caudais, caudal 1 ($Q1 = 1 \text{ ml/s}$) e caudal 2 ($Q2 = 2 \text{ ml/s}$).

A figura 5.6 a) e b) ilustra os padrões de escoamento dos referidos casos. No aneurisma o escoamento é muito lento e existe uma maior incidência no vértice do lado direito, consoante a maior passagem de caudal o que provoca o aumento da tensão de corte. De salientar que no interior do aneurisma existe a formação de vórtices mas de baixo valor.

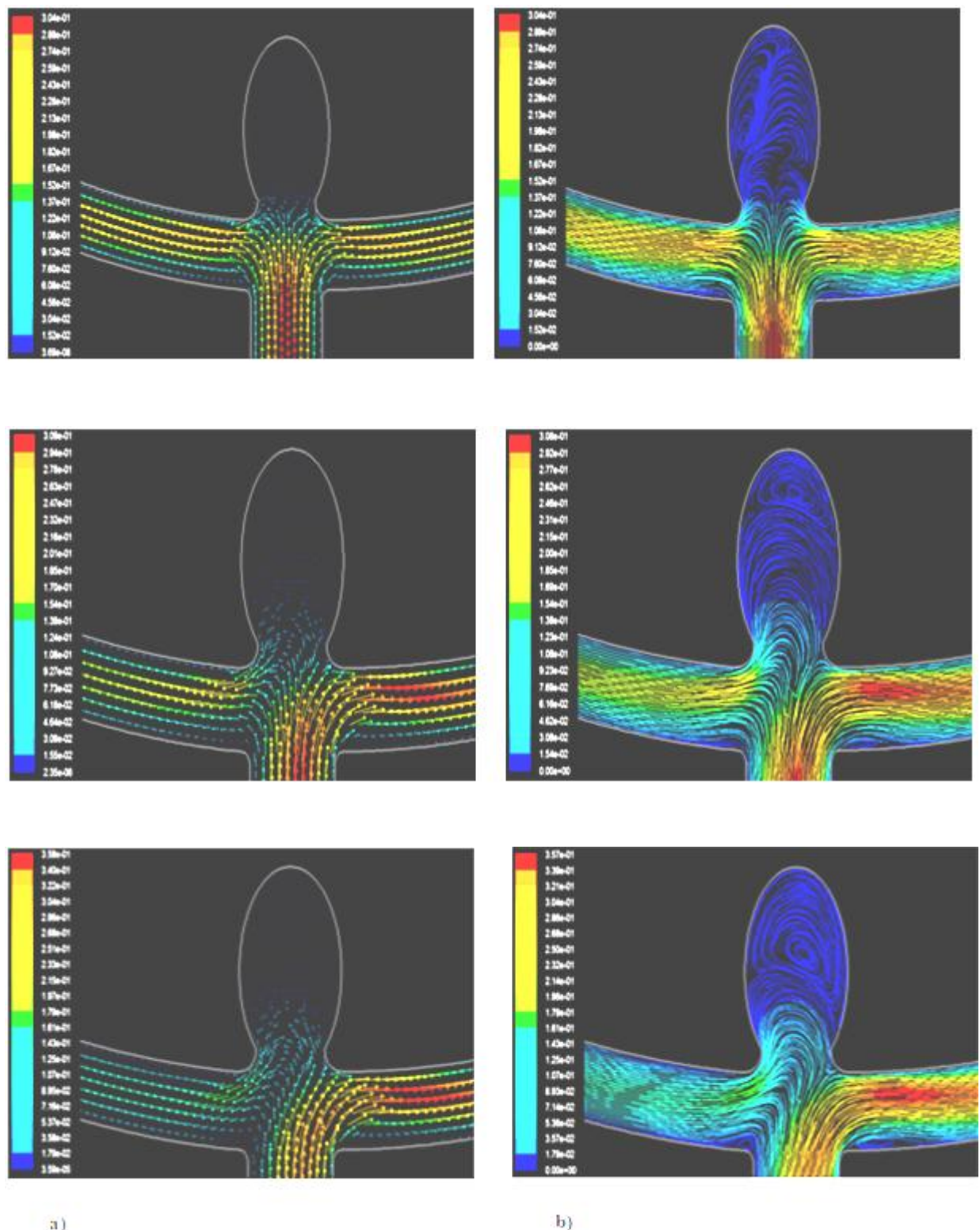


Figura 5.6- Campo de velocidade (a) e padrão de escoamento (b) no caso de aneurisma B0.5, B0.6 e B0.7 para $Q = 1 \text{ ml/s}$. Escala representa a magnitude da velocidade.

Pode-se observar na figura 5.7 a diferença de escoamento, com o aumento do caudal (caudal 2). Nas saídas as diferenças permanecem pelos mesmos motivos, no entanto a grande diferença, para o caudal 2, é no comportamento do escoamento no

interior do aneurisma. Com o favorecimento na passagem de caudal numa das saídas o escoamento no interior do aneurisma torna-se mais uniforme, isto é, no caso inicial havia formação de vários vórtices, mas nestes casos existe a formação do vórtice de entrada e no topo do aneurisma. Este aumenta de dimensão com o aumento da percentagem de caudal numa das saídas.

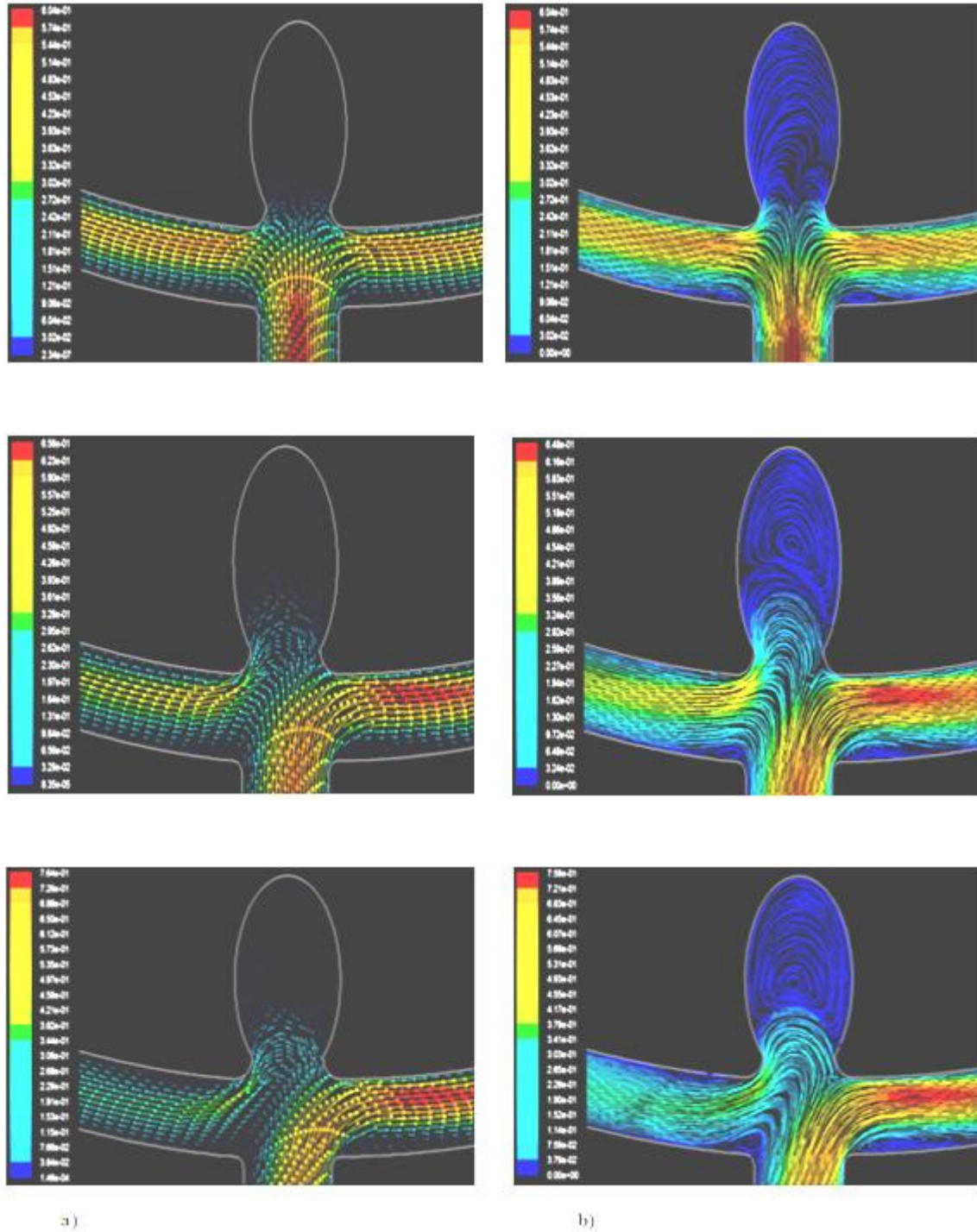
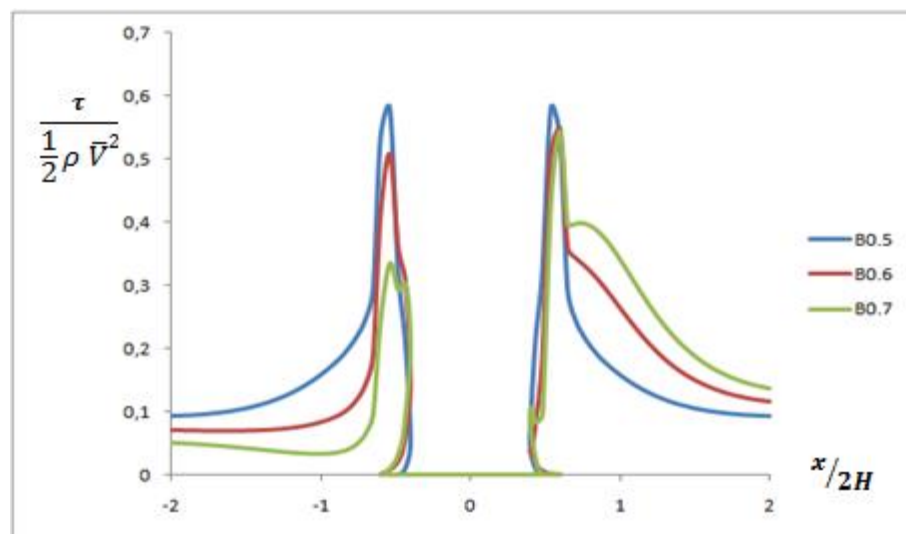


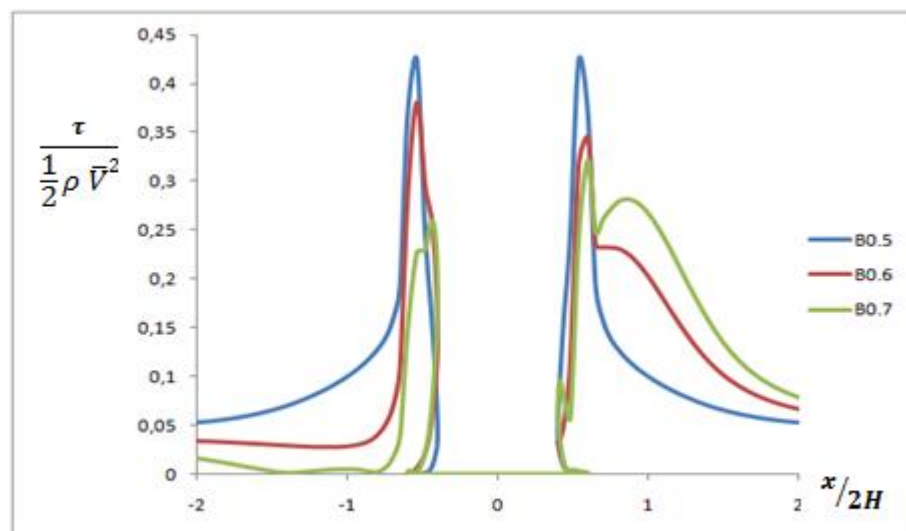
Figura 5.7- Campo de velocidade (a) e padrão de escoamento (b) no caso de aneurisma B0.5, B0.6 e B0.7 para $Q = 2 \text{ ml/s}$. Escala representa a magnitude da velocidade.

Com o caudal 2 as diferenças são somente no tamanho dos vórtices, pois no escoamento não existe alteração.

Para comprovar as deduções anteriormente citadas, representou-se os gráficos adimensionalizados referentes à tensão de corte como da pressão no aneurisma para todos os casos. Inicialmente apresenta-se a figura 5.8 a) b), referente à tensão de corte e na figura 5.9 a) b) a pressão para os dois caudais. Mais uma vez a pressão de referência tem valor de 101325 Pascal e esta localizada no centro da conduta de entrada a uma distância de $y = -0,012 \text{ mm}$ do eixo de coordenadas (figura 4.5), isto é aplicado em todos os casos de bifurcação.

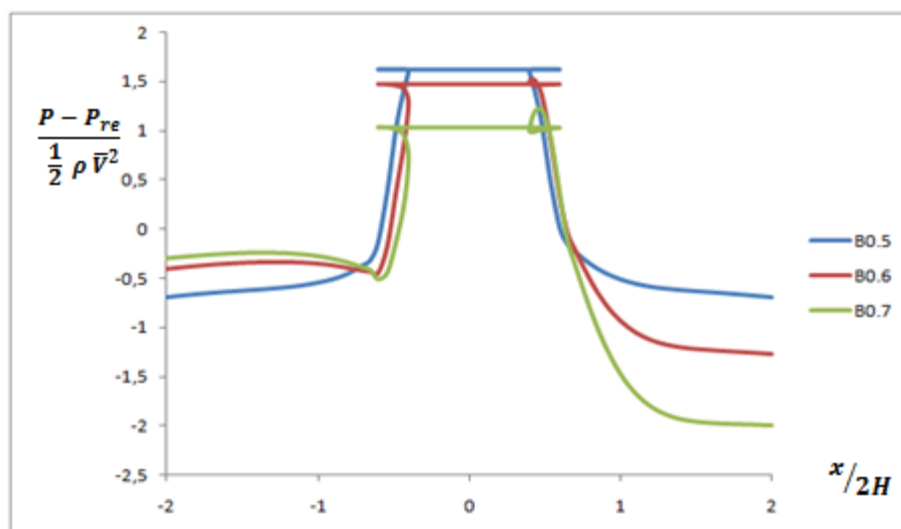


a)

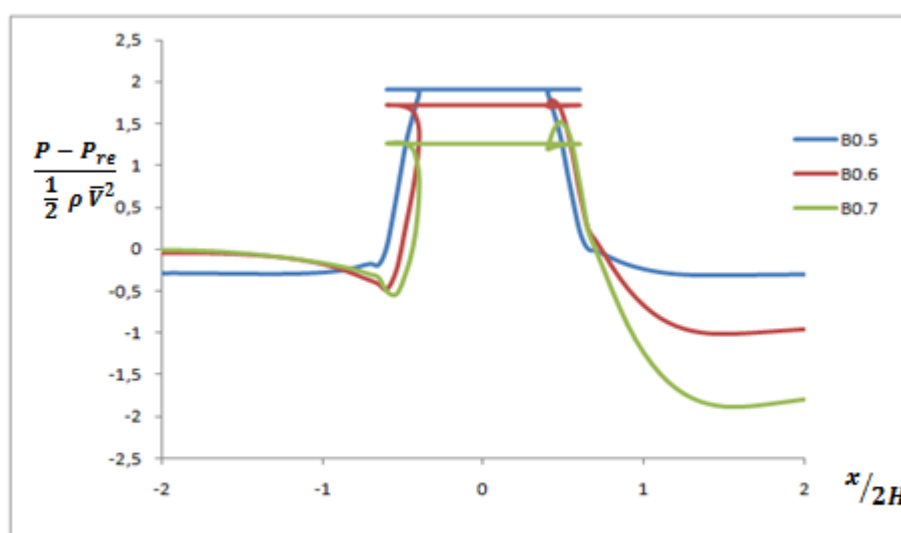


b)

Figura 5.8- Perfil de tensão de corte para o caudal 1(a) e caudal 2 (b) ao longo da parede da conduta do vaso sanguíneo e no aneurisma.



a)



b)

Figura 5.9- Perfil da pressão para o caudal 1(a) e caudal 2 (b) ao longo da parede da conduta do vaso sanguíneo e no aneurisma.

Através da observação das figuras 5.8 a) e b) e 5.9 a) e b) conclui-se que o comportamento da tensão de corte como da pressão não sofrem alterações significativas com a alteração de passagem de caudal das saídas para os dois caudais. Somente a tensão no vértice adjacente à saída de menor caudal diminui, inclusivamente os valores de tensão máximos, para os mesmos caudais, são semelhantes. Assim é mais uma vez demonstrado que as condições de escoamento têm pouca interferência na hemodinâmica do escoamento.

De modo a comprovar as conclusões retiradas anteriormente apresenta-se a tabela 5.3 com os valores de tensão de corte nos dois vértices, bem como a tensão mínima.

Tabela 5.3- Valores de tensão de corte e pressão no aneurisma.

		$\tau_{conduta} / \frac{1}{2} \rho V^2$	$\tau_{max_esq} / \frac{1}{2} \rho V^2$	$\tau_{max_dir} / \frac{1}{2} \rho V^2$	$\tau_{min} / \frac{1}{2} \rho V^2$
0.5	caudal 1	0,0852	0,581	0,547	1,90E-07
	caudal 2	0,0424	0,424	0,398	2,08E-07
0.6	caudal 1	0,0852	0,509	0,549	3,65E-05
	caudal 2	0,0424	0,346	0,382	7,19E-05
0.7	caudal 1	0,0852	0,334	0,544	1,23E-04
	caudal 2	0,04242	0,260	0,321	1,26E-04

Tabela 5.4- Relação da tensão máxima e mínima com a tensão da conduta

		$\tau_{max} / \tau_{conduta} (\%)$	$\tau_{max_dir} / \tau_{conduta} (\%)$	$\tau_{min} / \tau_{conduta} (\%)$
0.5	caudal1	682	642	2,23E-04
	caudal2	994	932	4,88E-04
0.6	caudal1	645	597	0,0428
	caudal2	893	809	0,168
0.7	caudal1	638	392	0,145
	caudal2	753	609	0,295

Como esperado os valores estão de acordo com o concluído anteriormente, a tensão máxima sofre alterações mínimas para caudais iguais, enquanto a tensão do vértice oposto diminui. Por outro lado a tensão mínima diminui de forma proporcional para os diferentes casos, mas não variando para caudais diferentes. O mesmo pode ser observado pela tabela 5.4, que indica a relação das tensões de corte com a tensão de corte da conduta.

As tensões de corte máxima são superiores às observadas para o estudo de aneurismas numa conduta bidimensional, como indica os valores de relação das mesma com a tensão de corte da conduta, assim conclui-se que este tipo de aneurismas, aneurismas localizados numa bifurcação tem maior tendência a ruptura tanto por WSS alto.

A figura 5.11 representa os perfis de velocidade junto da bifurcação para o aneurisma, saída direita, entrada e saída esquerda. Estes valores foram retirados das linhas indicadas na figura 5.10 para o caudal 1, pois os perfis de velocidade para o caudal 2 são iguais como todo o comportamento.

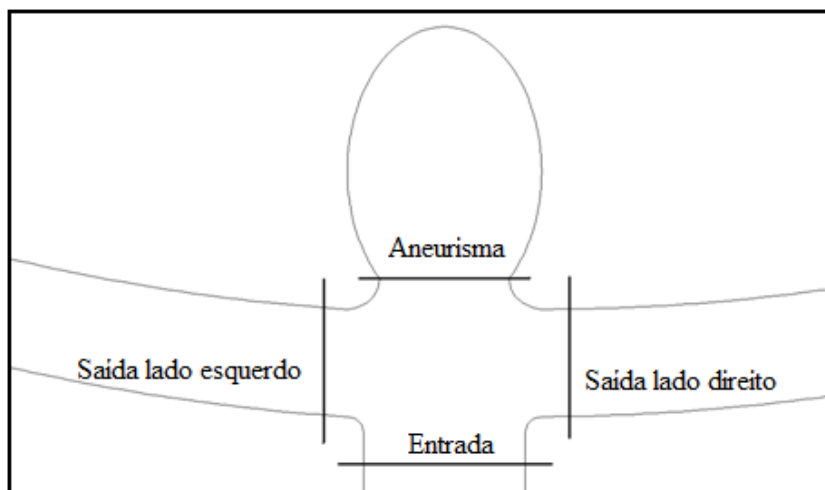


Figura 5.10- Posição das linhas para os perfis de velocidade

Desse modo conseguimos observar que os perfis de velocidade das saídas sobrepõem-se, que o da entrada é o maior e no aneurisma é muito baixo para o caso de saída do caudal 50%.

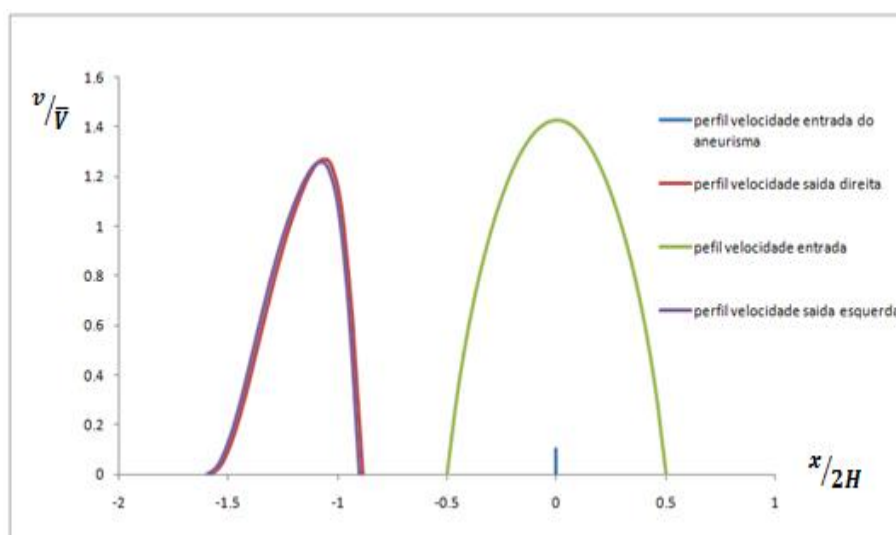
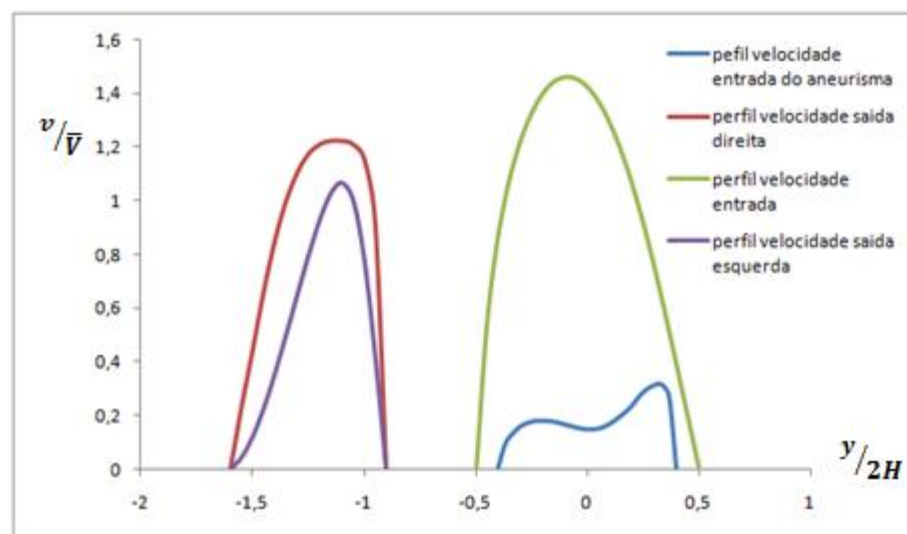
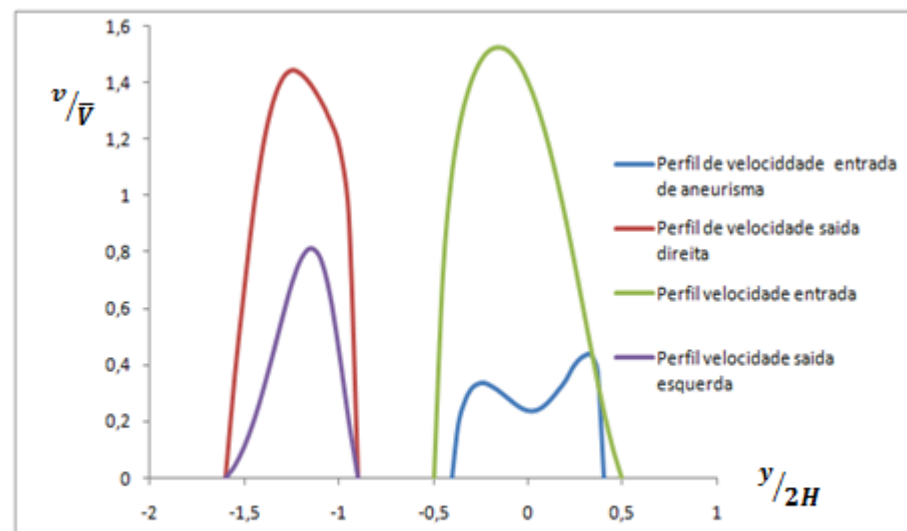


Figura 5.11- Perfis de velocidade para as diferentes posições no caso de B0.5

De seguida apresentam-se os perfis de velocidade, para os dois restantes casos, para as mesmas posições indicadas pela figura 5.10, pela qual consegue-se concluir que o perfil de velocidade no vaso sanguíneo de entrada permanece inalterado, enquanto no aneurisma e saída direita a velocidade aumenta, em sentido inverso está a saída esquerda.



a)



b)

Figura 5.12- Perfis de velocidade para as diferentes posições no caso de B0.6 a) e B0.7 b)

Relativamente às posições das tensões máximas e mínimas só existe alteração para a tensão máxima nos casos estudados, pois esta deslocou-se para o vértice onde existe maior passagem de caudal. As respectivas posições estão indicadas na figura 5.12 a) e b) para uma melhor percepção.

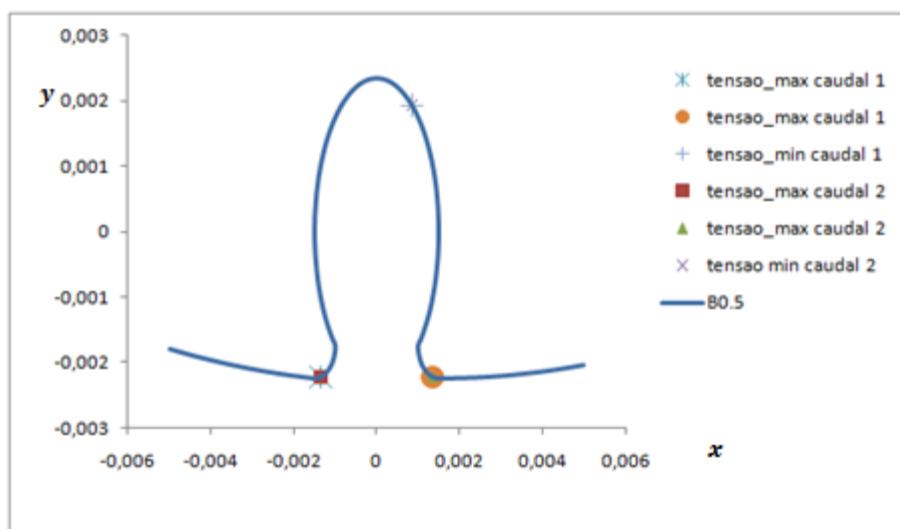


Figura 5.13- Posição de tensões e pressões sentidas no aneurisma

As tensões máximas estão nos vértices do aneurisma, devido ao embate directo do escoamento do sangue, enquanto a tensão mínima está no interior por o escoamento ser muito lento. As posições são iguais para os dois caudais e para todos os casos de estudo, o que prova as semelhanças do escoamento.

5.3 Aneurisma localizado numa bifurcação assimétrica

Nesta fase apresentam-se os resultados numéricos para o caso do escoamento numa bifurcação com geometria assimétrica onde se altera a posição do aneurisma. Inicialmente consideraram-se os casos de translação do aneurisma e de seguida os casos de alteração da inclinação do mesmo. Apresenta-se novamente a tabela 5.5 com as características das posições do aneurisma.

Tabela 5.5- Posições adoptadas pelo aneurisma no estudo da bifurcação assimétrica..

	BA1	BA2	BA3	BA4	BA5	BA6	BR1	BR2	BR3	BR4
$X(m)$	-0,00005	-0,0001	-0,00015	0,0005	0,0001	0,00015	0	0	0	0
$Y(m)$	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
(°)	0	0	0	0	0	0	-10	-20	10	20

À semelhança do que acontece no estudo de “*Aneurisma localizado na parede de uma conduta 2D*”, a apresentação dos padrões de escoamento refere-se somente aos casos BA1 e BA4. A apresentação dos padrões de escoamento em falta, como os vários perfis de tensão de corte e pressão no aneurisma com o caudal 2 casos estão no Apêndice C. Sendo

assim começa-se por observar a figura 5.14 a) e b) que ilustra os padrões de escoamento para o aneurisma deslocado para a esquerda (BA1) e para a direita (BA4), respectivamente.

