

Escoamento sanguíneo em biomodelo de aneurisma cerebral humano

Cecília da Cunha Teixeira

Dissertação apresentada à

Escola Superior de Tecnologia e Gestão

Instituto Politécnico de Bragança

para obtenção do grau de Mestre em

Tecnologia Biomédica

Outubro de 2016

Escoamento sanguíneo em biomodelo de aneurisma cerebral humano

Cecília da Cunha Teixeira

Dissertação apresentada à

Escola Superior de Tecnologia e Gestão

Instituto Politécnico de Bragança

para obtenção do grau de Mestre em

Tecnologia Biomédica

Este trabalho foi efectuado sob orientação de:

Carla Sofia Fernandes

Luís Queijo

Outubro de 2016

Agradecimentos

Quero agradecer em primeiro lugar aos meus orientadores, Professor Luís Queijo e Professora Carla Fernandes, pelos ensinamentos transmitidos e suporte ao longo desta importante etapa na minha formação académica.

Às pessoas mais importantes da minha vida, a minha família, pelos incentivos permanentes ao longo de toda a minha formação (licenciatura e mestrado), pelo investimento em mim e, sobretudo, acreditarem nas minhas capacidades.

Ao meu grande amigo e companheiro, Joel Costa, pelo apoio, incentivo e força em todas as etapas desta dissertação.

A todos, o meu sincero e grande obrigado!

*“A ciência nunca resolve um problema sem
criar pelo menos outros dez.”*

(George Bernard Shaw)

Resumo

Esta dissertação tem como objectivo a extracção de dados anatómicos de uma patologia vascular humana no cérebro denominada por aneurisma cerebral, partindo de uma imagem TC (tomografia computadorizada) e a sua respectiva reconstrução de biomodelos digitais com recurso a *softwares* apropriados como o Scan IP[®], Inveslius[®], Slicer 3D[®], Mimics[®] e SOLIDWORKS[®]. Por fim, o biomodelo resultante do SOLIDWORKS[®] é utilizado para simulação do escoamento sanguíneo recorrendo ao *software* de dinâmica de fluidos computacional FLUENT[®].

A simulação de escoamentos sanguíneos realizada nesta dissertação foi efectuada tendo em conta o sangue como fluido newtoniano (modelo Newtoniano) e modelos reológico como a lei de potência e o modelo de Carreau.

A tensão de corte na parede (WSS) parece estar relacionada com o crescimento dos aneurismas nas artérias cerebrais, sendo a pressão talvez a responsável pela ruptura dos aneurismas. Velocidades de entrada mais elevadas, aumentam tendencialmente as intensidades das propriedades analisadas, como a velocidade do escoamento, queda de pressão e a WSS.

O modelo de Carreau, para certos valores de velocidade de entrada, tende a apresentar resultados semelhantes ao de um fluido Newtoniano.

Palavras-Chave: Aneurisma cerebral, Imagiologia médica, Biomodelos 3D, Dinâmica de Fluidos Computacional, Reologia do Sangue, Fluido Newtoniano, Fluido não-Newtoniano.

Abstract

The aim of this work is an anatomical data extraction from a human vascular pathology in the brain called brain aneurysm, from a CT (computed tomography) and make is digital reconstruction by using the appropriate software such as ScanIP[®], Inveslius[®], Slicer 3D[®], Mimics[®] and SolidWorks[®]. Finally, the resultant biomodel from SolidWorks[®] is used to simulate the blood flow using the software of Computational Fluid Dynamics FLUENT[®].

The blood flow simulations were performed considering blood as a Newtonian fluid (Newtonian model) and descibed by non-Newtonian rheological models, namely power law and Carreau model.

The wall shear stress (WSS) seems to be related to the growth of cerebral arteries aneurysms, being the pressure the maybe principal hemodynamic fact for the aneurysms rupture. Higher mean velocities, tends to increase the intensities of the analyzed properties, such as local velocity, pressure drop and WSS.

The Carreau model, for certain operation conditions, tend to have similar results to Newtonian fluid.

KEYWORDS: brain aneurysm, medical imaging, 3D biomodels, Computational Fluid Dynamics, Rheology of Blood, Newtonian fluid, non-Newtonian fluid.

Conteúdo

Lista de abreviaturas.....	xiii
Lista de símbolos.....	xv
Símbolos gregos	xv
Lista de tabelas	xvii
Lista de figuras	xix
Capítulo 1 – Introdução.....	1
1.1. Enquadramento.....	1
1.2. Objectivos do estudo	1
1.3. Conteúdo e esquema conceptual de trabalho	2
Capítulo 2 - O Cérebro	3
2.1. Vascularização cerebral.....	4
2.2. Polígono de Willis.....	4
2.3. Aneurismas cerebrais	5
Capítulo 3 – Aquisição de imagens médicas.....	9
3.1. Aquisição de imagens médicas por Tomografia Computorizada.....	9
3.2. Formato DICOM	9
Capítulo 4 – Biomodelação 3D	11
4.1. Segmentação de imagens médicas para a obtenção do biomodelo 3D	11
4.2. <i>Softwares</i> utilizados na biomodelação 3D	12
4.3. Importância da biomodelação na área médica	13
Capítulo 5 – Propriedades reológicas do sangue.....	15
5.1. Noções básicas de um fluido	15
5.2. Dinâmica do fluxo sanguíneo.....	16
5.3. Modelos Reológicos do sangue.....	17

5.4. Hemodinâmica de um aneurisma cerebral	19
Capítulo 6 - Construção do biomodelo 3D.....	21
6.1. Caso de estudo.....	21
Capítulo 7 - Reconstrução em SOLIDWORKS®	29
Capítulo 8 - Simulação numérica	39
Capítulo 9 - Resultados e discussão de resultados	51
Capítulo 10 - Conclusão.....	87
Referências bibliográficas	89

Lista de abreviaturas

3D	Tridimensional
BR3D	Biomodelo real em três dimensões
BS3D	Biomodelo simplificado em três dimensões
DICOM	<i>Digital Imaging Communication in Medicine</i>
MRI	<i>Magnetic resonance imaging</i>
WSS	Tensão de corte na parede (Pa)

Lista de símbolos

d	Diâmetro (m)
D_H	Diâmetro Hidráulico (m)
f	Factor de fricção (-)
k	Factor de consistência (Pa.s ⁿ)
L	Comprimento da secção (m)
n	Índice de comportamento do fluxo (-)
P	Pressão (Pa)
Q	Caudal volumétrico (m ³ /s)
R	Raio da secção (m)
r	Posição radial (m)
u	velocidade média (m/s)
Re	Número de Reynolds (-)
Re_g	Número de Reynolds generalizado (-)
v	Velocidade (m/s)

Símbolos gregos

$\dot{\gamma}$	Taxa de deformação (s ⁻¹)
λ	Tempo viscoelástico (s)
μ	Viscosidade (Pa.s)
μ_o	Viscosidade dinâmica a taxa de corte baixa (Pa.s)
μ_∞	Viscosidade dinâmica a taxa de corte elevada (Pa.s)
ξ	Parâmetro geométrico (-)
ρ	Massa volúmica (kg/m ³)

τ Tensão de corte (Pa)

Lista de tabelas

Tabela 1 Medidas de corte, onde z , x e y representam os eixos do referencial cartesiano e <i>Lower</i> e <i>Upper</i> a orientação baixo e cima respectivamente em milímetros.....	25
Tabela 2 Dedução da escala de redução a utilizar no SOLIDWORKS®	32
Tabela 3 Velocidades de entrada, u , correspondentes a cada número de Reynolds, Re	42
Tabela 4 Valores atribuídos a cada variável, segundo cada modelo e a cada equação correspondente.	43
Tabela 5 Valores do diâmetro hidráulico e do raio, utilizados nas equações, correspondentes ao BS3D.	43
Tabela 6 Erros médios associados a cada velocidade de entrada, para os valores analíticos e numéricos, para o BS3D.....	45
Tabela 7 Valores obtidos para o $\Delta p/l$ pra o modelo Newtoniano e Lei de Potência, com respectivos erros associados, para o BS3D.	48
Tabela 8 Valores da variáveis utilizados para o modelo de Carreau.....	49
Tabela 9 ΔP obtido para os diferentes modelos reológicos utilizados, segundo as velocidades estipuladas para o BR3D.	69

Lista de figuras

Figura 1 Componentes principais do cérebro: cérebro (cerebrum), cerebelo e tronco cerebral (brainstem) [8].....	3
Figura 2 Divisão cerebral de acordo com os seus hemisférios [8].....	3
Figura 3 Vascularização cerebral [8].....	4
Figura 4 Polígono de Willis de um paciente [9].....	5
Figura 5 Diferentes formatos de aneurismas [10].	6
Figura 6 Exemplo de conjunto de <i>pixels</i> correspondente a uma secção da imagem representada [12].	11
Figura 7 Representação de fluxo turbulento e de fluxo laminar [6].....	17
Figura 8 Identificação do aneurisma cerebral.	22
Figura 9 Biomodelo 3D final do aneurisma cerebral.	23
Figura 10 Biomodelo 3D final do aneurisma obtido no Mimics [®] , em diferentes perspectivas.	23
Figura 11 Segmentação realizada do aneurisma cerebral através do Scan IP [®]	24
Figura 12 Biomodelo 3D obtido pelo Scan IP [®] , isolado das restantes estruturas cerebrais. ...	25
Figura 13 Ambiente de trabalho do Slicer 3D [®] , com a região de interesse já seleccionada... 26	26
Figura 14 Biomodelo 3D obtido através do Slicer 3D [®]	26
Figura 15 Ambiente de trabalho do Invesalius, com a aplicação do <i>threshold</i> , em que este abrange a parte óssea da TC.	27
Figura 16 Biomodelo 3D obtido pela segmentação realizada no <i>software</i> Invesalius [®]	28
Figura 17 Primeiro biomodelo simplificado.	30
Figura 18 Biomodelo simplificado final 3D (BS3D).	30
Figura 19 Utilização do comando <i>spinline</i> do SOLIDWORKS [®] para a obtenção dos detalhes da estrutura identificada.	31
Figura 20 Estrutura do aneurisma cerebral segmentada no SOLIDWORKS [®]	33
Figura 21 Estrutura do aneurisma obtida pela segmentação realizada, representada na figura 17.	33

Figura 22 Estrutura do aneurisma cerebral obtida através de ajustes da estrutura da figura 18.	34
Figura 23 Biomodelo 3D obtido pelo Mimics® importado para o ambiente de trabalho do SOLIDWORKS®	35
Figura 24 Representação dos planos utilizados para a construção do biomodelo 3D do aneurisma, através do biomodelo obtido pelo Mimics®.....	35
Figura 25 BR3D, antes do corte da artéria.	36
Figura 26 Biomodelo real 3D final, com artéria na horizontal.	36
Figura 27 Local de corte da artéria, identificado pela seta a vermelho.....	37
Figura 28 BR3D final obtido no SOLIDWORKS®, em diferentes perspectivas.	37
Figura 29 BS 3D com inserção de recta (a amarelo), ara a obtenção dos perfis de velocidade.	44
Figura 30 Comparação entre os perfis de velocidade numérico e analítico, segundo o modelo Newtoniano para o BS3D.....	44
Figura 31 Comparação entre os perfis de velocidade numérico e analítico, segundo a Lei de Potência para o BS3D.	45
Figura 32 BS3D com inserção de recta (a amarelo), para a obtenção da pressão estática ao longo do canal.	48
Figura 33 Linhas de corrente para o modelo Newtoniano, para $u=0.01153$ m/s.	51
Figura 34 Linhas de corrente para o modelo Newtoniano, para $u=0.02366$ m/s.	52
Figura 35 Linhas de corrente para o modelo Newtoniano, para $u=0.05764$ m/s.	52
Figura 36 Linhas de corrente para Lei de Potência, para $u=0.0152$ m/s.....	53
Figura 37 Linhas de corrente para Lei de Potência, para $Re=0.02366$ m/s.....	53
Figura 38 Linhas de corrente para Lei de Potência, para $u=0.05764$ m/s.....	54
Figura 39 Linhas de corrente para Lei de Carreau, para $u=0.011523$ m/s.	54
Figura 40 Simulação do escoamento para Lei de Carreau, para $u=0.02366$ m/s.	55
Figura 41 Simulação do escoamento para Lei de Carreau, para $u=0.05764$ m/s.	55
Figura 42 Campo de velocidade para o modelo de Newton, para $u=0.01153$ m/s, a)BS3D;b) e c) BR3D.....	56
Figura 43 Campo de velocidade para o modelo de Newton, para $u=0.02366$ m/s, a)BS3D;b) e c) BR3D.....	57

Figura 44 Campo de velocidade para o modelo de Newton, para $u=0.05764$ m/s, a)BS3D;b) e c) BR3D.....	57
Figura 45 Campo da velocidade para a Lei de Potência, para $u=0.01153$ m/s, a)BS3D;b) e c) BR3D.....	58
Figura 46 Campo da velocidade para a Lei de Potência, para $u=0.02366$ m/s, a)BS3D;b) e c) BR3D.....	59
Figura 47 Variação Campo da velocidade para a Lei de Potência, para $u=0.05764$ m/s, a)BS3D;b) e c) BR3D.	59
Figura 48 Campo da velocidade para o Modelo de Carreau, para $u=0.01153$ m/s, a)BS3D;b) e c) BR3D.....	60
Figura 49 Variação da velocidade ao longo da geometria segundo o Modelo de Carreau, para $u=0.02366$ m/S, a)BS3D;b) e c) BR3D.....	61
Figura 50 Variação da velocidade ao longo da geometria segundo o Modelo de Carreau, para $u=0.05764$ m/s, a)BS3D;b) e c) BR3D.	61
Figura 51 Impacto da velocidade de entrada segundo a lei de Newton, para as três diferentes velocidades utilizadas no BS3D.....	63
Figura 52 Perfil de velocidades segundo $u=0.05764$ m/s (ao qual corresponde a velocidade mais alta), para os três modelos reológicos utilizados no BS3D.	63
Figura 53 Impacto da velocidade de entrada, no perfil de velocidades, para o Modelo de Newton e modelo BR3D	64
Figura 54 Perfil de velocidades para $u=0.05764$ m/s para o modelo BR3D.....	65
Figura 55 Campo de pressões o BS3D e BR3D segundo o modelo de Newton, para $u=0.01153$ m/s, a)BS3D; b)BR3D.....	66
Figura 56 Campo de pressões segundo a lei de Potência, para $u=0.05764$ m/s: a)BS3D; b)BR3D.	67
Figura 57 Campo de pressões segundo o modelo de Carreau, para $u=0.01153$ m/s: a)BS3D; b)BR3D.	67
Figura 58 Pressão estática do BS3D para o modelo de Newton, segundo as três velocidades utilizadas.....	68
Figura 59 Influência do modelo reológico na pressão ao longo do canal do BS3D, considerando $u=0.05764$ m/s.	69

Figura 60 Viscosidade em Pa.s do fluido para $u=0.01153$ m/s, segundo o modelo de Carreau.	70
Figura 61 Viscosidade em Pa.s do fluido para $u=0.02306$ m/s, segundo o modelo de Carreau.	70
Figura 62 Viscosidade em Pa.s do fluido para $u=0.05764$ m/s, segundo o modelo de Carreau.	71
Figura 63 Viscosidade em Pa.s, para $u=0.01153$ m/s, segunda a Lei da Potência.....	71
Figura 64 WSS obtida para o modelo Newtoniano para uma velocidade de entrada $u= 0.05764$ m/s, no BS3D.	72
Figura 65 WSS obtida para o modelo Newtoniano no BR3D, para uma velocidade $u=0.05764$ m/s, a)vista anterior; b) vista posterior.....	73
Figura 66 WSS obtida para a lei de Potência no BS3D, para uma velocidade $u=0.01153$ m/s.	74
Figura 67 WSS obtida para a lei de Potência no BR3D, para uma velocidade $u=0.01153$ m/s, a)vista anterior; b) vista posterior.....	75
Figura 68 WSS obtida para a lei de Potência no BR3D, para uma $u=0.02306$ m/s, a)vista anterior; b) vista posterior.	75
Figura 69 WSS obtida para a lei de Potência no a) BS3D; e no b) e c)BR3D, para $u=0.05764$ m/s.	76
Figura 70 WSS exercida obtida através do modelo de Carreau no BS3D, para a velocidade $u=0.05764$ m/s.....	77
Figura 71 WSS exercida obtida pela lei de Potência no BS3D, em diferentes perspectivas, a)e b) $u=0.01153$ m/s; c) e d) $u=0.02306$ m/s; d) e e) $u=0.05764$ m/s.....	78
Figura 72 Zona escolhida para a relação da tensão de corte com a velocidade de entrada.....	79
Figura 73 WSS para o modelo de Newton, para cada velocidade de entrada utilizada.	79
Figura 74 WSS para a velocidade máxima $u= 0.05764$ m/s, segundo cada modelo reológico.	80
Figura 75 Relação entre a viscosidade μ e a tensão de corte γ , para os diferentes modelos reológicos utilizados [32].	81

Figura 76 Taxa de deformação em (s^{-1}) para a lei de Newton. a) BS3D para $u=0.01153$ m/s; b) BR3D para $u=0.01153$ m/s; c) BS3D para $u=0.02306$ m/s; d) BR3D para $u=0.02306$ m/s; e) BS3D para $u=0.05764$ m/s; f) BR3D para $u=0.05764$ m/s; 82

Figura 77 Taxa de deformação em (s^{-1}) para a lei de Potência. a) BS3D para $u=0.01153$ m/s; b) BR3D para $u=0.01153$ m/s; c) BS3D para $u=0.02306$ m/s; d) BR3D para $u=0.02306$ m/s; e) BS3D para $u=0.05764$ m/s; f) BR3D para $u=0.05764$ m/s; 82

Figura 78 Taxa de deformação em (s^{-1}) para o modelo de Carreau. a) BS3D para $u=0.01153$ m/s; b) BR3D para $u=0.01153$ m/s; c) BS3D para $u=0.02306$ m/s; d) BR3D para $u=0.02306$ m/s; e) BS3D para $u=0.05764$ m/s; f) BR3D para $u=0.05764$ m/s; 83

Capítulo 1 – Introdução

1.1. Enquadramento

As doenças do sistema circulatório são das causas mais comuns de morte, por exemplo, em países ocidentais [1].

Os aneurismas fazem parte do grupo de doenças cardiovasculares caracterizadas por uma dilatação de uma artéria [2]. Este tipo de patologia, se não for detectada precocemente, incorre em outros problemas graves associados, podendo ser um deles a morte. [1] Estima-se que a incidência da doença seja cerca de 1 a 5% na população adulta [3].

O aneurisma cerebral, tal como o nome indica, localiza-se no cérebro, e é por vezes assintomático, sendo a prevenção um factor importante. Hoje em dia existem equipamentos de imagens médicas capazes de detectar essas patologias, permitindo um acompanhamento, controlo e tratamento mais eficaz, como é o caso da Tomografia Computorizada (TC) [2].

Um factor importante que tem demonstrado interesse na comunidade médica é a previsão do fluxo sanguíneo e forças exercidas no interior dos aneurismas cerebrais [4]. Crê-se que a hemodinâmica tem um papel crucial na formação dos aneurismas [5,6]. Com recurso a imagens médicas e a *softwares* que aproximam a geometria do aneurisma real a um biomodelo tridimensional (3D), a hemodinâmica computacional tem sido utilizada para cálculo do fluxo sanguíneo com e sem a presença do aneurisma [6].

1.2. Objectivos do estudo

Este trabalho tem como objectivo, a reconstrução de biomodelos digitais com recurso a *softwares* apropriados como o Scan IP[®], Inveslius[®], Slicer 3D[®], Mimics[®] e SOLIDWORKS[®], a partir da extracção de dados anatómicos de um aneurisma cerebral, partindo de uma imagem. Por último, o biomodelo resultante do SOLIDWORKS[®] é utilizado para simulação do escoamento sanguíneo recorrendo ao *software* de dinâmica de fluidos computacional FLUENT[®].

As simulações de escoamentos sanguíneos realizadas nesta dissertação foram efectuadas em regime laminar e estado estacionário, segundo os modelos reológicos não-newtonianos (lei de Potência e o modelo de Carreau) e modelo de Newton.

1.3. Conteúdo e esquema conceptual de trabalho

Neste trabalho é apresentado o caso de um paciente com um aneurisma cerebral. O aneurisma encontrado nas imagens da TC foi geometricamente reconstruído em 3D com recurso a cinco *softwares*, a saber: Invesalius[®], Mimics[®], Slicer 3D[®] e SOLIDWORKS[®]. Os quatro primeiros são *softwares* apropriados para a segmentação de imagens e criação de modelos 3D de imagens médicas, contudo os modelos obtidos usando estes *softwares* são incompatíveis com o FLUENT[®], daí o recurso ao SOLIDWORKS[®]. É de salientar que foi considerado escoamento laminar e o sangue numa primeira fase como fluido newtoniano e, posteriormente, não-newtoniano, sendo este comportamento descrito pela lei de potência e modelo de Carreau.

Este estudo encontra-se dividido em 10 capítulos. Nos capítulos 2 ao 5 será apresentada uma revisão da literatura onde serão abordados vários temas que complementam o estudo efectuado, permitindo uma melhor percepção do tema da dissertação. Posteriormente serão apresentados todos os métodos utilizados (nos capítulos 6 ao 8), começando pela apresentação do caso em estudo e elaboração dos biomodelos 3D, com a respectiva simulação do escoamento sanguíneo à luz do modelo Newtoniano, Lei de Potência e modelo de Carreau. Serão ainda apresentados os resultados e conclusões do mesmo (capítulo 10).

Capítulo 2 - O Cérebro

O cérebro é um órgão que pertence ao sistema nervoso central (SNC), assim como a medula espinhal. Este é capaz de funções complexas, como fixar uma história, raciocinar e planejar, constituindo assim, um dos principais órgãos do corpo humano [7]. Este é composto por 3 componentes principais, o cérebro, o cerebelo e o tronco cerebral (figura 1) [8].

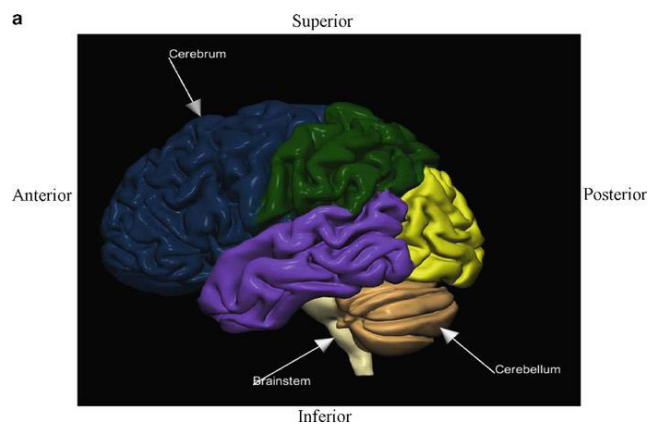


Figura 1 Componentes principais do cérebro: cérebro (cerebrum), cerebelo e tronco cerebral (brainstain) [8].

O cérebro é dividido em dois hemisférios, o direito e o esquerdo, pela fenda inter-hemisférica. Cada hemisfério cerebral está dividido em lobos, apresentando cada um funções associadas ao corpo humano. Tem-se assim o lobo frontal, lobo parietal, lobo occipital e o lobo temporal (figura 2) [7].

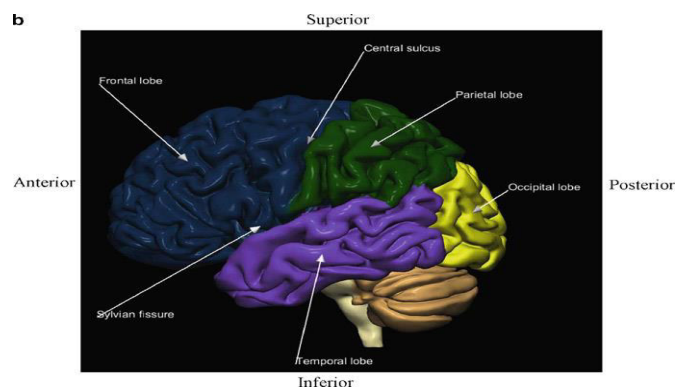


Figura 2 Divisão cerebral de acordo com os seus hemisférios [8].

2.1. Vascularização cerebral

Quando se fala em sistema circulatório, automaticamente surge a importância do sangue. O sangue é o principal meio de transporte do corpo, realizando ainda funções como manutenção e proteção, e essas funções não são alheias ao cérebro [7].

A vascularização cerebral (figura 3) é altamente complexa e variável, estando subdividida em sistema arterial e sistema venoso [8].

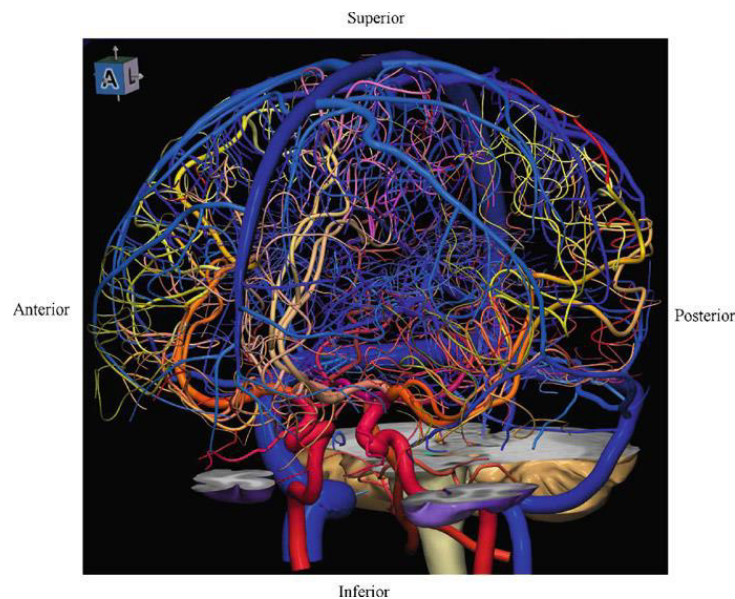


Figura 3 Vascularização cerebral [8].

Para esta presente dissertação o sistema arterial assume uma maior importância, dando ênfase ao mesmo. Este sistema é composto por várias artérias, sendo importante referir o polígono de Willis dado a sua relevância neste estudo.

2.2. Polígono de Willis

Descoberto pelo físico inglês Thomas Willis (1621-1673), herdando o seu nome, o polígono de Willis, também conhecido por círculo de Willis é formado por artérias que estão ligadas por outra artéria, formando um círculo ou polígono. Este está colocado ao redor de uma glândula e a base do cérebro (figura 4) [9].

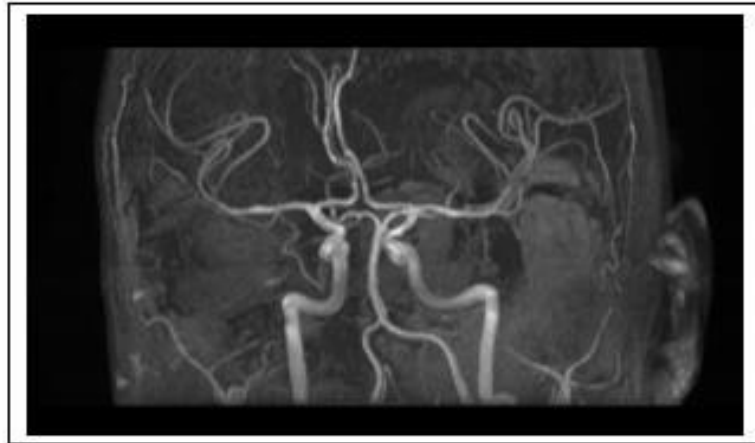


Figura 4 Polígono de Willis de um paciente [9].

Pode-se dizer que o polígono de Willis é semelhante a um circuito fechado em que o fluido circula, neste caso o sangue, de qualquer ponto de entrada e retorna a esse ponto através do seu vaso sanguíneo principal. A manutenção de um fluxo sanguíneo adequado através do polígono de Willis não é só importante para manter o cérebro oxigenado e nutrido, mas também para evitar e minimizar o risco de infarto isquêmico e ainda a manutenção da perfusão durante cirurgias em circulação externa [9].

2.3. Aneurismas cerebrais

Como referido anteriormente, o aneurisma é uma doença vascular caracterizada por uma dilatação local da parede de uma artéria [1]. O aneurisma cerebral é, portanto, um aneurisma localizado numa das artérias cerebrais.

2.3.1. Classificação e factores de risco

De uma forma geral, os aneurismas são classificados de acordo com o seu tamanho, forma (figura 5), localização, tipo de vaso sanguíneo, origem e outro tipo de doenças presentes.

Relativamente à sua forma, um aneurisma cerebral é comumente do tipo sacular ou baga (forma de uma baga), estando relacionado com defeitos congénitos na parede da artéria [1].

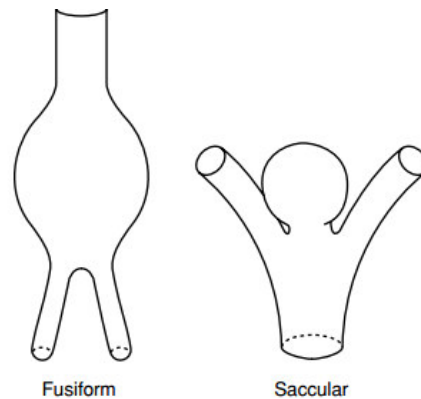


Figura 5 Diferentes formatos de aneurismas [10].

Além deste tipo de aneurisma, outros podem ser identificados. Enquanto o aneurisma sacular apresenta uma ligação à artéria que lhe deu origem, designado pescoço ou colo, conectando com a parte mais larga chamada cúpula, outros aneurismas saculares podem não apresentar colo. O aneurisma fusiforme, menos comum, apresenta-se ligado à artéria por ambos os lados, como se fosse uma dilatação da mesma [10].

Como em muitas patologias, os aneurismas cerebrais apresentam factores de risco associados. Em algumas ocasiões, traumatismos cranianos severos, assim com infecções graves, podem levar ao seu aparecimento. Contudo, os mais importantes factores de risco são a hipertensão arterial, tabagismo e ainda factores genéticos [1, 4].

Geralmente, qualquer anormalidade que enfraqueça a parede arterial poderá levar ao aparecimento de um aneurisma, reforçando que a hipertensão permanente ou transitória é também um importante factor na sua dilatação e ruptura [1]. Aneurismas com tamanho considerável e com um pequeno rio do colo apresentam um maior risco de ruptura [11].

2.3.2. *Sintomas e diagnóstico*

Infelizmente, os aneurismas cerebrais são patologias silenciosas, dificultando a sua detecção e tratamento precoce. Na maioria dos casos são descobertos quando rebentam provocando hemorragias, causando dor de cabeça intensa, vômitos e perda de consciência,

uma vez que o sangue resultante entra em contacto com o fluido que circunda o cérebro. O sangue resultante do seu rebentamento pode, ainda, destruir e danificar as células cerebrais. A consequência mais séria de um aneurisma cerebral é, portanto, a sua ruptura e consequente hemorragia intracraniana, associada a elevada taxa de morbilidade e mortalidade [2]. Em casos que são descobertos ainda sem apresentar rebentamento, estes apresentam um tamanho considerável, pressionando nervos, trazendo complicações como a visão dupla [2].

Um aumento de técnicas neurorradiológicas tem resultado numa fácil detecção destes aneurismas antes da sua ruptura, embora, como referido anteriormente, os aneurismas cerebrais são de difícil detecção por não apresentarem uma sistematologia específica e precoce [2].

Para diagnóstico de aneurismas, recorre-se frequentemente a exames de imagiologia. Quando existe suspeita de rebentamento de um aneurisma é realizada uma Tomografia Computorizada (TC). Este tipo de exame por vezes não identifica a origem do sangramento existente no cérebro, sendo necessário recorrer à utilização de contraste. Este contraste é uma substância injectada na circulação sanguínea que permite a observação de todos os vasos sanguíneos e até a possível existência de aneurismas. Assim passa-se a ter uma Angiografia por Tomografia Computorizada (ATC). Como referido anteriormente, embora muito utilizada para a observação de aneurismas que tenham rebentado, esta serve também para identificar aneurismas no seu estado normal (sem rebentamento) [2].

Técnicas de imagem como raios – X (angiograma), imagem por ressonância magnética (IRM) e angiografia por ressonância magnética (ARM) são também utilizados no diagnóstico de aneurismas [2].

2.3.3. *Tratamento e terapias*

Até hoje, a cirurgia preventiva é largamente considerada a opção terapêutica mais adequada. No entanto, como o tratamento apresenta riscos para o paciente, o planeamento e procedimento do mesmo exige um conhecimento sobre o processo de formação de aneurismas, progressão e a sua ruptura, para fazer um diagnóstico dos riscos e possíveis benefícios das terapias. O que acontece, por vezes, é que o tratamento coincide ou excede o risco prematuro da ruptura do aneurisma [2].

Resumindo, o tratamento passa por cirurgia e terapia endovascular.

Capítulo 3 – Aquisição de imagens médicas

3.1. Aquisição de imagens médicas por Tomografia Computorizada

A Tomografia Computorizada é um método de aquisição e reconstrução de imagens. O equipamento de TC é basicamente um conjunto de tubos rotativos de raio-X e de detectores de radiação [12].

O equipamento de TC baseia-se na projecção de um grande número de raios-X em múltiplos ângulos, realizando várias medições do atenuamento desses raios ao longo de um plano em finas secções criadas no corpo de paciente. O sistema usa esta informação para reconstruir uma imagem digital a cada secção anteriormente referida, em que cada *pixel* na imagem representa a medição da principal atenuação de um elemento *voxel* que se estende através da secção [7,13].

Nos aparelhos de TC moderno, as imagens consistem em *pixels* 512x512, representando o número TC, que é expresso em unidades *Hounsfield* (HU) [7].

A TC sofreu uma evolução ao longo do tempo, com o avanço dos conhecimentos. A geração de *scanners* mais recente é a 4ª geração, e a principal alteração é a introdução de mais detectores (para 5000) num único equipamento num anel concêntrico [13].

3.2. Formato DICOM

Durante 20 anos, a evolução na utilização de sistemas digitais em radiologia fez-se notar. Com isto, surgiu a necessidade de criar um formato universal para possibilitar a comunicação de informação terapêutica e de diagnóstico de imagens e informação associada a qualquer modalidade imagiológica.

O formato DICOM (*Digital Imaging and Communications in Medicine*) foi criado pela NEMA (*National Electrical Manufacturers Association*), com o objectivo de ajudar na distribuição e visualização de imagens.

Um ficheiro DICOM contém um cabeçalho (informação do paciente, tipo de exame, etc.) e informações sobre a imagem, podendo conter a informação 3D.

Cada imagem no formato DICOM com matriz de aquisição de 512x512 *pixels* gera um arquivo de 512 *kbytes* por corte, ocupando grandes volumes de dados [14].

Capítulo 4 – Biomodelação 3D

A biomodelação é um termo generalizado que designa a habilidade de reproduzir as características morfológicas de uma estrutura anatómica num modelo físico e virtual [14]. Existem dois tipos de biomodelação, a biomodelação virtual e a biomodelação física. Esta última recorre a processos de prototipagem rápida [15, 16], que consiste na produção dos biomodelos através de um processo de produção por camadas consecutivas na horizontal. Estas são ligadas à camada precedente, até que todo o modelo esteja pronto [16].

Para a produção de um biomodelo é necessário que seja realizado um exame tomográfico e que a informação adquirida esteja armazenada no formato DICOM. Posteriormente, e com recursos adequados, o modelo é criado/editado [16].

4.1. Segmentação de imagens médicas para a obtenção do biomodelo 3D

A segmentação é o processo que permite a separação de estruturas que deverão ser representadas no biomodelo das estruturas indesejáveis [16] do conjunto de informação disponibilizado pela TC [14].

Para dar início ao processo de biomodelação é necessária a importação dos ficheiros DICOM para o *software* apropriado. A ferramenta mais usada neste processo é o *threshold*. Este é um algoritmo computacional que segmenta as estruturas de forma automática, baseando-se na definição de intervalos de intensidade [15]. Somente os *voxels* (conjunto de pixels) (Figura 6) que correspondem à estrutura desejada serão expressados [14].

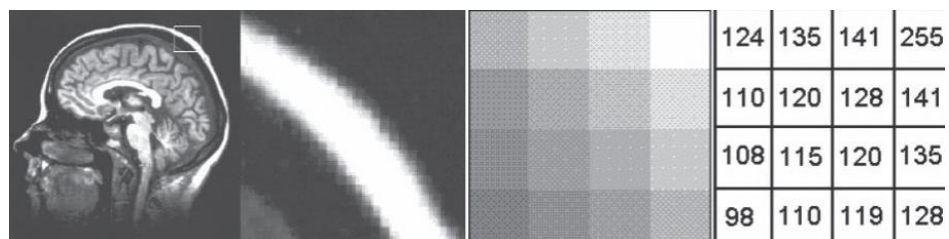


Figura 6 Exemplo de conjunto de *pixels* correspondente a uma secção da imagem representada [12].

Por vezes a segmentação automática não retorna os resultados esperados, então, será necessário realizar um processo de edição manual. Após a segmentação, o *software* reconhece em cada fatia as áreas definidas pelo operador e, a partir do emparelhamento destas, geram o modelo virtual [15].

4.2. Softwares utilizados na biomodelação 3D

Existem *softwares* que permitem a biomodelação 3D que são comercializados e outros gratuitos [16].

Nos subcapítulos seguintes serão apresentados os *softwares* de biomodelação 3D utilizados nesta dissertação de mestrado. Estes *softwares* têm todos como princípio básico o processo descrito anteriormente no subcapítulo 4.1.

4.2.1. Invesalius

Invesalius é um *software* gratuito, disponibilizado pelo portal público do Brasil. Este *software* gera imagens médicas 3D baseadas na sequência de ficheiros DICOM adquiridos através de TC ou MRI [17].

Este *software* apresenta grandes potencialidades e é muito intuitivo, não exige uma grande capacidade de conhecimentos aprofundados sobre este tipo de programas [17].

4.2.2. Mimics®

O *software* Mimics®, bastante intuitivo e com boa capacidade de resolução, foi desenvolvido pela Materialize para processamento de imagens médicas. Este *software* realiza a segmentação das imagens médicas vindas de TC, MRI, ultra-som 3D, etc. O resultado final será uma estrutura biológica 3D do paciente [18].

4.2.3. Slicer 3D[®]

O Slicer 3D[®] é um *software* gratuito para a análise e visualização de imagens médicas provenientes de TC, MRI, ultra-som, medicina nuclear e microscopia [19]. É um *software* pouco intuitivo, o que envolve a necessidade de conhecimentos na área.

4.2.4. Scan IP[®]

Desenvolvido pela Simpleware [20], o Scan IP[®] é um *software* utilizado para o processamento de imagens a 3D, a partir de imagens médicas.

O Scan IP[®] apresenta uma elevada qualidade de visualização de imagens, apresentando ainda uma vasta gama de ferramentas para a segmentação de imagens, incluindo o *thresholding* [20].

4.3. Importância da biomodelação na área médica

Diversos métodos de reconstrução 3D têm servido de base à medicina, principalmente para tomar decisões em caso de diagnóstico e planeamento de cirurgias com elevada complexidade, por exemplo regiões da cabeça e do pescoço, onde em tempos anteriores eram realizadas tendo em conta a experiência do cirurgião e ainda na medicina reconstrutiva [15].

Esta avançada tecnologia, a biomodelação, ganha ênfase na odontologia, por exemplo no desenvolvimento de produção de próteses em ligas de titânio [16]. É uma técnica apropriada para casos de neurocirurgia, cirurgia craniomaxilofacial, implantes dentários e cirurgias ortopédicas, sendo útil ainda no fabrico de próteses personalizadas, guias e implantes cirúrgicos [16].

A biomodelação apresenta vantagens e desvantagens, embora os benefícios sejam superiores aos seus inconvenientes. Podem-se enumerar como vantagens a redução do tempo de realização de procedimentos operatórios, diminuição do tempo de anestesia, do risco de infecção e o número de cirurgias necessárias para obter o resultado final. Com isto, o custo global do tratamento é reduzido. No entanto, os custos associados ao desenvolvimento do biomodelo em si e o tempo de manufacturação do protótipo reduzem a sua utilização. O uso

da biomodelação nos hospitais, clínicas e centros de saúde é ainda limitado devido ao alto custo de aquisição de *softwares* e *hardwares* de alto desempenho [16].

Para aneurismas cerebrais, cirurgiões relatam que através de biomodelos virtuais e físicos, na fase pré-cirúrgica, foi possível compreender de forma mais clara a posição de aneurismas cerebrais perante outras estruturas [16].

Em Portugal, a técnica é pioneira e está a ser utilizada desde 2003 [21].

Capítulo 5 – Propriedades reológicas do sangue

5.1. Noções básicas de um fluido

Um fluido pode ser definido como sendo uma substância que se deforma continuamente, quando solicitada por forças tangenciais ou de corte, por muito pequenas que estas possam ser [22, 23].

Os fluidos podem ser líquidos ou gasosos. Quando é aplicada uma tensão tangencial de valor constante no tempo, um fluido apresenta uma deformação continuamente crescente e continuará a deformar-se até que a tensão deixe de ser aplicada. Quando a tensão deixa de ser aplicada, um fluido não tende a recuperar a sua forma inicial, ou seja, a deformação permanece. Estas características ajudam a distinguir um fluido de um sólido. Estes últimos apresentam características típicas de um líquido, com perda de qualquer elasticidade se forem sujeitos a fortes distorções. São substâncias que apresentam comportamento dual [22].

Um fluido pode ainda ser considerado como um fluido Newtoniano ou não-Newtoniano [22, 23]. Os fluidos apresentam propriedades associadas, em que algumas estão apresentadas no ponto seguinte.

5.1.1. Viscosidade e tensão de corte

Os fluidos apresentam como propriedade tomarem a forma dos recipientes que os contêm. Sabe-se por definição que os fluidos não opõem resistência finita à deformação provocada por tensões tangenciais, no entanto resistem à velocidade de deformação. Assim, a viscosidade, μ , define-se como a resistência de fluidos à deformação [22, 23]. Por outras palavras, a viscosidade está relacionada com a taxa de deformação que um fluido experiencia quando a tensão de corte é aplicada a este [23].

A tensão de corte num fluido é a força de corte por unidade de área aplicada tangencialmente à superfície. A relação entre a tensão de corte, τ , viscosidade e variação da velocidade $\frac{\partial u}{\partial y}$, para um fluxo na direcção de x é [22]:

$$\tau = -\mu \frac{\partial u}{\partial y} \quad (1)$$

Esta relação é válida para fluidos Newtonianos pois apresentam uma proporcionalidade directa entre a variação da velocidade ou taxa de deformação ($\dot{\gamma}$) e a tensão de corte. Para fluidos não-newtonianos esta proporcionalidade não se verifica. [24]. Para estes casos são utilizados modelos específicos, que serão referidos no subcapítulo 5.3.

5.2. Dinâmica do fluxo sanguíneo

5.2.1. Sangue como fluido

O sangue é uma mistura heterogénea de corpúsculos sólidos - os glóbulos brancos, glóbulos vermelhos e plaquetas em suspensão num líquido (o plasma) [25].

Recapitulando, um fluido é dito Newtoniano se o coeficiente de viscosidade é constante para qualquer taxa de deformação. Esta condição existe na maioria dos líquidos homogéneos, como é o caso do plasma (maioritariamente constituído por água). Contudo, o comportamento mecânico de um líquido com partículas em suspensão pode variar até que o líquido se torna não-newtoniano, considerando assim o sangue como fluido não-newtoniano [23].

Segundo *Sochi*, o comportamento do sangue é afectado por condições externas como a temperatura e ainda a massa volúmica [11, 25].

Muito do fluxo sanguíneo na circulação humana ocorre em estruturas tubulares, como as artérias, capilares e veias. De salientar que a vascularização humana não é restritamente uma série de tubos com diâmetro constante. O fluxo sanguíneo, no sistema circulatório, não é constante, na maioria das regiões apresenta um comportamento pulsátil, ou seja, apresenta um fluxo oscilatório [25].

5.2.2. Fluxo laminar e fluxo turbulento

Um fluxo laminar é bem organizado e eficiente, enquanto um fluxo turbulento é caótico e acompanhado por elevadas perdas de energia [22] (Figura 7).

Regra geral, o fluxo sanguíneo apresenta um regime laminar, fluindo através de vasos sanguíneos [25].