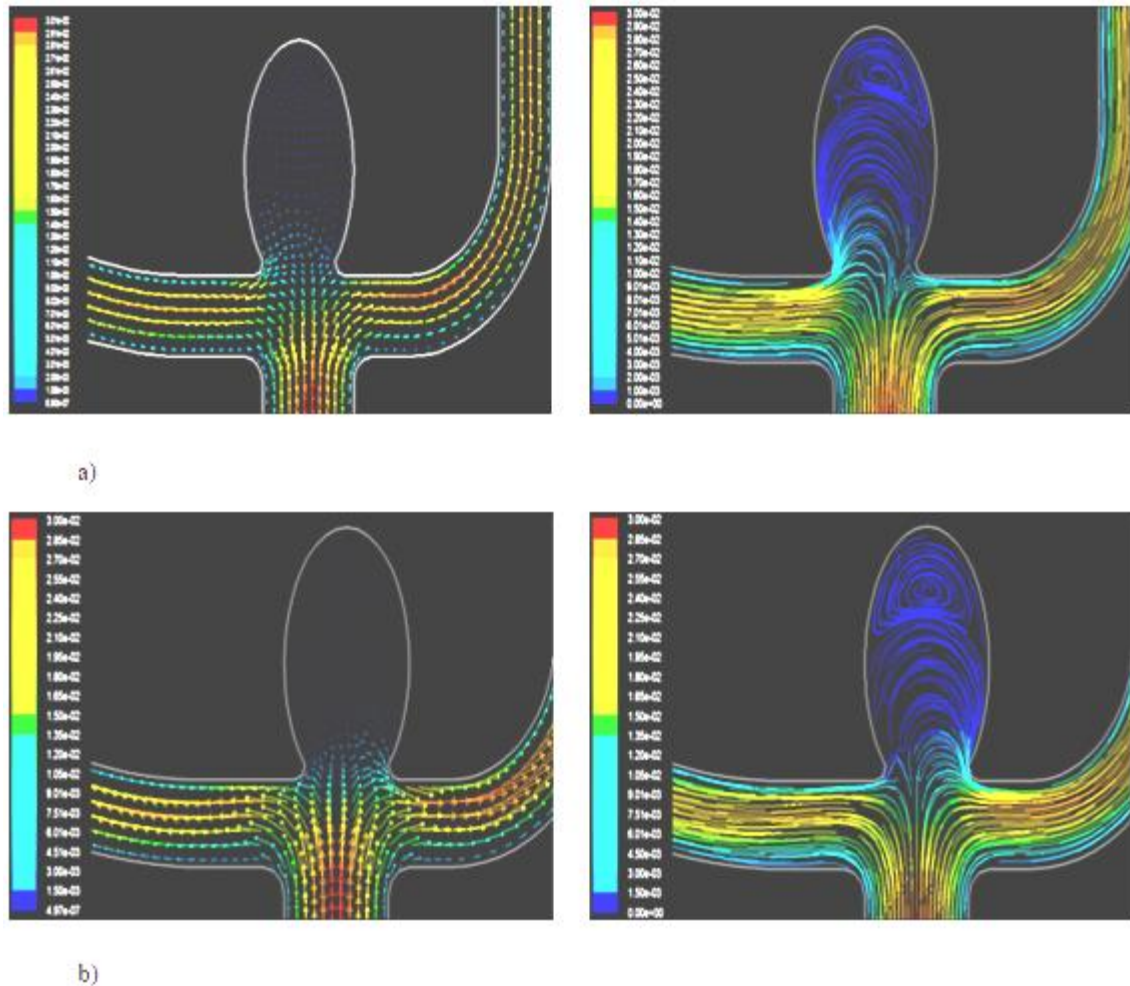
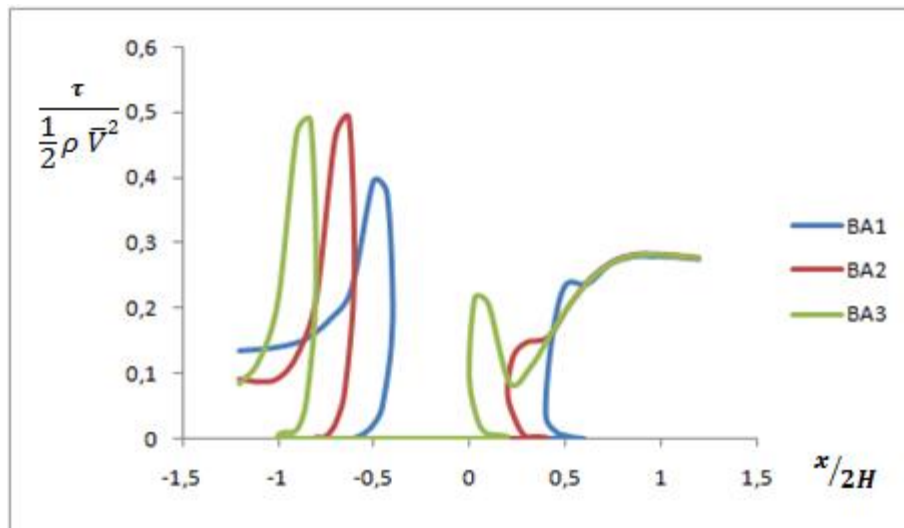


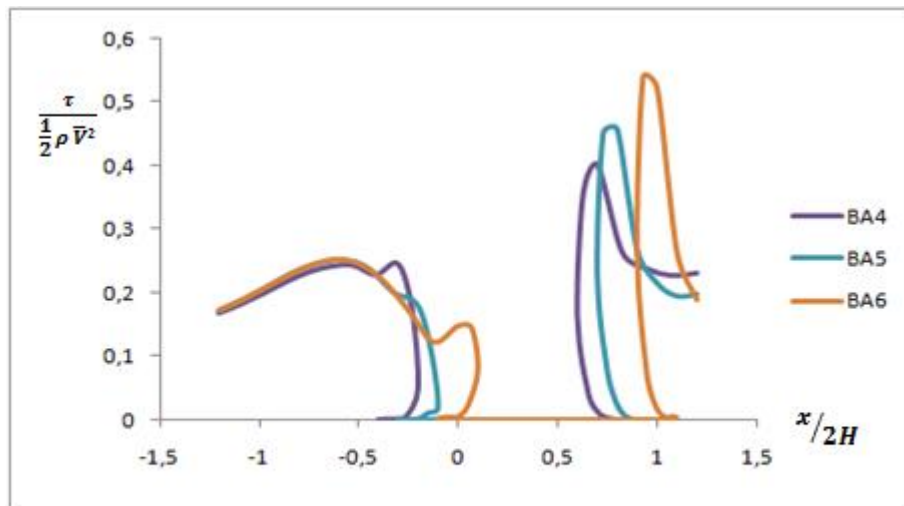
Figura 5.14- Campo de velocidade e padrão de escoamento no caso de BA1 a) e BA4 b) para o caudal 1. Escala representa a magnitude da velocidade.

Da figura 5.14 a) e b) conclui-se que o escoamento é essencialmente pelos ramais de saída e que não sofre alterações significativas com a alteração da posição, enquanto no aneurisma o escoamento é lento mas as diferenças são mínimas.

De seguida apresenta-se nas figuras 5.15 a) e b) e 5.16 a) e b), para uma melhor percepção do comportamento do escoamento, o perfil da tensão de corte e pressão na parede para todos os casos que o aneurisma sofre deslocação, respectivamente.

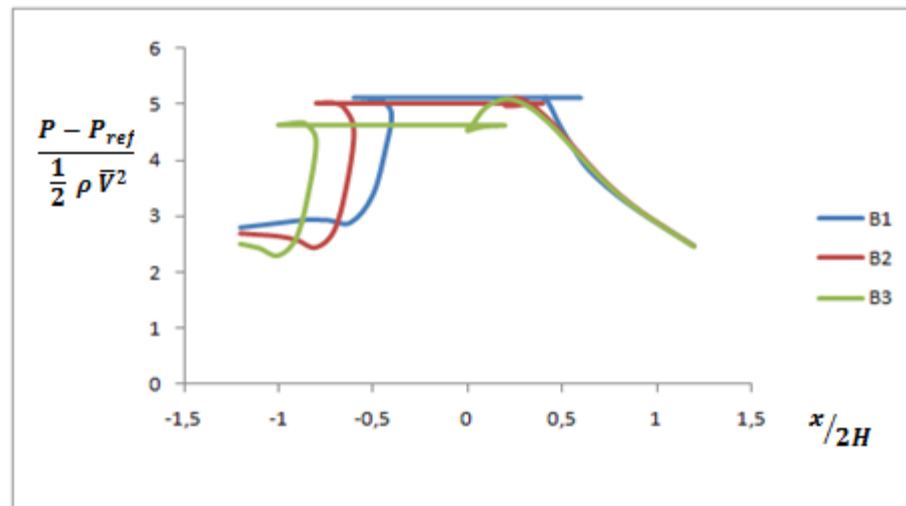


a)

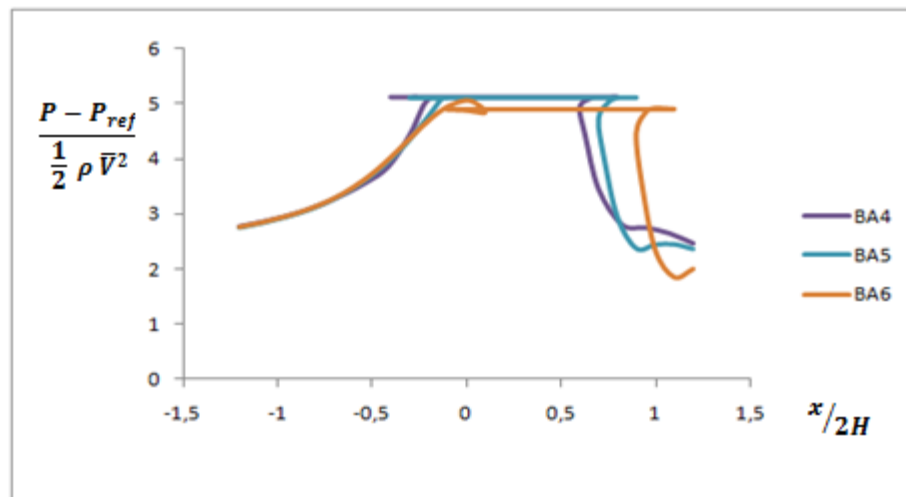


b)

Figura 5.15- Perfil de tensão de corte para aneurismas deslocados para a direita (a) e para aneurismas deslocados para a esquerda (b) no aneurisma na bifurcação assimétrica com o caudal 1.



a)



b)

Figura 5.16- Perfil de pressão para aneurismas deslocados para a direita (a) e para aneurismas deslocados para a esquerda (b) no aneurisma na bifurcação assimétrica com caudal 1.

O perfil da tensão de corte, evidenciado nas figuras 5.15 a) e b) mostra que na parede do aneurisma a mesma é aproximadamente nula e nos vasos sanguíneos tendem a convergir para um valor depois de atingir o valor máximo. Nos casos em que o aneurisma sofre deslocação para a esquerda o valor da tensão aumenta ligeiramente do caso *BA1* para os casos *BA2* e *BA3*, contudo nestes últimos a tensão máxima é muito semelhante. Nos casos *BA4*, *BA5* e *BA6*, aneurismas que deslocam-se para a direita, a tensão máxima aumenta quanto maior for esse deslocamento, mas no interior do aneurisma a tensão permanece próxima de zero e na saída esquerda o perfil e valores são semelhantes.

Com menor relevância a pressão, para os mesmos casos, tem comportamentos mais homogêneos, isto é, para todos os aneurismas existe o mesmo padrão de comportamento. O perfil de pressão apresenta os mesmos sintomas tanto para os aneurismas com deslocação para a esquerda como para os com deslocação para a direita,

isto é, o comportamento é semelhante, excepto para o aneurisma que sofre maior deslocamento em que há uma diminuição do valor da pressão na maior parte do aneurisma. Neste ultimo caso existe um aumento de pressão, para valores próximos dos casos que sofrem menos deslocação, na zona mais afastada do aneurisma em relação ao vaso sanguíneo de entrada.

De seguida apresenta-se os valores em estudo de todos os casos na tabela 5.6 e a relação desses mesmos valores com a tensão de corte da conduta na tabela 5.7.

Tabela 5.6- Valores de tensão e pressão do caso em estudo.

		$\tau_{conduta} / \frac{1}{2} \rho \bar{V}^2$	$\tau_{max_esq} / \frac{1}{2} \rho \bar{V}^2$	$\tau_{max_dir} / \frac{1}{2} \rho \bar{V}^2$	$P_{max} / \frac{1}{2} \rho \bar{V}^2$
A1	caudal1	0,085	0,394	0,279	5,11
	Caudal2	0,042	0,245	0,170	3,61
A2	caudal1	0,085	0,492	0,281	5,02
	Caudal2	0,042	0,312	0,174	3,52
A3	caudal1	0,085	0,488	0,281	5,09
	Caudal2	0,085	0,306	0,174	3,16
A4	caudal1	0,042	0,245	0,401	5,11
	Caudal2	0,085	0,148	0,244	3,59
A5	caudal1	0,042	0,251	0,456	5,10
	Caudal2	0,085	0,192	0,192	3,59
A6	caudal1	0,085	0,245	0,539	4,89
	Caudal2	0,042	0,156	0,331	3,39

Tabela 5.7- Relação entre a tensão de corte máxima e tensão de corte da conduta.

		$\tau_{\max_esq} / \tau_{conduta} \%$	$\tau_{\max_dir} / \tau_{conduta} \%$
A1	caudal1	474	289
	Caudal2	573	348
A2	caudal1	581	332
	Cauda 2	732	409
A3	caudal1	576	332
	Caudal2	719	410
A4	caudal1	289	474
	Caudal2	348	573
A5	caudal1	296	539
	Caudal2	451	451
A6	caudal1	290	637
	Caudal2	367	779

Os valores dos resultados expressos estão de acordo com o concluído com a visualização dos perfis. A semelhança nos valores de pressão, como o aumento tensão máxima de corte nos aneurismas BA4, BA5 e BA6 e a convergência do mesmo valor nos casos BA2 e BA3 para o mesmo caudal.

Assim podemos concluir que no caso de aneurisma com bifurcação as diferenças causadas pela alteração do caudal não são significativas. No entanto, o posicionamento do aneurisma tem consequências mais relevantes nos valores máximos de tensão de corte, mas estes também dependem do que se segue ao aneurisma. Isto é, os valores de tensão de corte máxima aumentaram proporcionalmente à mudança de posição no caso em que o aneurisma se aproximava da curvatura mais acentuada, enquanto no oposto a tensão converge para um valor. Relativamente à pressão o comportamento ainda é mais semelhante para o mesmo caso, mas com diferentes caudais. No posicionamento só há um aspecto a referir, que é no caso dos aneurismas estarem mais distanciados do vaso sanguíneo de entrada, em que a pressão diminui mas existe um zona em que a pressão aumenta. A relação das tensões máximas com a tensão de corte da conduta variam bastante, contudo têm o mesmo comportamento para ambos os lados. Quanto maior for a distância do aneurisma à conduta a relação tende para valores de 2x, mas nos casos mais próximos chega a 7x. Estes casos são os que correm mais probabilidade de ruptura e é devido à incidência directa do aneurisma, de salientar que nos mesmos casos a pressão é superior principalmente no que sofre deslocação para a esquerda.

Para uma melhor percepção dos valores de velocidade nos resultados experimentais apresentamos a figura 5.10, no qual são representados os perfis de velocidade na zona da bifurcação, como indicado na figura 5.9 para o caudal 1.

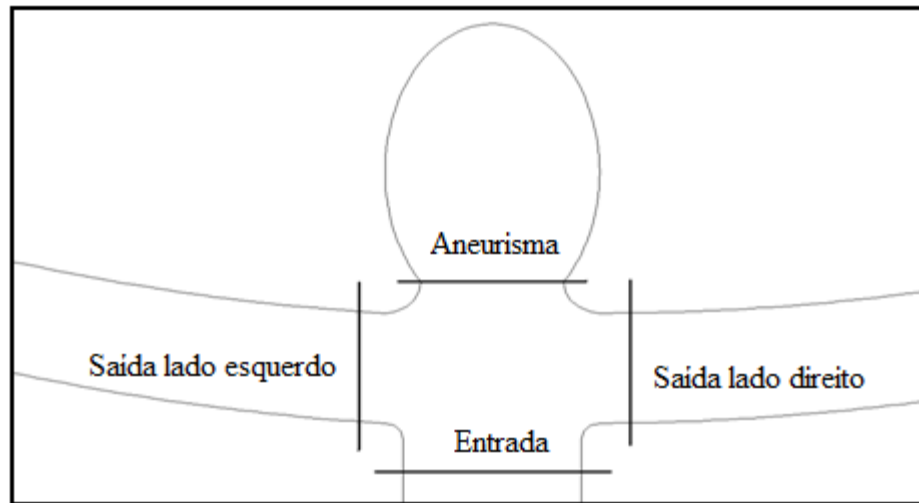
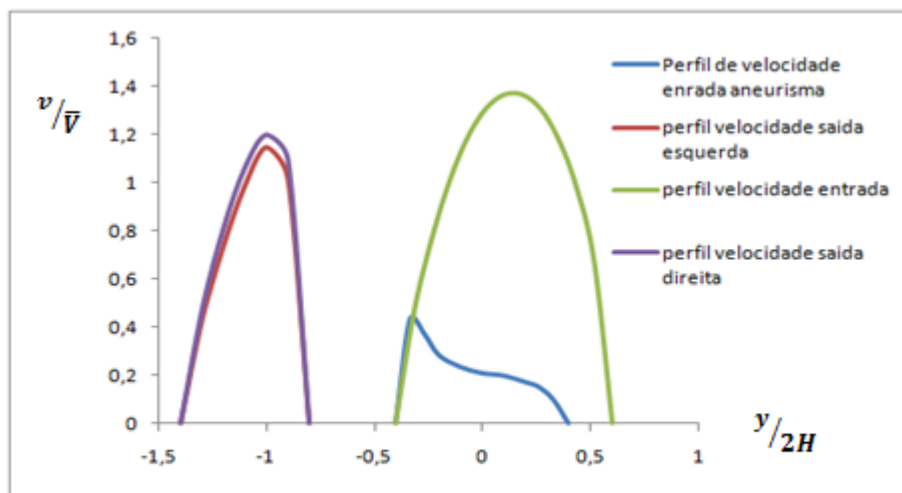
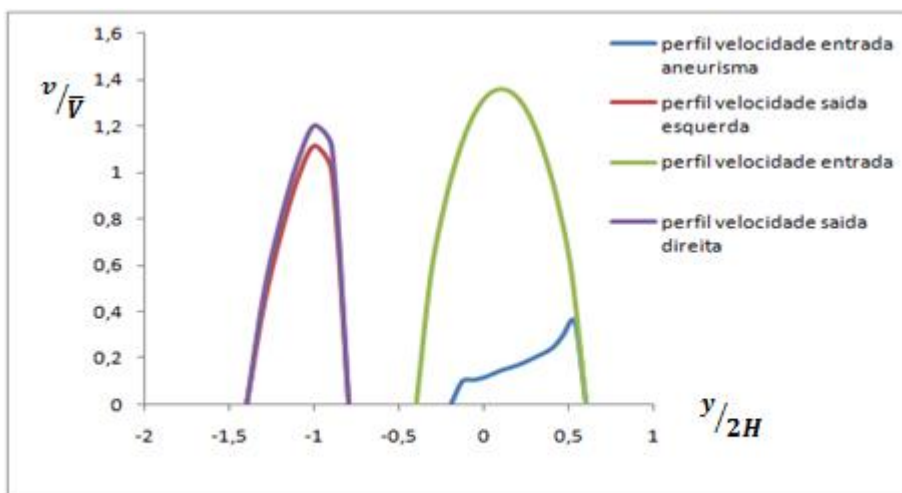


Figura 5.17- Localização dos perfis de velocidade.



a)



b)

Figura 5.18- Perfis de velocidade para diferentes localizações no caso de bifurcação. BA1 e BA2.

Como se observa, os perfis de velocidade são semelhantes excepto para a entrada do aneurisma. Sendo assim, apresenta-se a figura 5.19 os perfis de velocidade de entrada do aneurisma.

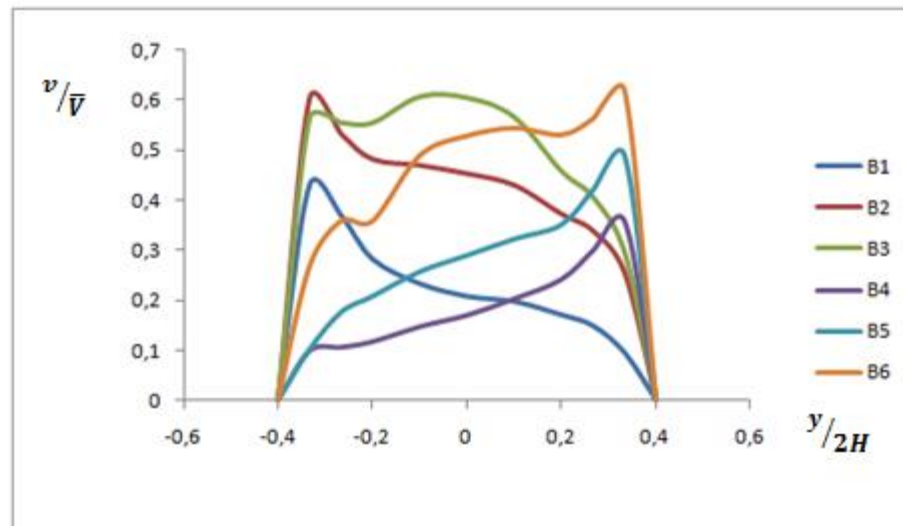
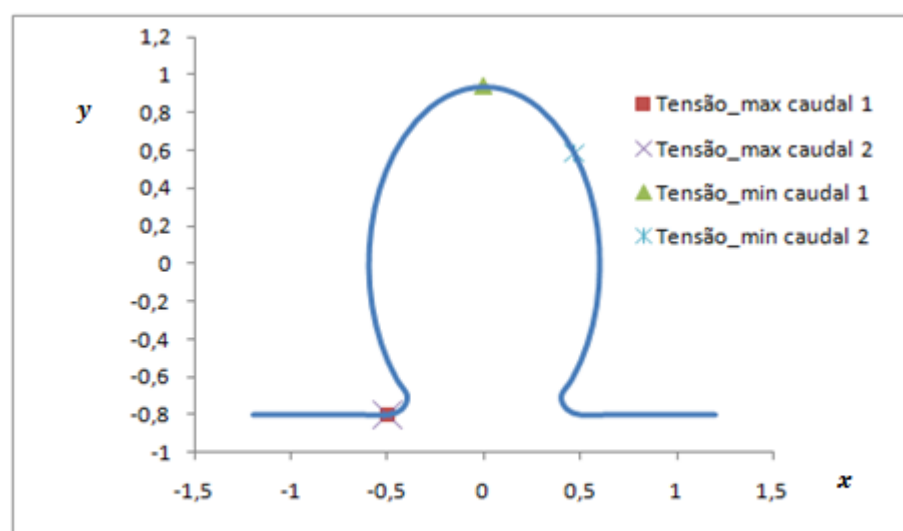


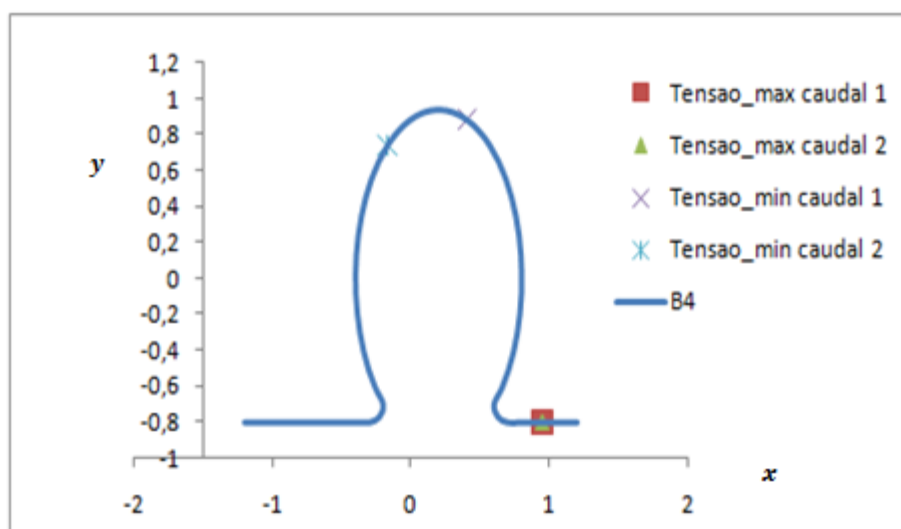
Figura 5.19- Perfis de velocidade para a entrada do aneurisma

Observam-se duas tendências nos perfis de velocidade, do valor máximo da velocidade posicionar-se no vértice do lado da deslocação e de aumentar quanto maior é a deslocação, mas a velocidade máxima é semelhante para casos de deslocação iguais com sentidos diferentes não dependendo da curvatura que se segue.

Nas figuras 5.20 a) e b) ilustram-se as posições das tensões de corte máximas e mínimas para os casos BA1 e BA4.



a)



b)

Figura 5.20- Posições das tensões máximas e mínimas para aneurisma com deslocamento para a esquerda.

Como esperado, a localização das tensões de corte máximas estão nos vértices do aneurisma, devido à incidência directa do escoamento, e são iguais para os dois caudais e para os aneurismas que têm deslocamento no mesmo sentido. A tensão de corte mínima no caudal 1 encontra-se no topo do aneurisma, enquanto que no caudal 2 a tensão de corte passa para a metade direita do mesmo.

Aneurisma com alteração de inclinação

O caso de estudo apresentado nesta secção é relativo ao aneurisma numa bifurcação em que o ângulo de posicionamento, com o eixo vertical, é alterado nos dois sentidos. Os pormenores da geometria estão descritos na secção 4.1.1, na tabela 4.4.

Dá-se o início da apresentação dos resultados experimentais através das figuras 5.21 a) e b), que ilustram os padrões de escoamento para o caso *BR1* e *BR3*. Só se procede à apresentação dos resultados para o caudal 1, enquanto a apresentação dos padrões de escoamento dos casos em falta e os resultados numéricos para o caudal 2 estão no Apêndice C.

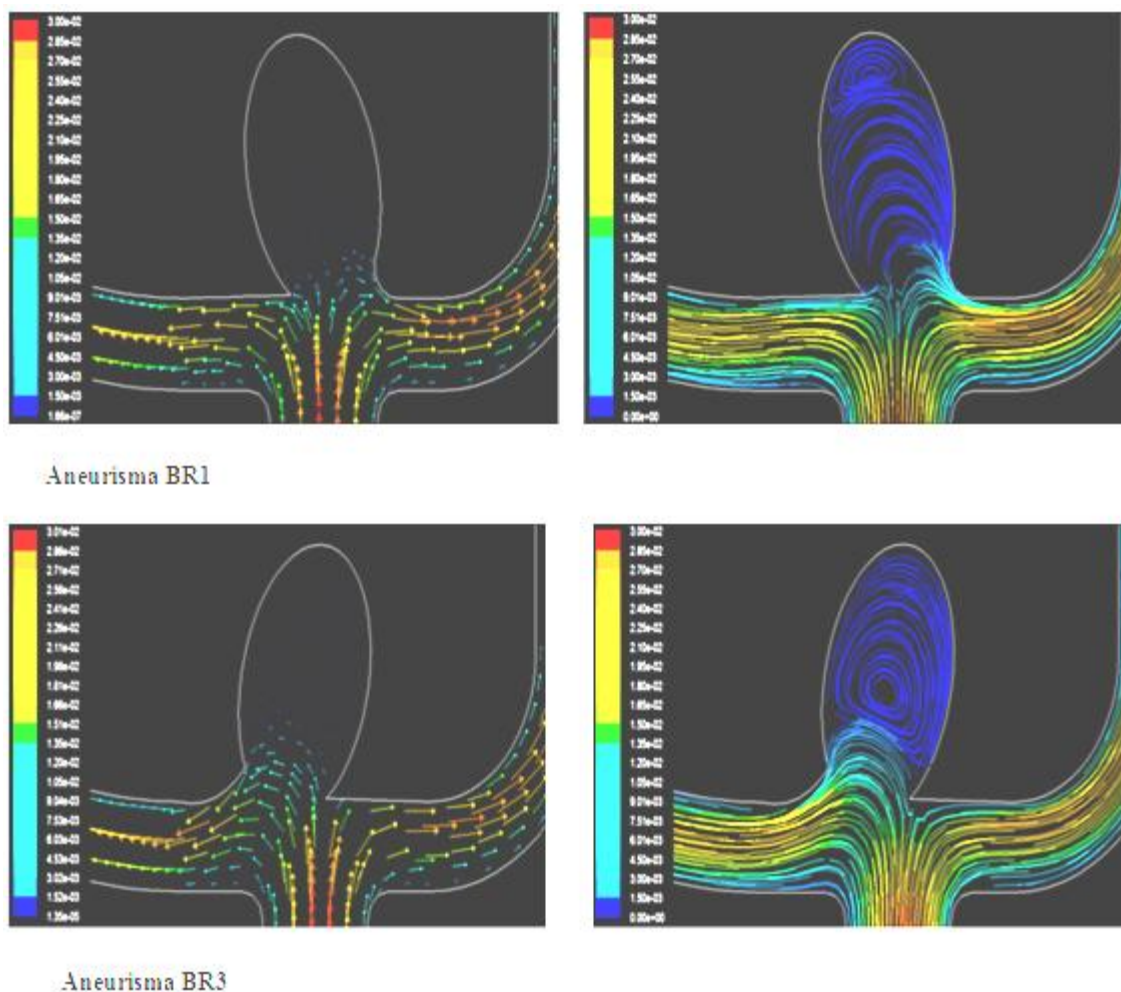
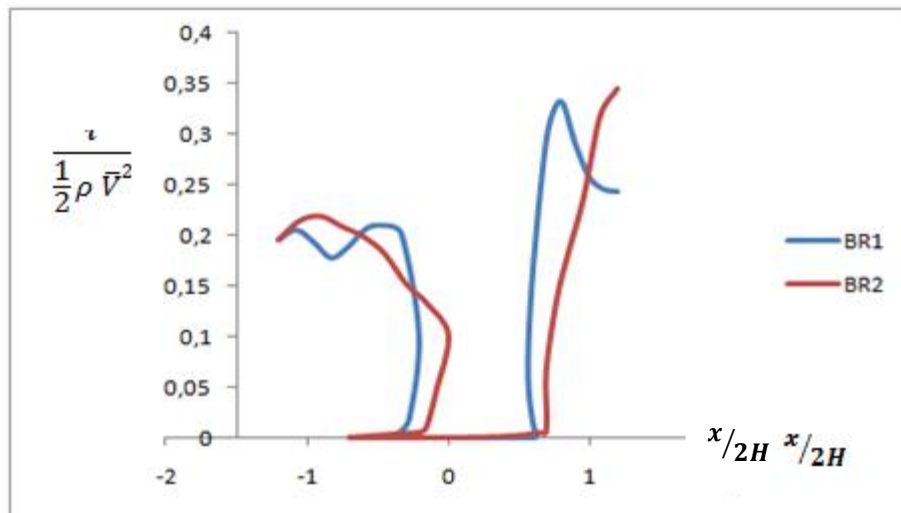


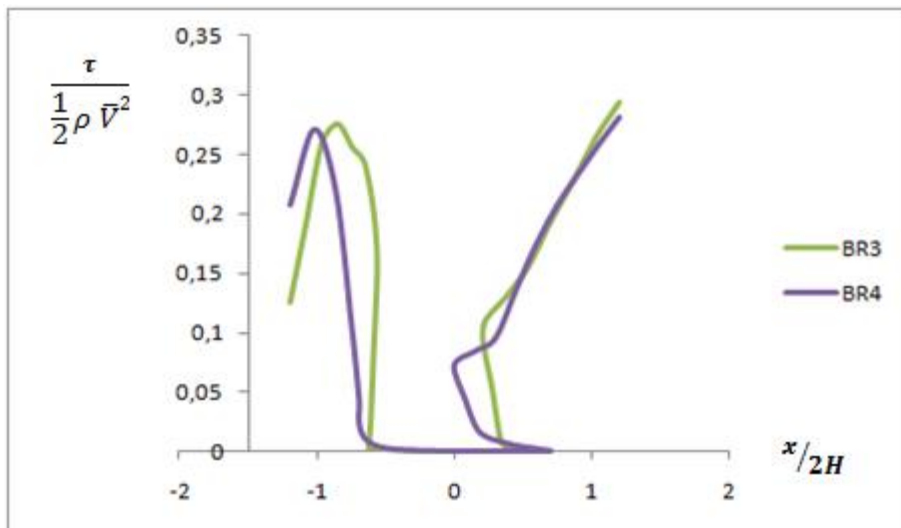
Figura 5.21- Campo de velocidade (a) e padrão de escoamento (b) no caso de aneurisma BR1 e BR2 para o caudal nominal de 1 ml/s . Escala representa a magnitude da velocidade.