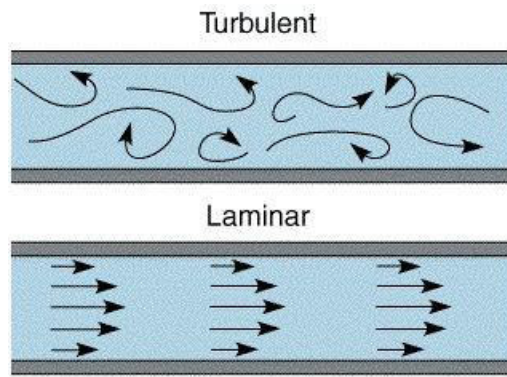


Figura 7 Representação de fluxo turbulento e de fluxo laminar [6].

Uma forma de caracterizar se um fluxo é laminar ou turbulento, é a relação entre forças de inércia e forças de viscosidade. Esta relação é conhecida como o número de Reynolds, Re [23]:

$$Re = \frac{\text{forças de inercia}}{\text{forças de viscosidade}} = \frac{\rho u d}{\mu} \quad (2)$$

onde ρ é a massa volúmica, u é a velocidade média ao longo do tubo, d o diâmetro do canal e μ é a viscosidade do fluido [23].

É de salientar que todas as condições em que $Re < 2100$, o fluxo tem um comportamento laminar (determinado experimentalmente) [23].

5.3. Modelos Reológicos do sangue

5.3.1. Modelo para o sangue Newtoniano

Como descrito na secção 5.1.1, devido ao sangue ser constituído maioritariamente por plasma, este pode ser considerado como um fluido newtoniano.

A viscosidade de um fluido Newtoniano durante o fluxo sanguíneo é constante, ou seja, é independente de forças cinemáticas e tem uma relação linear com a tensão de corte [23].

Assim, para o sangue como fluido Newtoniano, este apresenta viscosidade constante com o valor de [11]:

$$\mu = 0.00345 \text{ Pa.s}$$

Contudo, como descrito anteriormente, o comportamento mecânico de um líquido com partículas em suspensão, como o caso do sangue, pode variar até que o líquido se torna não-newtoniano, considerando assim o sangue como fluido não-newtoniano.

5.3.1. Modelo para o sangue não – Newtoniano

A literatura em volta do comportamento do sangue como fluido dá uma forte indicação de que os efeitos não-newtonianos do fluxo sanguíneo não podem ser negligenciados numa variedade de geometrias. Este facto é importante quando se pretende estimar o risco de ruptura do aneurisma cerebral, o conhecimento preciso do valor de distribuição da pressão e tensão de corte na parede são considerados cruciais [11]. É sabido que o sangue tem comportamento de um fluido não-newtoniano, particularmente a baixas tensões de corte, ou seja, inferiores a 100 s^{-1} [26].

5.3.2. Lei da Potência

Para um fluido descrito pela Lei de Potência:

$$\tau = k\dot{\gamma}^n \tag{3}$$

Onde k é o coeficiente de consistência em Pa.s^n , n o índice comportamental do fluxo e $\dot{\gamma}$ a taxa de deformação em s^{-1} . Para o sangue não-newtoniano $k = 0.0035 \text{ Pa.s}^{0.6}$ e $n = 0.6$ [25].

Este modelo pode ser também aplicado a fluidos Newtonianos, sendo que nestes caso $n = 1$ e k é igual à viscosidade do fluido [25].

5.3.3. Modelo de Carreau

A natureza do sangue em pequenas artérias pode ser matematicamente analisado considerando-o como um fluido de Carreau, um tipo de fluido não-newtoniano generalizado [27]. O modelo de Carreau pode ser descrito como:

$$\frac{\mu - \mu_\infty}{\mu_0 - \mu_\infty} = (1 + (\lambda \dot{\gamma})^2)^{\frac{(n-1)}{2}} \quad (4)$$

Rearranjando a equação em ordem a μ :

$$\mu = \mu_\infty + (\mu_0 - \mu_\infty) [1 + (\lambda \dot{\gamma})^2]^{\frac{(n-1)}{2}} \quad (5)$$

em que μ_0 e μ_∞ representam as viscosidades dinâmicas em Pa para taxas de deformação próximas de zero e muito elevadas, respectivamente, e λ representa o inverso da taxa de deformação que marca a transição entre as regiões de viscosidade constante e de lei de potência [27].

5.4. Hemodinâmica de um aneurisma cerebral

A maioria dos modelos computacionais de dinâmica de fluidos aproxima o fluxo sanguíneo a um fluido incompressível contínuo. Modelos newtonianos podem apresentar uma aproximação razoável para o fluxo sanguíneo em grandes artérias, contudo para o fluxo em aneurismas esta aproximação pode não ser inteiramente justificada por conta do aparecimento

de regiões de fluxo lento, onde as propriedades de fluidos não-newtonianos se tornam importantes [2].

Têm sido desenvolvidos vários modelos não-newtonianos numa tentativa de aproximar o comportamento do sangue e, posteriormente, aplicados a modelos baseados em pacientes reais. Em alguns estudos tem sido demonstrado que a distribuição da tensão de corte na parede ao longo dos vasos sanguíneos não é uniforme, com um aumento e diminuição em zonas de bifurcação das artérias e regiões com vasos curvilíneos, que coincide com a localização mais comum para o aparecimento de aneurismas [2].

O fluxo no interior de aneurismas depende não só do tamanho e forma do aneurisma, mas também da maneira que o sangue flui do vaso para o aneurisma, demonstrando assim a influência da geometria da artéria que lhe deu origem. Em alguns aneurismas, o fluxo sanguíneo flui directamente da artéria para o aneurisma resultando num concentrado jacto de fluxo sanguíneo, provocando um impacto na parede do aneurisma e consequentemente produzindo no local uma forte tensão de corte na parede. O risco de ruptura de um aneurisma não é conhecido, sendo feito o diagnóstico com base em conhecimentos gerais e factores de risco associados [4].

Nesta dissertação, o processo de hemodinâmica cerebral torna-se importante pois permite entender as conclusões finais acerca do fluxo sanguíneo no aneurisma em estudo.

Capítulo 6 - Construção do biomodelo 3D

A fase inicial deste trabalho consistiu em construir um biomodelo tridimensional de um aneurisma cerebral que, de forma geral, consistiu em proceder à análise das imagens TC recolhidas, importando-as para *softwares* de segmentação de imagens. Para tal foram utilizados os quatro *softwares* referidos ao longo da dissertação, juntamente com o SOLIDWORKS®.

6.1. Caso de estudo

A TC em estudo pertence a um paciente do sexo feminino com cinquenta e dois anos. Este exame foi realizado num hospital do Porto, num *scanner* de marca Philips/*Brilliance* 16 com voltagem de 120kV. Relativamente aos slides estes apresentam um tamanho de 512x512 *pixels*, incrementados a 0.5 mm, onde cada pixel apresenta um tamanho de 0.41 mm e com um campo de visão de 21 cm. O total de slides analisados é de 337. O formato de ficheiros é DICOM, compatível com os *softwares* utilizados, bastando fazer a importação dos mesmos para cada *software*, à excepção do SOLIDWORKS®.

As estruturas anatómicas do cérebro são de difícil identificação devido ao seu tamanho reduzido. Para identificação do aneurisma, partia-se do pressuposto que, sendo ele uma dilatação anormal de uma artéria e pensando no cérebro como simétrico e dividido pelo hemisfério central, seria uma alteração em apenas de um dos lados no sistema arterial. Seria também de esperar que a sua localização fosse no polígono de Willis, numa das suas bifurcações. Embora não seja regra que os aneurismas se formem nessa localização, foi um factor a ter em conta para a detecção do mesmo.

6.2. Segmentação do aneurisma e construção

Uma vez identificado o aneurisma, todo o processo de segmentação e reconstrução do mesmo foi facilitado. Foi estipulado que a estrutura anatómica em causa seria reconstruída a partir de slides número 69.0 até ao 82.0, à excepção do Scan IP®. No entanto, os *softwares* apresentam diferenças no que toca ao contraste de imagem, aquando a importação dos

ficheiros. Em alguns, foi necessário trabalhar com a ferramenta de contraste do próprio *software* a fim de obter uma melhor imagem. Com isto, justificam-se os diferentes tipo de *threshold* utilizados para cada *software*.

6.2.1. Segmentação e reconstrução Mimics®

Mimics® foi o *software* seleccionado para a identificação do aneurisma cerebral, por questões de praticidade.

Foi criada uma máscara no *software* Mimics® em que fosse possível visualizar com maior facilidade o sistema arterial do cérebro. A criação desta máscara é feita com base nos níveis de cinzento que uma TC apresenta. Esta máscara designa-se por *thresholding* e a gama de valores *threshold*. Assim, tendo em conta que as artérias apresentam uma tonalidade mais clara, o *threshold* escolhido foi de [158,697].

Este *threshold* vai abranger também a parte óssea, contudo nesta fase de identificação não constitui um factor de relevo. Assim, as estruturas ficam salientadas, tornando mais fácil a identificação do aneurisma. Percorrendo os slides, sobressai uma dilatação que não aparece no lado oposto. Pensa-se assim, portanto, que se trata do aneurisma em estudo (figura 8).

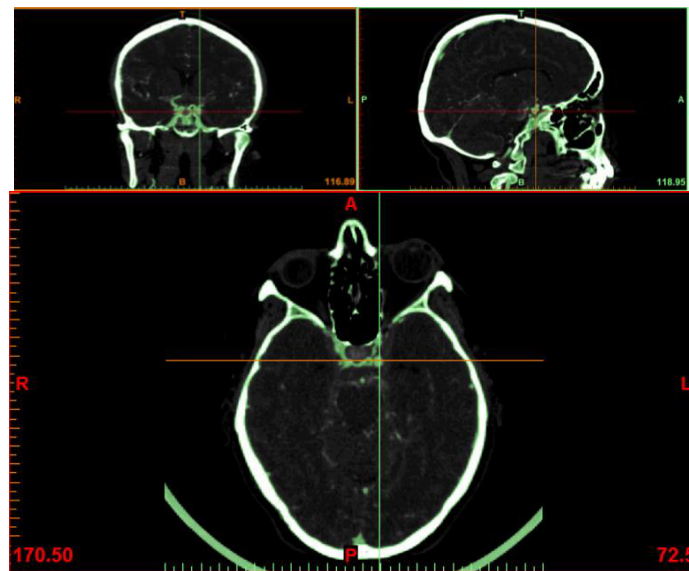


Figura 8 Identificação do aneurisma cerebral.

Como este abrange a parte óssea, o crânio, foi necessário recorrer à edição de imagem no próprio *software*. Assim, recorrendo às suas ferramentas, foi-se eliminando a identificação feita pela máscara nas partes anatómicas por ela abrangidas que não são necessárias, assim como os slides que não importam para o caso de estudo.

Por fim, realizou-se a reconstrução 3D (figura 9) do aneurisma através da máscara utilizada, utilizando o comando “ Calculate 3D from Mask”.

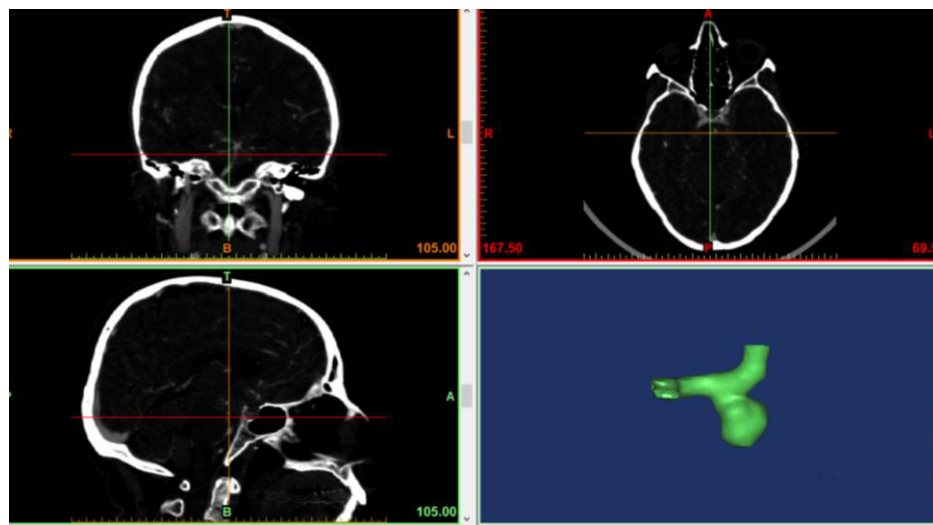


Figura 9 Biomodelo 3D final do aneurisma cerebral.

Na figura 10 encontra-se o aneurisma final obtido.

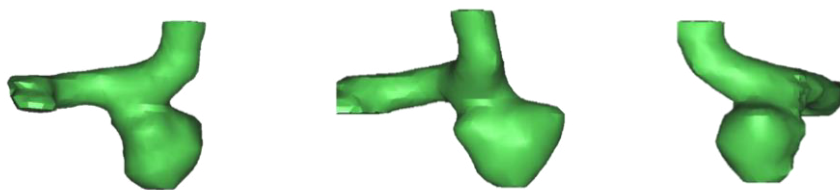


Figura 10 Biomodelo 3D final do aneurisma obtido no Mimics®, em diferentes perspectivas.

Tem-se assim o que se pensa ser o aneurisma. Posto isso identificam-se os slides de interesse, aqueles em que se consegue identificar o aneurisma e a artéria-mãe. São eles os

slides do número 69.0 até ao 82.0, já referidos neste capítulo, contando do lado diereito do ecrã na orientação de cima para baixo.

6.2.2. Segmentação e reconstrução Scan IP

Neste *software* o processo foi o mesmo que o referido no subcapítulo anterior. Como a localização do aneurisma já era conhecida, o processo tornou-se mais fácil, não sendo necessária a identificação do aneurisma. O *threshold* utilizado foi de [200, 255] o que permitiu já identificar a estrutura desejada (figura 11).

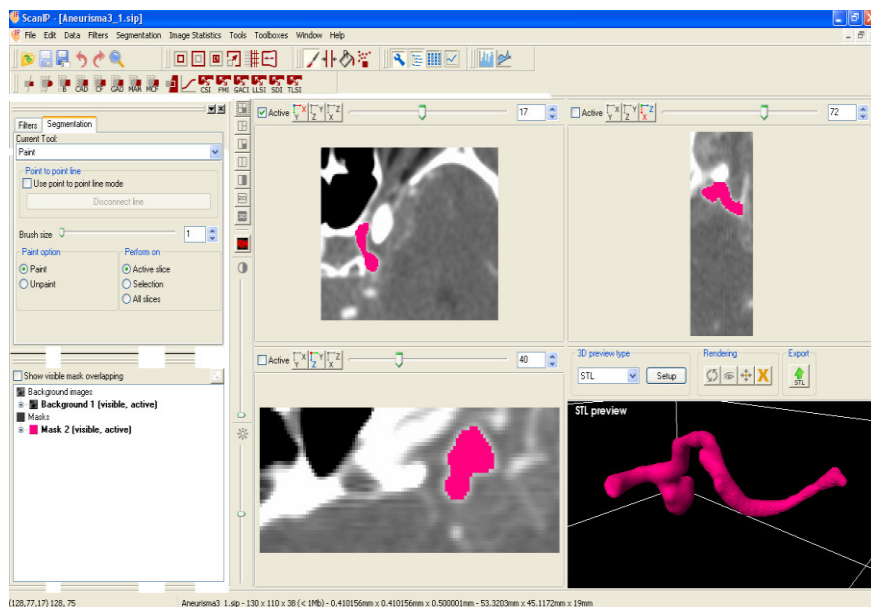


Figura 11 Segmentação realizada do aneurisma cerebral através do Scan IP®.

A máscara utilizada ainda abrangia parte óssea, uma vez que a gama de valores identifica a zona a branco da TC, cor semelhante à do aneurisma neste exame. Por forma a tornar o processo mais rápido e, uma vez que o *software* Scan IP® o permitia, foi utilizada uma ferramenta de corte que permitiu reduzir a área de trabalho através das coordenadas x, y e z, e ainda o número de slides (*Lower* e *Upper*), eliminando os que não interessavam tanto abaixo como acima da região do aneurisma em estudo. Então, utilizando a ferramenta DATA → CROP do Scan IP®, foi seleccionada a zona de trabalho que abrangia o aneurisma,

facilitando a remoção das zonas que não faziam parte da estrutura. Assim, a área de trabalho ficou menor acelerando o processo de eliminação da máscara nas zonas não pertencentes ao aneurisma. As medidas de corte utilizadas estão na tabela 1:

Tabela 1 Medidas de corte, onde z, x e y representam os eixos do referencial cartesiano e *Lower* e *Upper* a orientação baixo e cima respectivamente em milímetros.

	<i>Lower (mm)</i>	<i>Upper (mm)</i>
z	135	173
x	250	380
y	150	260

Por fim, criando o biomodelo 3D através da ferramenta própria para o efeito do *software*, obtém-se de forma isolada o aneurisma (figura 12).

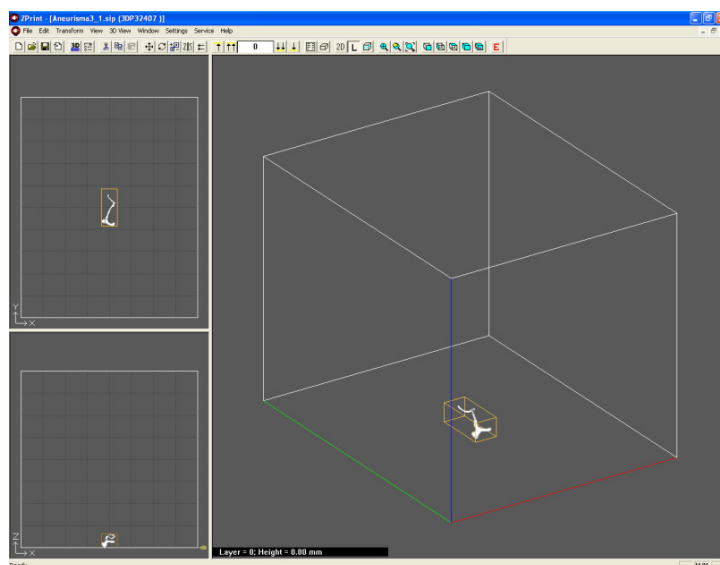


Figura 12 Biomodelo 3D obtido pelo Scan IP[®], isolado das restantes estruturas cerebrais.

Uma vez que o Scan IP[®] apresentou um maior contraste entre o aneurisma e outras estruturas cerebrais relativamente aos restantes *softwares*, permitiu construir uma maior parte da artéria que continha a patologia.

6.2.3. Segmentação e reconstrução Slicer 3D®

Para a reconstrução do aneurisma no Slicer 3D®, foi utilizada o mesmo *threshold* que o utilizado no MIMICS®, por forma a comparar também os *softwares*. O processo de obtenção da estrutura em 3D foi semelhante ao utilizado no MIMICS®. Na figura 13 é possível observar o ambiente de trabalho do Slicer 3D®, já com a região de interesse delimitada.

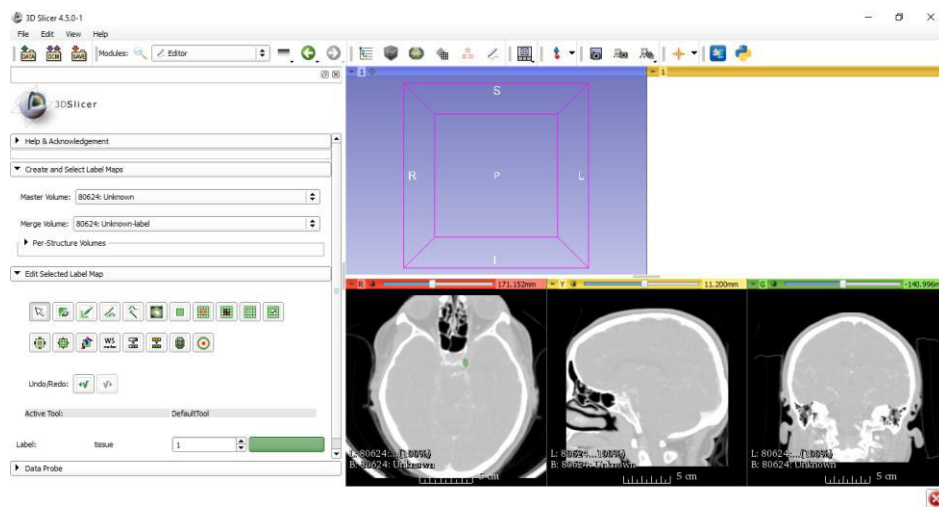


Figura 13 Ambiente de trabalho do Slicer 3D®, com a região de interesse já seleccionada.

Como se pode observar na figura 13, o tipo de contraste obtido é diferente dos *softwares* anteriores, sendo mais difícil delimitar as regiões de interesse condicionando o resultado final. Este resultado final pode ser observado na figura 14.

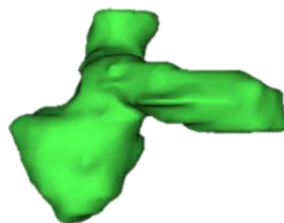


Figura 14 Biomodelo 3D obtido através do Slicer 3D®.

Consegue-se observar pelos resultados da figura 10, em relação ao MIMICS[®], e pela figura 14, que este último apresentou uma superfície menos “lisa” do aneurisma que aquela obtida pelo primeiro *software*. Isto deve-se ao facto de o contraste entre *softwares* ser diferente, e o Slicer 3D[®] apresentar um contraste menor.

6.2.4. Segmentação e reconstrução Invesalius[®]

Para a reconstrução do biomodelo no Invesalius, o *threshold* utilizado foi de [158, 697], igual ao utilizado no MIMICS[®], pois à semelhança deste, o Invesalius apresenta um bom contraste. Assim, decidiu-se utilizar a mesma gama de valores para a máscara. Como se pode verificar na figura 15, esta máscara abrange toda a estrutura óssea, o que levou à selecção da zona de interesse, pelo mesmo processo referido anteriormente.



Figura 15 Ambiente de trabalho do Invesalius, com a aplicação do *threshold*, em que este abrange a parte óssea da TC.

Após a selecção da zona de interesse, o aneurisma, obteve-se a estrutura identificada na figura 16.

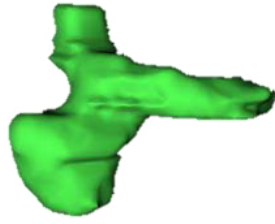


Figura 16 Biomodelo 3D obtido pela segmentação realizada no *software* Invesalius®.