Através das figuras 5.21 a) e b) observam-se os padrões de escoamento, em que o facto de o aneurisma estar inclinado difere o escoamento na entrada do mesmo. No interior a velocidade permanece baixa como nos casos anteriores, existindo formação de vórtices.

De seguida apresentam-se, na figura 5.22 a) e b) os perfis de tensão de corte na parede para os aneurismas com inclinação para esquerda e para a direita, respectivamente. A pressão na parede está apresentada na figura 5.23 a) e b) no mesmo esquema.



a)



b)

Figura 5.22- Perfil de tensão de corte para aneurismas inclinados para a direita (a) e para aneurismas inclinados para a esquerda (b) com caudal 1.

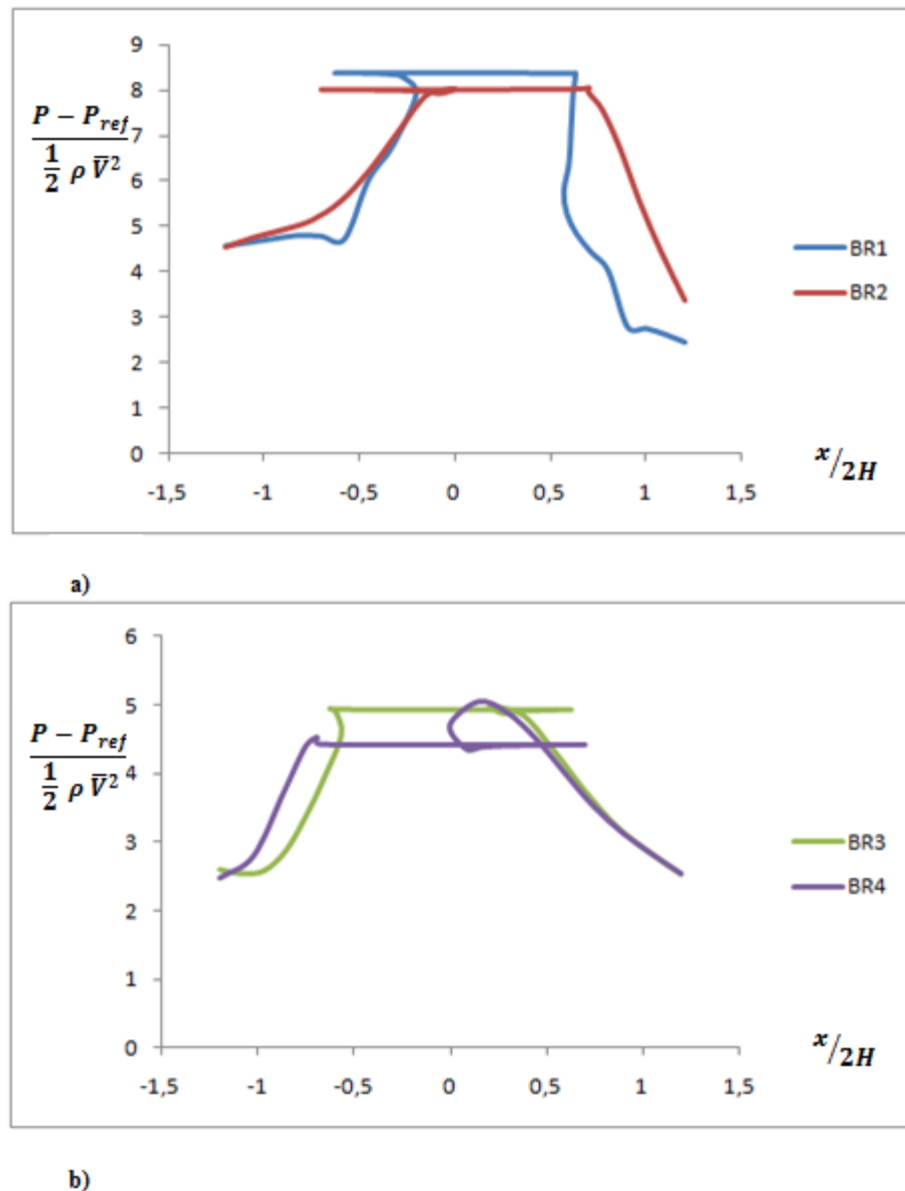


Figura 5.23- Perfil de pressão para aneurismas indinados para a direita (a) e para aneurismas inclinados para a esquerda (b) no aneurisma na bifurcação com o caudal 1.

O perfil de tensão é muito semelhante para todos os casos, tendo em conta a inclinação. A tensão de corte no interior do aneurisma é aproximadamente nula para todos os aneurismas, no entanto a tensão de corte máxima é superior no vértice direito para todos os casos. A pressão no aneurisma é superior nos casos com inclinação para a esquerda. Nos aneurismas que sofrem inclinação para o mesmo lado, a pressão é superior para os aneurismas com menor inclinação.

De seguida apresentam-se os valores da tensão de corte e pressão máximas na tabela 5.8. Do mesmo modo apresentamos a relação desses mesmos valores com a tensão de corte do vaso sanguíneo na tabela 5.9.

Tabela 5.8- Valores de tensão de corte do caso em estudo

		$\tau_{conduta} / \frac{1}{2} \rho \bar{V}^2$	$\tau_{max} / \frac{1}{2} \rho \bar{V}^2$	$P_{max} - P_{ref} / \frac{1}{2} \rho \bar{V}^2$
BR1	Caudal1	0,085	0,333	8,36
	Caudal2	0,042	0,191	3,58
BR2	Caudal1	0,085	0,344	8,03
	Caudal2	0,042	0,204	3,45
BR3	Caudal1	0,085	0,294	4,93
	Caudal2	0,042	0,176	3,47
BR4	Caudal1	0,085	0,281	4,41
	Caudal2	0,042	0,172	3,54

Tabela 5.9- Relação entre tensão de corte máxima e tensão de corte na conduta.

		$\tau_{max_esq} / \tau_{conduta} \%$
BR1	Caudal1	391
	Caudal2	456
BR2	Caudal1	405
	Caudal2	485
BR3	Caudal1	346
	Caudal2	419
BR4	Caudal1	330
	Caudal2	411

Como podemos confirmar pelos valores das tabelas 5.8 e 5.9, o comportamento está de acordo com o referido anteriormente. As tensões máximas são semelhantes para os casos da mesma inclinação, favorecendo os de inclinação da esquerda. No entanto a tensão de corte é inferior quando comparada com as geometrias de bifurcação assimétrica que não sofrem alteração de inclinação, excepto para os casos com menor deslocamento.

De seguida apresenta-se os perfis de velocidade, na figura 5.25, para as posições indicadas na figura 5.24.

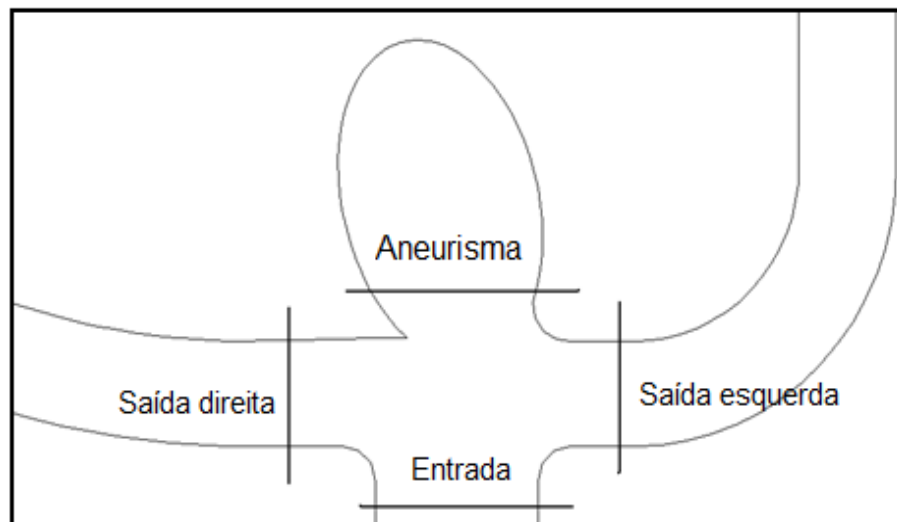
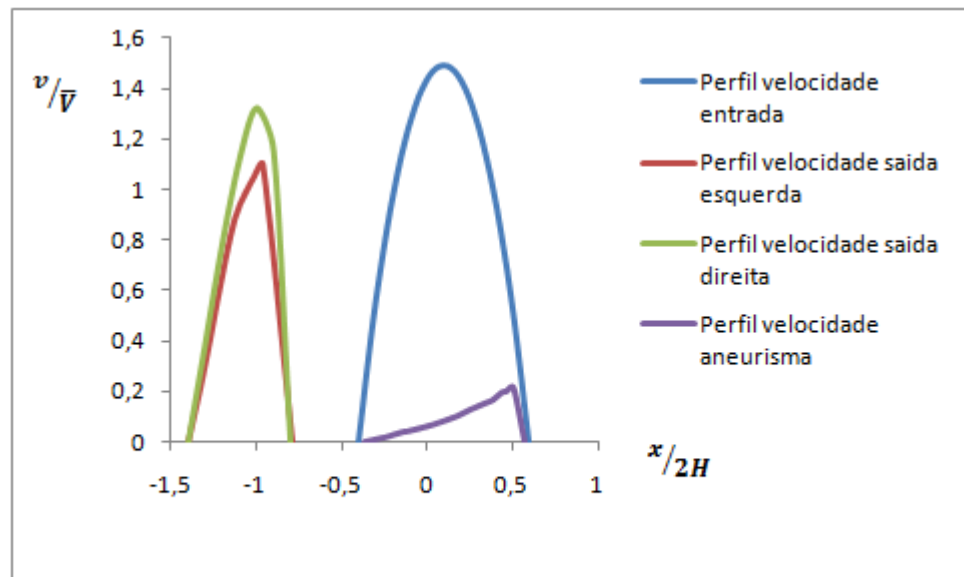
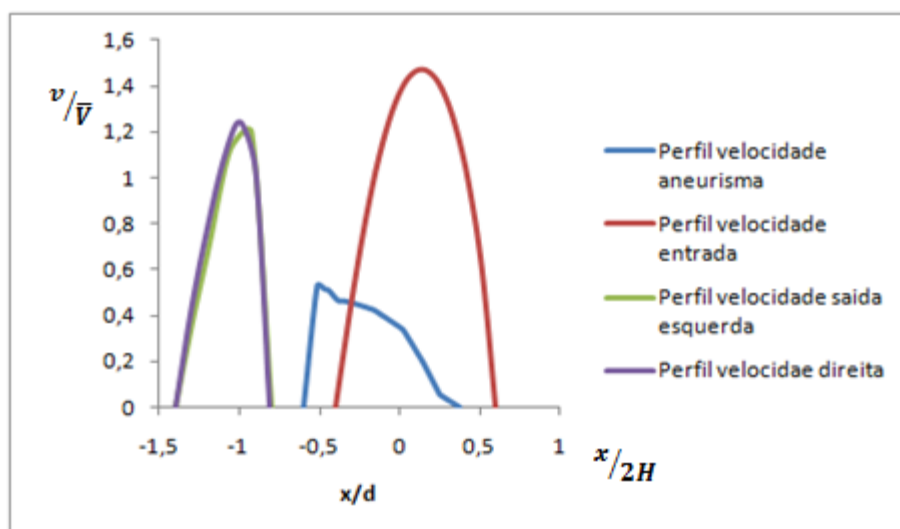


Figura 5.24- Posições dos perfis de velocidade no aneurisma numa bifurcação com alteração de inclinação.



a)



b)

Figura 5.25- Perfis de velocidade no aneurisma numa bifurcação com alteração da inclinação: para a direita de 10° a) e 20° b)

Como se pode observar pela figura 5.25 o perfil de velocidade da esquerda aumenta com a alteração do lado da inclinação para o lado oposto. No entanto o comportamento da velocidade na entrada do aneurisma não é homogêneo, assim apresenta-se a figura 5.26 que ilustra os perfis de velocidade de entrada para todos os casos.

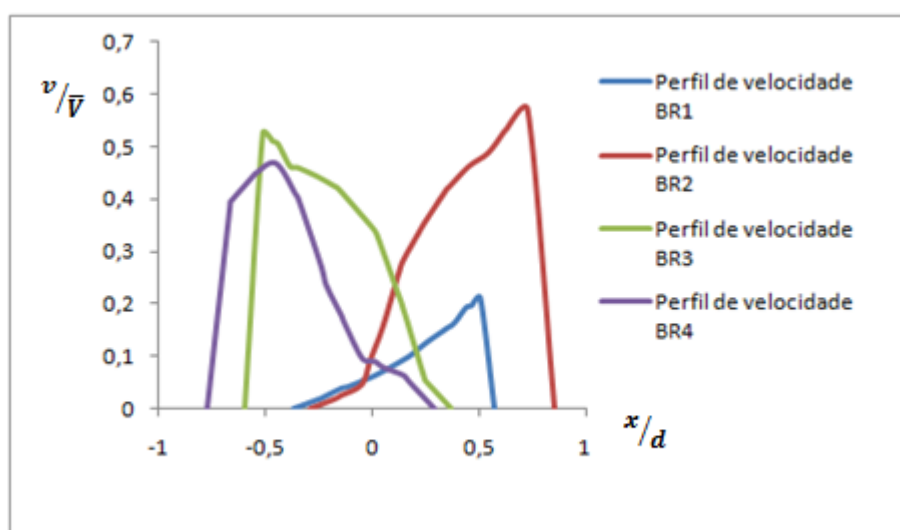
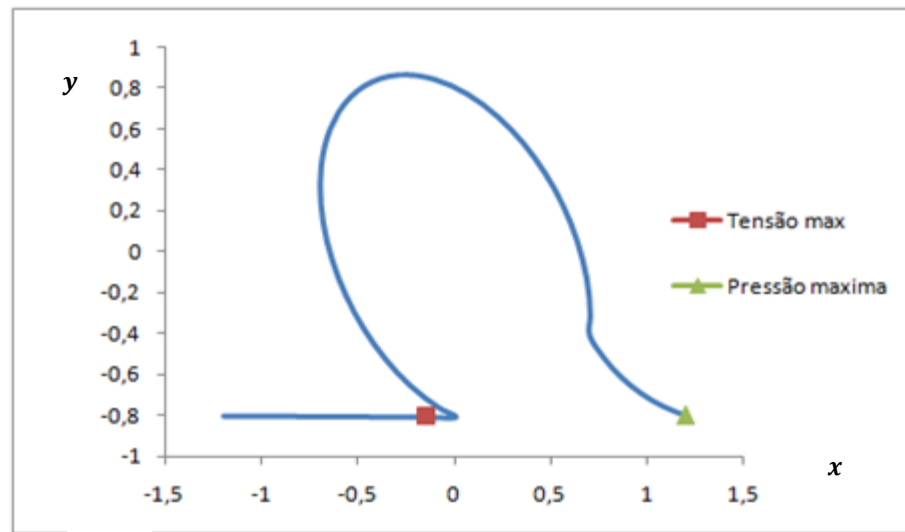


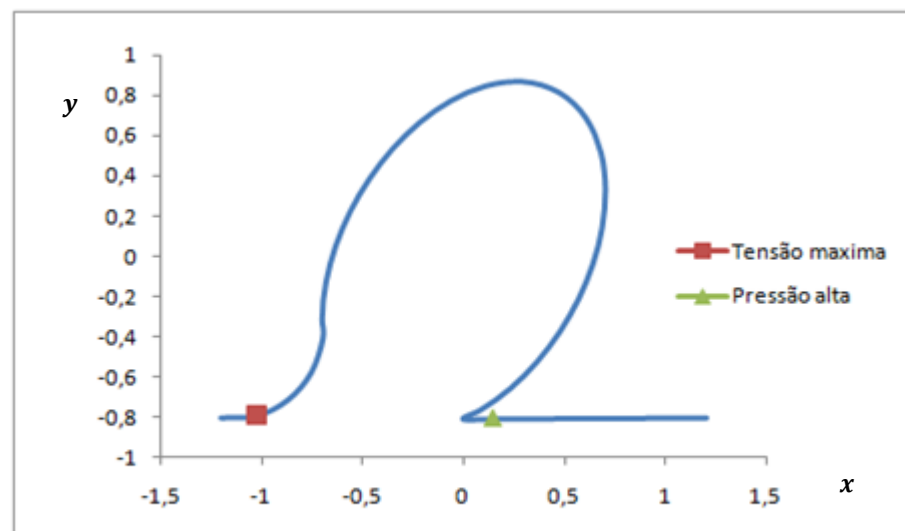
Figura 5.26- Perfis de velocidade na entrada do aneurisma numa bifurcação com alteração de inclinação

Como se pode observar a velocidade no BR1 é inferior em relação aos restantes casos. Contudo a velocidade máxima é atingida no vértice oposto ao lado da inclinação. Assim podemos concluir que o vaso sanguíneo de saída do lado oposto à inclinação do

aneurisma tem um aumento de passagem do caudal e que o valor máximo de velocidade na entrada do aneurisma é atingido próximo do vértice do aneurisma do mesmo lado.



a)



b)

Figura 5.27- Posição da tensão e pressão máxima no caso BR2 a) e BR4 b).

5.4 Aneurisma numa conduta bidimensional em regime pulsado

Nesta secção dá-se a apresentação do caso de estudo de um aneurisma numa conduta bidimensional em regime pulsado, a configuração utilizada é a mesma que no estudo de “*Aneurisma localizado na parede de uma conduta bidimensional*” em regime permanente no caso A1.1. Assim sendo este caso de estudo é denominado por A1.1P. O

método de processamento dos resultados obtidos em regime periódico é explicado no Apêndice E.

Dá-se início à mesma com as figuras 5.29 a) b) c) d) e f), para os diferentes espaços temporais indicados na figura 5.28, em que T indica o período de um ciclo completo, para os padrões de escoamento.

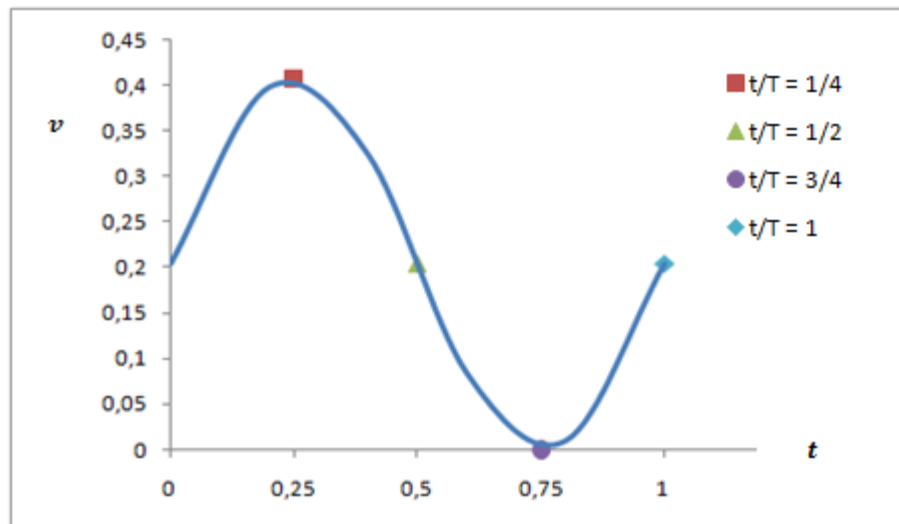
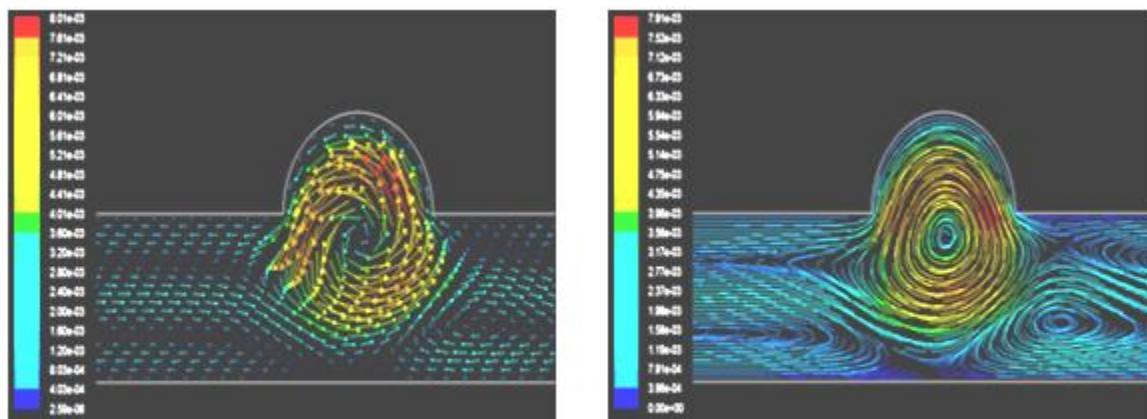
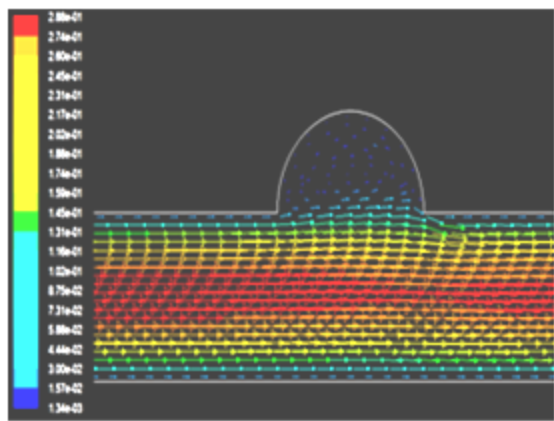


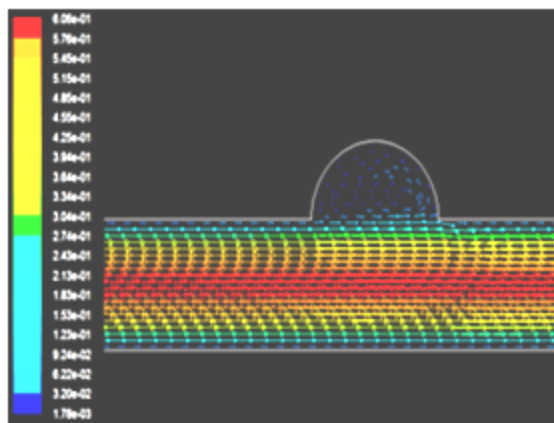
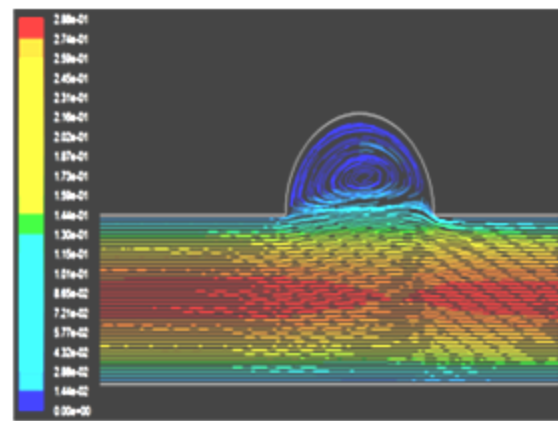
Figura 5.28- Perfil de velocidade do regime pulsado e posições dos tempos dos resultados experimentais analisados.



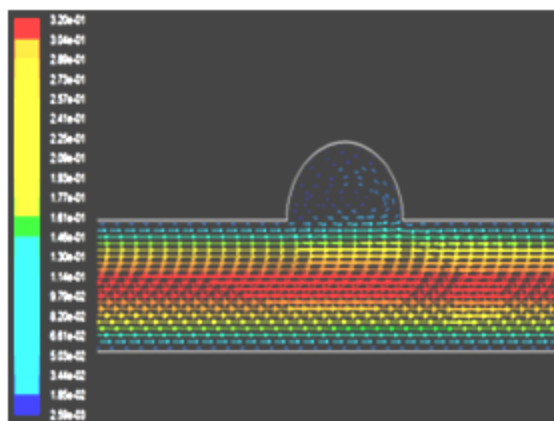
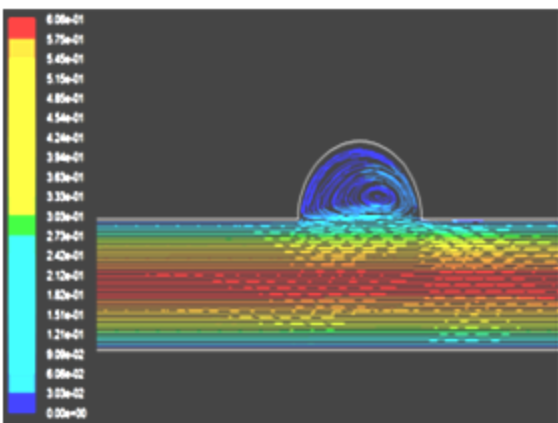
a)



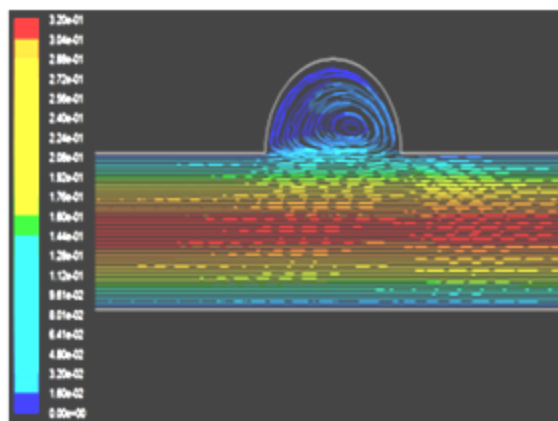
b)



c)



d)



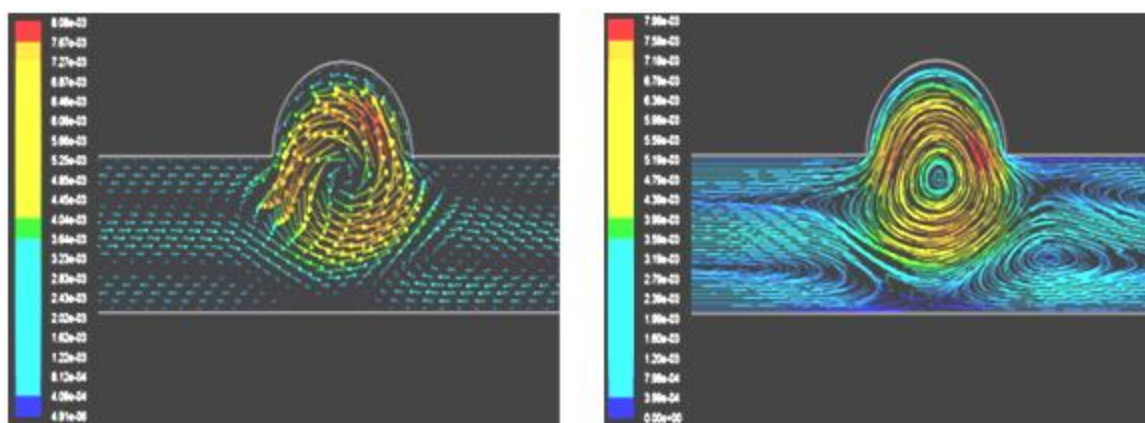
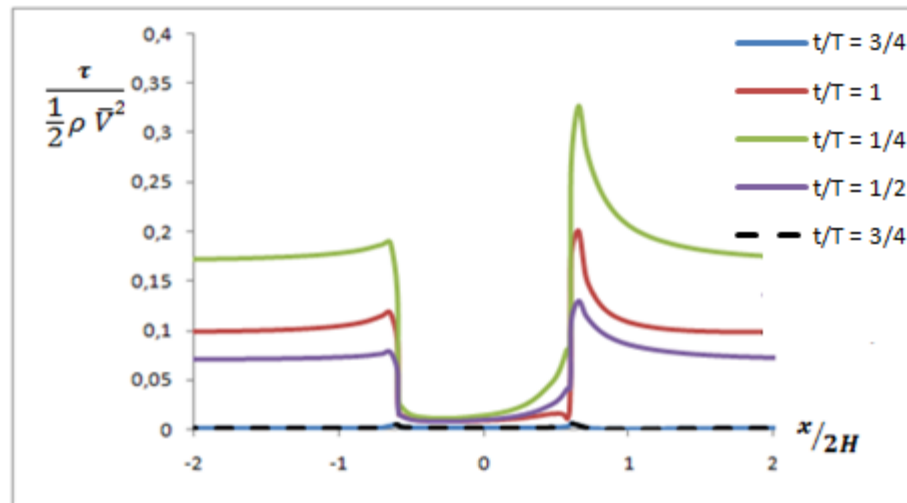


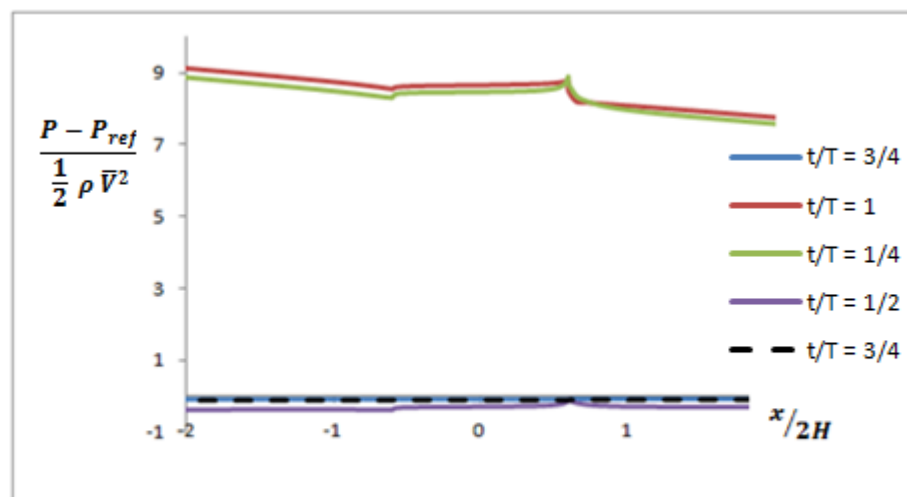
Figura 5.29- Campo de velocidade e padrão de escoamento no caso de aneurisma A1.1P para $t/T = 3/4$ a); $t/T = 1$ b); $t/T = 1/4$ c); $t/T = 1/2$ d) e $t/T = 3/4$ f) com o caudal nominal de 1 ml/s . Escala representa a magnitude da velocidade.

Como se pode observar pelas figuras 5.29 a) b) c) d) e f) o comportamento do escoamento é diferente para todos os tempos em causa, contudo existem dois tipos de escoamento bastante diferentes. Isto é, nas figuras 5.29 b) c) e d) o comportamento do escoamento é semelhante, o escoamento na conduta é puramente axial e na entrada do aneurisma existe uma ligeira diferença para a figura 5.29 b) e as diferenças relativas aos valores de velocidade desse mesmo instante. As figuras 5.29 a) e f) representam o mesmo tempo no ciclo, mas em diferentes ciclos, com o qual se conclui que o comportamento se repete para tempos homólogos em diferentes ciclos. Ainda nas mesmas figuras observa-se que o escoamento é bastante diferente, dos até agora apresentados, este tipo de comportamento deve-se ao facto de a velocidade encontrar-se no valor mínimo do ciclo, aproximadamente nula. Contudo a formação do enorme vórtice na conduta na posição do aneurisma e os demais verificados em posições próximas ao aneurisma não se deve unicamente à última razão dada, pois também se deve à influência da progressão negativa velocidade.

De seguida apresenta-se os perfis de tensão de corte e pressão, na figura 5.30 a) e b), para os mesmos tempos referidos nos padrões de escoamento



a)



b)

Figura 5.30- Perfil de tensão de corte (a) e pressão (b) ao longo da parede da conduta do vaso sanguíneo e no aneurisma para os dois caudais.

O comportamento da tensão de corte é semelhante para todos os tempos estudados, mas com diferentes valores devido às diferentes velocidades sentidas durante o ciclo. A tensão máxima corresponde ao $t/T = 1/4$ em que a velocidade tem maior valor absoluto, contudo a tensão de corte correspondente ao $t/T = 1$ é superior à tensão de corte sentida para $t/T = 1/2$ mesmo tendo o mesmo valor de velocidade. Tal comportamento é explicado devido à influência da evolução da velocidade no instante anterior, em que para $t/T = 1$ é positiva ao contrário do tempo $t/T = 1/2$. De referir que o comportamento da tensão de corte tem os mesmos valores para tempos homólogos para diferentes ciclos.

A pressão tem um comportamento semelhante para $t/T = 1/4$ e $t/T = 1$ o que pode ser explicado por serem as posições temporais que se encontram imediatamente a seguir à progressão positiva da velocidade e nos restantes o contrário. Nestes últimos

casos o valor da pressão são próximos de zero e o comportamento é semelhante para tempos homólogos de diferentes ciclos.

Para uma melhor percepção do comportamento da tensão apresentam-se os valores máximos e mínimos na tabela 5.10 e a relação destes com a respectiva tensão de corte sentida na conduta na tabela 5.11.

Tabela 5.10- Valores de tensão de corte do caso em estudo para diferentes tempos.

t/T	$\tau_{conduta} / \frac{1}{2} \rho V^2$	$\tau_{max} / \frac{1}{2} \rho V^2$	$\tau_{min} / \frac{1}{2} \rho V^2$
3/4	0,00138	0,00353	0,00059
1	0,09933	0,20210	0,00887
1/4	0,17123	0,32741	0,01166
1/2	0,07057	0,13028	0,00795
3/4	0,00138	0,00353	0,00059

Tabela 5.11- Relação das tensões máximas e mínimas com a respectiva tensão de corte da conduta

t/T	$\tau_{max} / \tau_{conduta} \%$	$\tau_{min} / \tau_{conduta} \%$
3/4	256,086	42,434
1	203,464	8,928
1/4	191,204	6,808
1/2	184,605	11,261
3/4	256,086	42,434

Tabela 5.12- Relação das tensões máximas e mínimas com a respectiva tensão de corte da conduta para o aneurisma A1.1 no caudal 1

	$\tau_{max} / \tau_{conduta} (\%)$	$\tau_{min} / \tau_{conduta} (\%)$
Caudal1	195,23	9,5

Comparando os valores de tensão de corte máximos e mínimos para os diferentes tempos observa-se que existem casos que os mesmos são superiores ou inferiores aos do regime permanente com caudal 1, contudo a relação das tensões tem um valor próximo para todos os estudos.

Na figura 5.31 estão representados os perfis de velocidade para a posição central do aneurisma para os tempos em estudo. Pode-se observar que a velocidade para

$t/T = 1/4$ é superior e para $t/T = 3/4$ é aproximadamente nula, como esperado, mas para $t/T = 1/2$ a velocidade é superior à sentida para $t/T = 1$ o que acontece o oposto no comportamento da tensão de corte.

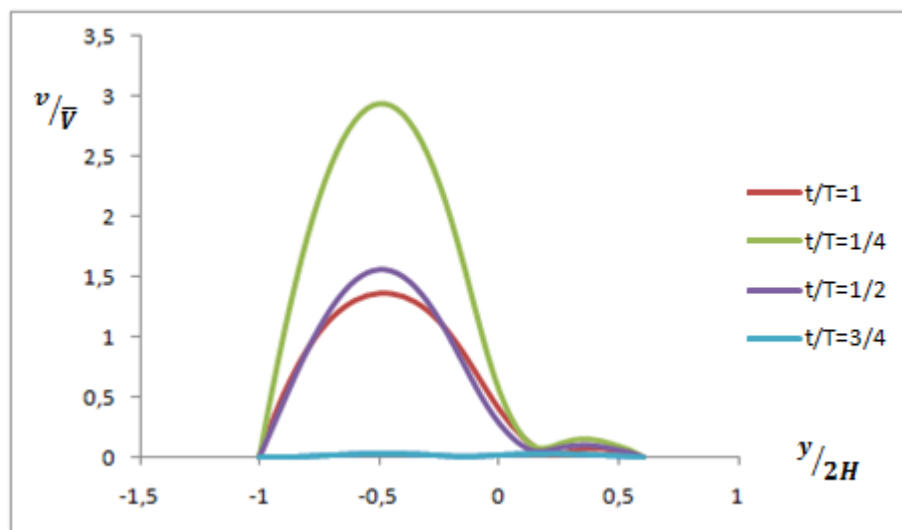
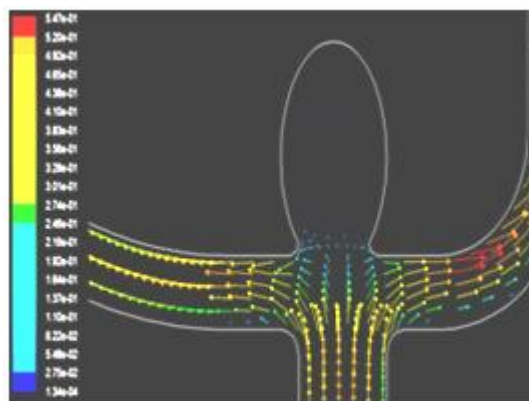


Figura 5.31- Perfil de velocidade para diferentes tempos na posição central do aneurisma.

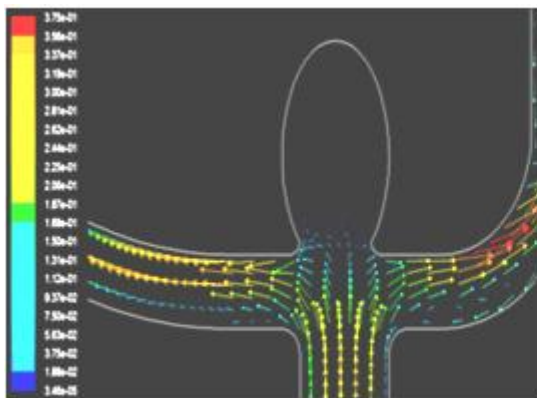
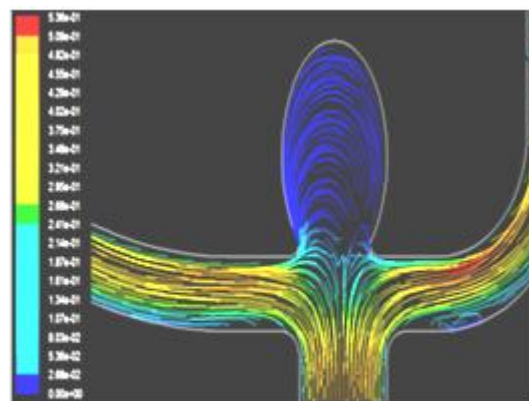
Através da apresentação dos resultados para o caso de um aneurisma numa conduta bidimensional em regime pulsado pode-se concluir que o comportamento da tensão de corte não sofre alterações significativas, comparado com os mesmos casos em regime permanente, e os valores de tensão de corte máximos e mínimos encontram-se nas mesmas posições, isto é, no vértice posterior e no interior do aneurisma respectivamente. Inclusivamente a relação entre a tensão de corte da conduta e a tensão de corte máxima permanece em valores próximos de 200%, como observado para o mesmo caso. Relativamente à pressão no aneurisma o perfil de comportamento mantém-se semelhante, no entanto para determinados tempos e pressão sentida é superior aos casos estudados em regime permanente. Assim a grande diferença é quando a velocidade do escoamento tem sentido ascendente, o que provocam uma maior pressão no aneurisma. Finalizando a ruptura nestas condições tem mais probabilidade de ser devido a WSS baixo, pois a tensão máxima aumenta numa ordem de 2x para a tensão observada no vaso sanguíneo.

5.5 Aneurisma localizado numa bifurcação em regime pulsado

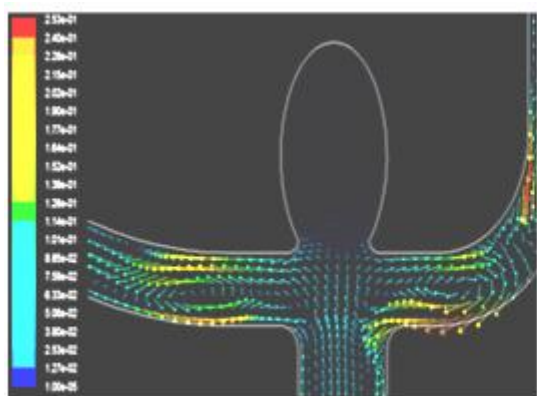
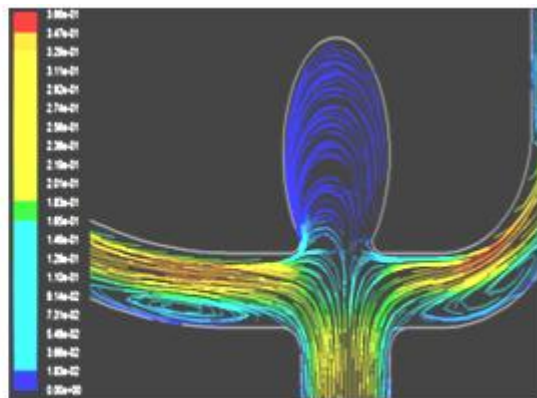
A análise dos resultados experimentais para o estudo de um aneurisma localizado numa bifurcação em regime pulsado tem o mesmo tratamento que para o estudo aneurisma numa conduta bidimensional, secção anterior. Isto é, tempos utilizados para a análise e ferramentas. A configuração utilizada é a mesma do caso *BA1*, contudo neste caso é denominada por *BA1P*. Assim sendo apresentam-se os padrões de escoamento para quatro instantes de tempo do ciclo nas figuras 5.32 a) b) c) d).



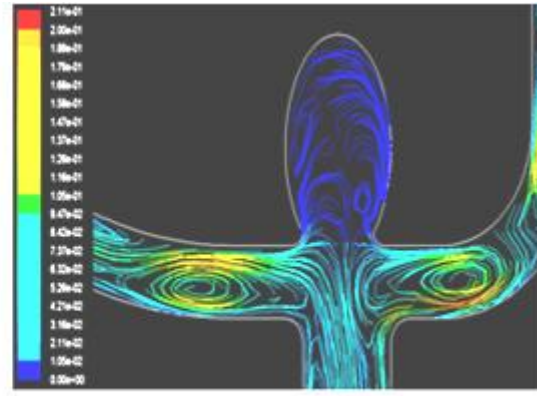
a)

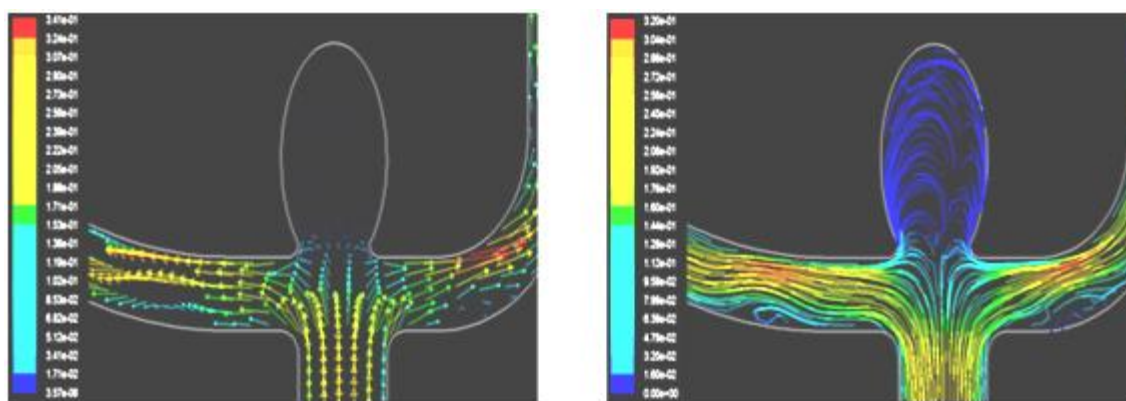


b)



c)



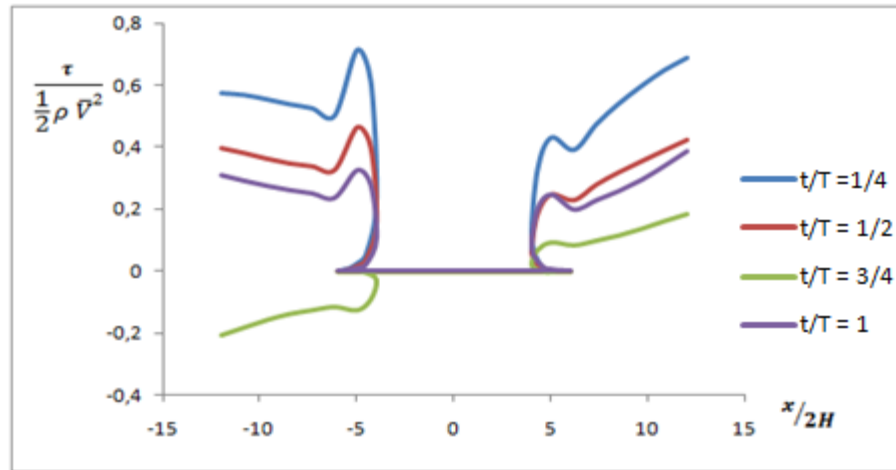


d)

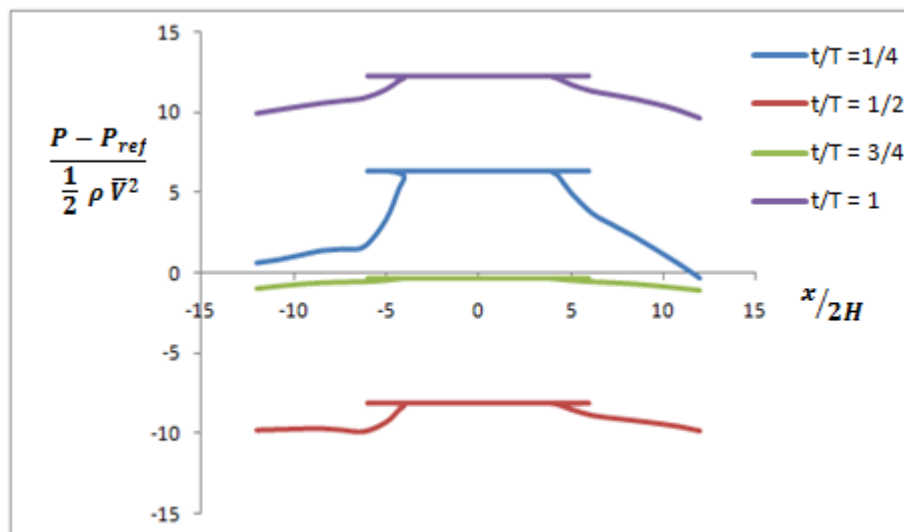
Figura 5.32- Campo de velocidade e padrão de escoamento no caso de aneurisma BA1P para $t/T = 1/4$ a); $t/T = 1/2$ b); $t/T = 3/4$ c) e $t/T = 1$ d) com o caudal médio de 1 ml/s . Escala representa a magnitude da velocidade.

Através da observação das figuras 5.32 a); b); c); d) conclui-se que o comportamento do escoamento no aneurisma não sofre alterações significativas, excepto para o tempo de $t/T = 3/4$, em que como no estudo BA1P a velocidade do vaso sanguíneo de entrada tem menor intensidade. Nos restantes tempos analisados as maiores diferenças surgem nos vasos sanguíneos de saída, onde existe formação de vórtices ao longo da mesma. A formação dos vórtices tem mais incidência para os tempos $t/T = 1/4$ e $t/T = 1$, que correspondem a valores de velocidade iguais durante o ciclo, contudo são diferentes devido ao facto da progressão positiva ou negativa da velocidade.

Na fase seguinte apresentam-se as figuras 5.33 a) e b) com os perfis de comportamento da tensão de corte e da pressão no aneurisma. Com a observação das mesmas figuras conclui-se que o comportamento da tensão de corte não varia e a localização das tensões máximas e mínimas também permanecem inalteradas para os diferentes tempos analisados. Contudo para o tempo $t/T = 3/4$ as tensões de corte na metade direita têm valores negativos, devido a alteração do sentido no escoamento. Relativamente à pressão o comportamento é semelhante para todos os tempos analisados, isto é, no interior a pressão tem comportamento linear e nos vasos sanguíneos converge para um valor. Para os tempos $t/T = 1$ e $t/T = 1/4$ a pressão é superior e máxima para o primeiro tempo, pois encontram-se numa fase ascendente da velocidade de entrada do vaso sanguíneo ou no valor máximo dessa mesma progressão, respectivamente. Para os restantes tempos a pressão é inferior, à velocidade ter um comportamento descendente.



a)



b)

Figura 5.33- Perfil de tensão de corte (a) e pressão (b) ao longo da parede da conduta do vaso sanguíneo e no aneurisma para os dois caudais.

De seguida apresentam-se as tabelas 5.13 e 5.14 com os valores máximos e mínimos de tensão de corte, bem como a relação das mesmas com a tensão de corte do vaso sanguíneo de entrada, respectivamente. O valor de tensão de corte é considerado o mesmo que no estudo de um aneurisma numa conduta bidimensional em regime pulsado, pois as condições de entrada são iguais.

Tabela 5.13- Valores de tensão de corte do caso em estudo para diferentes tempos

t/T	$\tau_{conduta} / \frac{1}{2} \rho \bar{V}^2$	$\tau_{max} / \frac{1}{2} \rho \bar{V}^2$	$\tau_{min} / \frac{1}{2} \rho \bar{V}^2$
1	0,0993	0,323	0,000001
1/4	0,1712	0,716	0,00002
1/2	0,0705	0,464	0,00001
3/4	0,0013	-0,0124	0,000001

Tabela 5.14- Relação das tensões máximas e mínimas com a respectiva tensão de corte da conduta

t/T	$\tau_{max_esq} / \tau_{conduta} \%$	$\tau_{min} / \tau_{conduta} \%$
1	325,8	0,292
1/4	418,2	0,016
1/2	657,5	0,003
3/4	900,72	0,003

Tabela 5.15 - Relação das tensões máximas e mínimas com a respectiva tensão de corte da conduta para o aneurisma BA4 no caudal 1

	$\tau_{conduta} / \frac{1}{2} \rho \bar{V}^2$	$\tau_{max} / \tau_{conduta} \%$	$\tau_{min} / \tau_{conduta} \%$
Caudal 1	0,0852	462	327

A tensão de corte para o regime pulsado tem valores inferiores ao regime permanente para todos os tempos analisados e a relação das tensões de corte máxima e mínima tem o mesmo comportamento, excepto para o instante $t/T = 3/4$ em que a relação entre a tensão de corte máxima e a tensão da conduta de entrada é bastante alta, mesmo sendo o caso de valores absolutos mínimos. Assim nestas condições é possível concluir que a ruptura do aneurisma tem maior probabilidade de acontecer devido a WSS alto, visto que a tensão de corte máxima tem valores extremamente altos comparados com a tensão de corte no vaso sanguíneo e numa zona específica. Outro facto que pode-se concluir é que quanto maior a complexidade da geometria maior são as diferenças entre o regime permanente e pulsado, pois a relação de tensão de corte não é semelhante para todos os tempos observados como no estudo “*aneurisma localizado na parede de uma conduta*”.

5.6 Aneurisma num vaso sanguíneo tridimensional

A análise dos casos tridimensionais procedeu-se de maneira diferente ao caso bidimensional, isto é, usou-se um método qualitativo através da apresentação de figuras que reportam o comportamento de padrões de escoamento, como da tensão de corte e pressão. A zona de interesse é o aneurisma, logo procedeu-se a visualização de vários planos que intersectam o mesmo. Nas figuras 5.34 apresentam-se dois desses mesmos planos. Os dois planos encontram-se na posição central do aneurisma, mas em diferentes direcções, o plano vertical (plano 1) que intersecta o aneurisma e o vaso sanguíneo na posição central, enquanto o plano horizontal (plano2) intersecta unicamente o aneurisma. O terceiro plano tem uma posição longitudinal (plano3) por todo o vaso sanguíneo e aneurisma.

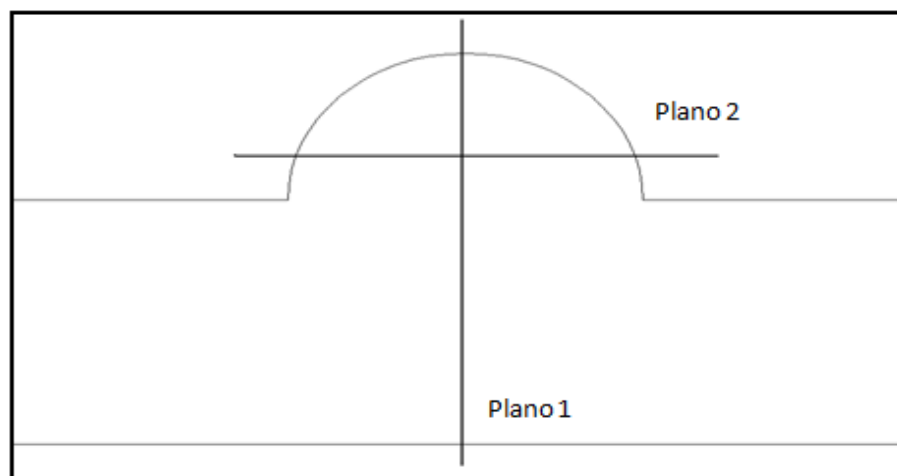


Figura 5.34- Planos de corte do aneurisma tridimensional

Através destes planos iniciou-se a visualização dos vectores de velocidade, que apresenta-se na figura 5.35, para o plano 1, e na figura 5.36 o plano 2.

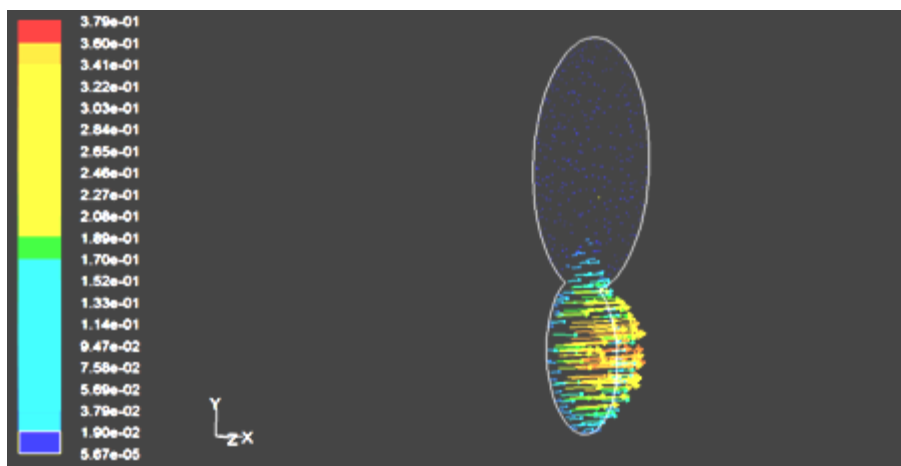


Figura 5.35- Vectores de velocidade no plano vertical. Escala representa a magnitude da velocidade.

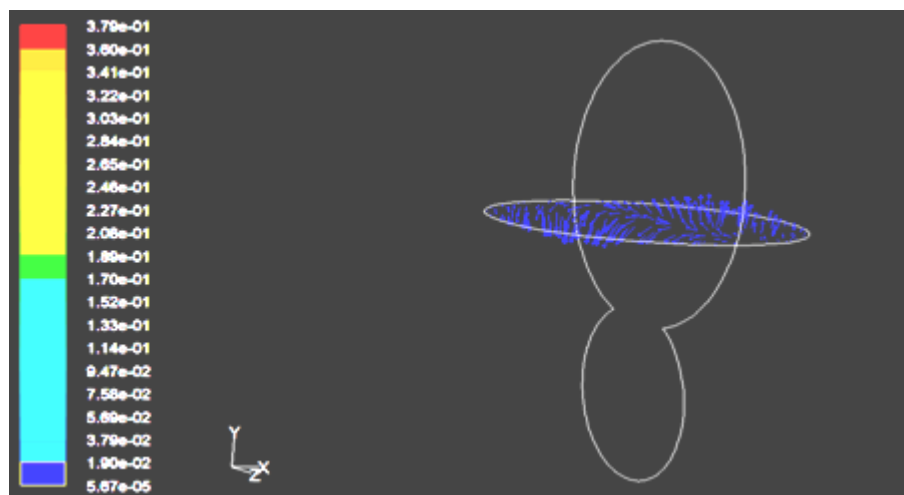


Figura 5.36- Vectors de velocidade no plano horizontal. Escala representa a magnitude da velocidade.

Na figura 5.35 os vectores encontram-se ampliados três vezes ao seu tamanho normal, para uma melhor observação, e consegue-se perceber que os vectores de velocidade do sangue são superiores no vaso sanguíneo que no aneurisma. A consequência de tal facto é de o escoamento no aneurisma ser muito lento, a única perturbação provocada pelo aneurisma é o turbilhão sentido na sua entrada. Para uma melhor percepção do escoamento de sangue no aneurisma usou-se o plano 2, no qual são apresentados os vectores de velocidade na figura 5.36. Neste caso os vectores estão ampliados cinquenta vezes, o que reflecte a enorme diferença entre a velocidade do escoamento no vaso sanguíneo e no aneurisma, e observa-se que o padrão de escoamento é aleatório ao contrário sentido no vaso sanguíneo.

Num panorama global apresentam-se os vectores de velocidade para o plano longitudinal (plano 3) do conjunto vaso sanguíneo e aneurisma na figura 5.37.