Embora com uma superfície menos “rugosa” que o biomodelo anterior, o biomodelo obtido pelo MIMICS® continua a apresentar o resultado mais próximo do real.

Capítulo 7 - Reconstrução em SOLIDWORKS®

Para a construção do biomodelo simplificado do aneurisma, recorreu-se então à utilização do SOLIDWORKS®. Isto deve-se ao facto de esse *software* permitir, facilmente, a construção de estruturas simples como a idealizada neste passo. Contudo, a utilização do SOLIDWORKS® não fica por aqui. Os *softwares* apresentados no capítulo anterior, apesar de apresentarem o resultado esperado, não permitiam extrair o biomodelo com um tipo de ficheiro compatível com o FLUENT®, como o formato *.x_t*. Assim, recorreu-se ao *software* SOLIDWORKS® para contornar este obstáculo e construir assim o biomodelo real 3D utilizado na simulação do escoamento sanguíneo.

7.1. Biomodelo simplificado do aneurisma

Para a elaboração deste trabalho foi necessário validar o modelo numérico utilizado, isto é, avaliar se as condições de fronteira e a discretização da geometria em causa reproduzem correctamente os escoamentos em estudo. No entanto, não havia à disposição resultados experimentais para o escoamento em análise, capazes de permitir realizar uma comparação. Para contornar este aspecto foi efectuado o estudo de um escoamento similar mas num modelo mais simples que o biomodelo real.

Para a construção do biomodelo simplificado foram tidas em consideração as medidas do biomodelo do aneurisma real. As secções de entrada e saída, assim como o próprio aneurisma deste biomodelo simplificado, apresentam medidas semelhantes ao real. Trata-se de um aneurisma com, aproximadamente, 7 mm de comprimento (do pescoço até ao cume) e com um diâmetro arterial (D_H) de 2.85 mm. Ao comprimento da secção, L , foi-lhe atribuído um valor de 40 mm. Esta denotação de simplificado deve-se ao fato de este biomodelo apresentar apenas a artéria em formato de cilindro e o aneurisma em formato de baga, com uma estrutura simples (figura 17).

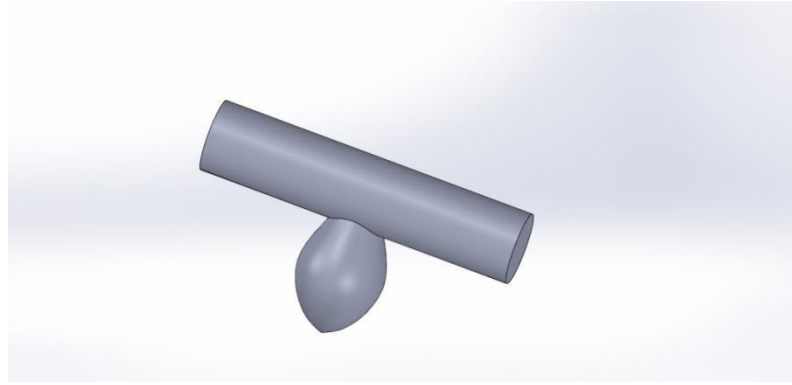


Figura 17 Primeiro biomodelo simplificado.

Contudo, após os primeiros testes verificou-se que era necessário reconstruir este biomodelo simplificado, para uma melhor aproximação com os dados analíticos para escoamentos laminares incompressíveis em condutas circulares sendo necessário existir um escoamento completamente desenvolvido para que a comparação com esses mesmos dados fosse possível. Assim, a solução passou por aumentar o comprimento do canal (para um $L=80$ mm) na secção anterior ao aneurisma (figura 18).

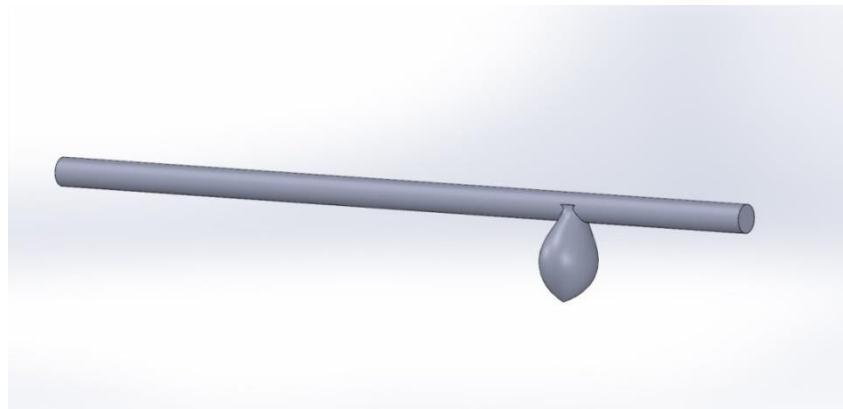


Figura 18 Biomodelo simplificado final 3D (BS3D).

Por fim, obtém-se então aquele que será o biomodelo simplificado 3D, com a sigla BS3D.

7.2. Biomodelo real do aneurisma

Como o SOLIDWORKS® não é um *software* que permite a importação de ficheiros DICOM e a geometria que o aneurisma em questão apresenta muitos detalhes, o não permite uma reconstrução directa no *software*, foi necessário encontrar uma solução que permitisse a sua reconstrução no SOLIDWORKS®, como se pode ver a seguir.

7.2.1. Biomodelo 3D aproximado

A solução encontrada foi realizar *print screen* aos *slides* onde se encontrava o aneurisma e a artéria-mãe, e guardar como ficheiro de imagem no computador com formato PNG. Posteriormente essas imagens foram importadas para o SOLIDWORKS® e, a área em que se encontrava o aneurisma foi delimitada através do comando *spinline*, para obter o maior número de detalhes, como demonstra a figura 19. Estas imagens foram retiradas do *software* Mimics®, já com a máscara aplicada na zona de interesse.

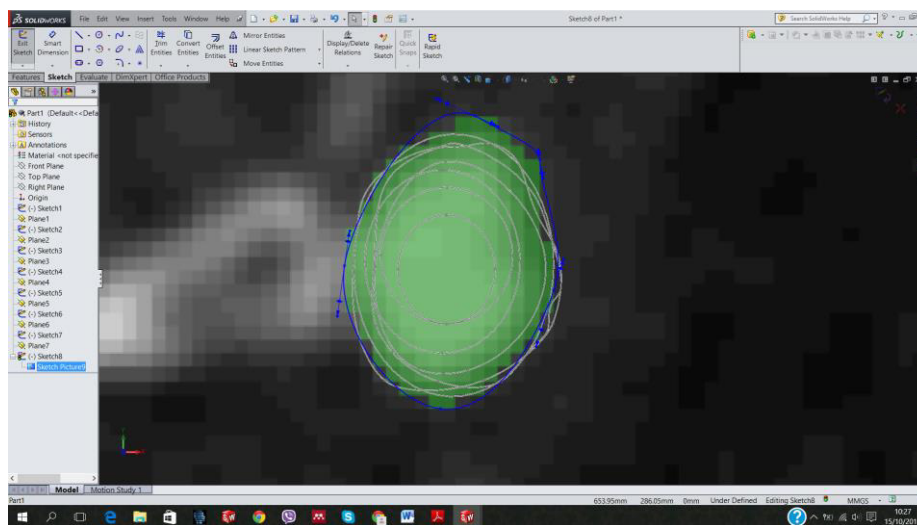


Figura 19 Utilização do comando *spinline* do SOLIDWORKS® para a obtenção dos detalhes da estrutura identificada.

Cada slide da TC vai corresponder a um plano no SOLIDWORKS®. No entanto, as medidas dos *pixels* ficam alteradas, ou seja, o tamanho do aneurisma no SOLIDWORKS® não iria corresponder ao tamanho do mesmo na realidade. Para contornar este pormenor teve de se

fazer uma adaptação de escala. Embora se soubesse a medida exacta de um *pixel* no Mimics[®], tornava-se complicado medir com exactidão o seu valor no SOLIDWORKS[®], fazendo aumentar o erro associado ao tamanho do aneurisma. Foi decidido que a base de adaptação de escalar iria ser feita com base no diâmetro obtido no Mimics[®] e o diâmetro obtido no SOLIDWORKS[®] da artéria. O diâmetro da artéria no Mimics[®] é de 2.93 mm, no SOLIDWORKS[®] de aproximadamente 14.7 mm. Assim sendo, a razão entre ambos ditou a adaptação de escala realizada (tabela 2).

Tabela 2 Dedução da escala de redução a utilizar no SOLIDWORKS[®].

	Mimics [®] (mm)	SOLIDWORKS [®] (mm)
Diâmetro da artéria (D)	2.93	14.7
Razão utilizada (factor de redução de escala)	$\frac{D_{artéria Mimics}}{D_{artéria solidworks}} = \frac{2.93}{14.7} = 0.201$	

Sendo o aneurisma visivelmente maior no SOLIDWORKS[®], no final foi realizada uma redução de escala, em que o SOLIDWORKS[®] multiplica a o objecto desenhado por um valor. Para este caso, o valor é a razão entre os diâmetros das artérias, como referido anteriormente.

Outro aspecto importante é a distância entre planos. A distância final obtida teria de ser de 0.5 mm, que é a distância entre cada *slide* na realidade. Para tal, teve de se ter em conta a medida real da distância e ainda entrar com o valor da razão entre ambos, uma vez que na redução de escala ele será multiplicado também pela distância entre planos. Assim, a distância utilizada na distância entre planos foi obtida da seguinte forma:

$$\frac{\text{distância entre slides}}{\frac{D_{artéria no Mimics}}{D_{artéria Solidworks}}} = \text{distância entre planos}$$

Assim, no final, quando o SOLIDWORKS® for multiplicar o modelo final pelo valor de redução de escala, este desaparece na distância entre planos ficando apenas a distância entre slides que é 0.5 mm.

Definidos os valores de escalas e o método a ser utilizado, procedeu-se à elaboração do aneurisma. Após a importação dos slides e da delimitação da estrutura anatômica de interesse, obteve-se a estrutura segmentada na figura seguinte (figura 20).

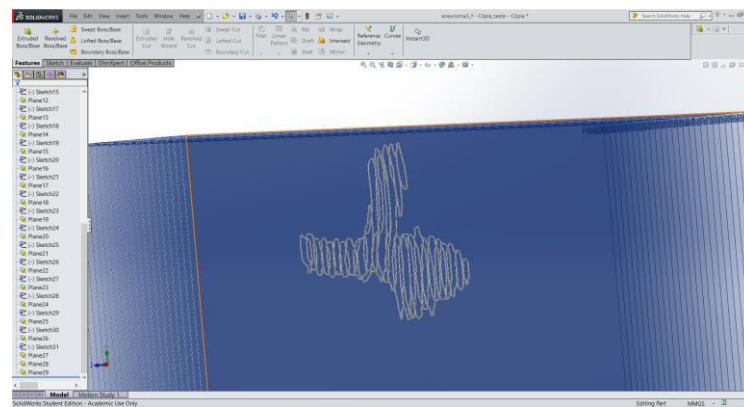


Figura 20 Estrutura do aneurisma cerebral segmentada no SOLIDWORKS®.

Para obter o biomodelo final realizou-se um *loft*, que é uma ferramenta do SOLIDWORKS® que permite a construção final 3D, ligando todas as estruturas desenhadas. O modelo final obtido, já com redução de escala é apresentado na figura 21.

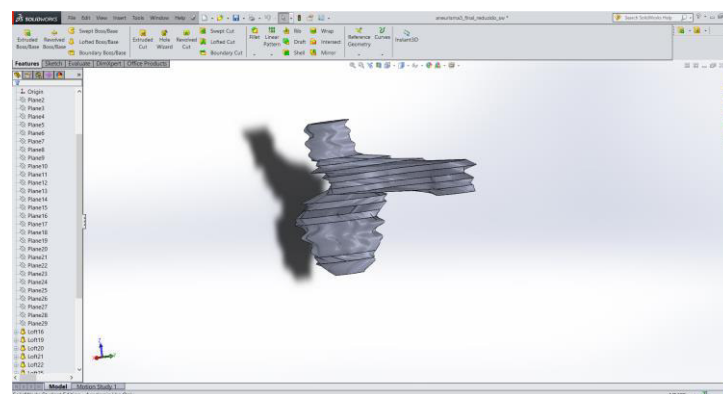


Figura 21 Estrutura do aneurisma obtida pela segmentação realizada, representada na figura 17.

Como é facilmente observável, este biomodelo apresenta muitas quebras na estrutura. Isto deve-se ao facto de não ter sido possível efectuar uma ligação de todas as estruturas de uma só vez no SOLIDWORKS®, tendo-se de ir por partes. Isto justifica-se devido à complexidade estrutural que este aneurisma apresenta. Uma explicação encontrada para esta complexidade é que, sendo o cérebro composto por estruturas de tamanho reduzido e aproximadas umas das outras, isto cria automaticamente irregularidades nas superfícies arteriais que não permite estruturas contínuas. Este facto complica-se ainda mais uma vez que o SOLIDWORKS® não é um *software* indicado para estruturas anatómicas desta complexidade, contrariamente aos restantes que conseguem suavizar as superfícies do aneurisma, tornando o resultado mais regular e fiável à estrutura real.

Este biomodelo 3D do aneurisma em estudo constitui um entrave ao presente trabalho, não permitindo efectuar cálculos que reflectissem a realidade, como se poderá ver mais à frente. Para contornar esta situação foi criado um outro biomodelo semelhante a este, mas com alterações na estrutura. Foi construído assim um biomodelo aproximado ao biomodelo real (figura 22).

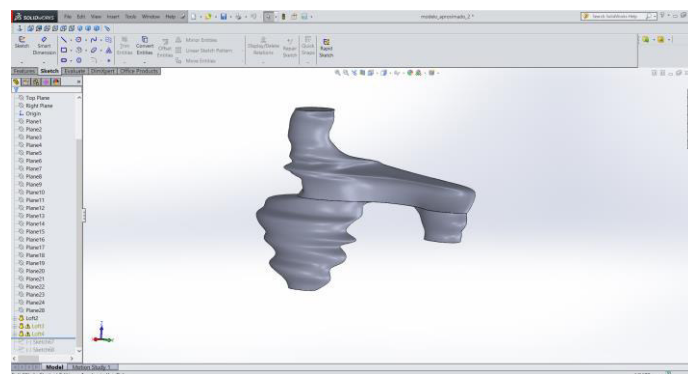


Figura 22 Estrutura do aneurisma cerebral obtida através de ajustes da estrutura da figura 18.

No entanto, mesmo com estas alterações não foi possível realizar a simulação do escoamento no *software* FLUENT®. Este programa continuaria a apresentar um esforço para gerar a malha, etapa fundamental à simulação, devido às imensas quebras abruptas que este biomodelo 3D apresenta que não são existentes no modelo real. Assim, foi necessário encontrar uma nova solução, que culminou no biomodelo real final.

7.2.2. Biomodelo real aproximado final 3D

Com a solução ao problema anterior ainda por descobrir, surgiu a hipótese de ser possível transferir o biomodelo 3D obtido, por exemplo através do Mimics®, para o SOLIDWORKS®. Verificou-se, através do arrastamento o biomodelo 3D obtido pelo Mimics® para o ambiente de trabalho do SOLIDWORKS®, que de facto é possível realizar esta operação (figura 23).

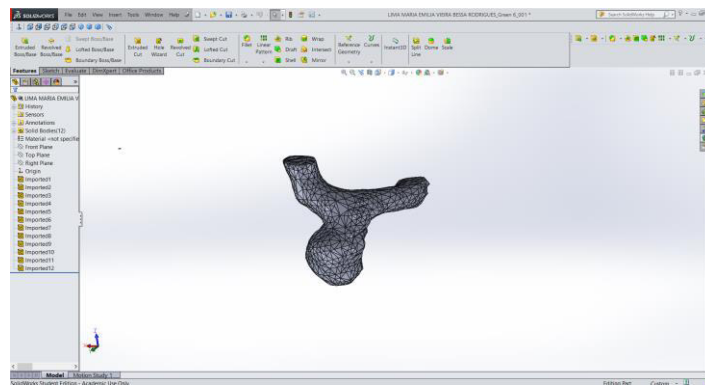


Figura 23 Biomodelo 3D obtido pelo Mimics® importado para o ambiente de trabalho do SOLIDWORKS®.

Contudo, o *software* não assume o biomodelo 3D transferido como “objecto”, ou seja, este serviria apenas como guia. Como tal, através das várias ferramentas do SOLIDWORKS® foi-se delimitando a superfície do biomodelo. Assim, à medida que se ia avançando na estrutura, ia-se obtendo o biomodelo final (figura 24).

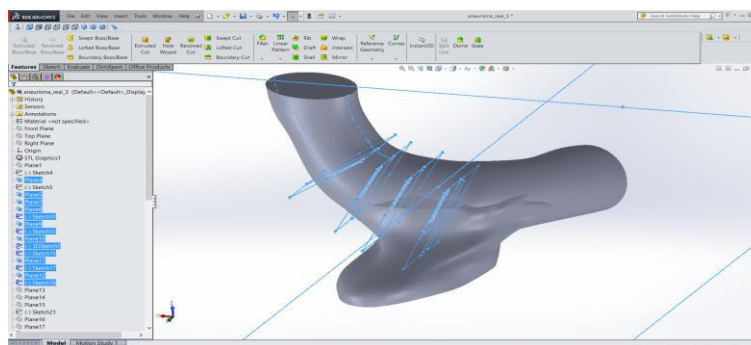


Figura 24 Representação dos planos utilizados para a construção do biomodelo 3D do aneurisma, através do biomodelo obtido pelo Mimics®.

Um ponto importante neste passo é que, tal como aconteceu no subcapítulo anterior, foi necessário realizar uma redução de escala. Para este caso foi mais acessível uma vez que ao importar o biomodelo do Mimics® as medidas apenas ficavam 100 vezes superiores. Então foi apenas realizar uma redução de escala com o valor 0.01. No final obtém-se o seguinte biomodelo real 3D, BR3D (figura 25).

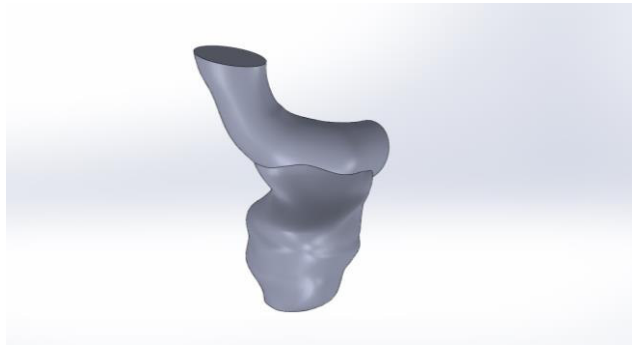


Figura 25 BR3D, antes do corte da artéria.

Ainda assim, o *software* FLUENT® não permitiu gerar uma malha para o cálculo do escoamento sanguíneo, apresentando erros relativos à geometria importada e, impedindo assim, realização destes cálculos. Inicialmente testou-se se o problema seria na geometria corresponde à artéria. Uma opção seria colocar a geometria da artéria do aneurisma como um tubo na horizontal (figura 26), embora esta geometria não fosse de encontro à original.

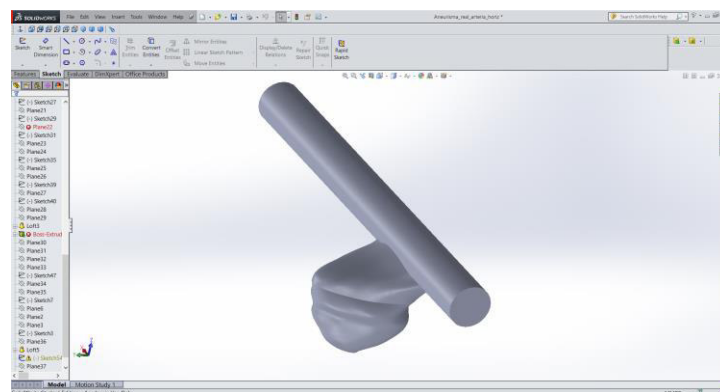


Figura 26 Biomodelo real 3D final, com artéria na horizontal.

Mesmo assim, com a geometria referida no parágrafo interior, não foi possível realizar a simulação do escoamento no FLUENT®. Para contornar esta situação foram-se fazendo alguns testes. Para isso, colocou-se apenas a artéria no FLUENT® e de facto verificou-se que o problema seria nesta geometria. A solução encontrada foi cortar essa geometria a partir da zona em que esta começa a dar problemas no *software* de cálculo (figura 27).

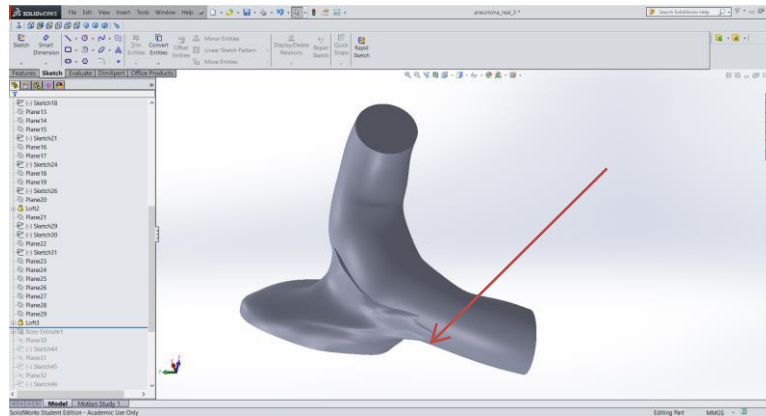


Figura 27 Local de corte da artéria, identificado pela seta a vermelho.

Por fim, colocou-se a geometria correspondente ao aneurisma e verificou-se que este biomodelo 3D não apresentava problemas para o cálculo do escoamento. Assim, finalmente, obteve-se a geometria pretendida (figura 28).

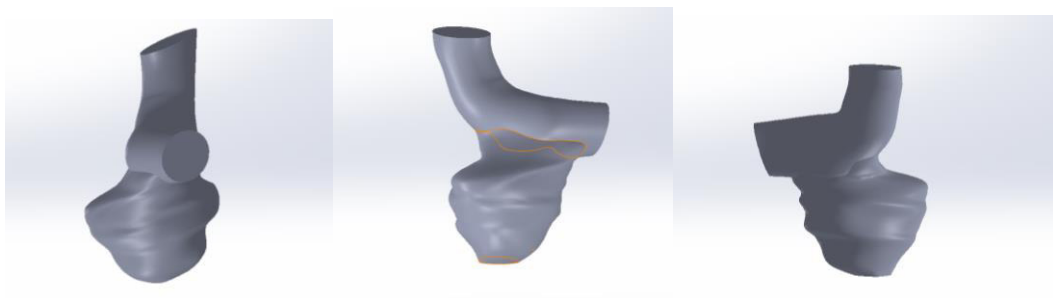


Figura 28 BR3D final obtido no SOLIDWORKS®, em diferentes perspectivas.

Este último BR3D representado na figura 28, será o objecto de estudo e por isso será sempre a este que será feita referência.

Capítulo 8 - Simulação numérica

8.1. Ferramenta ANSYS FLUENT®

O ANSYS fornece um conjunto de *softwares* de dinâmica de fluidos computacional para a modelagem de fluxos de fluidos. Um desses *softwares* é o ANSYS FLUENT®. Com esta ferramenta é possível simular uma ampla gama de fenômenos: aerodinâmica, combustão, hidrodinâmica, misturas de líquidos / sólidos / gás, dispersões de partículas, transferência de calor, etc.

Sendo um *software* direcionado para mecânica de fluidos, este utiliza métodos matemáticos e algoritmos baseados nas leis de conservação de massa, momento e energia em conjunto com condições predefinidas, gerando valores das suas variáveis como pressão, velocidades e temperatura, dentro de um campo, ou domínio, em regime laminar ou turbulento.

8.2. Equações do escoamento

Como referido no subcapítulo anterior, o escoamento é governado por leis da mecânica de fluidos. Neste estudo, foram resolvidas as equações da continuidade e as equações de Navier-Stokes aplicadas a um escoamento laminar, incompressível em estado estacionário [29].

A equação da continuidade é descrita como:

$$\frac{D\rho}{Dt} + \rho(\nabla \cdot \mathbf{u}) = 0 \quad (6)$$

Para fluidos incompressíveis, ρ não é função do tempo ou espaço e a derivada sendo nula leva a que a equação (20) possa ser escrita na forma:

$$\nabla \cdot \mathbf{u} = 0 \quad (7)$$

A equação de Navier-Stokes, também mencionada como a equação de conservação da quantidade de movimento é descrita como:

$$\rho \left(\frac{\partial \mathbf{u}}{\partial t} + \mathbf{u} \cdot \nabla \mathbf{u} \right) = -\nabla P + \nabla \cdot \boldsymbol{\tau} \quad (8)$$

Onde P a pressão, \mathbf{u} é a velocidade do fluido, $\boldsymbol{\tau}$ o tensor das tensões totais e representa o Laplaciano do campo de velocidade \mathbf{u} [29].

Em que para um fluido incompressível:

$$\rho \left(\frac{\partial \mathbf{u}}{\partial t} + \mathbf{u} \cdot \nabla \mathbf{u} \right) = -\nabla P + \mu \nabla^2 \mathbf{u} \quad (8.1)$$

8.3. Perfil de velocidades

Num escoamento laminar, desprezando o efeito da gravidade e considerando a pressão uniforme, pode-se dizer que [24]:

$$-\frac{\Delta P}{L} = \frac{2\tau}{r} \quad (9)$$

sendo $\frac{\Delta P}{L}$ a variação da pressão ao longo de um comprimento L . Admitindo que o fluido tem comportamento Newtoniano, a tensão de corte é dada pela equação (1) (página 17) já apresentada. Combinado a equação (9) com a (1) tem-se, para um canal de secção circular:

$$\frac{dv}{dr} = \left(\frac{\Delta P}{2\mu L} \right) r \quad (10)$$

Integrando (10) ao longo do raio:

$$\int dv = \frac{\Delta P}{2\mu L} \int r dr \rightarrow v(r) = \left(\frac{\Delta P}{4\mu L}\right) r^2 + C \quad (11)$$

Pelo facto de o fluido ser viscoso, observa-se a condição de não deslizamento na parede, isto é, velocidade nula na parede, então, para um canal de raio R , $v(R) = 0$ [24]:

$$C = -\frac{\Delta P D_H^2}{L 16\mu} \quad (12)$$

Assim, o perfil de velocidades para um tubo cilíndrico é dado por:

$$v(r) = \left[\frac{\Delta P R^2}{4\mu L}\right] \left[1 - \left(\frac{r}{R}\right)^2\right] \quad (11)$$

Num plano, a equação acima mostra que o perfil é parabólico. Portanto, a velocidade máxima é no centro, onde $r=0$.

Através da equação de Haegen-Poiseuille (16),

$$\Delta P = \frac{8\mu L Q}{\pi r^4} \quad (12)$$

onde o caudal volumétrico é $Q = uA$, sendo $A = \pi r^2$, então $\Delta P = \frac{8\mu L u}{r^2}$, e substituindo em (11) obtém-se o perfil de velocidades para um escoamento laminar num canal cilíndrico de raio R para um fluido Newtoniano:

$$v(r) = 2u \left[1 - \left(\frac{r}{R}\right)^2\right] \quad (13)$$

Para um fluido regido pela Lei de Potência, com um fluxo completamente desenvolvido, numa geometria cilíndrica, o perfil de velocidades, realizando uma dedução equivalente à anterior, será dado por:

$$v(r) = \frac{3n+1}{n+1} u \left[1 - \left(\frac{r}{R} \right)^2 \right] \quad (14)$$

8.4. Condições de Fronteira

Para poder realizar a simulação do fluxo sanguíneo no ANSYS FLUENT®, foi necessário impor as condições de fronteira. Após a importação da geometria para o *software* de simulação é necessário definir a estrutura como fluido bem como quais as faces que corresponderão à entrada e à saída do fluido, bem como as paredes da artéria incluindo o aneurisma.

As condições impostas serão as velocidades médias (u) à entrada do canal, calculadas de acordo com o número de Reynolds (Re) (tabela 3) através da equação da velocidade (equação (14), página 42), resolvendo a equação em ordem à velocidade u . Foi ainda considerada nula, a velocidade junto à parede do canal.

Tabela 3 Velocidades de entrada, u , correspondentes a cada número de Reynolds, Re .

u (m/s)	Re
0.011528822	10
0.023057644	20
0.05764411	50

8.5. Validação

A validação tem como objectivo validar o modelo numérico utilizado, recorrendo ao biomodelo simplificado do aneurisma. Trata-se de avaliar se as condições de fronteira e a discretização da geometria reproduzem de forma correta o escoamento em estudo. Uma vez

que não são conhecidos resultados experimentais para o escoamento em análise, a validação passa por realizar um estudo escoamento similar mais simples (através do BS3D) do que o real (BR3D), para o qual existem soluções analíticas.

Foram utilizados os modelos Newtoniano e não-Newtoniano (Lei da Potência) para o sangue, descritos anteriormente, para cada velocidade média (u) correspondente a cada número de Re , quer analiticamente quer numericamente e posteriormente compararam-se os resultados calculando o erro.

A primeira propriedade do escoamento analisada foi a velocidade. Para uma conduta circular, é conhecido o perfil de velocidade para escoamento laminar incompressível e completamente desenvolvido de um fluido Newtoniano, assim como para um fluido descrito pela Lei de Potência.

Para o cálculo analítico e numérico, consideraram-se os dados registados na tabela 4.

Tabela 4 Valores atribuídos a cada variável, segundo cada modelo e a cada equação correspondente.

Propriedades do fluido		
$\rho =$	1050	kg/m ³
Fluido Newtoniano		
$\mu =$	0.00345	Pa.s
Lei de Potência		
$K =$	0.0035	Pa.s ⁿ
$n =$	0.6	

Tabela 5 Valores do diâmetro hidráulico e do raio, utilizados nas equações, correspondentes ao BS3D.

Propriedades do canal		
$D_H =$	2.85E-03	m
$R =$	1.43E-03	m

Numericamente, para poder ser feito o cálculo da velocidade ao longo do canal, em pontos discretizados, foi necessário criar uma linha pouco antes da estrutura correspondente ao aneurisma, na longitudinal, indicando as posições de acordo com o referencial cartesiano e tendo em conta as medidas da geometria (figura 29).

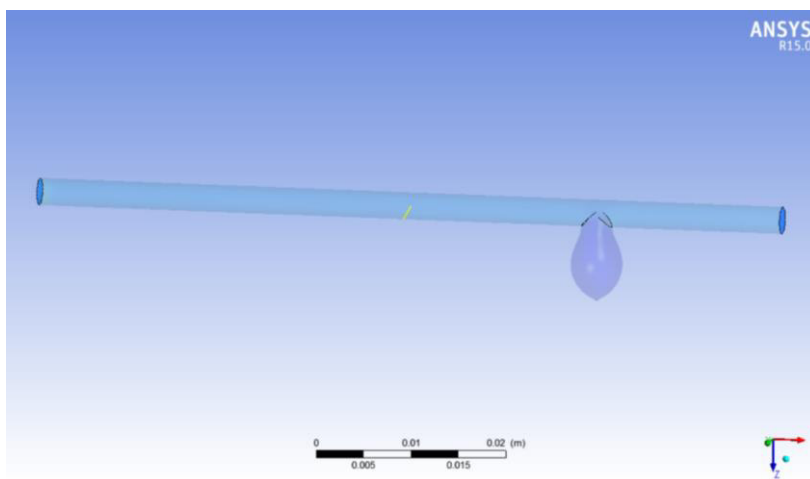


Figura 29 BS 3D com inserção de recta (a amarelo), ara a obtenção dos perfis de velocidade.

Foi então realizada a comparação entre os valores obtidos analiticamente e numericamente (através do FLUENT[®]), segundo uma velocidade escolhida ao acaso porque se trata apenas de uma validação, para o sangue como fluidos Newtoniano e não-Newtoniano (lei da Potência), obtendo-se os seguintes gráficos comparativos.

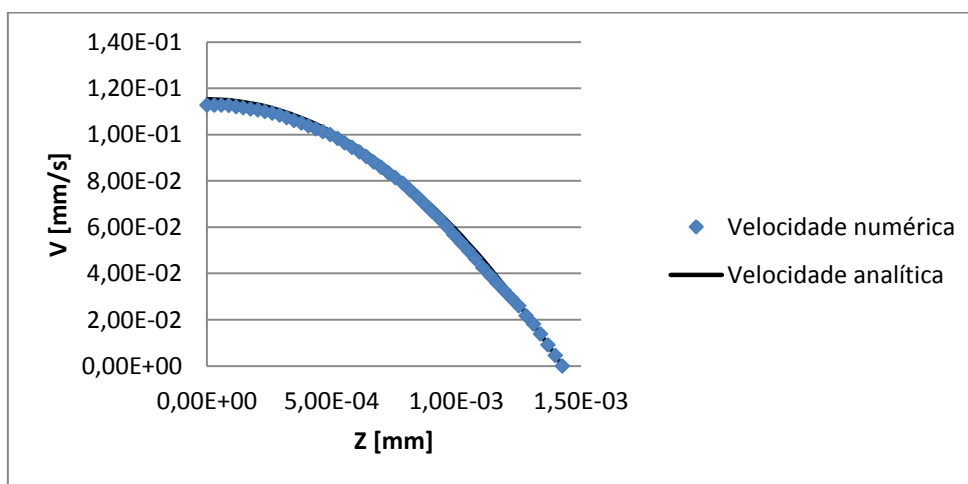


Figura 30 Comparação entre os perfis de velocidade numérico e analítico, segundo o modelo Newtoniano para o BS3D.

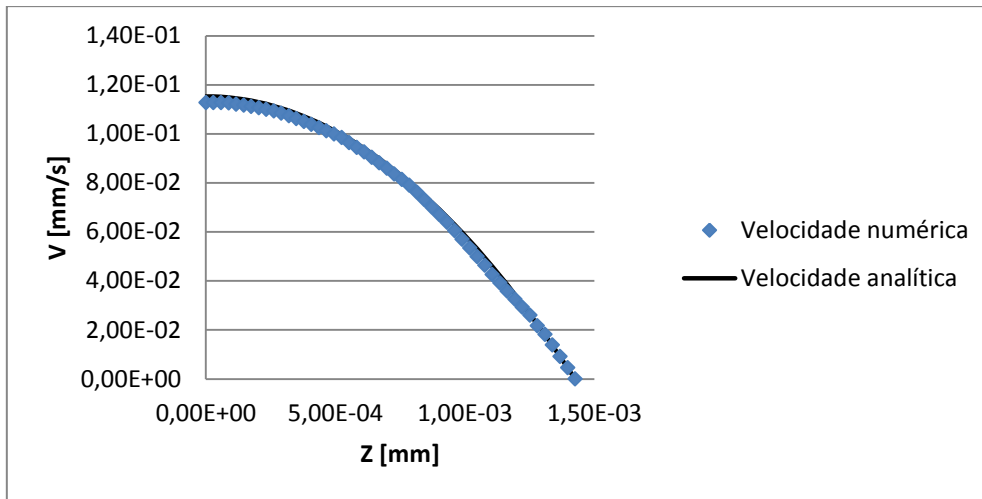


Figura 31 Comparação entre os perfis de velocidade numérico e analítico, segundo a Lei de Potência para o BS3D.

Como se pode verificar pela figura 30 e figura 31, os perfis de velocidade numérica e analítica, para os modelos de Newton e lei de Potência, apresentam boa concordância com os perfis analíticos.

Na tabela 6 estão apresentados os erros obtidos na validação das velocidades.

Tabela 6 Erros médios associados a cada velocidade de entrada, para os valores analíticos e numéricos, para o BS3D.

	u [mm/s]	Erro médio associado a cada u [%]
Fluido Newtoniano	0.011528822	2.654340567
	0.023057644	2.66588212
	0.05764411	2.74124482
Fluido pela Lei de Potência	0.011528822	2.851180269
	0.023057644	2.84
	0.05764411	3.35

O erro é calculado subtraindo a cada valor numérico, o valor analítico obtido, dividindo posteriormente pelo valor numérico e convertido o resultado final em percentagem. O erro médio, é a média aritmética de todos os erros obtidos para cada velocidade de

entrada. Relembra-se que a velocidade é medida em cada ponto da recta da figura 29 (página 45). Verifica-se pela tabela 7 que os erros andam em torno de 2-3%, sendo uma margem aceitável, verificando mais uma vez a validação dos perfis de velocidade em questão.

Após verificar que as propriedades locais estão previstas de acordo com o modelo numérico estabelecido, são verificadas se as propriedades globais do escoamento estão também de acordo com o modelo analítico. Recorreu-se então ao cálculo das quedas de pressão para um escoamento laminar incompressível para fluidos descritos pela lei de potência, tendo em conta o factor de *Fanning*, f , e o número de Reynolds generalizado, Re_g .

Os factores de *Fanning* permitem estimar quedas de pressão, sendo a relação seguinte válida para o regime laminar [30]:

$$fRe = a \quad (15)$$

sendo o factor de Fanning, f , definido por:

$$f = \frac{\Delta PD_H}{2L\rho u^2} \quad (16)$$

Como é utilizado o número de Reynolds, estas equações servem apenas para fluidos Newtonianos. Este factor poder ser adaptado para fluxos de fluidos não-newtonianos, mas o número de Reynolds generalizado terá de ser utilizado, sendo [30]:

$$fRe_g = a \quad (17)$$

O factor de fricção de *Fanning* pode ser descrito para fluxos laminares de fluidos não-newtonianos e em cilindros é dado por:

$$f = \frac{16}{Re_g} \quad (18)$$

Quando a viscosidade de um fluido não é constante (fluido não-newtoniano) e difícil de prever, o número de Reynolds pode ser substituído pelo número de Reynolds generalizado [30]. A expressão para o cálculo de Re_g foi proposta por Delplace e Leuliet [30], expressando-se da seguinte forma:

$$Re_g = \frac{\rho u^{2-n} D_H^n}{k \left[\frac{(24n+\xi)}{\left(\frac{24}{\xi}\right)^n} \right] \xi^{n-1}} \quad (19)$$

Esta expressão para Re_g , permite o cálculo de uma única curva de fricção para ambos os tipos de fluido newtoniano e não-newtoniano. [28]

O gradiente de pressão $\frac{\Delta P}{L}$ pode ser calculado usando as equações (14) (página 41), (18) e (19). Então destas equações vem:

$$\frac{\Delta P}{L} = 32u^n \frac{k \left(\frac{24n+8}{32n} \right)^n . 8^{n-1}}{D_H^{n+1}} \quad (20)$$

Para o cálculo de $\frac{\Delta P}{l}$, à semelhança do cálculo da velocidade local, foi desenhada uma linha desta vez na horizontal (figura 32).

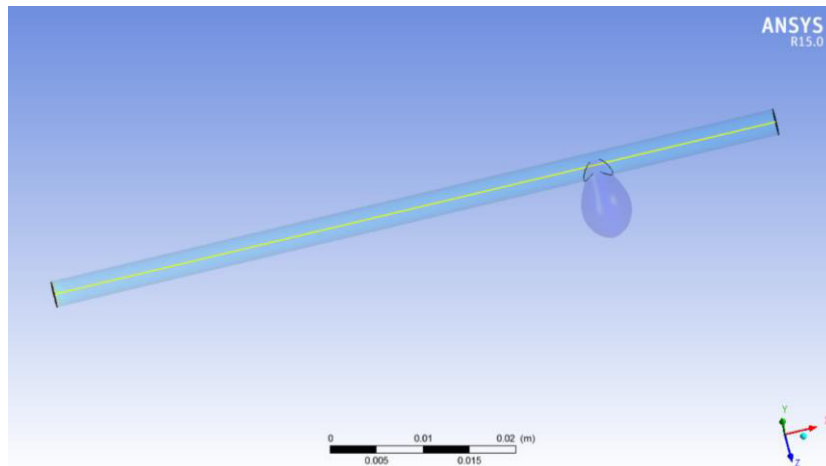


Figura 32 BS3D com inserção de recta (a amarelo), para a obtenção da pressão estática ao longo do canal.

Após a obtenção dos valores obtidos através da recta, destes valores foi calculado o seu declive seleccionando apenas um intervalo de pontos imediatamente anteriores ao aneurisma, o qual iria corresponder ao $\frac{\Delta p}{l}$ numérico. Para cada u e cada Re , foram obtidos os valores referidos na tabela 8 com os respectivos erros, tendo em conta o sangue como fluido Newtoniano e como não-newtoniano.

Tabela 7 Valores obtidos para o $\Delta p/l$ pra o modelo Newtoniano e Lei de Potência, com respectivos erros associados, para o BS3D.

Modelo Newtoniano			
u (m/s)	$\frac{\Delta p}{l}$ analítico	$\frac{\Delta p}{l}$ numérico	Erro [%]
0.011528822	156.7	157.08	0.24
0.023057644	313.4	314.5	0.35
0.05764411	783.49	788.77	0.67
Lei da Potência			
u (m/s)	$\frac{\Delta p}{l}$ analítico	$\frac{\Delta p}{l}$ numérico	Erro [%]
0.011528822	43.4	43.51	0.26
0.023057644	65.78	66.29	0.78
0.05764411	113.99	118.96	4.36

Analisando a tabela 8, verifica-se que o erro máximo obtido foi de aproximadamente de 4% e para a lei de Potência. Os resultados apresentados permitem afirmar que as propriedades globais do escoamento são previstas de forma correta pelo modelo numérico estabelecido.

Para a simulação relativa ao modelo de Carreau, é importante referir que esta não entrou como validação pois não é possível obter dados analíticos para posterior comparação. No entanto, a simulação realizada tendo em conta este modelo, será usada para a comparação de resultados com BR3D. Os valores atribuídos às variáveis encontram-se na tabela seguinte.

Tabela 8 Valores das variáveis utilizadas para o modelo de Carreau

Modelo de Carreau	
λ	3.131 s
n	0.3568
μ_0	0.056 Pa.s
μ_∞	0.00345 Pa.s

8.6. Simulação numérica para o BR3D

Para a simulação do escoamento no BR3D, foi realizado um processo semelhante ao referido para o biomodelo simplificado à exceção da comparação com os valores analíticos, uma vez que estes são apenas necessários à validação, bem como a forma de obtenção de resultados. Esta obtenção de resultados difere porque as geometrias são bastante diferentes, apesar de terem medidas semelhantes.

Procedeu-se então à importação da geometria (figura 28, página 33) e realizaram-se as simulações para cada velocidade de entrada.

Capítulo 9 - Resultados e discussão de resultados

Neste capítulo serão apresentados os resultados provenientes da simulação numérica, tendo em conta os aspectos referidos anteriormente, isto é, equações governativas do escoamento, modelos reológicos e as condições de fronteira.

Foram, então, utilizados diferentes modelos para descrever o comportamento reológico do sangue, Newtoniano, Lei de potência e de Modelo de Carreau. Serão analisados perfis de velocidade, nomeadamente o comportamento da velocidade para o biomodelo real 3D, quedas de pressão e tensão de corte na parede. Estes resultados correspondem a três velocidades diferentes. Os resultados serão apresentados de acordo com cada velocidade com valores arredondados, ressaltando que para as simulações foi utilizado o valor com todas as casas decimais.

9.1. Comportamento do fluxo

A primeira propriedade a ser analisada será o comportamento do fluxo ao longo da estrutura representativa do aneurisma, segundo cada modelo reológico.

Modelo de Newton

Na figura 33 é possível observar o comportamento do fluxo sanguíneo, para a velocidade entrada mais baixa, quer para o BS3D, quer para o BR3D.

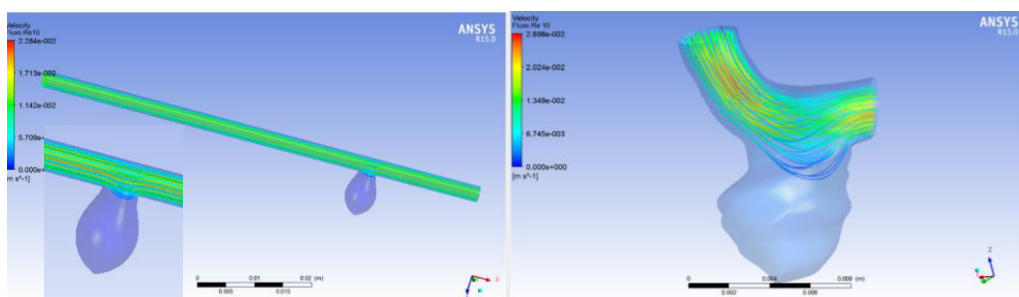


Figura 33 Linhas de corrente para o modelo Newtoniano, para $u=0.01153$ m/s.

É possível observar que tanto para o BS3D e BR3D, o comportamento do fluxo é linear até à chegada do aneurisma e após o mesmo. Quando chega ao colo do aneurisma, existe uma perturbação do fluxo.