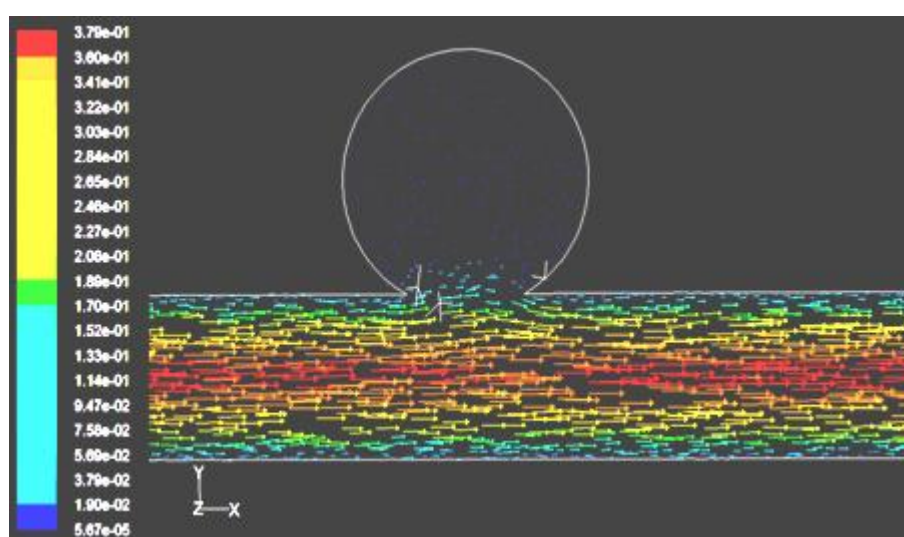


Figura 5.37- Vectors de velocidade no plano longitudinal. Escala representa a magnitude da velocidade.

De maneira a perceber melhor o percurso tridimensional percorrido pelo sangue apresenta-se por linhas esse mesmo escoamento na figura 5.38.

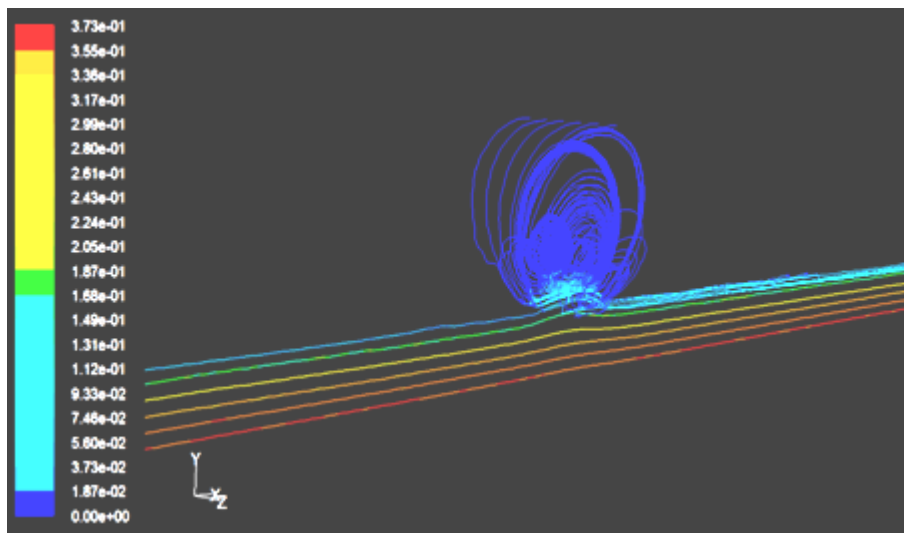


Figura 5.38- Linhas de velocidade ao longo do vaso sanguíneo e aneurisma. Escala representa a magnitude da velocidade

Com esta última figura percebe-se que o escoamento de sangue no vaso sanguíneo tem velocidade máxima no centro, enquanto no aneurisma a velocidade é muito baixa, embora percorra todo o aneurisma. Percebe-se igualmente que o sentido de escoamento no vaso sanguíneo é recto e no aneurisma se formam vários vórtices.

Finalizando o estudo da velocidade apresentamos o perfil de velocidade para linhas centradas nos planos 1 e 2, em que no plano 2 se usou duas linhas perpendiculares, nas figuras 5.39 e 5.40 respectivamente.

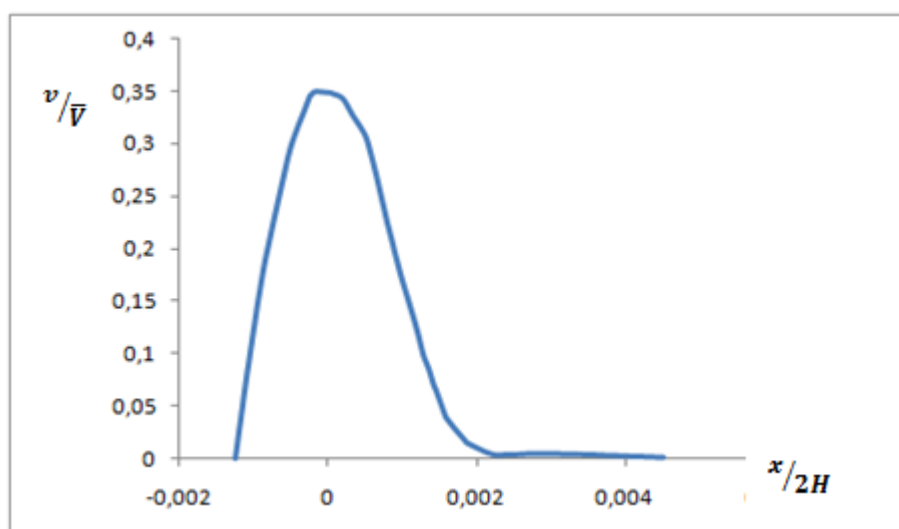


Figura 5.39- Perfil de velocidade no centro do vaso sanguíneo e aneurisma pelo plano 1

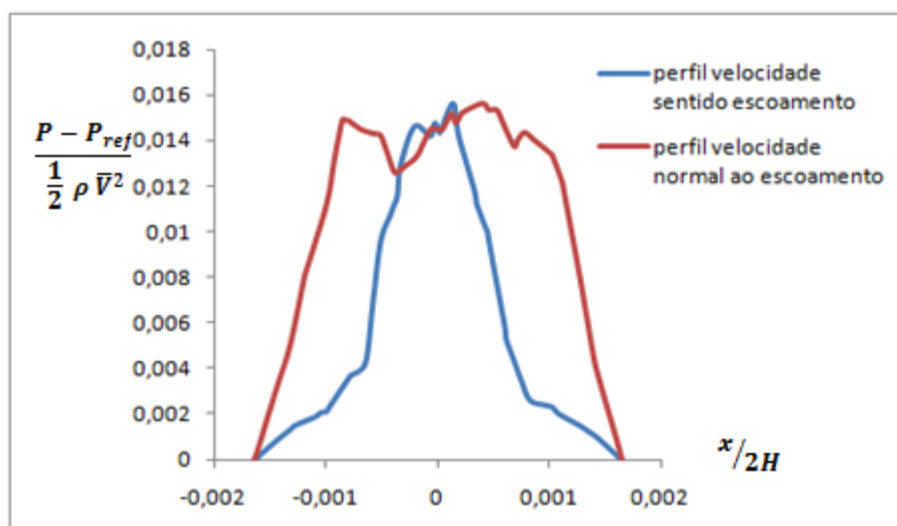


Figura 5.40- Perfil de velocidade no aneurisma nas direcções longitudinal e transversal

A figura 5.39 ilustra o perfil de velocidade no centro do aneurisma e no vaso sanguíneo do plano 1, no qual se observa a diferença entre a velocidade no vaso sanguíneo, muito superior ao aneurisma. Por sua vez a figura 5.40 apresenta o perfil de velocidade no centro do aneurisma em diferentes direcções, no plano 2, na direcção do escoamento e na direcção normal do mesmo. Nos dois perfis representados observa-se, na direcção do escoamento, que a velocidade próxima das paredes é muito baixa, enquanto na direcção normal a velocidade permanece por uma maior área em valores próximos do valor máximo, no aneurisma.

O estudo relativamente à tensão de corte efectuou-se com a visualização da mesma na superfície total, o qual esta apresentado na figura 5.41.

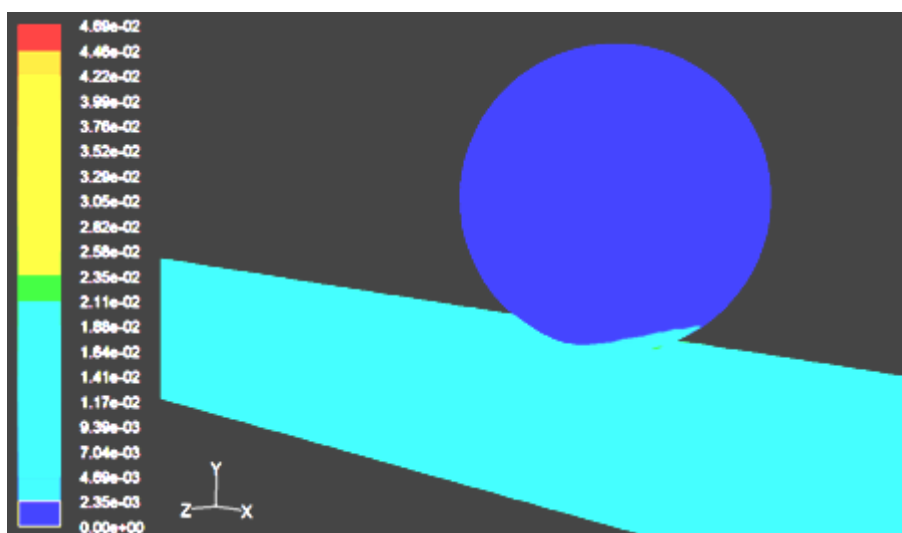


Figura 5.41- Tensão de corte na parede do vaso sanguíneo e aneurisma tridimensional. Escala representa a magnitude da tensão de corte.

Através da figura percebemos que a tensão é semelhante ao longo do vaso sanguíneo e no aneurisma tem valor praticamente nulo devido à baixa velocidade de escoamento. Na entrada do aneurisma repare-se numa pequena área em que tensão é superior que em todo o domínio.

Na análise da pressão apresenta-se as figuras 5.42 e 5.43, que representam as linhas para diferentes pressões no vaso sanguíneo e aneurisma e a pressão na parede dos mesmos, respectivamente.

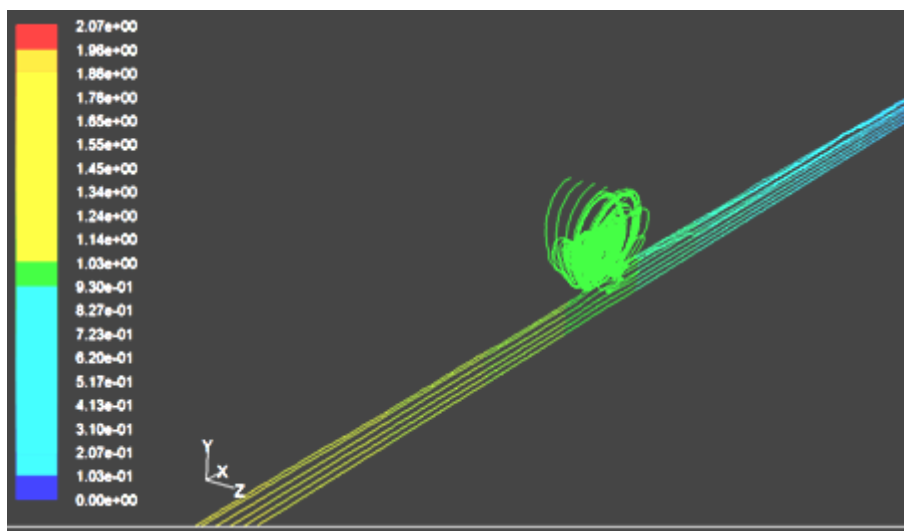


Figura 5.42- Linhas de pressão ao longo do vaso sanguíneo e aneurisma. Escala representa a magnitude da pressão.



Figura 5.43- Pressão na parede do vaso sanguíneo e aneurisma. Escala representa a magnitude da pressão.

No aneurisma a pressão sentida por todo o domínio é semelhante, como se observa na figura 5.42 para o interior e na figura 5.43 na parede do mesmo. Para

perceber-se melhor o comportamento da pressão no aneurisma e vaso sanguíneo indica-se o perfil de pressão no centro do vaso sanguíneo e aneurisma do plano 3 na figura 5.44.

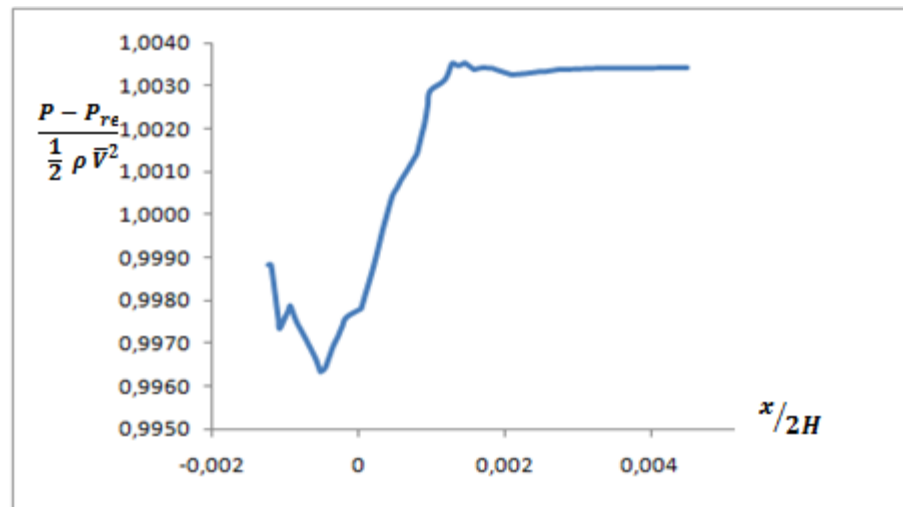


Figura 5.44- Perfil de pressão no centro do aneurisma e vaso sanguíneo da linha central do plano 3

Os valores de pressão sofrem variações mínimas, desde o vaso sanguíneo até ao aneurisma, enquanto no aneurisma a pressão é constante. De seguida representou-se, na figura 5.45, o perfil de pressão para o aneurisma em diferentes direcções do plano 1, tudo semelhante com a análise de velocidade.

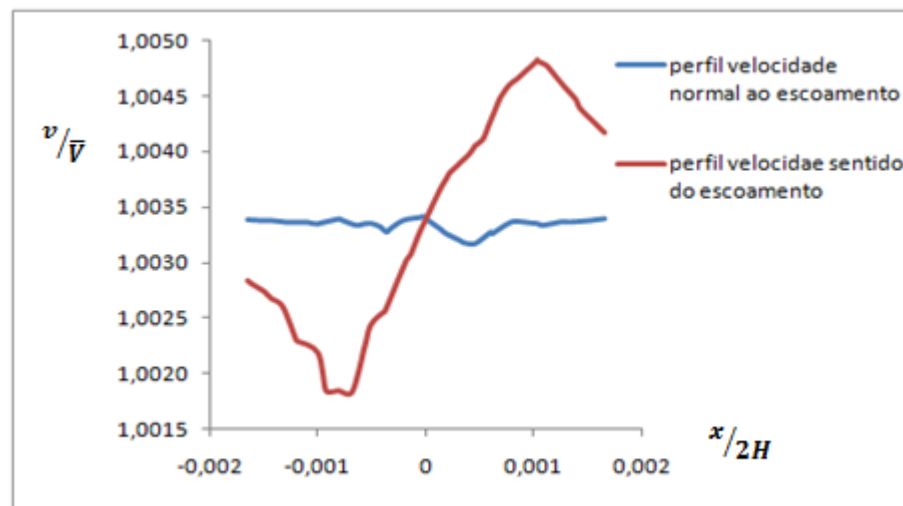


Figura 5.45- Perfil de pressão no aneurisma para direcções longitudinal e transversal.

Mais uma vez observa-se que a variação de pressão é mínima nos dois casos, contudo esta é inferior no sentido normal ao escoamento. As variações verificadas para a o sentido de escoamento são da mesma ordem de grandeza que observadas na figura 5.33.

5.7 Aneurisma localizado numa bifurcação simétrica tridimensional

Seguindo a ordem de apresentação, dá-se início à apresentação de caso de um aneurisma localizado numa bifurcação tridimensional (*B3D*). Apresentam-se as figuras 5.46 a) e b) com os padrões de escoamento, de referir que a figura 5.46 b) é referente ao plano longitudinal (plano 3).

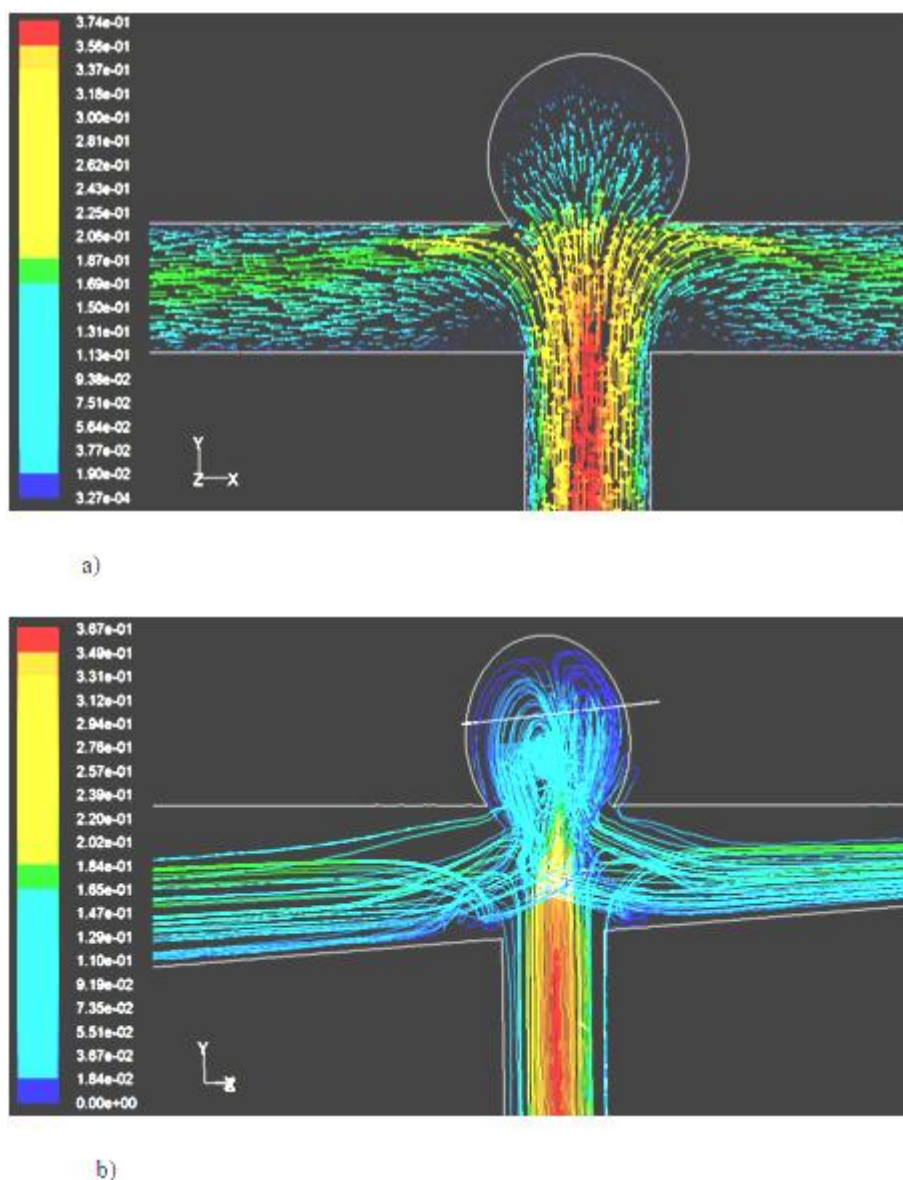


Figura 5.46- Campo de velocidade (a) e padrão de escoamento (b) no caso de aneurisma B3D para caudal nominal de 1 ml/s . Escala representa a magnitude da velocidade.

Numa observação geral conclui-se que o escoamento realiza-se em todo o domínio e que a velocidade máxima é sentida no vaso sanguíneo de entrada e saída, favorecendo o primeiro. No aneurisma o escoamento é aleatório formando-se vários vórtices, no entanto na zona de bifurcação também existe formação de vórtices com valores baixos de

velocidade. A zona de maior interesse de estudo é o aneurisma, assim sendo criaram-se dois planos centrais ao mesmo, como apresenta-se na figura 5.47. Estes planos têm como objectivo apresentar os vectores de velocidade, como esta ilustrado na figura 5.448 a) e b), e mais a frente é apresentado o perfil de velocidade para linhas pertencente ao plano 1.

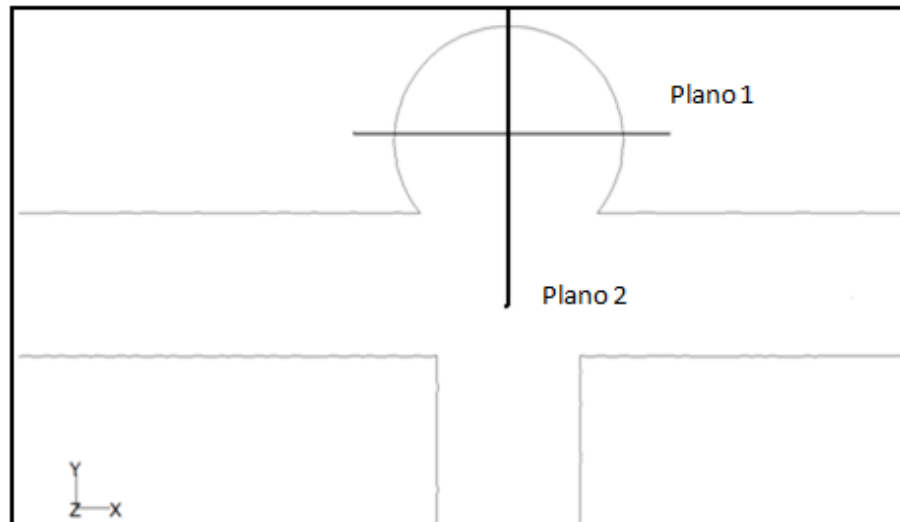
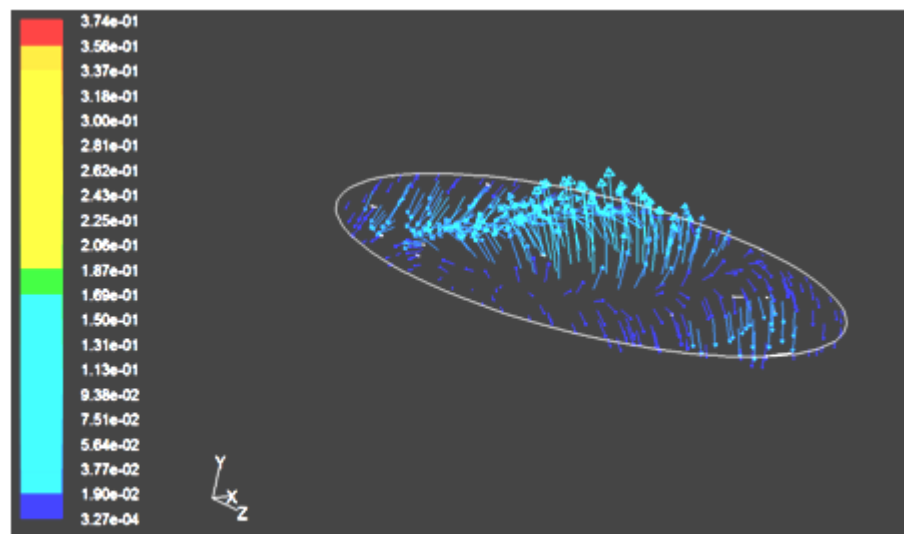


Figura 5.47- Planos de corte do aneurisma tridimensional.



a)

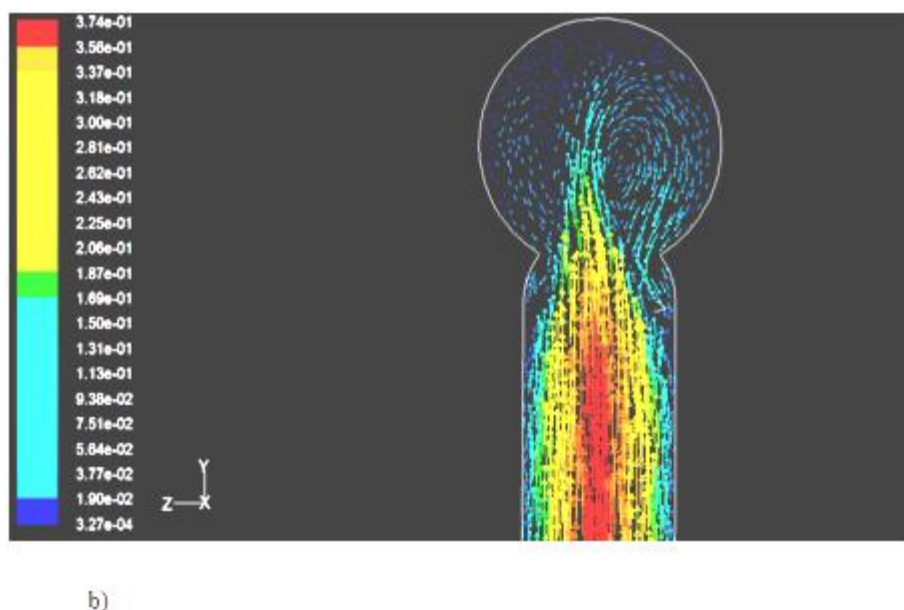
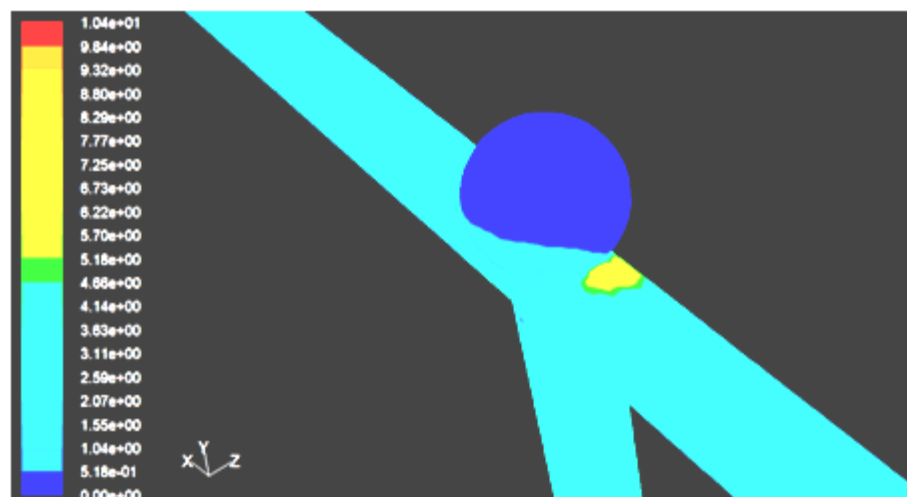


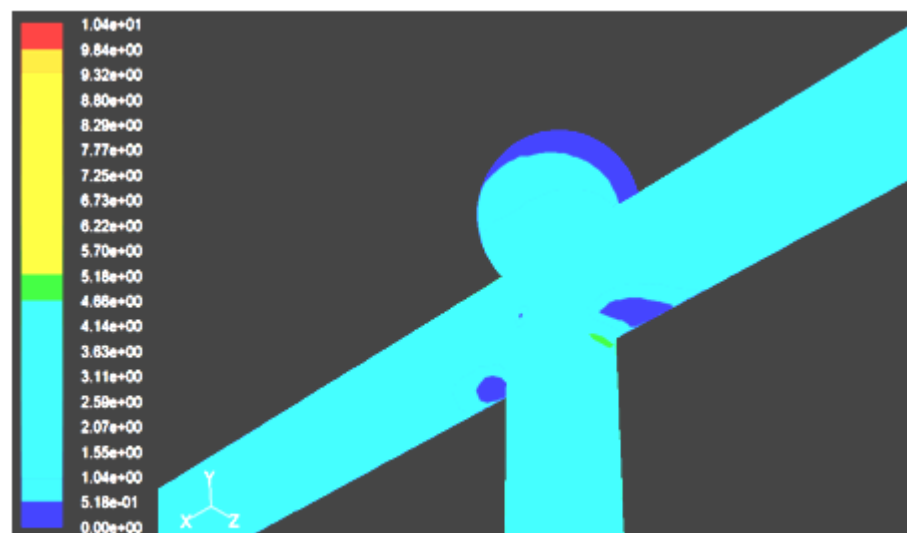
Figura 5.48- Vectors de velocidade plano 1 a) e plano 2 b). Escala representa a magnitude da velocidade.

Como se pode observar a velocidade no interior do aneurisma é muito baixa, principalmente no topo, contudo na posição central a velocidade tem um sentido ascendente e nas paredes no aneurisma descendente. Este tipo de comportamento do escoamento influencia a tensão de corte sentida nas paredes do aneurisma, pois são muito baixas.

A apresentação da tensão de corte é divulgada na figura 5.49, onde se observa que a mesma é muito baixa no aneurisma, devido ao não escoamento, e nos vasos sanguíneos é um pouco superior. Contudo a uma pequena área na parede do vaso sanguíneo de saída junto do aneurisma há tensões superiores às verificadas até agora, enquanto na parte inferior, figura 5.49 b), a tensão de corte é baixa próximo da zona do vaso sanguíneo de entrada.