Na figura seguinte, observa-se o comportamento do fluxo para a velocidade de entrada intermédia.

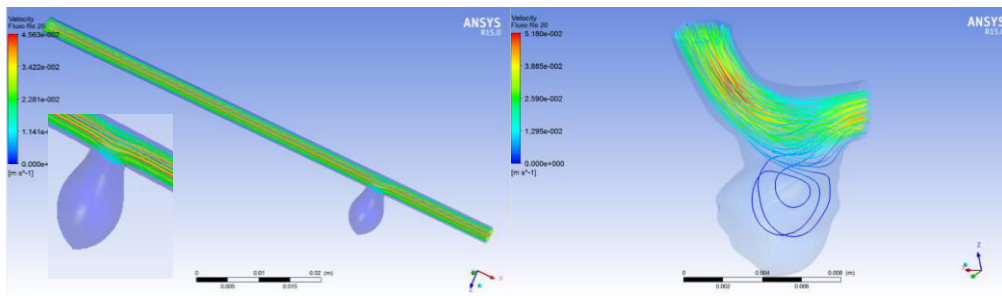


Figura 34 Linhas de corrente para o modelo Newtoniano, para $u=0.02366$ m/s.

Qualitativamente, a velocidade não alterou o comportamento do fluxo para o biomodelo 3D simplificado. No entanto, no biomodelo real 3D é possível observar a existência de fluxo, embora de pouca intensidade, no interior do aneurisma.

Na figura 35, apresenta-se os resultados para uma velocidade de 0.05764 m/s.

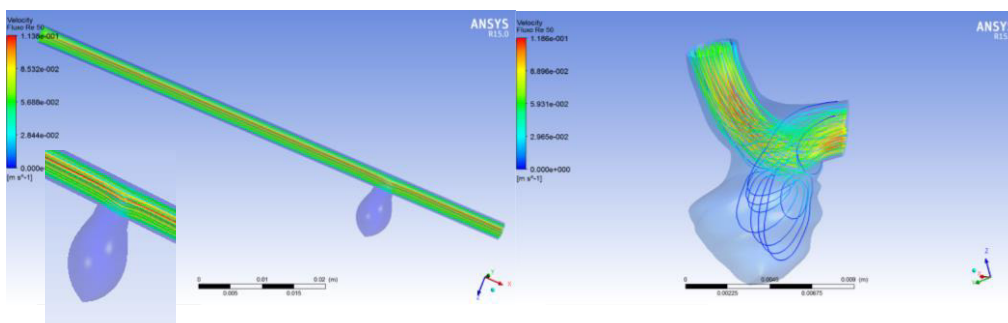


Figura 35 Linhas de corrente para o modelo Newtoniano, para $u=0.05764$ m/s.

Semelhantes aos resultados obtidos na figura 34, esta velocidade só acrescenta o facto de que, para este modelo reológico (Newtoniano), o fluxo é maior no interior do aneurisma que para a velocidade anterior.

Lei de Potência

Para a menor velocidade, na figura 36 são apresentados os resultados obtidos.

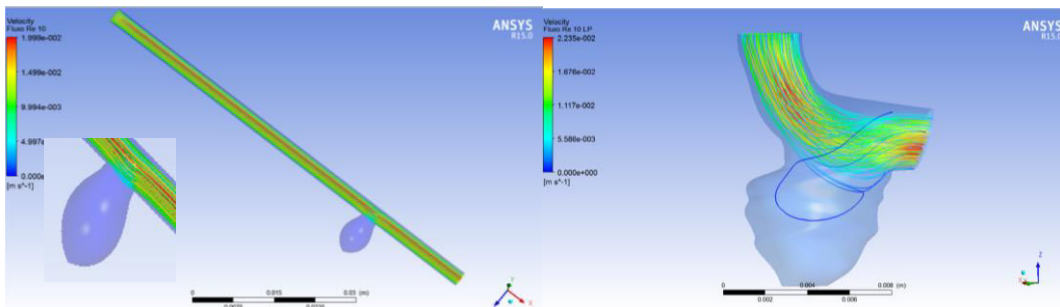


Figura 36 Linhas de corrente para Lei de Potência, para $u=0.0152$ m/s.

Observa-se que para o BS3D, o comportamento do fluxo é linear no canal, não existindo fluxo na estrutura em baga. No BR3D observa-se um ligeiro fluxo com comportamento não-linear, já para a velocidade de 0.0153 m/s.

Nas figuras 37 e 38, é possível observar os resultados para $u=0.02366$ m/s e $u=0.05764$ m/s, respectivamente.

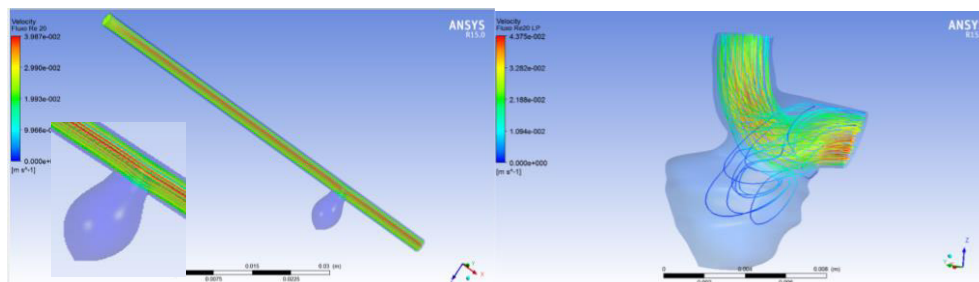


Figura 37 Linhas de corrente para Lei de Potência, para $Re=0.02366$ m/s.

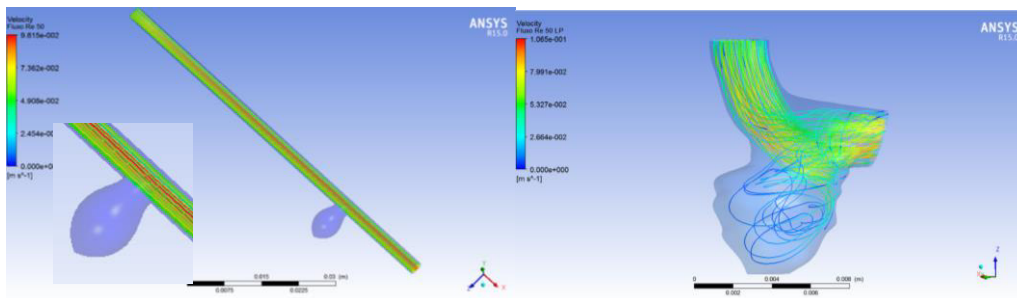


Figura 38 Linhas de corrente para Lei de Potência, para $u=0.05764$ m/s.

Observa-se que o BS3D continua sem apresentar alterações. Para BR3D, verifica-se que o estado linear do fluxo na artéria começa a ser alterado. Não só aumenta a intensidade do fluxo no aneurisma quando se passa para a maior velocidade de entrada utilizada, como se torna visível o comportamento não-linear do fluxo à entrada desta patologia.

Lei de Carreau

Nas figuras 39, 40 e 41, estão apresentados os resultados para as três velocidades de entrada utilizadas quando a reologia do sangue é descrita pelo modelo de Carreau.

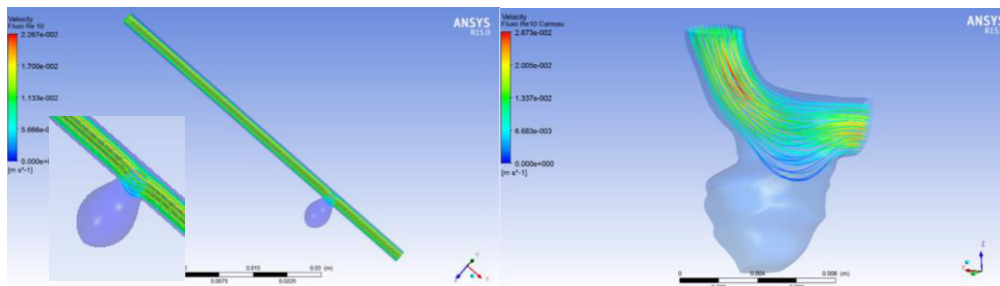


Figura 39 Linhas de corrente para Lei de Carreau, para $u=0.011523$ m/s.

Na figura 39, o fluxo apresenta-se praticamente linear em ambos os biomodelos 3D. Mesmo assim, aponta para uma inexistência de fluxo no seu interior.

Analisando a figura seguinte, o BS3D parece ter o mesmo tipo de comportamento que o anterior.

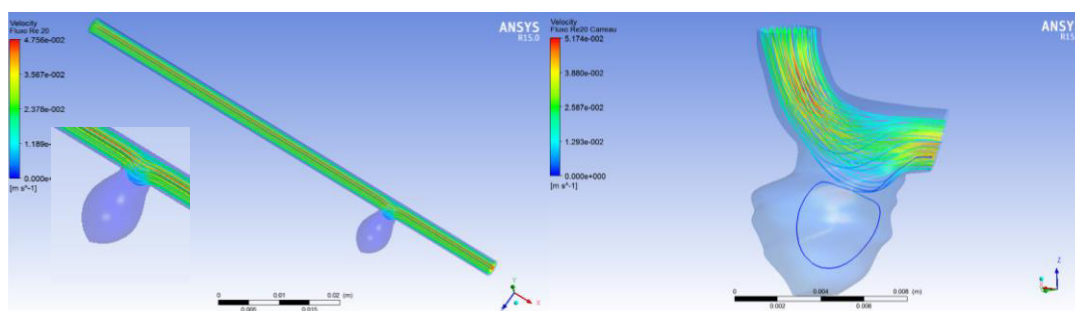


Figura 40 Simulação do escoamento para Lei de Carreau, para $u=0.02366$ m/s.

Analisando o BR3D, embora pouco intenso, observa-se uma manifestação do comportamento não-linear do fluxo no interior do aneurisma, mantendo-se linear antes e depois deste último.

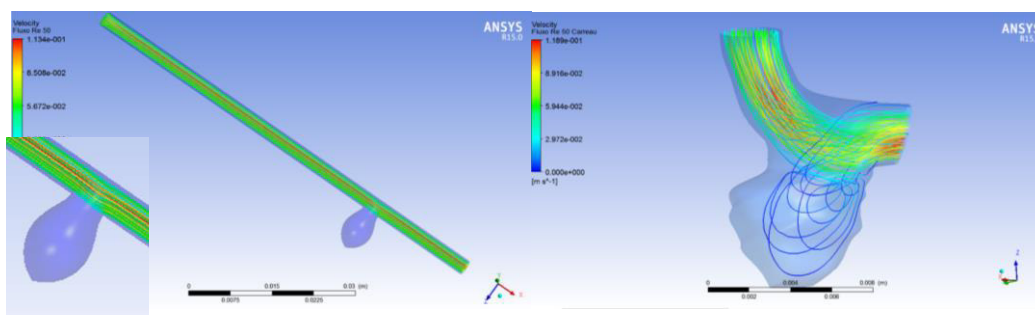


Figura 41 Simulação do escoamento para Lei de Carreau, para $u=0.05764$ m/s.

Na figura 41, para o BS3D o comportamento do fluxo é praticamente linear. Mas, para o BR3D este aumento de velocidade aumentou o fluxo no interior do aneurisma não-linear, assim como perto do colo do mesmo.

Observa-se pela análise destes resultados que, quanto maior a velocidade, maior será o fluxo no interior do aneurisma, apresentando um comportamento não-linear. Salienta-se que, para a Lei de Potência, mesmo na velocidade mas baixa é possível verificar a existência de fluxo no interior da patologia, enquanto nos restantes isso não se verifica.

9.2. Velocidade

Para a avaliação qualitativa da velocidade foi construído um plano que atravessasse a meio a estrutura em estudo. Sendo o BS3D simples, este procedimento foi facilitado. Já para BR3D o plano criado não atravessa toda a estrutura, no entanto permite visualizar a velocidade ao longo do biomodelo. Para contornar este facto, foi analisada a velocidade no canal de saída. A análise do canal de entrada é irrelevante para este trabalho, uma vez que as variações presentes no mesmo são variações causadas por factores de entrada.

Modelo de Newton

Nas figuras seguintes são apresentados os resultados das variações da velocidade do modelo computacional, relativo ao modelo de Newton.

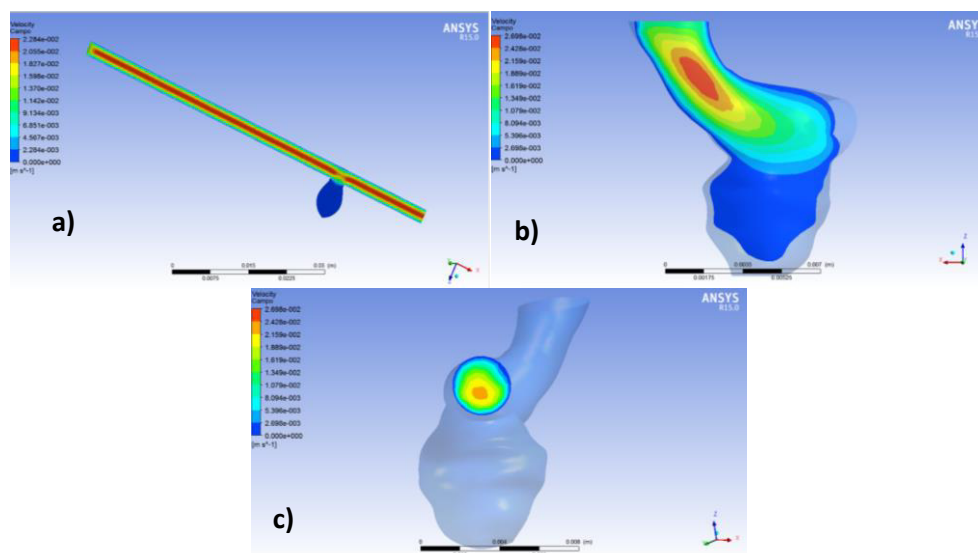


Figura 42 Campo de velocidade para o modelo de Newton, para $u=0.01153$ m/s, a)BS3D;b) e c) BR3D.

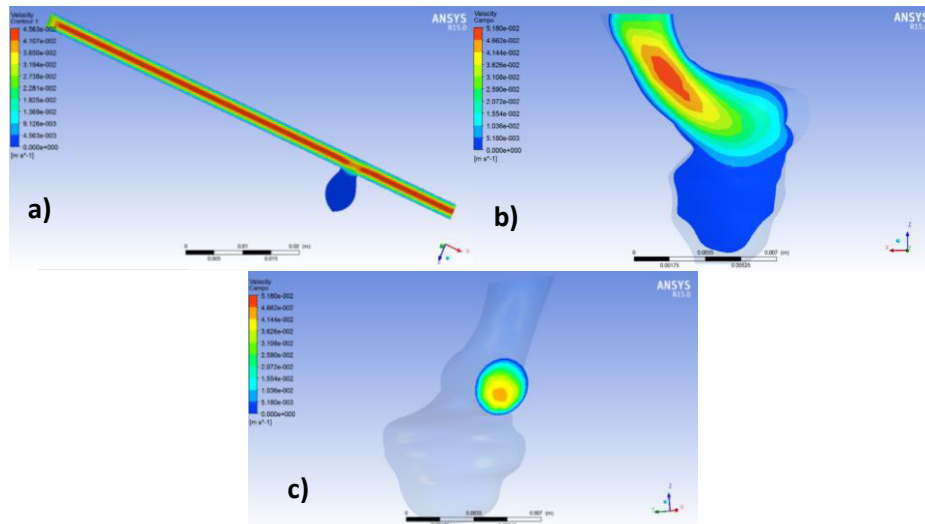


Figura 43 Campo de velocidade para o modelo de Newton, para $u=0.02366$ m/s, a)BS3D;b) e c) BR3D.

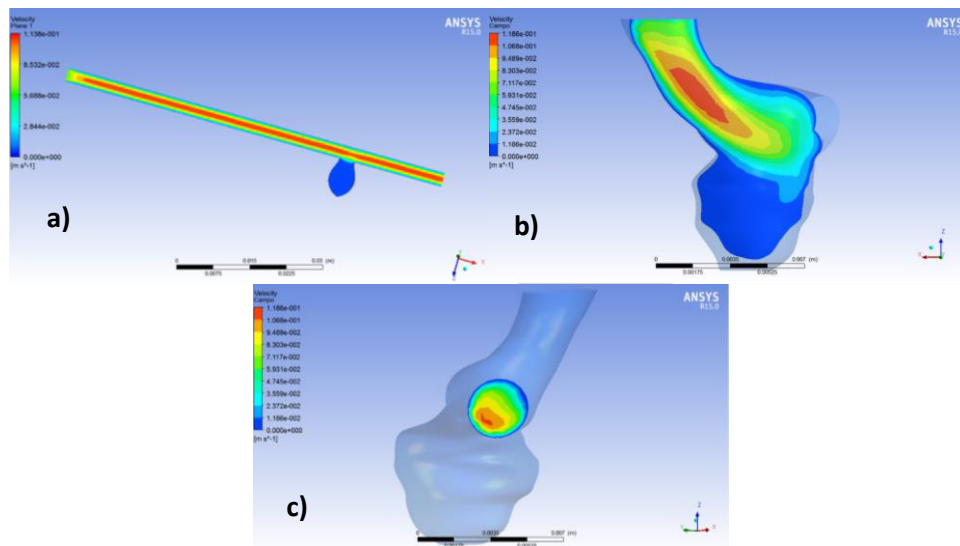


Figura 44 Campo de velocidade para o modelo de Newton, para $u=0.05764$ m/s, a)BS3D;b) e c) BR3D.

Para o modelo de Newton, é possível verificar que para o BS3D, a velocidade é nula na baga que representa o aneurisma. Verifica-se, ainda para este biomodelo, que a velocidade torna-se máxima no interior do canal. Verifica-se ainda, para este biomodelo uma diminuição da velocidade na entrada da baga. Estes resultados verificaram-se para qualquer das três velocidades aí representadas.

Resultados mais interessantes acontecem quando se analisa o BR3D, pois este difere do BS3D. A velocidade máxima encontra-se no interior do canal, no entanto esta é máxima

nos locais de curvatura. Relembrando a estrutura do BR3D (figura 28, página 37), esta geometria apresenta o canal com duas curvaturas. Uma encontra-se pouco antes da estrutura do aneurisma e a outra no canal de saída.

Com o aumento da velocidade, isto é quando se trata do $u=0.05764$ m/s, a velocidade altera-se no interior do aneurisma, embora de forma pouco intensa.

Lei de Potência

Nas figuras seguintes estão representados os resultados, segundo a Lei de Potência, para as diferentes velocidades de entrada utilizadas.

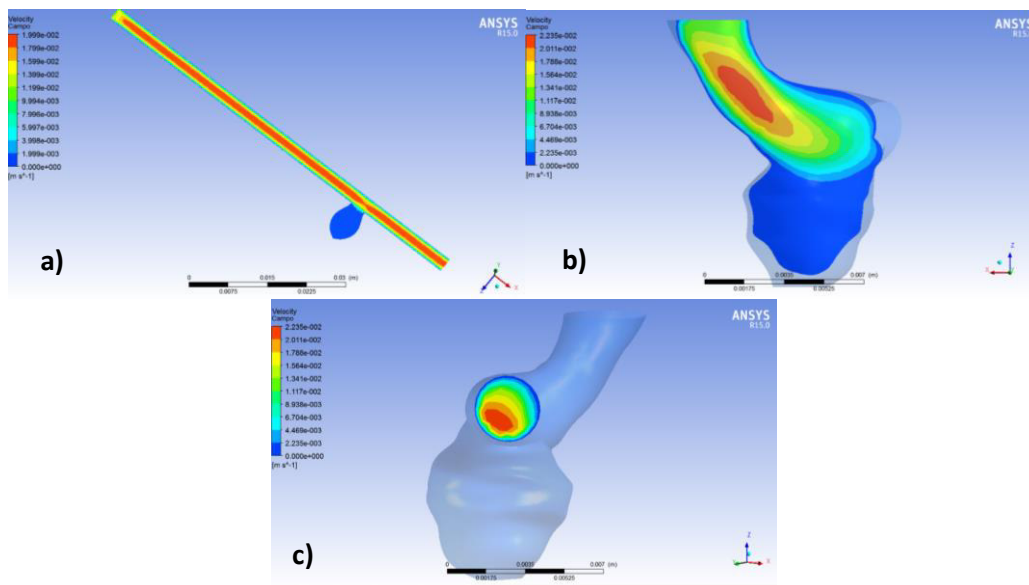


Figura 45 Campo da velocidade para a Lei de Potência, para $u=0.01153$ m/s, a)BS3D;b) e c) BR3D.

Para os resultados da figura 45, verifica-se que os resultados para o BS3D e para o BR3D estão em concordância. A velocidade máxima encontra-se no centro do canal, diminuindo à medida em direcção à parede, onde é nula. Salienta-se que na baga aneurismal a velocidade é também nula.

Nas figuras 46 e 47, os resultados apresentam-se diferentes aos da figura 46 no que diz respeito ao BR3D.

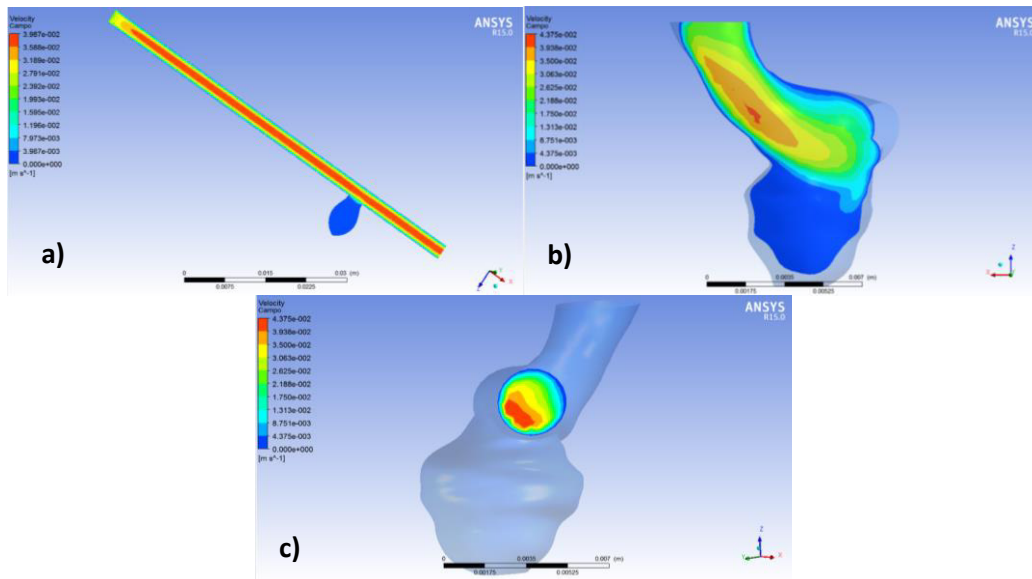


Figura 46 Campo da velocidade para a Lei de Potência, para $u=0.02366$ m/s, a)BS3D;b) e c) BR3D.