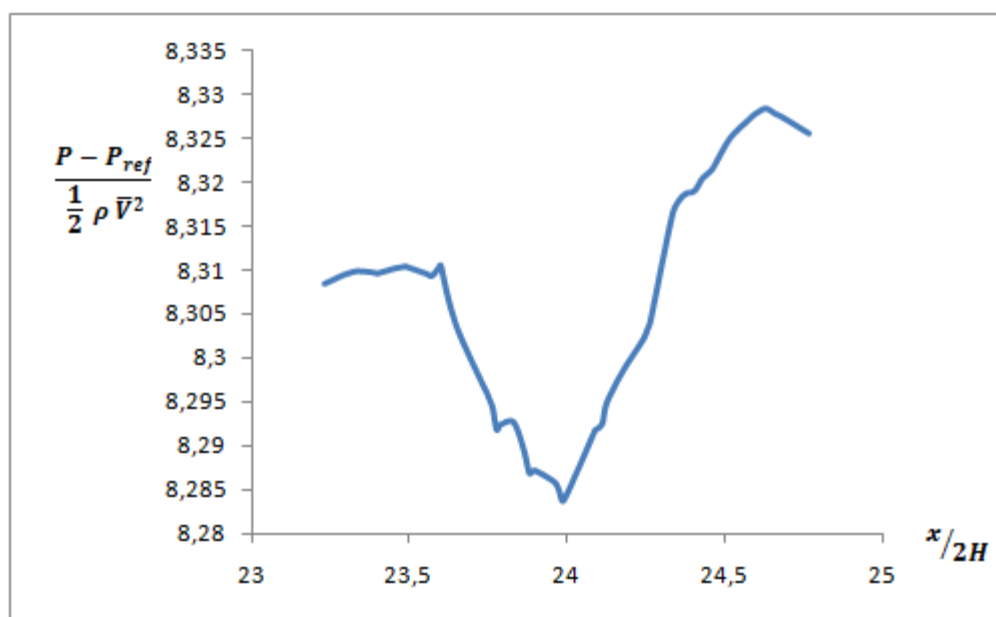
a)



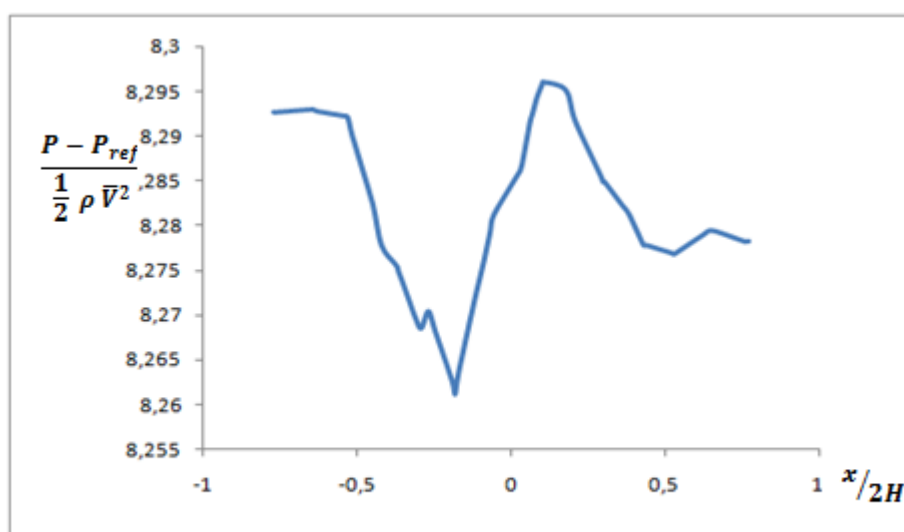
b)

Figura 5.49- Contornos de tensão de corte no estudo B3D: vista superior a) vista inferior b). Escala representa a magnitude da tensão de corte.

Como atrás é referido retira-se o perfil de pressão e velocidade para duas linhas perpendiculares pertencente ao plano 1 de modo a observar com maior detalhe a uniformidade do escoamento no aneurisma, as grandezas referidas estão ilustradas nas figuras 5.50 a) e b) e 5.51 a) e b), respectivamente.

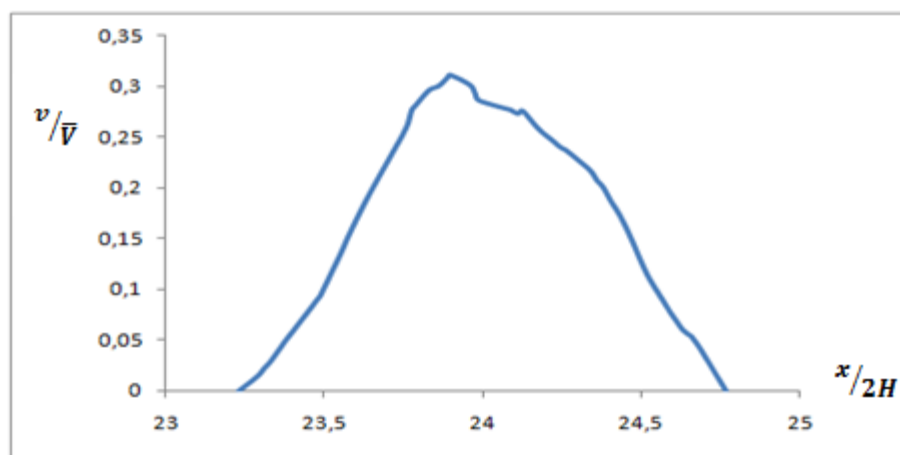


a)

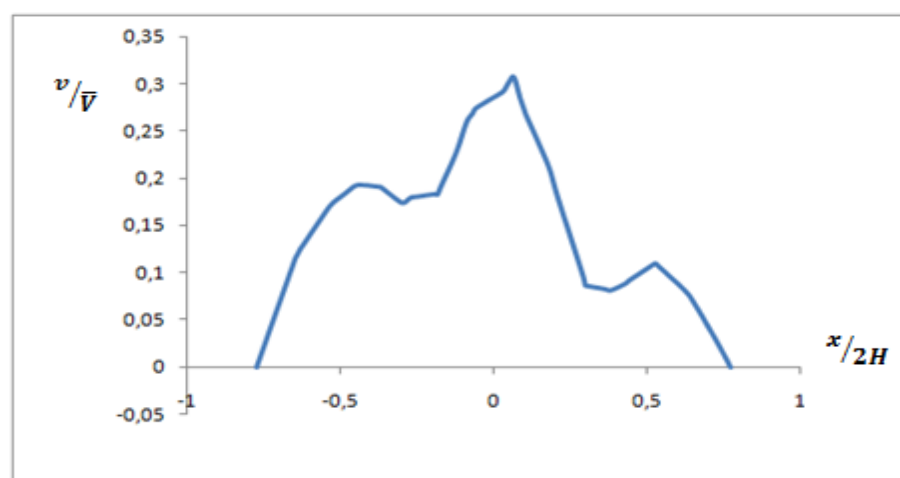


b)

Figura 5.50- Perfil de pressão do plano 1 sentido perpendicular à saída a) sentido de saída b)



a)



b)

Figura 5.51- Perfil de velocidade do plano 1 sentido perpendicular à saída a) sentido de saída b)

As diferenças tanto da intensidade da pressão como da velocidade são mínimas. O comportamento da pressão é muito semelhante nos dois casos, o que se conclui que é uniforme o comportamento. Em relação à velocidade as diferenças são maiores. No perfil de velocidade no sentido perpendicular às saídas o perfil tem um comportamento parabólico, enquanto no caso do perfil de velocidade com o sentido da saída esse comportamento não é tão notório.

Concluindo a apresentação dos resultados pode-se afirmar que os dados analisados para o caso de um aneurisma numa bifurcação simétrica bidimensional são viáveis para o caso tridimensional, pois o comportamento do escoamento é semelhante como a localização das tensões máximas e mínimas. A única diferença observada é relativa à formação dos vórtices à entrada do aneurisma, o que não é possível observar com o plano longitudinal, figura 5.46 a), pois estes formam-se num plano normal a esse. Contudo os casos tridimensionais possibilitam um estudo mais exaustivo em relação ao padrão de escoamento e perceber as formações de vórtice e possíveis locais de sedimentação de partículas o que é deveras importante para o estudo de aneurismas.

6 Conclusão

O principal objectivo deste trabalho foi a utilização de uma metodologia baseada num estudo computacional para estudar o comportamento hemodinâmico em aneurismas simples de forma sacular. Esta metodologia inclui processamento de configurações de aneurismas localizados numa conduta e numa bifurcação em formas bidimensionais e tridimensionais, com maior incidência nas geometrias bidimensionais. Em primeiro lugar, o método de resolução experimental foi validado usando soluções analíticas de diferentes problemas: em regime permanente newtoniano numa conduta em linha recta, para os casos bidimensionais. Relativamente aos casos tridimensionais foi usada uma conduta igualmente em linha recta. Foi demonstrado que os resultados numéricos aproximam-se das soluções analíticas, com determinado erro.

Embora as razões para a formação do aneurisma, ruptura e crescimento não sejam claras, neste trabalho, possíveis associações entre factores hemodinâmicos e ruptura foram investigados, através dos vários estudos de sensibilidade que foram realizados para analisar a dependência do escoamento no interior do aneurisma e caracterização da tensão de corte na parede e o comportamento da pressão.

Os resultados desta análise de sensibilidade indicam que as condições de fluxo não são de importância fundamental para a caracterização da hemodinâmica intra-aneurisma, pelo menos para os casos estudados, com configuração simples. Qualitativamente pouca diferença foi observada para a variação considerável da taxa de fluxo de entrada e fluxo divisões nos aneurismas estudados. Nos diferentes casos de estudo, observou-se que os aneurismas sofrem maiores esforços de tensão de corte nos vértices de entrada que se encontram numa zona frontal ao escoamento. As bifurcações são os locais com maior tendência para a formação de aneurismas e apresentam uma maior ocorrência de ruptura de devido ao impacto directo do jacto de sangue e consequentemente a maior tensão de corte e pressão.

No estudo em regime pulsado foram estudados os efeitos provocados pela constante mudança do escoamento ao longo do tempo no padrão de escoamento nos vasos sanguíneo e no aneurisma. Apurou-se que a complexidade do escoamento aumenta conforme a disposição dos vasos sanguíneos em relação aos estudos em regime permanente, o que influencia os padrões de escoamento no interior do aneurisma e as grandezas estudadas. Assim observou-se uma maior diferença entre valores das grandezas para os casos de aneurisma localizado numa bifurcação do que nos aneurismas localizados na parede de uma conduta para regime permanente e pulsado.

Os estudos tridimensionais foram observados para casos homólogos aos bidimensionais, a análise dos resultados efectuados abrange principalmente aspectos qualitativos, e conclui-se que para os casos com menor complexidade, em que não existem alterações de direcção do escoamento, os casos bidimensionais reportam com alguma precisão o escoamento. Contudo no caso de aneurisma localizado numa

Conclusão

bifurcação existem diferenças no padrão de escoamento, principalmente no interior do aneurisma.

Com a análise do comportamento da ruptura nos vários casos de estudo conclui-se que existem casos mais propícios a esta se dever a WWS altos como outros a WWS baixos. Isto é, existem diferenças substanciais para os casos de “*aneurismas na parede de uma conduta*” e “*aneurismas localizados numa bifurcação*” no parâmetro da tensão de corte, pois a tensão de corte observada para o segundo caso é bastante superior à do primeiro caso. Assim existe uma maior possibilidade de haver ruptura no caso de “*aneurismas localizados numa bifurcação*” num espaço de tempo menor, enquanto que nos casos “*aneurismas localizado na parede de uma conduta*” sofrem ruptura num espaço temporal maior. Contudo para proporcionar conclusões mais específicas, neste caso, é necessário um estudo mais exaustivo para o regime pulsado. A formação dos mesmos tem o comportamento semelhante, existem localizações propícias a maior impacto do fluxo de sangue, WWS alto, e outras em que a formação se deve ao desgaste contínuo da parede do caso sanguíneo, WWS baixo.

7 Bibliografia e Referências

- [1] Castro, Marcelo Adrián. *Computational Hemodynamics of Cerebral Aneurysms*. (2004)
- [2] Dicionário 2004.
- [3] Antunes, Cristina, e outros, *Descobrir a Terra –Viver melhor na Terra*, 3ºCiclo, Areal Editores, 1ª edição, 2004.
- [4] Sequiera, Adélia. *Introdução à matemática do Sistema Cardio-Vascular*. (2009)
- [5] Howard A. Barnes. *A HANDBOOK OF ELEMENTARY RHEOLOGY*. (2000)
- [6] Stuart, John e Martin, W. Kenny. *Blood Rheology*. J Clin Pathol. 1980 May; 33(5): 417–429
- [7]-Yilmaz, Fuat e Gundogdu, Mehmet Ya ar. *A critical review on blood flow in large arteries; relevance to blood rheology, viscosity models, and physiologic conditions*. Korea-Australia Rheology Journa, Vol. 20, No. 4, December 2008 pp. 197-211 *
- [8] National Institute of Neurological Disorders and Stroke, acessado em Maio de 2010: http://www.ninds.nih.gov/disorders/cerebral_aneurysm/detail_cerebral_aneurysm.htm
- [9] Pereira, Sara. *Estudo de aneurismas cerebrais por angio-tomografia computadorizada cerebral*. (2009)
- [10] Adorno, Juan Oscar Alarcón; Andrade, Guilherme Cabral. Aneurisma da Artéria Cerebral Antero Inferior. Arq Neuropsiquiatr 2002;60(4):1019-1024
- [11] Thomas Boban; Roquette , José; Ferriera, Rafael. Angiografia por Ressonância Magnética Tridimensional Otimizada por Contraste nas Doenças da Aorta. Rev Port Cardiol 2002;21 (7-8) :839-847
- [12] Leite, Claudia da Costa. Angioressonância magnética intracraniana 3D “Time of flight”. Radiol Bras 2004; 37(3):3
- [13] CARVALHO, Cibele Figueira; CHAMMAS, Maria Cristina; STERMANN, Franklin De Almeida; BARROS, Nestor de; CERRI, Giovanni Guido. *Ultra-sonografia dúplex-Doppler na avaliação morfológica e hemodinâmica das artérias aorta e mesentérica cranial em cães*. Braz. J. vet. Res. anim. Sci., São Paulo, v. 45, n. 1, p. 24-31. (2008)
- [14] PUC- Rio, Certificação Digital Nº 0421259/CA acessado em Maio de 2010 http://www2.dbd.puc-rio.br/pergamum/tesesabertas/0421259_06_cap_02.pdf
- [15] M.G.Yasargil. *Clinical Considerations, Surgery of the Intracranial Aneurysms and Results*. Georg Thieme Verlag Thieme Stratton Inc. Stuttgart • New York (1984)
- [16] Fox, Robert W., McDonald, Alan T.1998, “*Introdução à Mecânica dos Fluidos*”, LTC Editora, Brasil.
- [17] PUC- Rio, Certificação Digital Nº 0611787/CA acessado em Maio de 2010 http://www2.dbd.puc-rio.br/pergamum/tesesabertas/0611787_08_cap_04.pdf

- [18] Oliveira, Paulo J. *Soluções Analíticas em Mecânica de Fluidos*. (2000)
- [19] PUC- Rio, Certificação Digital N° 0624123/CA acedido em Maio de 2010
http://www2.dbd.puc-rio.br/pergamum/tesesabertas/0621123_09_cap_04.pdf
- [20] Krishnan, Gopi. *Modeling laminar flow between infinite parallel plates using the SIMPLE algorithm*. (2004)
- [21] Estivam, Diego Alexandre. *Simulação Numérica do Escoamento Laminar Completamente Desenvolvido entre duas placas paralelas*. (2002)
- [22] Oliveira, Paulo J. *Hemodinâmica-E escoamento Pulsante em Tubo*. (2009)
- [23] Venturi, Jacir J. *Cônicas e Quádricas*, 5.^a edição, Editora Curitiba

A. Apêndice A: Modelo matemático da elipse

A forma geométrica bidimensional escolhida para caracterizar o aneurisma foi a elipse, bem como as dimensões conhecidas: o eixo maior (a); a altura (h) e a distância de entrada (pescoço do aneurisma) (dm). A partir das propriedades matemáticas da elipse e das dimensões citadas anteriormente é possível determinar as restantes medidas necessárias para a construção do modelo de aneurisma, como é demonstrado de seguida [23].

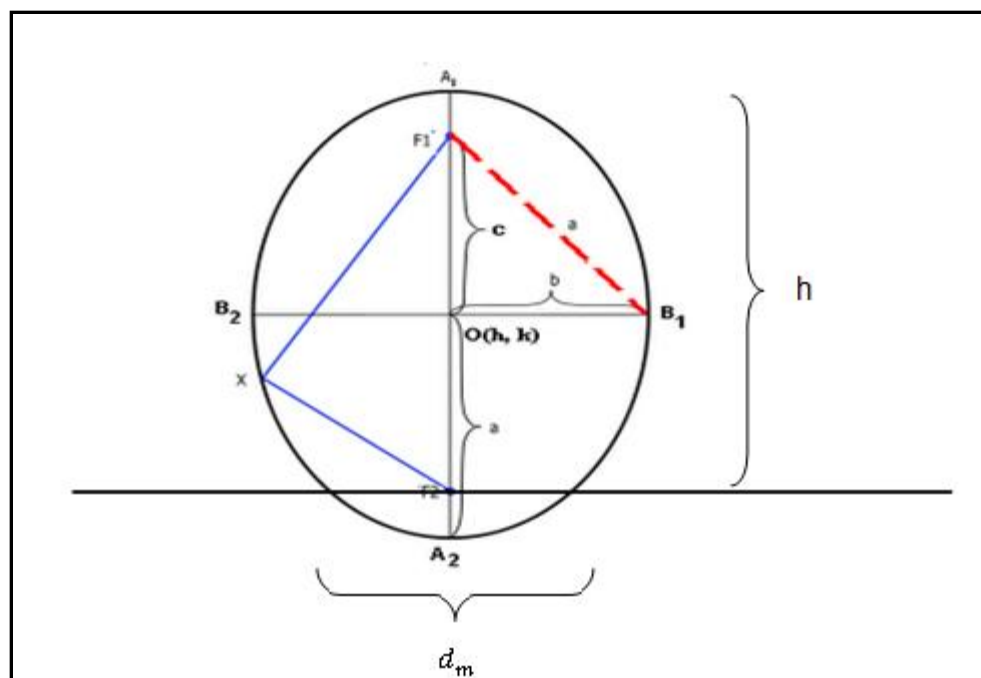


Figura A.1 - Representação da elipse com um dos focos coincidentes com a recta horizontal (adaptado de [23])

A figura A.1 representa uma elipse com o eixo maior está no eixo dos y , cuja equação é dada por:

$$\frac{x^2}{b^2} + \frac{y^2}{a^2} = 1 \quad (4.1)$$

Resolvendo em ordem a $\frac{y}{a}$ fica:

$$\frac{y}{a} = \sqrt{1 - \frac{x^2}{b^2}} \quad (4.2)$$

onde a e b são os comprimentos dos eixos maiores e menores, respectivamente.

Considerando que um dos focos se encontra ao mesmo nível da face do vaso sanguíneo (com diâmetro da), conseguimos saber a excentricidade da elipse.

$$e = \frac{c}{a} = c = e * a \quad (4.3)$$

e podemos dizer que:

$$a = h - c \quad (4.4)$$

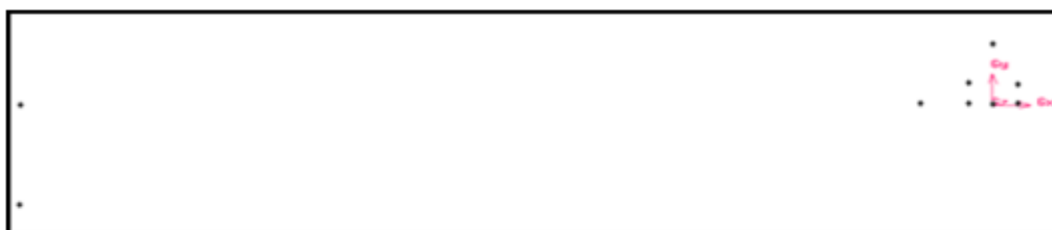
Em que c é a distância do foco ao centro.

Como definimos à partida as quantidades b (largura do aneurisma), $a + c$ (altura) e dm (dimensão de entrada) é possível determinar as restantes grandezas, que encontram-se na tabela 4.4 da secção 4.

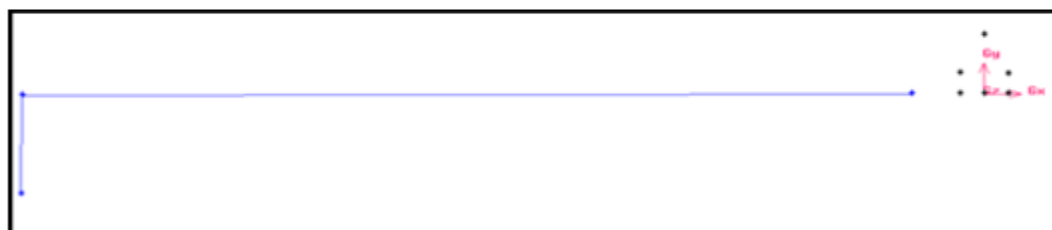
B. Apêndice B: Metodologia de construção das malhas computacionais

Geometrias 2D:

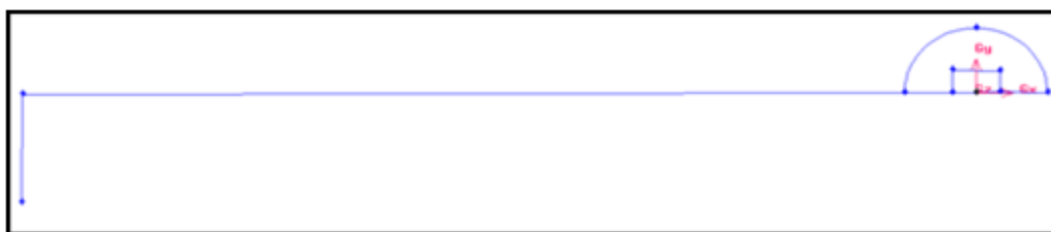
Nesta secção explicamos as bases para as geometrias construídas, bem como a metodologia de construção e simplificações. O programa utilizado para a geração de malhas foi o *Gambit 2.3.16*. No estudo inicial, placas paralelas com aneurisma, deu-se início à criação da malha em que se desenrolou a simulação. As várias fases do processo de criação da malha estão esquematizadas na figura B.1 a) b) c) d) e B.2 a) b) c). Começou-se por indicar estrategicamente os vértices do contorno através das coordenadas dos mesmos (figura B.1 a)). O diâmetro da veia é de 0,00025 m e o comprimento desta é 0,072m, para permitir o desenvolvimento do escoamento antes do aneurisma e para não haver influências da saída no mesmo, enquanto as coordenadas e características dos aneurisma estão na tabela 4.1 a 4.3 da secção anterior. De seguida uniram-se os vértices de modo a criar segmentos rectos, que correspondem às paredes dos vasos sanguíneos (figura B.1 b) a d)), enquanto que para o aneurisma usaram-se segmentos circulares (figura B.1 c) a d)). Este método de criar a configuração desejada é mais morosa, mas permite-nos total controlo da mesma.



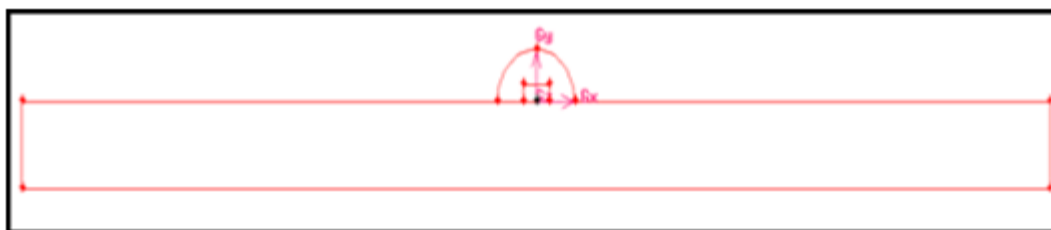
a)



b)



c)

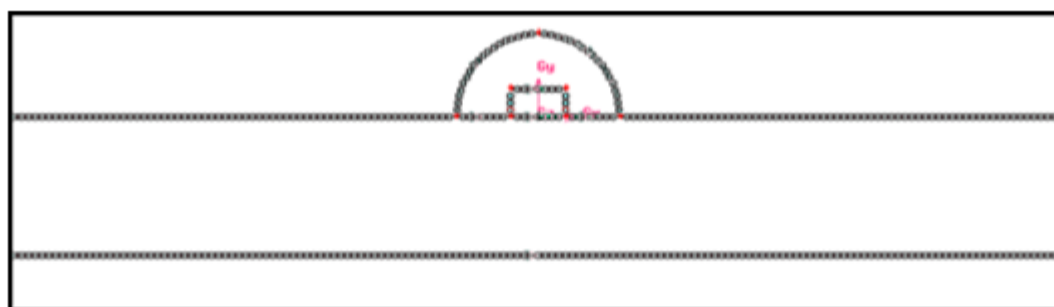


d)

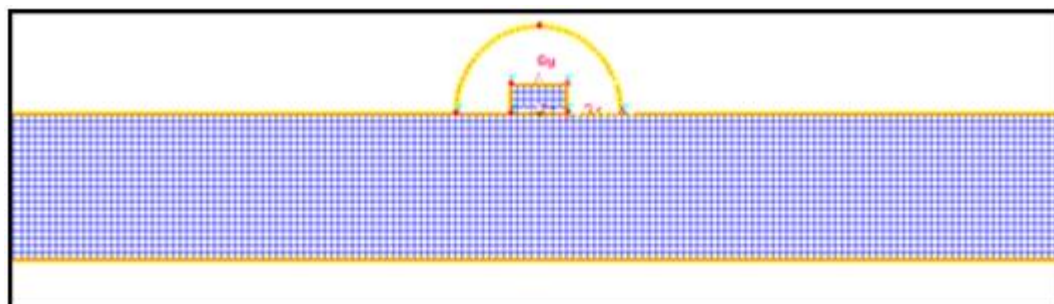
Figura B.1- Processo de construção da geometria: placa paralela com aneurisma

A geometria quadrangular inserida na metade da circunferência, como podemos observar na figura B.1 c), tem como único objectivo melhorar a configuração da malha nesse mesmo caso. O procedimento de execução da configuração do aneurisma foi semelhante em todos os casos, alterando as medidas do aneurisma como atrás descrito.

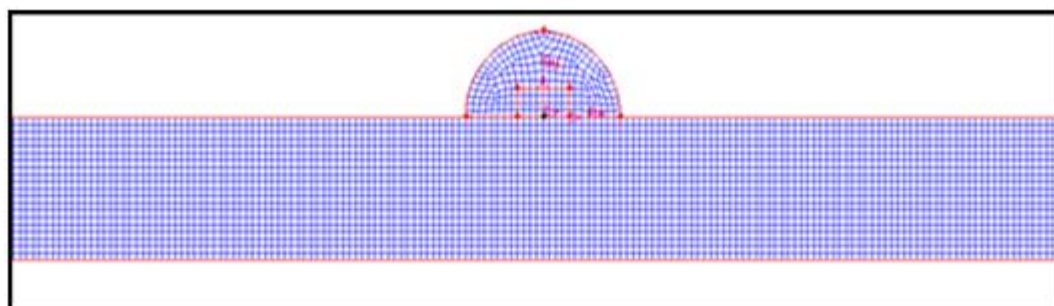
Concluída a configuração deu-se início à construção da malha propriamente dita, que abrange todo o domínio computacional (figura B.2 c)). Deu-se relevância ao uso de malha tipo quadrangular, de modo aos cálculos serem mais precisos e mais rápidos. Assim além da geometria quadrangular inserida na metade do aneurisma, apresentada anteriormente, usou-se também geometria circular, ou mesmo elíptica, quando a geometria do aneurisma assim requeria (ver figura B.3). A menor distância de cada ponto na malha é controlada de modo a estar ente os parâmetros pretendidos, conforme estudado na secção de validação. Começa-se por definir os nós nas arestas com o intervalo desejado e só depois se cria as malhas. Optou-se por criar uma malha uniforme em ambas as direcções (excepto na elipse correspondente ao aneurisma), o que permite manter o mesmo grau de precisão em todo o domínio. Na elipse não se consegue controlar a uniformidade da malha devido às restrições impostas pela própria geometria.



a)



b)



c)

Figura B.2- Processo de criação da malha: placa paralela com aneurisma

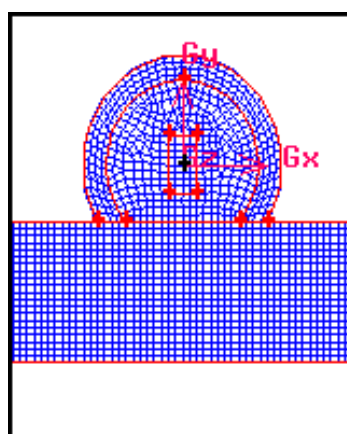


Figura B.3. Detalhe da elipse no interior do aneurisma A1.2

A construção das restantes malhas, dos vários casos de estudo, é semelhante.

Geometria 3D

A construção das malhas tridimensionais é com base em geometrias simples, como condutas circulares (de diâmetro $d_{conduta}$ e comprimento L) para os vasos sanguíneos e esferas para os aneurismas de raio r , que são construídas de modo automático bastando inserir as dimensões.

Com as figuras geométricas simples dispostas aleatoriamente, é necessário posicionar as referidas de forma a obter o conjunto final, o que é realizado através da opção “*Move*”. No caso *A3D* a localização do aneurisma encontra-se a $0,003m$ do eixo da conduta e a meio da conduta, por outro lado no caso *B3D* o aneurisma encontra-se à mesma distância do eixo para a conduta de saída e em posição frontal à conduta de entrada.

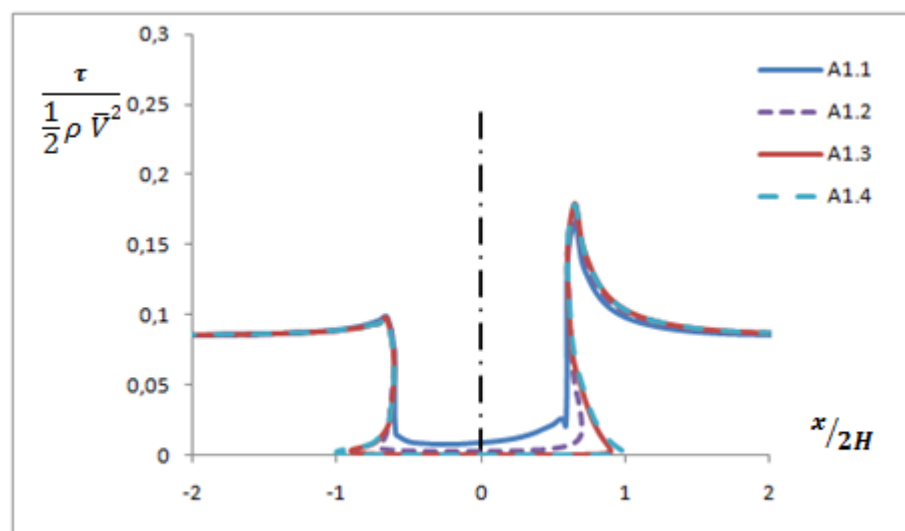
Finalmente passou-se para a construção da malha. Como se utilizaram geometrias simples, a construção da malha pode ser automática e mesmo assim permite obter células hexagonais, o que equivale a ter células quadrangulares no caso 2D e com as mesmas vantagens. Se assim não fosse era necessária a divisão das geometrias complexas em geometrias simples para o comando automático permitir a formação de células hexagonais.

C. Apêndice C: Resultados

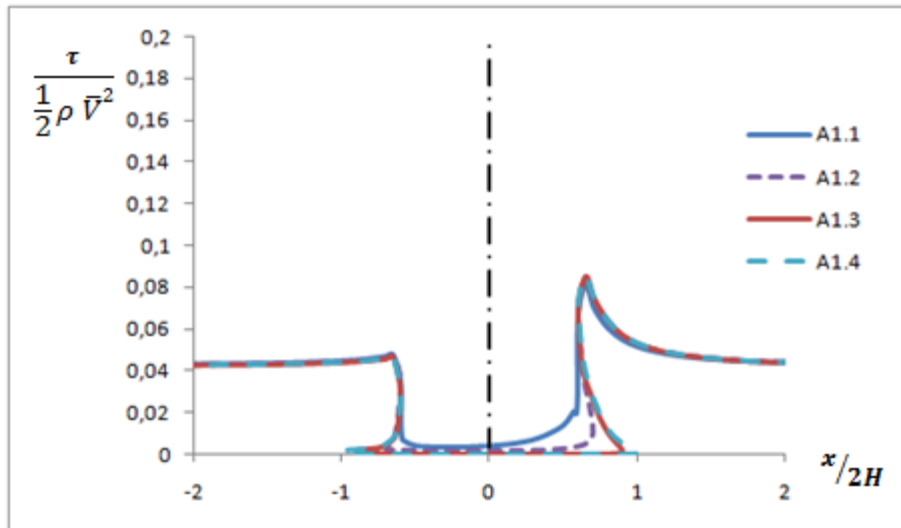
Aneurismas A1.1 A1.3

A análise dos resultados para os aneurismas localizados numa placa paralela, com o diâmetro de entrada do aneurisma (dm) igual, é em tudo semelhante a usada na secção 5.1.1.

Apresentam-se os perfis da tensão de corte na parede do aneurisma nas figuras C.1 a) e b) de todos os casos para o caudal 1 e caudal 2, respectivamente. Todas as grandezas apresentadas estão adimensionalizadas pela energia cinética, $Ec = \frac{1}{2} \cdot \rho \cdot \bar{V}^2$ e a velocidade usada é a velocidade média.



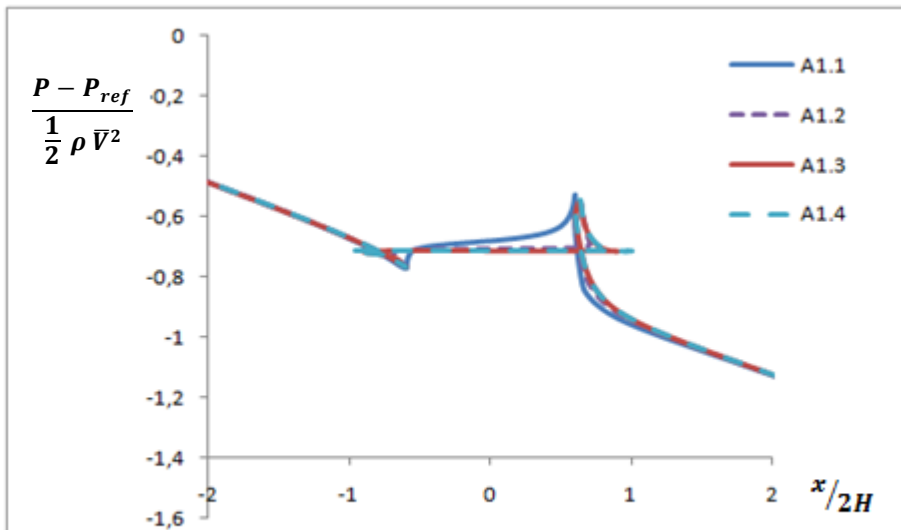
a)



b)

Figura C.1- Perfil de tensão de corte caudal 1 (a) e para caudal 2 (b) ao longo da parede da conduta do vaso sanguíneo e no aneurisma na placa paralela.

Outro parâmetro, não tão importante, é a pressão na parede do aneurisma que é representada na figura C.2 a) e b) com o mesmo esquema.



a)

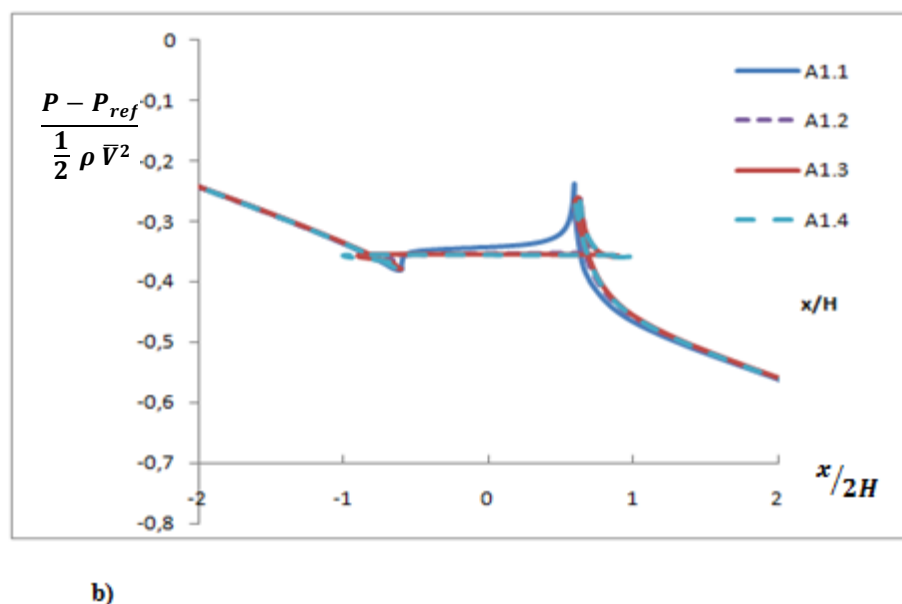


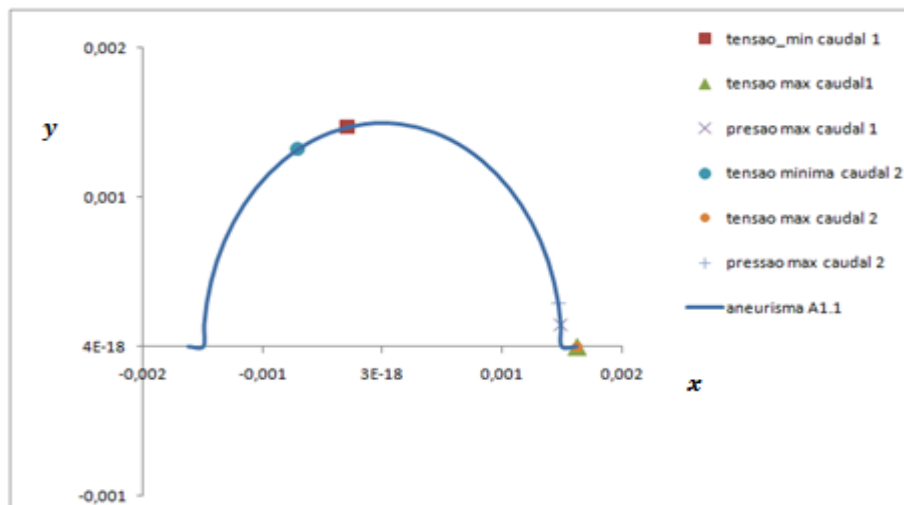
Figura C.2 Gráfico da pressão com caudal 1 (a) e para caudal 2 (b) ao longo da parede da conduta do vaso sanguíneo e no aneurisma na placa paralela.

Pode-se observar que para todos os casos o comportamento da tensão de corte é muito semelhante, somente no interior do aneurisma existe diferença. No interior do aneurisma é que se registam as maiores diferenças, a tensão de corte no interior baixa para valores aproximadamente nulos e tem um comportamento mais linear conforme se aumenta a dimensão do aneurisma. Isto é, a tensão de corte permanece em valores próximo de zero num maior domínio espacial do aneurisma, com vantagem para casos com caudal 2. No entanto na metade esquerda do aneurisma as tensões de corte são inferiores às sentidas no lado oposto, o que é mais facilmente observado para os aneurismas com menor altura. Para estes mesmos casos podemos dizer que a evolução da tensão de corte no aneurisma até à tensão máxima não é tão abrupta.

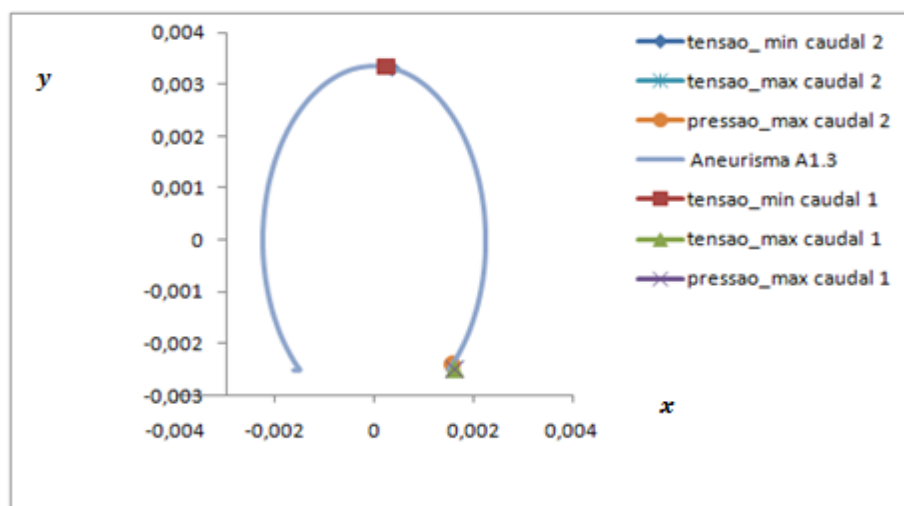
A pressão tem um comportamento ainda mais homogêneo para todas as geometrias e inclusive para os dois caudais. Analisando o parâmetro de pressão, na figura C.2 b), é possível ver que a montante e a jusante do aneurisma a perda de carga ao longo da conduta é aproximadamente constante, conforme esperado. No entanto no aneurisma existe uma ligeira perturbação no perfil de pressão, esta aumenta ligeiramente para depois ter um comportamento linear para valores próximo de zero. Na zona do aneurisma os perfis correspondentes aos dois caudais sobrepõem-se. Tal como no caso da tensão, a pressão sentida no aneurisma é maior na face da direita, o que provoca que a pressão máxima esteja próximo do vértice de interface com o vaso dessa mesma face. Enquanto na face oposta a pressão desenvolve-se de maneira oposta.

Em relação às posições das tensões de corte e pressões máximas, como das tensões de corte mínimas no aneurisma apresenta-se a figura C.3 a) b) c), para os casos A1.1, A1.2, A1.3. Pode-se observar que tanto a tensão máxima, como a pressão máxima, se encontram em posições semelhantes para todos os casos. Isto é, no vértice posterior do aneurisma com o vaso sanguíneo. A tensão de corte mínima localiza-se no topo para o aneurisma A1.1 e A1.3, como se tinha observado no aneurisma A1.2, no entanto no

aneurisma A1.4 esta desloca-se para a metade direita do aneurisma. Este último fenómeno pode ser explicado pela formação de vórtices no interior do aneurisma.



a)

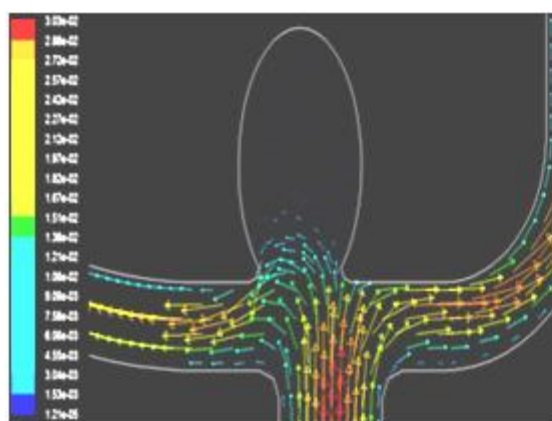


c)

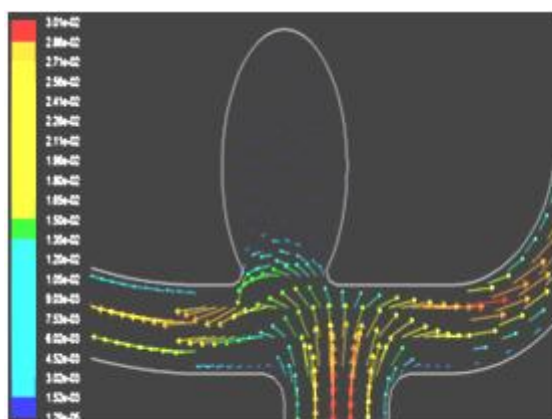
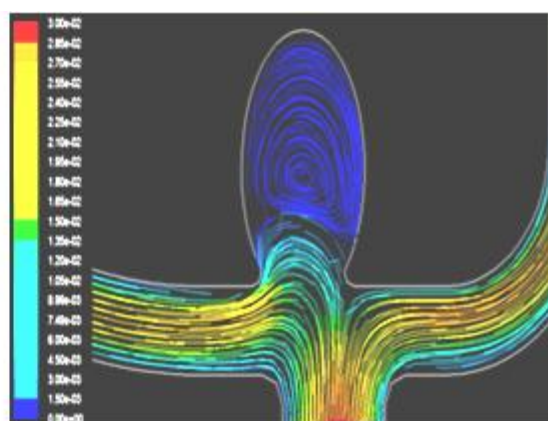
Figura C.3- Localização das pressões e tensões máximas e mínimas no aneurisma A1.1 a) e A1.3 b)

Aneurismas localizados numa bifurcação assimétrica

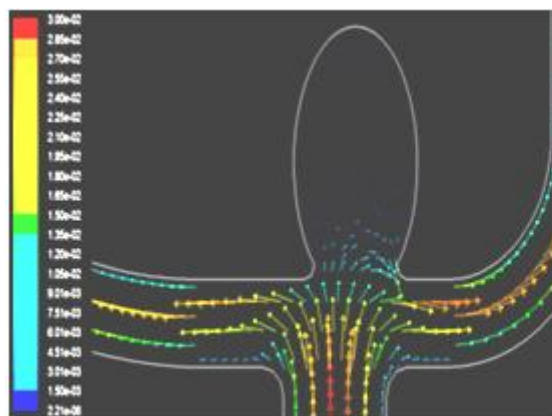
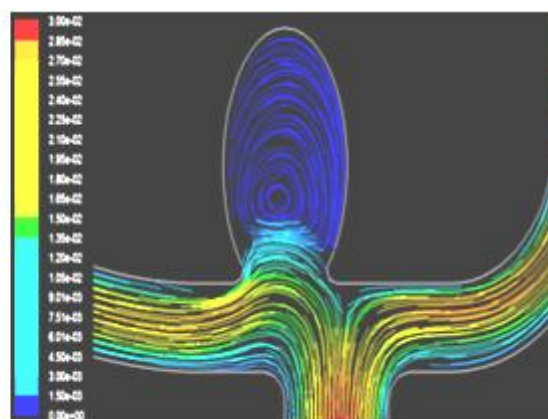
A apresentação que se segue refere-se aos casos do aneurisma localizado numa bifurcação com alteração da posição de translação. Apresenta-se os casos em falta na secção 5.2, isto é, para o caudal 1 os padrões de escoamento nos casos BA2, BA3, BA5 e BA6, enquanto para o caudal 2 apresenta-se todos os casos com os padrões de escoamento como os perfis da tensão de corte e pressão no aneurisma. O método de apresentação é em tudo semelhante ao praticado na secção de 5.2 e assim Ilustra-se na figura C.4 a) e b) os padrões de escoamento para o caudal 1



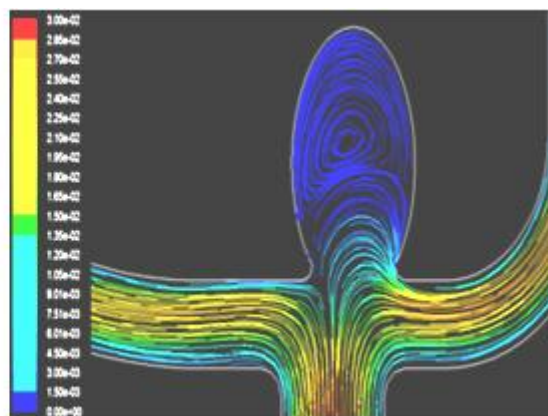
Aneurisma BA2



Aneurisma BA3



Aneurisma BA5



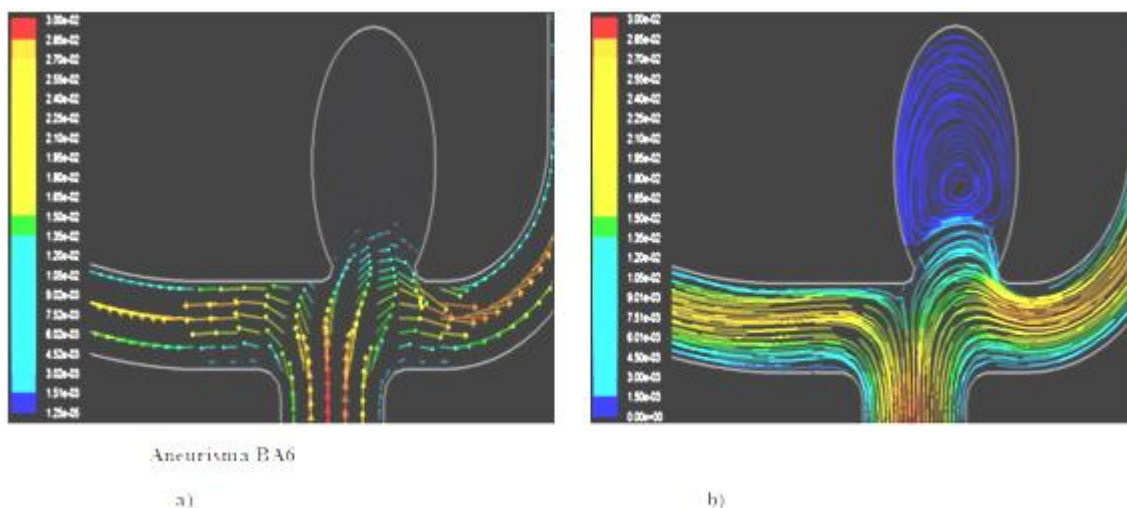
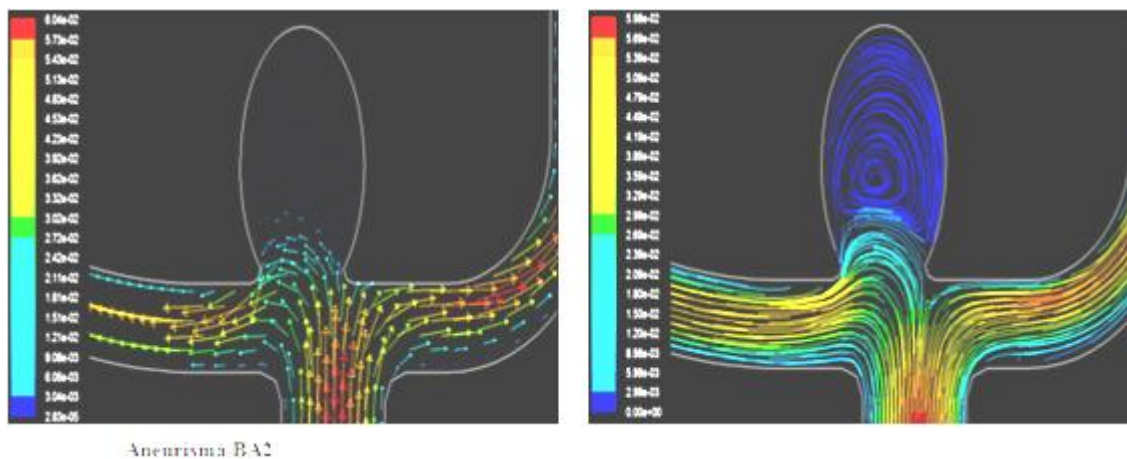


Figura C.4- Campo de velocidade (a) e padrão de escoamento (b) no caso de aneurisma BA2, BA3, BA5 e BA6 para caudal nominal de 1 ml/s . Escala representa a magnitude da velocidade

Conforme se observa nas figuras C.4 a) e b) o escoamento tem um comportamento idêntico em todos casos. O escoamento no vaso sanguíneo de saída mais afastado do aneurisma sofre menos influência e na entrada do aneurisma o vórtice diminui com essa mesma deslocação, enquanto o vórtice no interior do mesmo tem o comportamento oposto.

De seguida apresenta-se os mesmos parâmetros para o caudal 2 na figura C5 a) e b).



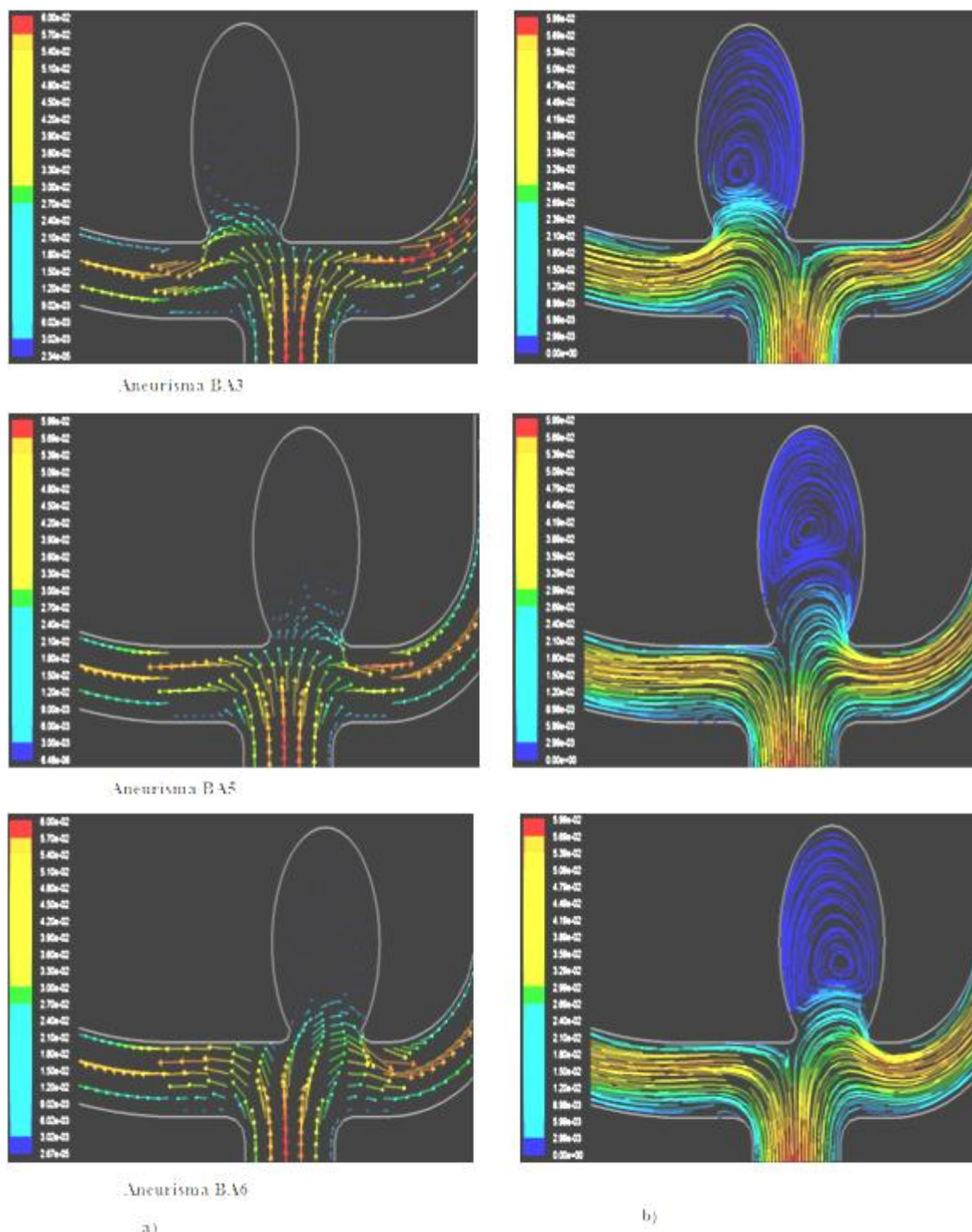
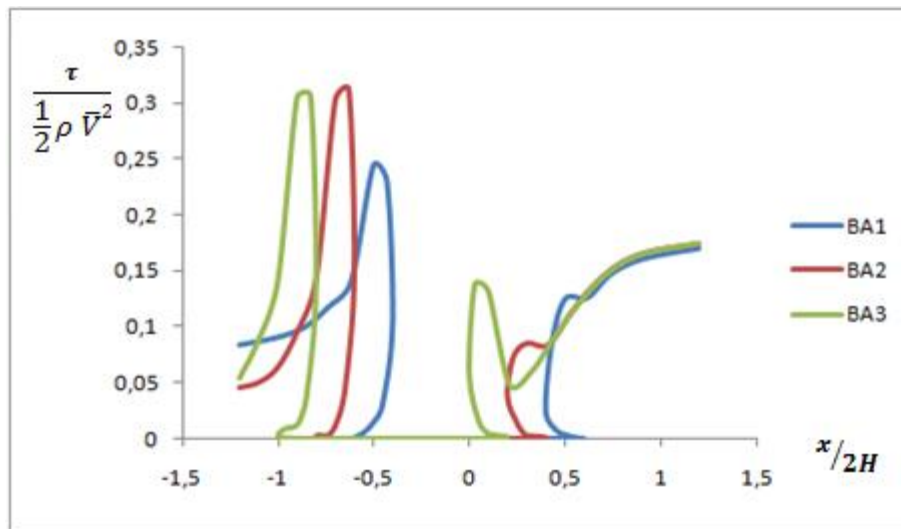


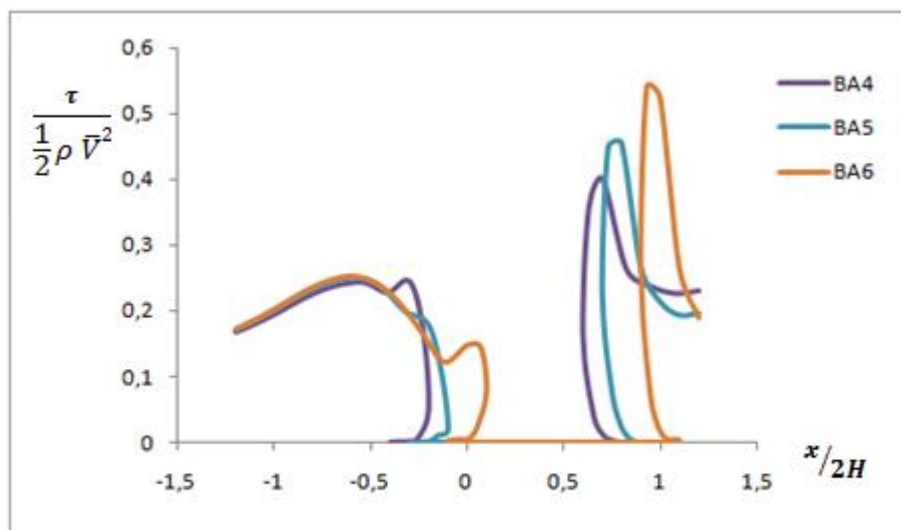
Figura C.5- Campo de velocidade (a) e padrão de escoamento (b) no caso de aneurisma A1.2, A1.3 e A1.4 para caudal nominal de 1 ml/s . Escala representa a magnitude da velocidade.

Conforme se observa nas figuras C.5 a) e b) o comportamento do escoamento não sofre alterações devido ao aumento de caudal, o que vai de encontro com o discutido nos casos de aneurisma BA1 e BA4. Assim conclui-se que no aneurisma numa bifurcação, a variante que procede a diferenças no comportamento é a posição do aneurisma, contudo apresenta-se os perfis de tensão de corte e pressão, bem como os valores máximos desses mesmos parâmetros, para os casos apresentados para uma melhor percepção dessa mesma conclusão.

Nas figuras C.6 a) e b) e figura C.7 a) e b) estão indicadas as mesmas grandezas, mas agora para o caudal 2.