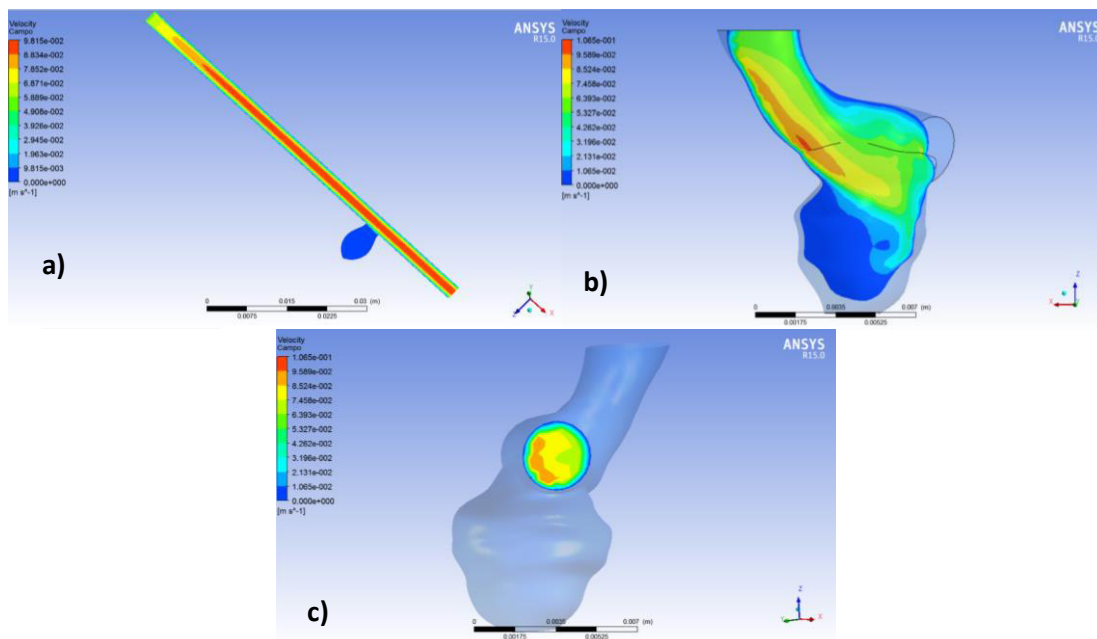


Figura 47 Variação Campo da velocidade para a Lei de Potência, para $u=0.05764$ m/s, a)BS3D;b) e c) BR3D.

Analisando os resultados apresentados nas figuras 46 e 47, verifica-se um aumento da velocidade no interior do canal, como seria de esperar.

Contrariamente ao modelo anterior, o modelo de Newton, a velocidade junto à entrada da baga, para o BS3D aumenta, assim como em relação à figura 45.

Ao analisar o BR3D, percebe-se que a única semelhança com os resultados do BS3D é a diminuição da velocidade à saída. No entanto, à medida que se aumenta da velocidade de entrada, a velocidade no interior do aneurisma apresenta um aumento de velocidade. É de referir que, tal como no modelo de Newton, a velocidade no aneurisma aumenta na zona do colo do aneurisma, propagando-se para o seu interior na zona imediatamente abaixo da artéria-mãe, sendo nula nas restantes regiões.

Modelo de Carreau

As figuras seguintes referem-se aos resultados obtidos para o Modelo de Carreau para as três velocidades de entrada utilizadas neste trabalho.

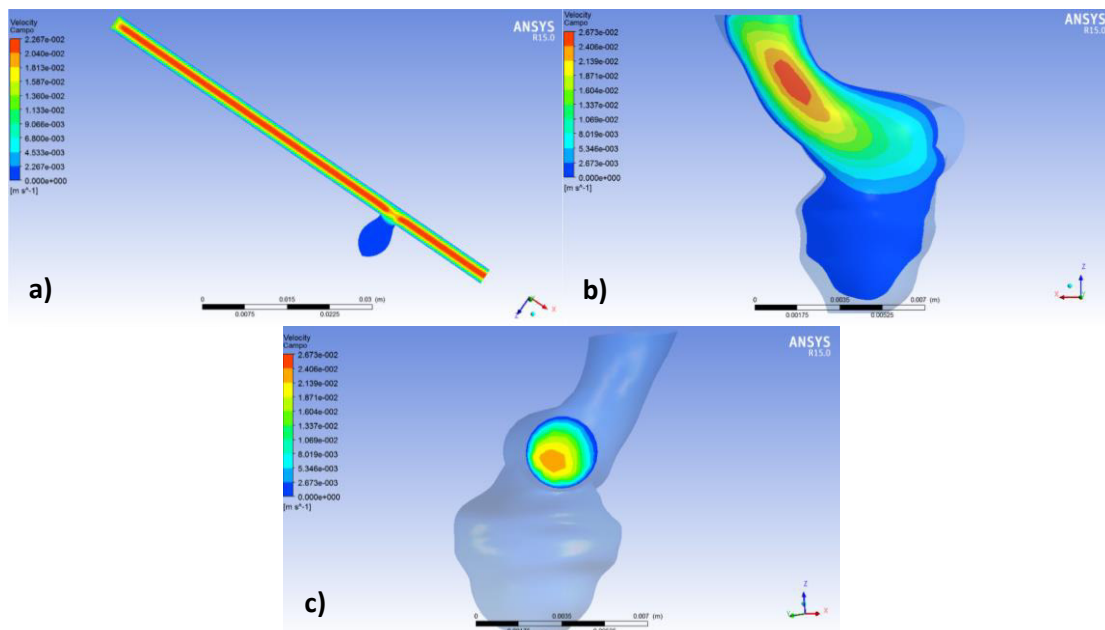


Figura 48 Campo da velocidade para o Modelo de Carreau, para $u=0.01153$ m/s, a)BS3D;b) e c) BR3D.

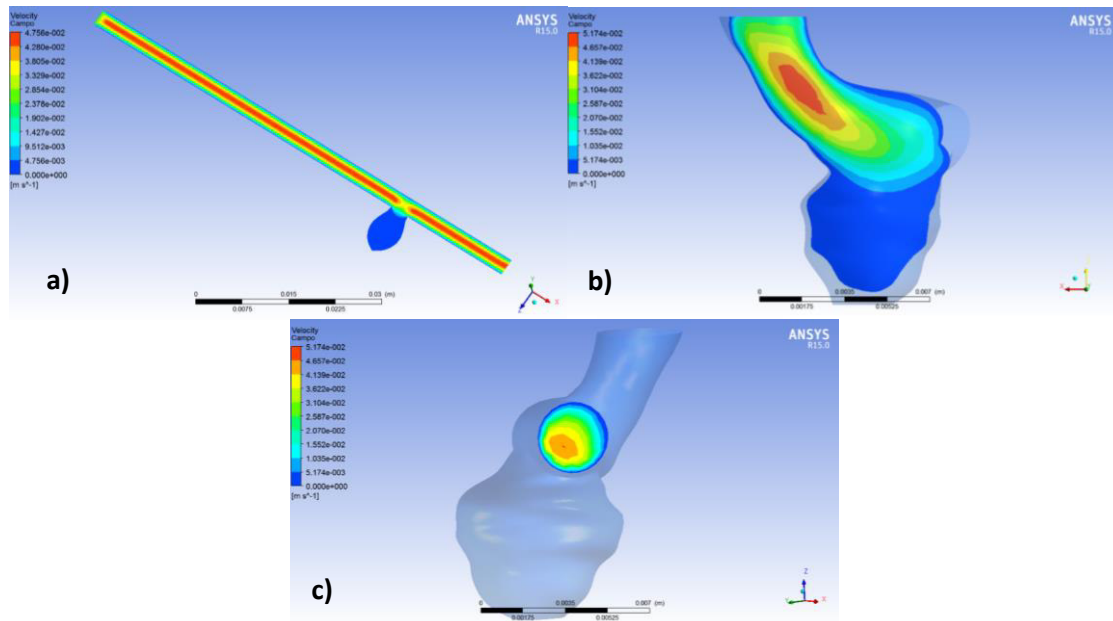


Figura 49 Variação da velocidade ao longo da geometria segundo o Modelo de Carreau, para $u=0.02366$ m/s, a)BS3D;b) e c) BR3D.

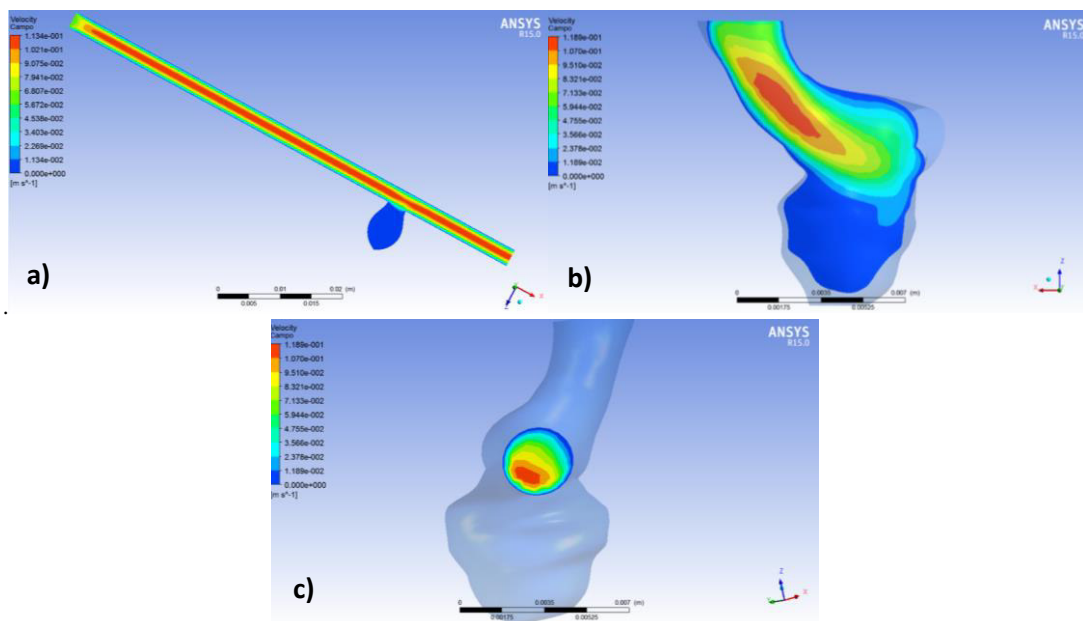


Figura 50 Variação da velocidade ao longo da geometria segundo o Modelo de Carreau, para $u=0.05764$ m/s, a)BS3D;b) e c) BR3D.

Comparando os BS3D e o BR3D verifica-se que, à medida que se aumenta a velocidade de entrada no canal, há um aumento da velocidade no colo do aneurisma. No entanto, à entrada do aneurisma, para $u=0.02366$ m/s verifica-se para o BS3D uma diminuição da velocidade que volta a aumentar para $u=0.05764$ m/s.

Ao analisar o canal dos biomodelos 3D, verifica-se novamente que as velocidades máximas se encontram no interior do canal, e as mínimas junto da parede. No BR3D as velocidades máximas mantêm-se nos locais de curvatura do canal. Há ainda um ligeiro aumento da velocidade nestes locais, à medida que aumentamos a velocidade de entrada.

Comparando todos os resultados apresentados, os modelos que apresentam resultados mais semelhantes são o modelo de Newton e o modelo de Carreau. Para a Lei de Potência, os resultados diferem dos restantes. A velocidade diminui no canal, mas aumenta de forma significativa no colo do aneurisma, chegando mesmo a aumentar no interior do mesmo aquando $u=0.05764$ m/s.

9.2.1. Influência do modelo reológico no perfil de Velocidades

Para compreender o comportamento da velocidade na presença de um aneurisma, obteve-se o perfil de velocidades para uma localização imediatamente antes da patologia, e no centro da mesma. Contudo, e como referido anteriormente, devido à complexidade da geometria do BR3D e ao facto de esta ser diferente do BS3D, não foi possível obter o perfil de velocidades que permitisse realizar uma comparação do perfil de velocidades dos dois biomodelos. Ainda assim, serão apresentados os perfis de velocidade para cada modelo reológico utilizado de acordo com as três velocidades de entrada em estudo para o BR3D, comparando o comportamento destes com os dos perfis de velocidade para o BS3D. O objectivo deste processo será avaliar o impacto das diferentes velocidades de entrada utilizadas, juntamente com os modelos reológicos utilizados, no perfil de velocidades obtido.

No gráfico seguinte, está representado o perfil de velocidades para a Lei de Newton, onde é possível observar a influência das velocidades de entrada utilizadas. A medição destas foi realizada ao longo da recta representada na figura 29 da página 44.

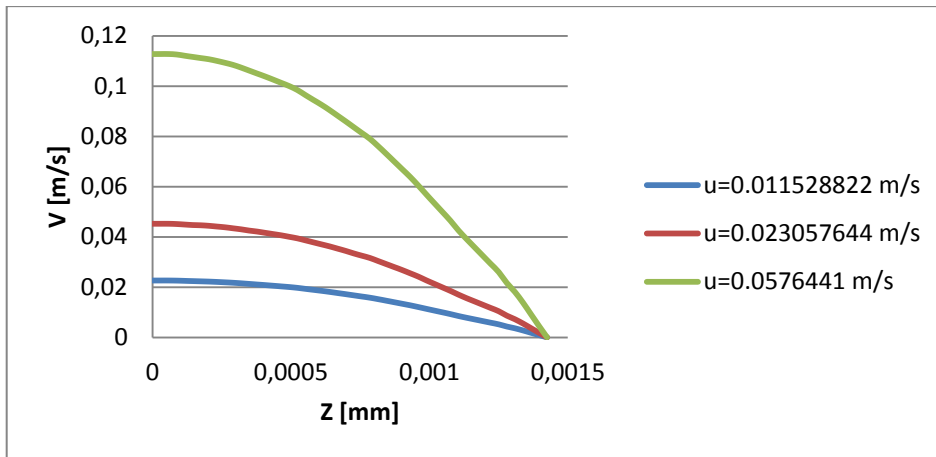


Figura 51 Impacto da velocidade de entrada segundo a lei de Newton, para as três diferentes velocidades utilizadas no BS3D.

Ao analisar a figura 51, verifica-se que, quanto maior for a velocidade de entrada, maior será a velocidade do escoamento do fluido para o BS 3D. Como o importante aqui é avaliar o perfil de velocidades e os resultados deste para os restantes modelos reológicos foram semelhantes, estes não serão apresentados. Para avaliar de que forma os modelos reológicos têm impacto no escoamento do fluido, foi escolhida apenas uma das velocidades de entrada utilizadas, por forma a avaliar isoladamente esse impacto no perfil de velocidades. Esta velocidade corresponde ao $u=0.05764$ m/s, ou seja, é a velocidade máxima. Esta escolha foi meramente pessoal, poderia no entanto ser outra das utilizadas. Os perfis de velocidades obtidos estão representados no gráfico seguinte.

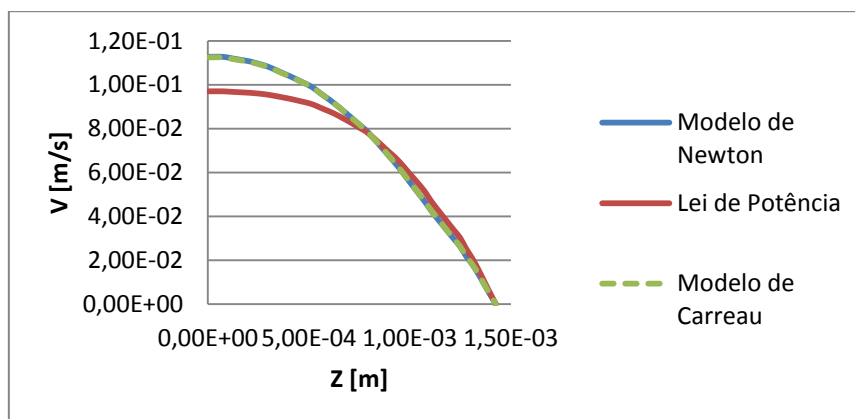


Figura 52 Perfil de velocidades segundo $u=0.05764$ m/s (ao qual corresponde a velocidade mais alta), para os três modelos reológicos utilizados no BS3D.

Ao estudar a influência do modelo reológico verifica-se que os perfis de velocidade para os modelos de Carreau e Newtoniano se aproximam, verificando-se mesmo uma sobreposição. Pela lei de potência, o perfil de velocidade correspondente afasta-se dos restantes. No entanto, existe um ponto em que é atingida uma velocidade igual para os três modelos reológicos, entre as distâncias de 0.0005 e 0.001 metros.

Na figura seguinte, pode-se observar o impacto da velocidade de entrada para o BR3D segundo o modelo de Newton para as diferentes velocidades de entrada utilizadas, ao longo de uma recta na artéria, numa zona anterior ao aneurisma.

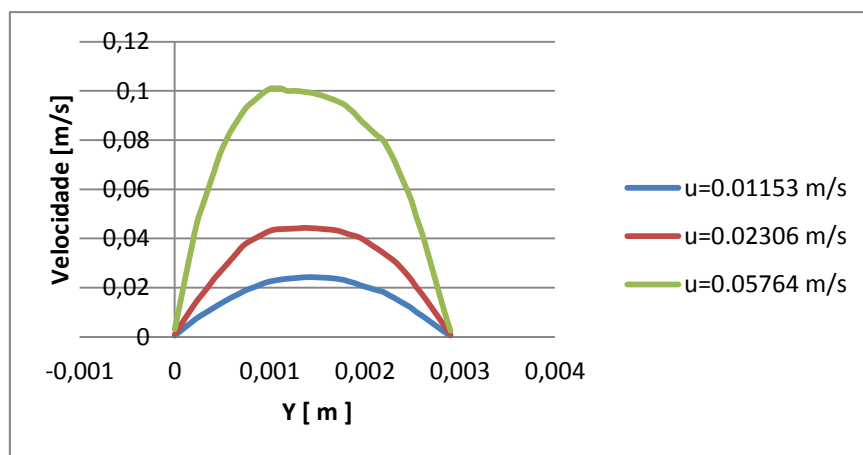


Figura 53 Impacto da velocidade de entrada, no perfil de velocidades, para o Modelo de Newton e modelo BR3D

Verifica-se, através da figura 53, que o comportamento da velocidade é semelhante para ambas as velocidades de entrada, existindo um aumento da amplitude, como seria de esperar, para a velocidade de entrada mais alta.

Na figura seguinte são apresentados os resultados para o perfil de velocidades, agora analisando a influência do modelo reológico no perfil de velocidade.

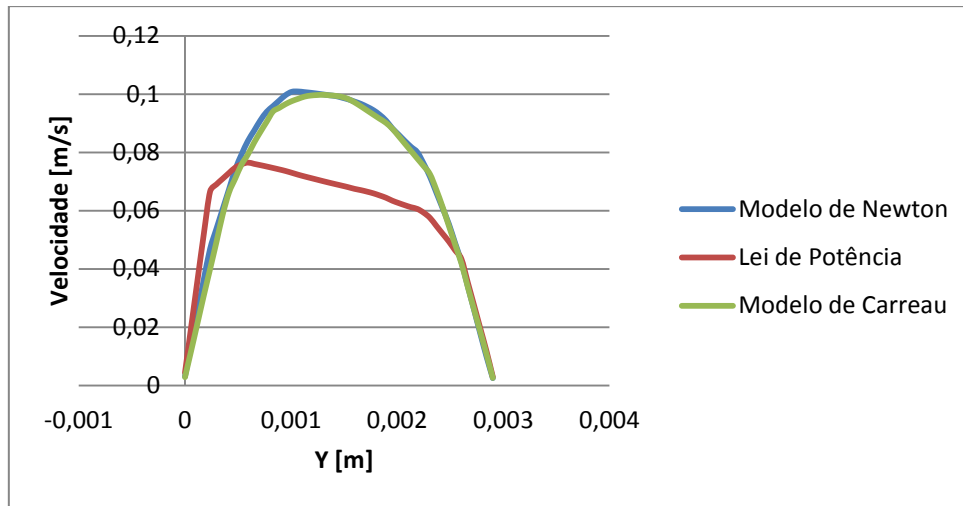


Figura 54 Perfil de velocidades para $u=0.05764$ m/s para o modelo BR3D.

Analisando a figura 54, verifica-se que o modelo de Newton e o modelo de Carreau se aproximam, enquanto a lei de Potência a velocidade apresenta valores mais baixos que os restantes modelos reológicos, conforme o verificado para o modelo BS3D

9.3. Distribuição das pressões

A pressão é uma das propriedades mais importantes neste trabalho. Nesta secção serão apresentados os resultados obtidos no que respeita ao campo de pressões. Os resultados serão então apresentados novamente de forma gráfica, em que a distribuição de cores nos dá uma ideia da intensidade da pressão ao longo da parede da geometria.

Modelo de Newton

Nas figuras seguintes estão apresentados os resultados da distribuição das pressões para cada velocidade de entrada utilizada.

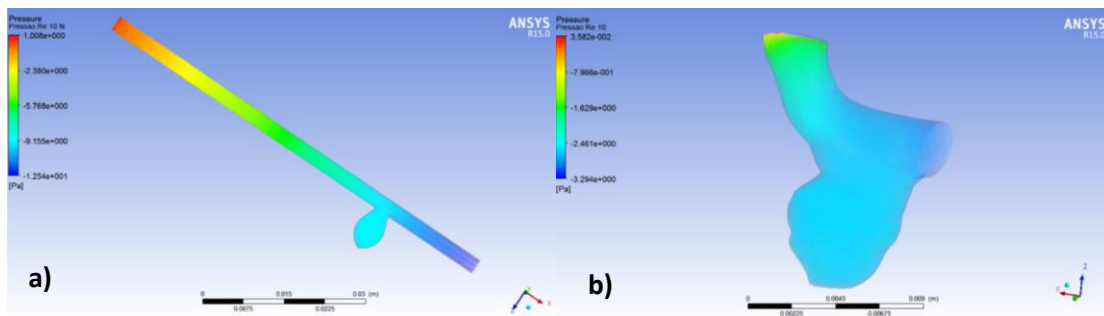


Figura 55 Campo de pressões o BS3D e BR3D segundo o modelo de Newton, para $u=0.01153$ m/s, a)BS3D; b)BR3D.