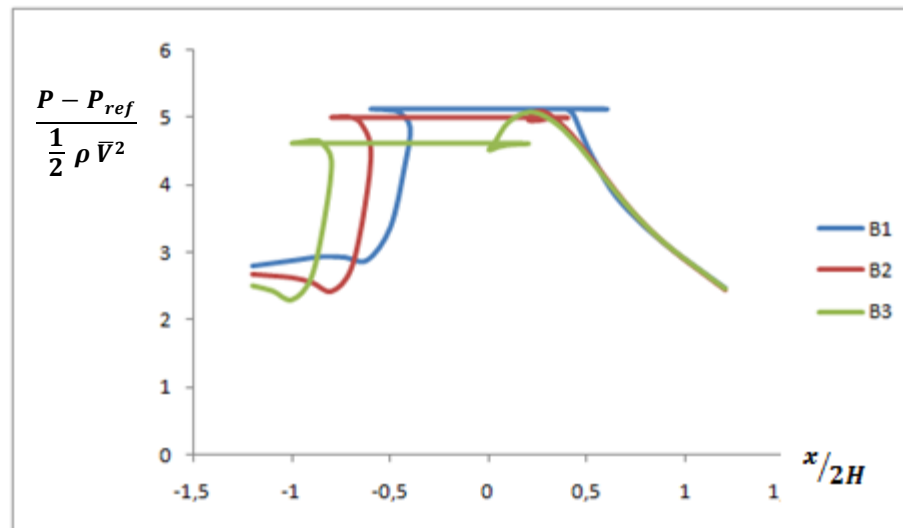


a)

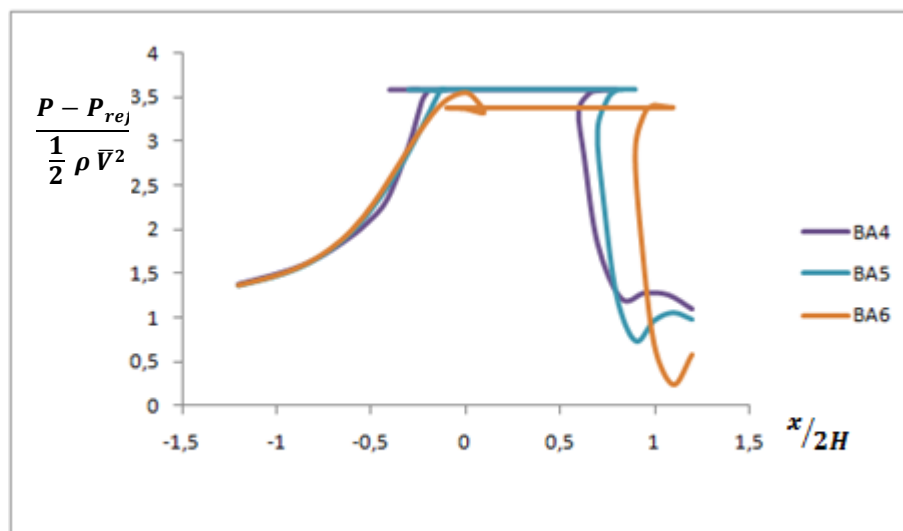


b)

Figura C.6- Perfil de tensão de corte para aneurismas deslocados para a direita (a) e para aneurismas deslocados para a esquerda (b) no aneurisma na bifurcação com caudal 2



a)



b)

Figura C.7- Perfil de pressão para aneurismas deslocados para a direita (a) e para aneurismas deslocados para a esquerda (b) no aneurisma na bifurcação com caudal 2

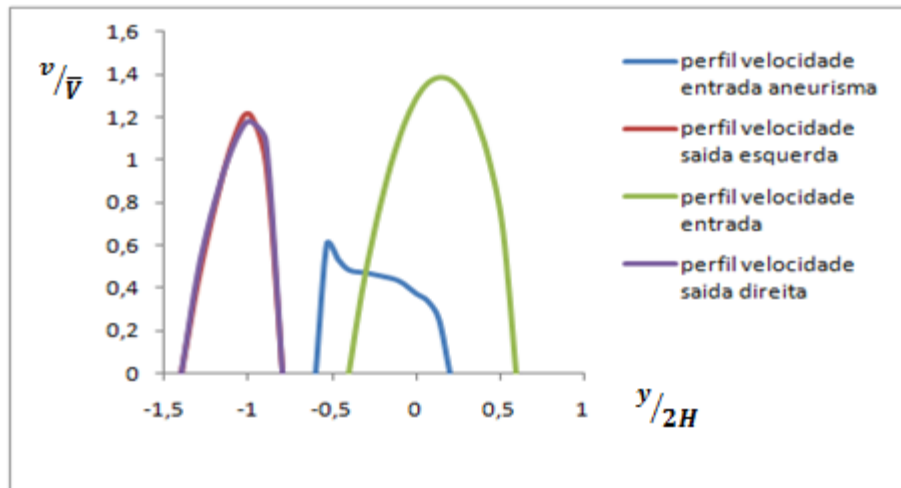
O comportamento da tensão de corte na parede do aneurisma, evidenciado nas figuras C.6a) e b) é muito semelhante ao observado para o caudal 1, isto é, a tensão de corte no aneurisma é aproximadamente nula e nos vasos sanguíneos tendem a convergir para um valor depois de atingir o valor máximo. Mesmo para os casos em que o aneurisma sofre deslocação para a esquerda o valor da tensão de corte aumenta ligeiramente do caso BA1 para os casos BA2 e BA3, como no caudal 1. Nos casos BA4, BA5 e BA6, aneurismas que deslocam-se para a direita, sucede-se a mesma semelhança que no caudal 1, o sucessivo aumento do valor da tensão máxima.

A pressão para os mesmos casos tem comportamentos mais homogêneos, isto é, para todos os aneurismas a semelhança é evidente para o caudal 1.

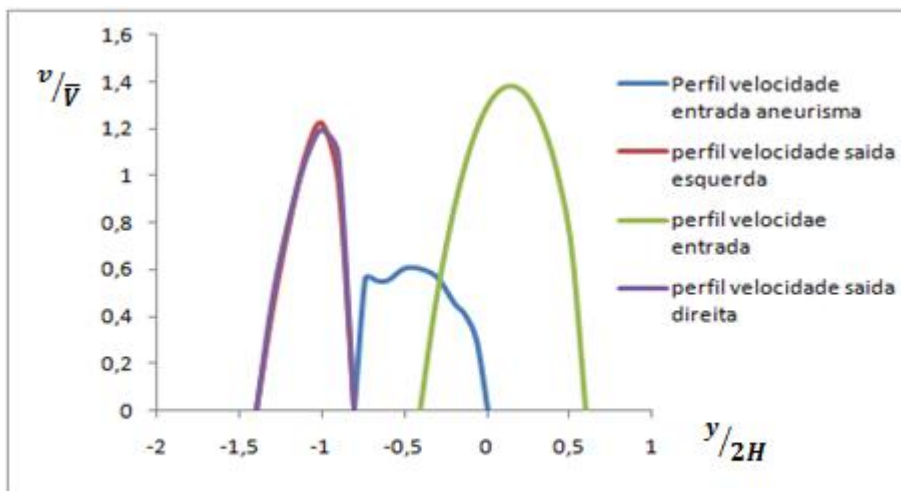
Assim podemos concluir que para os casos de aneurismas numa bifurcação as diferenças causadas pela alteração do caudal, no perfil de tensão de corte e pressão na

parede, não são significativas, além dos valores que têm um comportamento proporcional ao caudal.

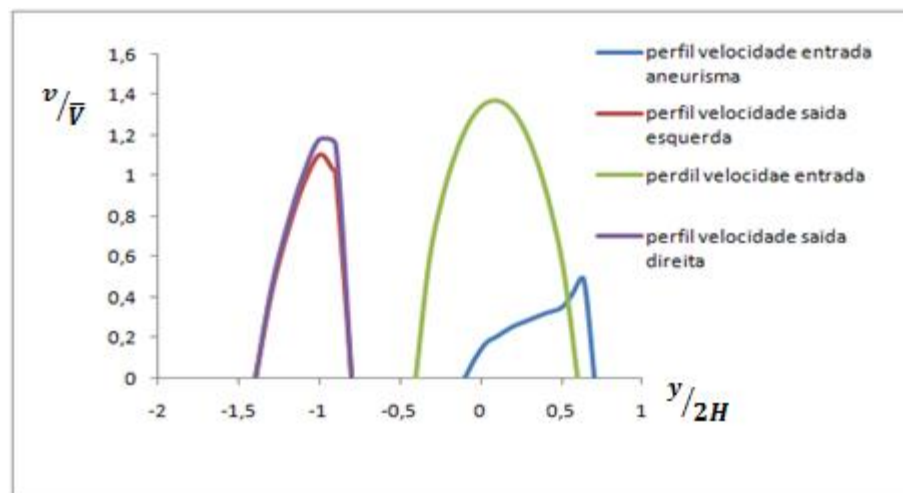
De seguida apresentam-se, na figura C.8 a) b) c) d), os perfis de velocidade para os casos *BA2*, *BA3*, *BA5* e *BA6* com o caudal 1.



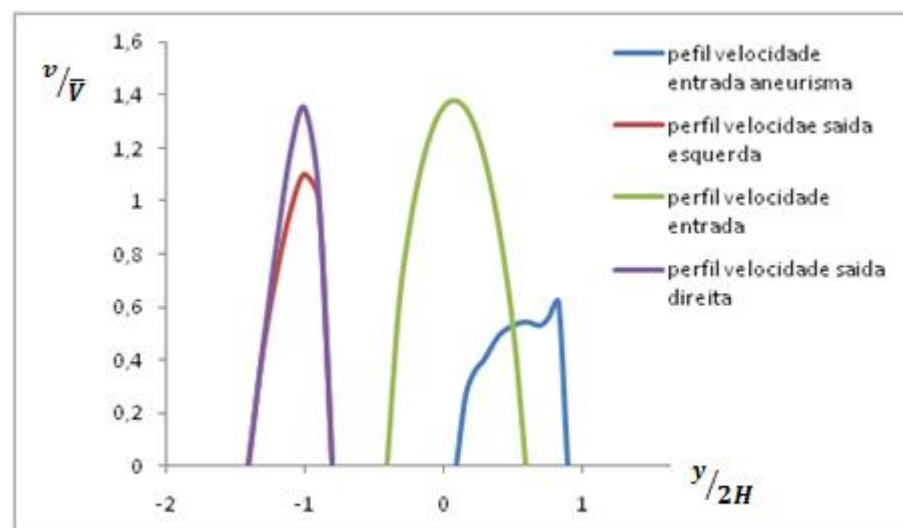
a)



b)



c)



d)

Figura C.8- Perfis de velocidade para a) BA2, b) BA3, c) BA5 e BA6

A semelhança nos perfis de velocidade é notória, somente nos casos que o aneurisma sofre deslocação para a direita, BA5 e BA6, é que existe diferença entre a saída esquerda e direita. O perfil de velocidade na entrada do aneurisma sofre ligeiras alterações, no entanto a velocidade máxima é semelhante. Existe a tendência nos aneurismas mais afastados observar-se um aumento da velocidade ao longo da largura da entrada.

Aneurisma localizado numa bifurcação assimétrica com inclinação

Os casos de estudo apresentados nesta secção são: *BR1* e *BR2*, *BR3* e *BR4* para o caudal 2 e a título ilustrativo os padrões de escoamento dos *BR2* e *BR4* com o caudal 1.

Dá-se o início da apresentação com os padrões de escoamento dos casos *BR2* e *BR4* nas figuras C.9 a) e b).

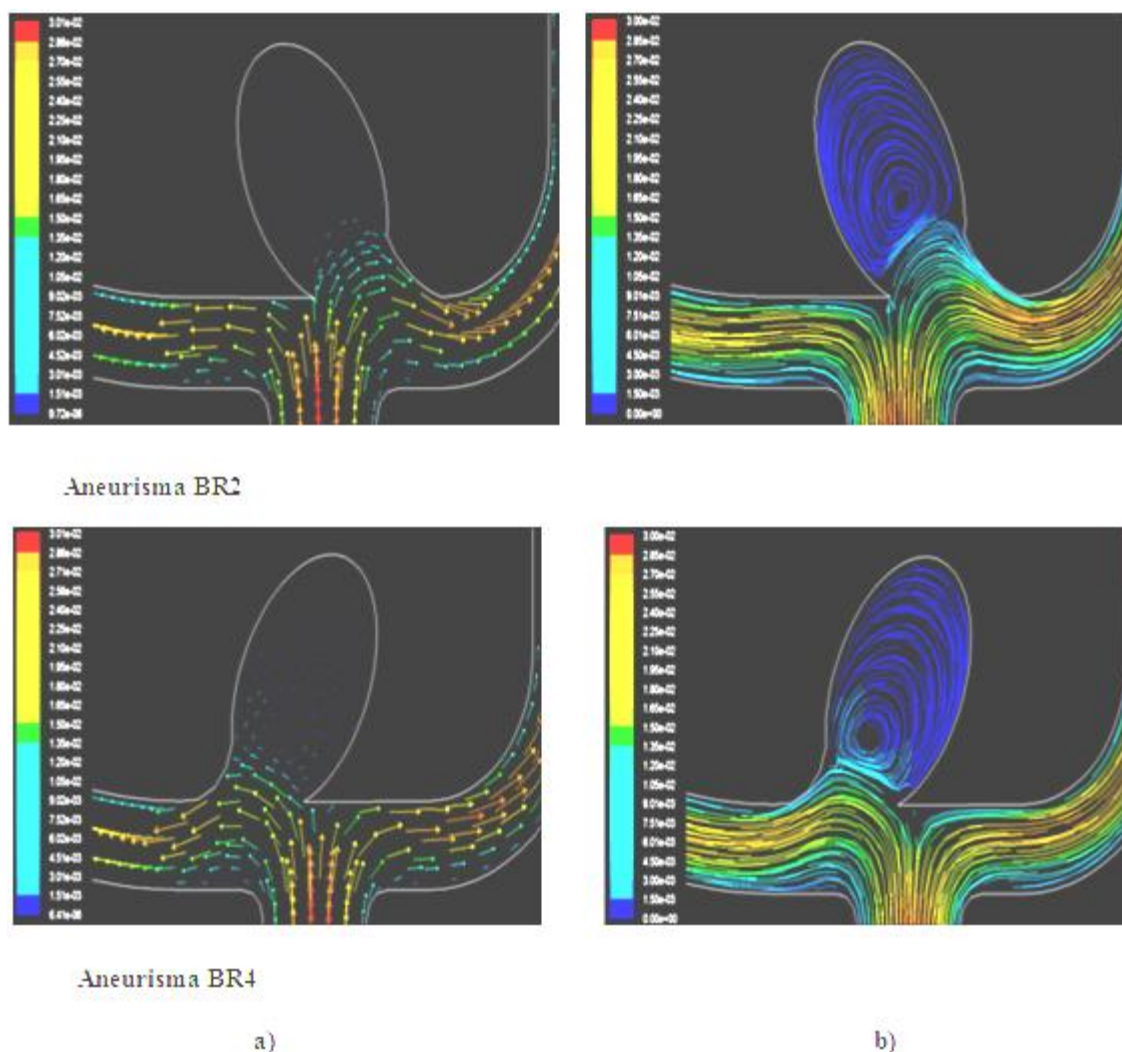
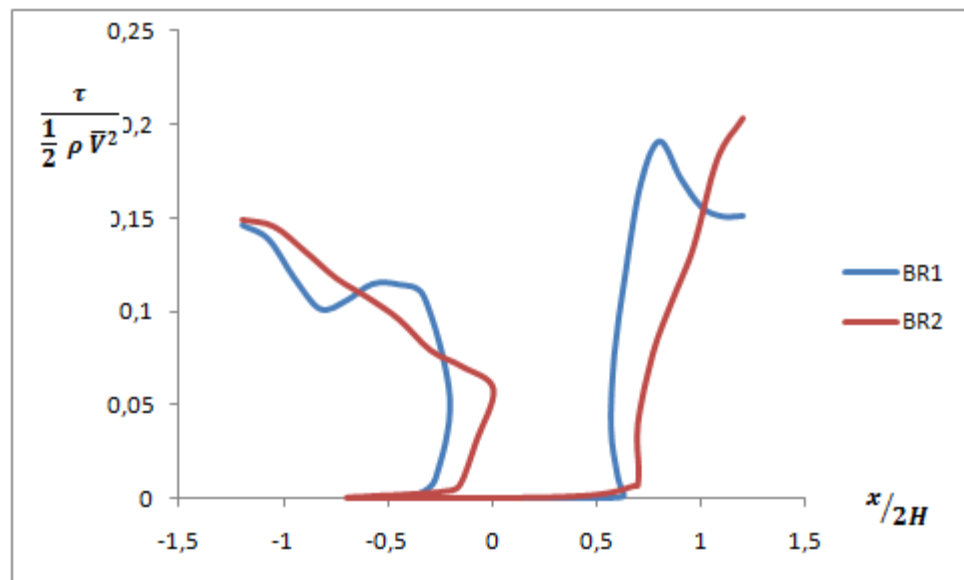


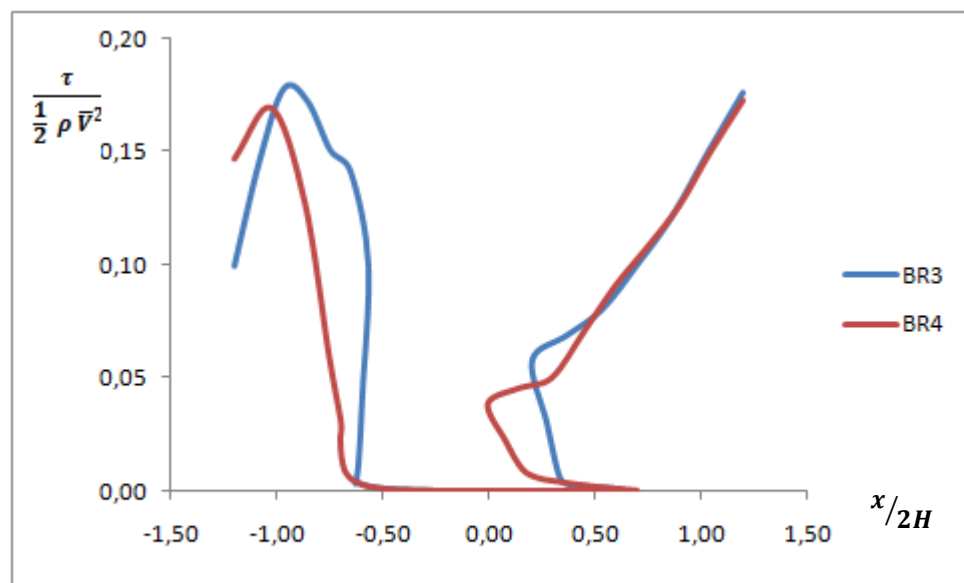
Figura C.9- Campo de velocidade (a) e padrão de escoamento (b) no caso de aneurisma A1.2, A1.3 e A1.4 para caudal nominal de 1 ml/s . Escala representa a magnitude da velocidade.

Através da observação dos padrões de escoamento percebe-se que o escoamento no aneurisma é principalmente diferente no *BR1*, pois o tamanho do vórtice no interior do aneurisma é bastante inferior aos restantes, contudo o comportamento na entrada do aneurisma é semelhante. O escoamento nos vasos sanguíneos de saída é influenciado pela posição do aneurisma, principalmente o do lado oposto à inclinação do aneurisma.

De seguida apresentam-se, na figura C.10 a) e b) os perfis de tensão de corte para os aneurismas com inclinação para esquerda e para a direita para o caudal 2, respectivamente. A pressão está apresentada na figura C.11 a) e b) para o mesmo esquema.

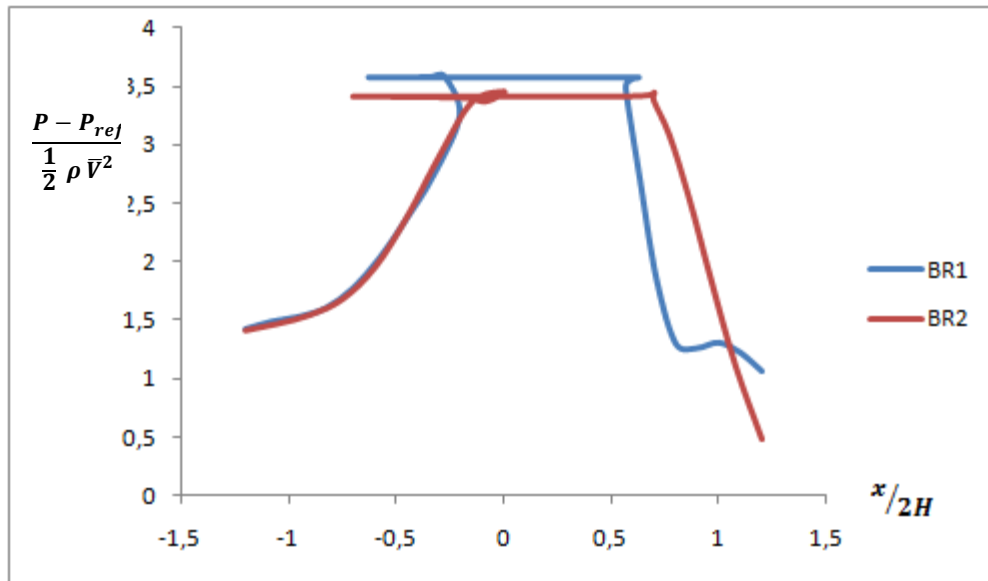


a)

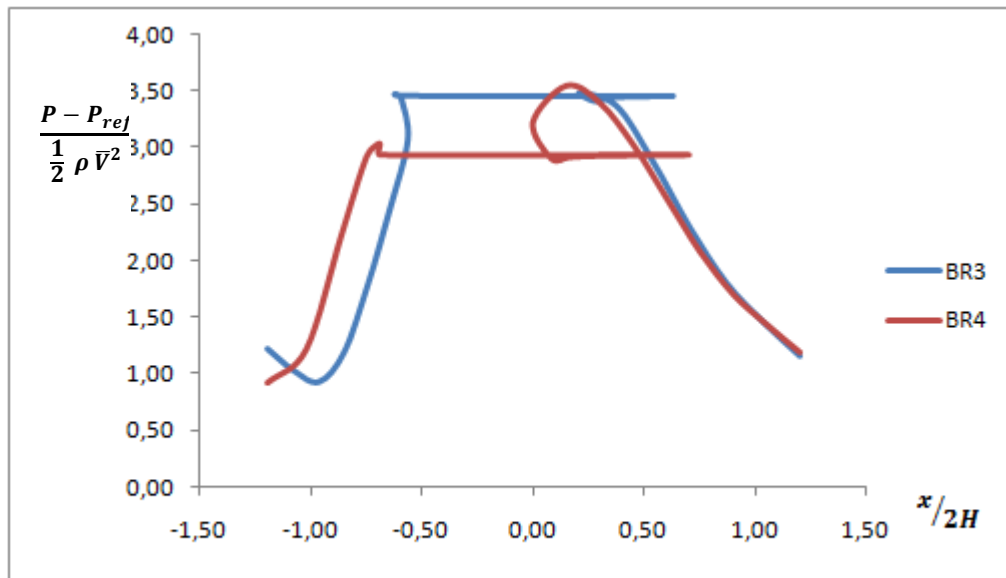


b)

Figura C.10- Perfil de tensão de corte para aneurisma indinados para a direita (a) e para aneurismas inclinados para a esquerda (b) no aneurisma localizado na bifurcação com caudal 1



a)



b)

Figura C.11- Perfil de pressão para aneurisma indinados para a direita (a) e para aneurismas inclinados para a esquerda (b) no aneurisma localizado na bifurcação com caudal 1

O perfil de tensão de corte para o caudal 2 é muito semelhante para o de caudal 1 para casos de estudo homólogos. A tensão de corte no aneurisma é aproximadamente nula para todos os aneurismas, no entanto a tensão de corte máxima é superior no vértice direito. O perfil da pressão tem o mesmo comportamento para os dois caudais. No entanto a pressão no aneurisma é semelhante para os dois sentidos de inclinação, o que não se verificava para o caudal 1. Nos aneurismas que sofrem inclinação para o mesmo lado, a pressão é superior para os aneurismas com menor inclinação, mas no aneurisma BR4 existe uma zona do aneurisma que iguala os valores de BR3.

De seguida apresentam-se os perfis de velocidade dos casos BR2 e BR4 para o caudal 1 na figura C.13, que estão em falta na secção 5.1.2, para as posições indicadas na figura C.12.

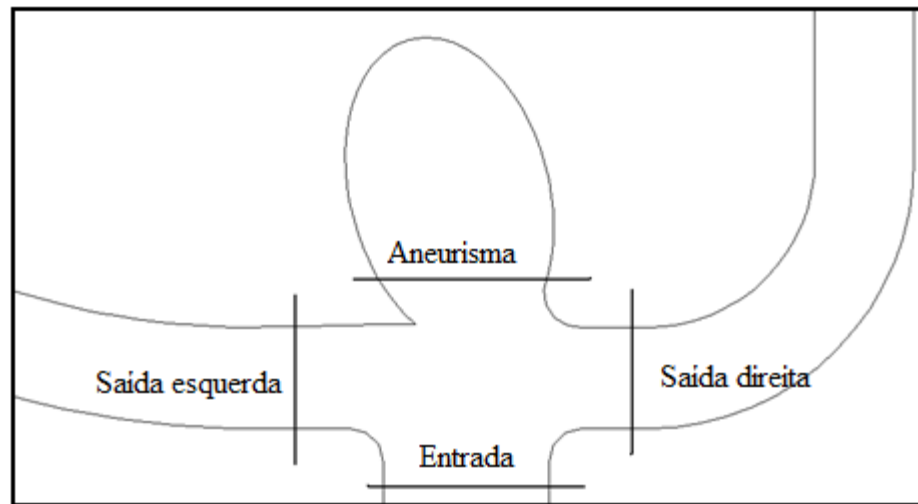
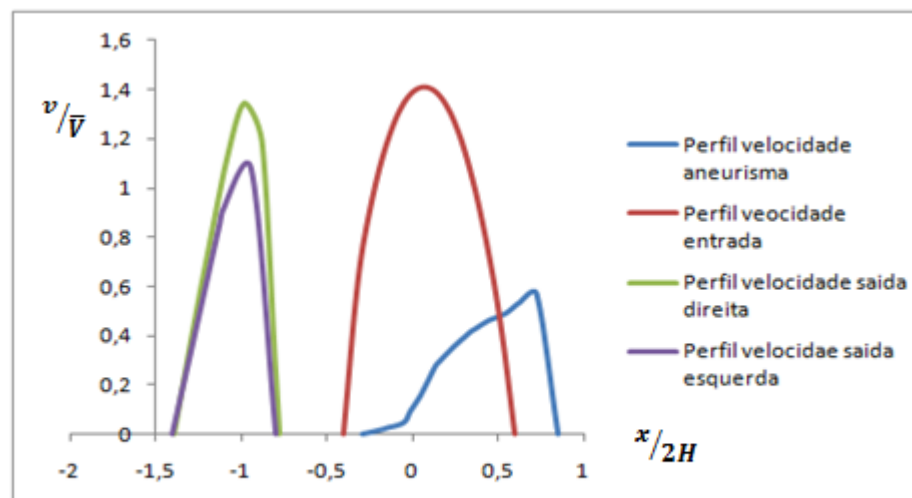
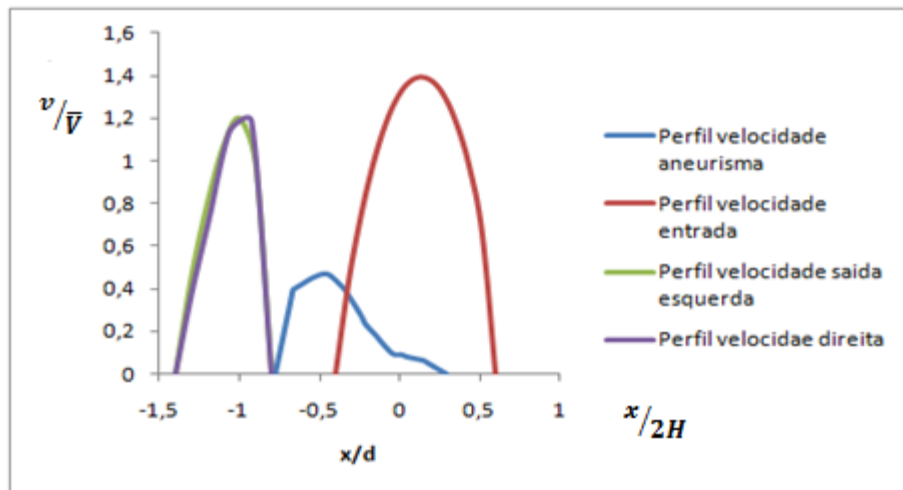


Figura C.12- Posições dos perfis de velocidade no aneurisma numa bifurcação com alteração de inclinação



a)



b)

Figura C.13- Perfis de velocidade no aneurisma a) BR2 e b) BR4

Como se constata pela figura C.13, os perfis de velocidade são semelhantes aos apresentados na secção 5.3. Nos casos com a inclinação para o mesmo lado o perfil de entrada no aneurisma é que sofre maiores alterações, contudo a diferença no perfil de saída esquerda com a inclinação permanece.

D. Apêndice D - Programa para geral perfil de velocidade variável no tempo

```
# include "udf.h"

DEFINE_PROFILE (velocidade_entrada, thread, index)
{

    real x[ND_ND];
    real t;
    face_t f;

    begin_f_loop(f, thread)

    {
        F_CENTROID(x,f,thread);
        t= CURRENT_TIME;
        F_PROFILE(f, thread, index) = 0.2037183 *(1+sin(3.14*2*t));
    }

    end_f_loop(f, thread)
```


E. Apêndice E – Resultados periódicos

A simulação em regime pulsado realizada encontra-se num regime de tempo periódico, assim sendo é necessário alterar o tipo de “*solver*” predefinido do “*FLUENT*” para o tipo “*unsteady*” com a opção “*2nd-order-unsteady*” referente à precisão de cálculo. Finalizada a alteração do “*solver*”, descarrega-se o ficheiro relativo à programação do perfil de velocidade imposto por interpretação. Quando se dá início à iteração é necessário seleccionar vários parâmetros, como o tempo de cada iteração, número máximo de iterações e o número máximo de iterações em cada passo. O tempo de cada iteração é importante para controlar o número de iterações necessárias para decorrer um ciclo do regime periódico, neste caso, com a frequência de $w = 2\pi \text{ rad/s}$, o tempo seleccionado é de 0,0125 s para permitir ao fim de 80 iterações o ciclo de velocidade esteja terminado. Enquanto o número de iterações de cada passo é determinado de forma a permitir a convergência dos resultados para o respectivo passo e o número total de iterações é escolhido de forma a decorrer vários ciclos.

Por último é necessário utilizar a ferramenta de “*Auto-save*”, de modo ao programa gravar automaticamente num intervalo de iterações estipulado, que neste caso é de 20 em 20 iterações de modo a ter 4 resultados experimentais durante um ciclo. Isto é, têm-se os resultados experimentais para $t/T = 1/4$; $t/T = 1/2$; $t/T = 3/4$; $t/T = 1$ em relação ao ciclo. O resultado é gravado com os nomes na forma ###20.cas e ###20.dat onde o número indicado corresponde ao número de iteração.