Ao analisar a figura 55, verifica-se que existe uma semelhança entre os resultados obtidos para os dois biomodelos. Existe uma maior pressão na entrada do canal, que vai diminuindo gradualmente até à sua saída. No entanto, no BR3D a pressão no aneurisma parece ser ligeiramente superior. A pressão mínima é obtida à saída. Quando aumentamos a velocidade de entrada (figura 54 e 55), o BS3D e BR3D não apresentam alterações qualitativas.

Relativamente às velocidades $u=0.02306$ m/s e $u=0.05764$ m/s, qualitativamente não apresentam resultados diferentes, por isso não são apresentados. É de referir apenas que, à medida que a velocidade de entrada aumenta, a intensidade da pressão aumenta também.

Lei de Potência

Os resultados referentes à distribuição da pressão ao longo da geometria, são semelhantes, em termos qualitativos, em relação a modelo reológico anterior, no entanto, verifica-se um aumento significativo da pressão localizado no colo do aneurisma, precisamente onde este liga à artéria, no momento da saída do fluxo (figura 56, assinalado com uma seta a vermelho), para uma $u=0.05764$ m/s.

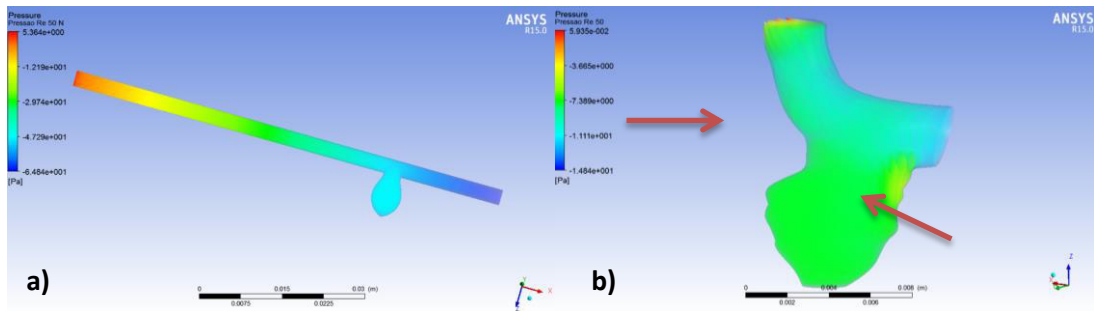


Figura 56 Campo de pressões segundo a lei de Potência, para $u=0.05764$ m/s: a)BS3D; b)BR3D.

A analisar a figura 56, observa-se um aumento significativo da pressão no aneurisma e no colo deste, no momento de saída do fluxo. Salienta-se ainda um aumento da pressão localizado na curvatura da artéria, imediatamente antes do aneurisma.

Modelo de Carreau

Relativamente aos resultados obtidos para o modelo de Carreau, as pressões, para cada velocidade de entrada, não apresentam diferenças significativas, em termos qualitativos, em relação aos modelos reológicos, pelo que será apenas apresentado o resultado para $u=0.01153$ m/s.

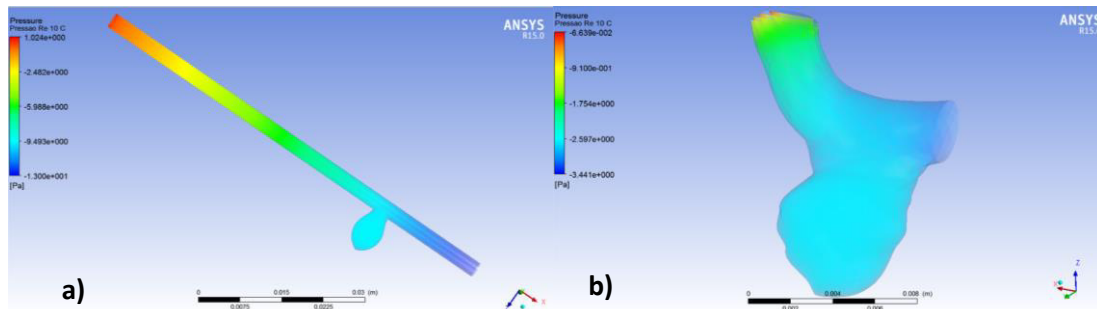


Figura 57 Campo de pressões segundo o modelo de Carreau, para $u=0.01153$ m/s: a)BS3D; b)BR3D.

Como se pode verificar, no BS3D não se verificaram alterações relativamente aos resultados obtidos para os outros modelos reológicos, mantendo-se as pressões máximas à entrada e as mínimas na saída. A pressão no aneurisma continua a ser média. Ao analisar o BR3D, este apenas sofre um pequeno aumento da pressão no aneurisma, quando se passa da

velocidade inferior para a intermédia, não existindo mais nenhuma alteração perceptível através deste diagrama de cores.

9.3.1. Quedas de pressão e influência do modelo reológico

Nas figuras seguintes será possível observar o comportamento da pressão, desde o início do canal, até ao fim do mesmo para o BS3D. A pressão estática foi medida ao longo da recta apresentada na figura 32 da página 49.

Na figura 58, está representada a pressão estática para o modelo segundo a Lei de Newton.

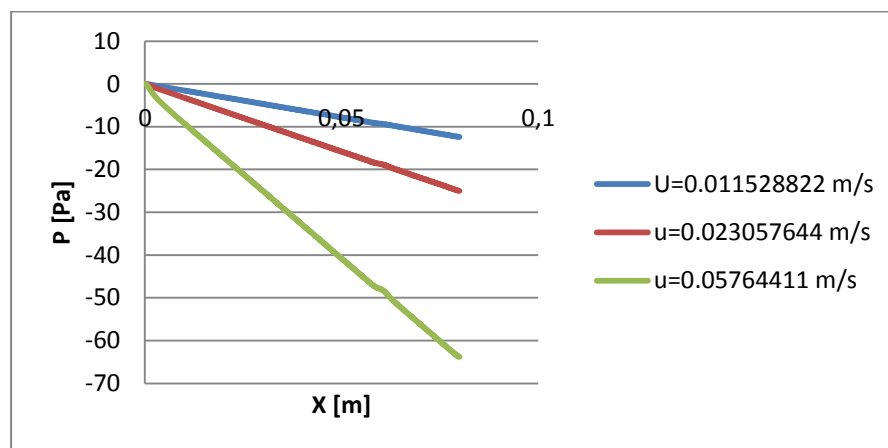


Figura 58 Pressão estática do BS3D para o modelo de Newton, segundo as três velocidades utilizadas.

Ao analisar a figura anterior, verifica-se que a pressão estática vai diminuindo à medida que o escoamento avança. Verifica-se ainda que, quanto maior for a velocidade de entrada no canal, maior será a queda de pressão no mesmo. Esta situação verifica-se também para a Lei de Potência e modelo de Carreau, pelo que os resultados não serão apresentados.

À semelhança dos perfis de velocidade, analisou-se também a influência do modelo reológico em relação à evolução da pressão ao longo do canal. Esta influência pode ser observada na figura seguinte, novamente para a velocidade maior utilizada.

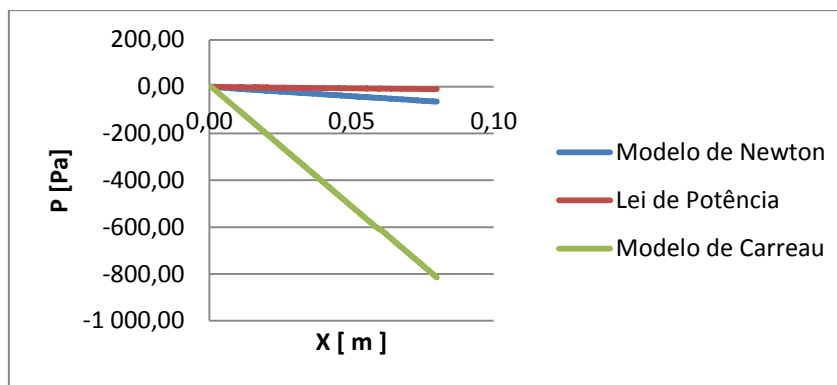


Figura 59 Influência do modelo reológico na pressão ao longo do canal do BS3D, considerando $u=0.05764$ m/s.

Através da figura 59, constata-se que as pressões obtidas usando modelo de Newton e a Lei de Potências se aproximam, enquanto que a pressão para o modelo de Carreau aparece isolada. No entanto, embora de forma mais acentuada para o modelo de Carreau, existe um decréscimo da pressão para os três modelos reológicos ao longo do escoamento do fluido.

Uma vez, e como já foi referido várias vezes ao longo do trabalho, devido à geometria complexa do BR3D, não foi possível obter os perfis de pressão para o BR 3D uma vez que, sendo o perfil de pressões dado por uma linha recta ao longo da geometria, esta seria impossível de construir no BR3D por este ter uma geometria curva. Assim, através da diferença da pressão entre dois pontos da geometria do BR3D, um ponto na entrada e outro na saída do canal, calculou-se o ΔP . Na tabela seguinte é possível observar os valores obtidos para o ΔP , segundo os três modelos reológicos e diferentes velocidades utilizados.

Tabela 9 ΔP obtido para os diferentes modelos reológicos utilizados, segundo as velocidades estipuladas para o BR3D.

u (m/s)	Lei de Newton ΔP (Pa)	Lei de Potência ΔP (Pa)	Modelo de Carreau ΔP (Pa)
0.011528822	1.41789	0.518946	1.55553
0.023057644	3.09911	1.23664	3.4517
0.05764411	11.1097	4.23467	9.0795

Ao analisar a tabela 9, verifica-se que a maior queda de pressão é para a velocidade de entrada máxima utilizada segundo o modelo de Newton, no entanto, assim como no BS3D, em média, a maior queda de pressão é no modelo de Carreau. Ao contrário do que acontecia com

o BS3D, no BR3D são os valores da queda de pressão para o modelo de Newton e o modelo de Carreau que se aproximam. Para compreender este facto, é necessário avaliar a viscosidade do fluido.

9.3.2. Viscosidade do fluido

Nas figuras seguintes é possível analisar a viscosidade do fluido, para o modelo de Carreau.

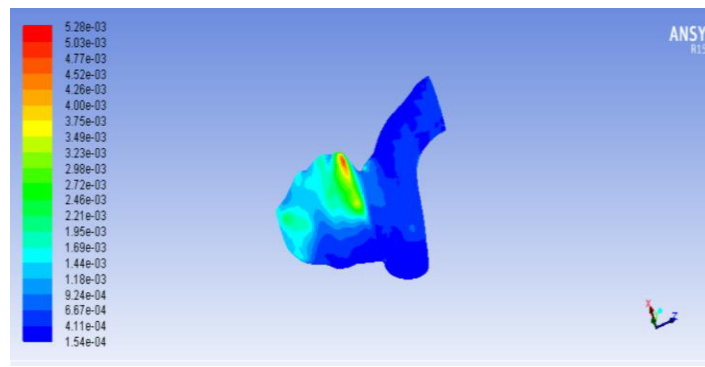


Figura 60 Viscosidade em Pa.s do fluido para $u=0.01153$ m/s, segundo o modelo de Carreau.

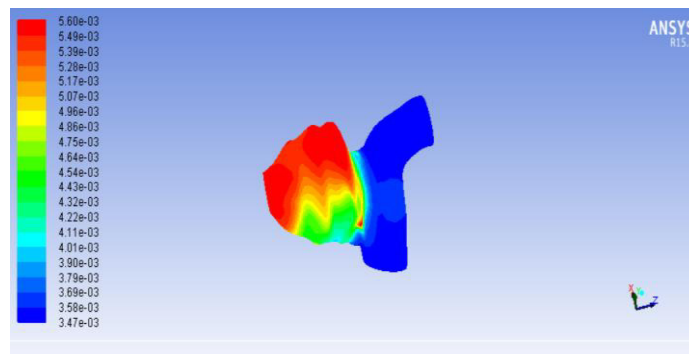


Figura 61 Viscosidade em Pa.s do fluido para $u=0.02306$ m/s, segundo o modelo de Carreau.

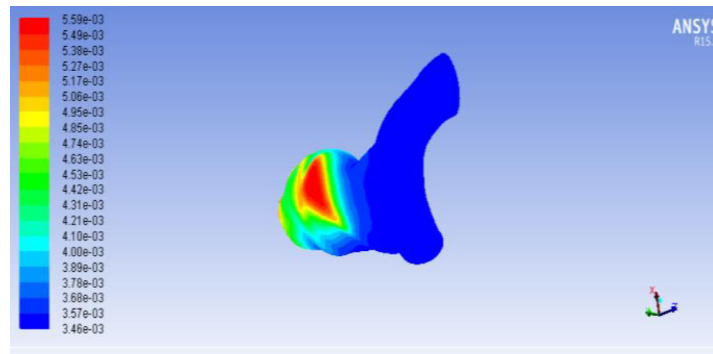


Figura 62 Viscosidade em Pa.s do fluido para $u=0.05764$ m/s, segundo o modelo de Carreau.

Pode-se verificar que, segundo as figuras 60, 61 e 62 que a viscosidade não apresenta um comportamento linear, ou seja ela varia. Assim, as viscosidades são ligeiramente superiores, dentro da mesma ordem de grandeza, para o modelo de Carreau em relação às do modelo de Newton, o que faz com que as quedas de pressão sejam próximas.

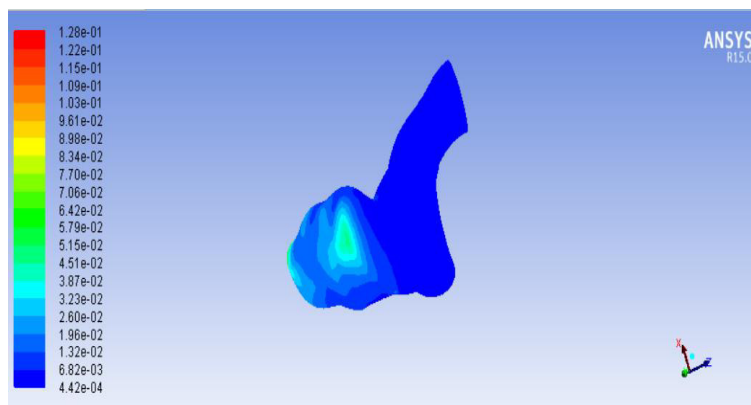


Figura 63 Viscosidade em Pa.s, para $u=0.01153$ m/s, segunda a Lei da Potência.

Ao comparar a viscosidade do fluido para o modelo de Newton com a da lei de Potência, na figura 63, observa-se que a gama de valores da viscosidade para o primeiro modelo reológico é superior em relação ao segundo. Assim, a lei de Potência apresenta uma queda de pressão inferior ao modelo de Newton para este caso em estudo, recordando os resultados para a queda de pressões.

9.4. Tensão de corte na parede (WSS)

Neste subcapítulo são apresentados os resultados obtidos para a tensão de corte na parede, designada por WSS (da designação inglesa *wall shear stress*).

Modelo de Newton

Ao analisar os resultados para a WSS, verificou-se que para o BS3D o resultado a nível qualitativo se mantinha, aumentando apenas a intensidade desta propriedade analisada. Sendo assim, será apresentado o resultado para o BS3D segundo o modelo de Newton e para a velocidade de $u = 0.05764$ m/s (figura 64).

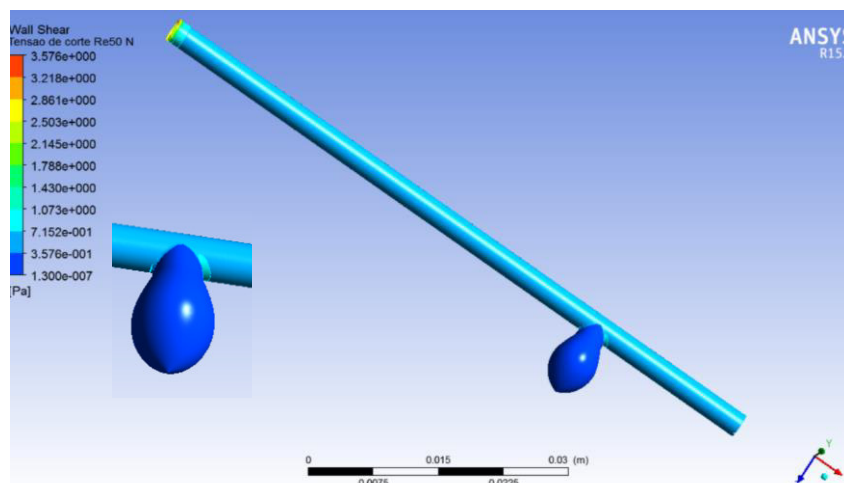


Figura 64 WSS obtida para o modelo Newtoniano para uma velocidade de entrada $u = 0.05764$ m/s, no BS3D.

Como se verifica na figura anterior, a WSS no aneurisma é nula. Isto está relacionado com o facto de a velocidade nesta estrutura ser também nula. No entanto, junto da estrutura que representa o aneurisma há um aumento desta tensão na parede em ambos os lados, com maior incidência no lado que une essa estrutura ao canal de saída. Isto porque a geometria apresentada não é linear, ou seja, apresenta perturbações, que provocam este aumento de tensão junto a estas estruturas. A WSS atinge o seu máximo junto da entrada do canal devido

a efeitos de entrada e, à exceção dos aspectos referidos anteriormente, mantém-se constante ao longo do canal.

Para o BR3D, os resultados também se mostram semelhantes em termos qualitativos, aumentando apenas a intensidade da WSS. Assim, será também apenas apresentado os resultados para a velocidade $u=0.05764$ m/s. No entanto, estes resultados diferem ligeiramente dos obtidos para o BS3D e estão representados na figura 65.

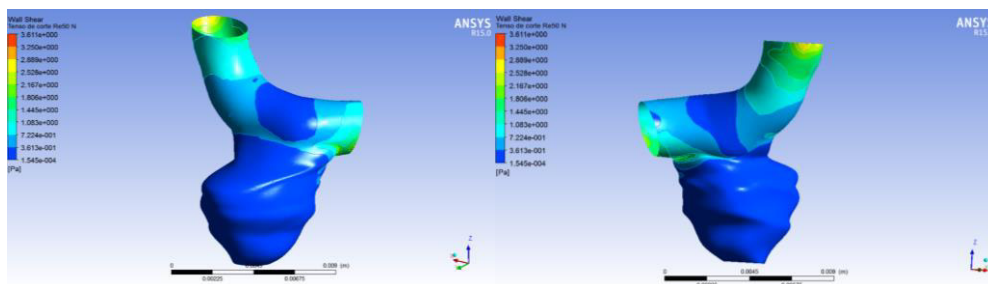


Figura 65 WSS obtida para o modelo Newtoniano no BR3D, para uma velocidade $u=0.05764$ m/s, a) vista anterior; b) vista posterior.

Como se pode observar através da figura 65, a WSS não é constante na artéria como acontece com no BS3D. Esta apresenta oscilações, possivelmente por essa estrutura ser curva, salientando-se o facto de esta ser nula na parte superior da artéria junto ao aneurisma e neste último. As WSS máximas mantêm-se à entrada do canal, devido ao aspecto referido anteriormente, havendo ainda aumentos de WSS às saídas do aneurisma e do canal. Tal como aconteceu no BS3D, estes aumentos de WSS prendem-se pelo facto de a estrutura da geometria apresentar algumas oscilações.

Lei de Potência

Segundo a Lei de Potência, os resultados mostram variações de acordo com a velocidade de entrada. Para o BS3D os resultados para $u=0.01153$ m/s (figura 66) e $u=0.02306$ m/s mantêm-se idênticos, mas o mesmo não acontece para a velocidade $u=0.05764$ m/s.

Na figura seguinte está representado os resultados da WSS para $u=0.01153$ m/s, sendo semelhante, como referido, aos resultados para $u=0.02306$ m/s.

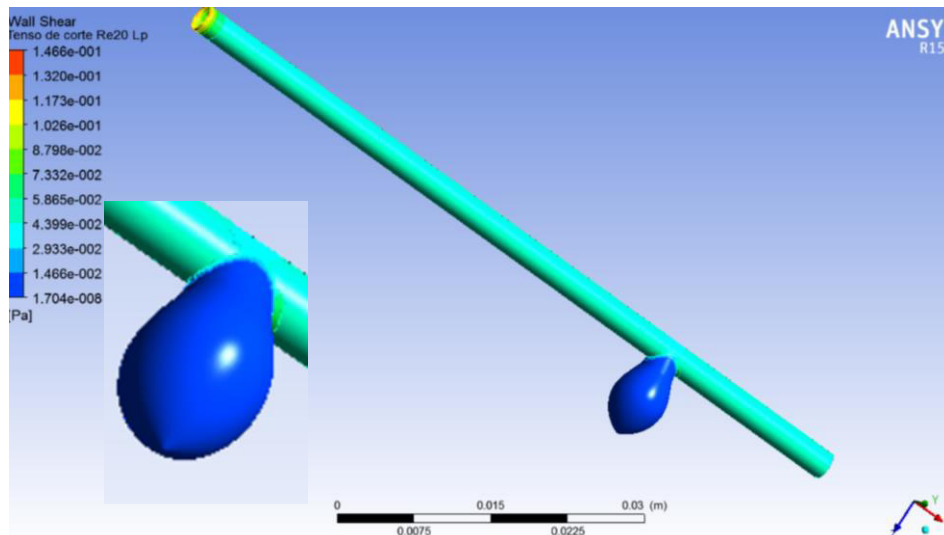


Figura 66 WSS obtida para a lei de Potência no BS3D, para uma velocidade $u=0.01153$ m/s.

Como se pode verificar na figura anterior, os resultados para o BS 3D segundo a Lei de Potência, a WSS do canal é superior à obtida para o modelo Newtoniano.

Uma vez que os resultados para o BS3D obtidos em relação à WSS para as velocidades $u=0.01153$ m/s e $u=0.02306$ m/s segundo a lei de Potência são semelhantes, será apenas o resultado para a velocidade mais baixa. Também o BR3D não apresenta diferenças muito visíveis entre a utilização destas duas velocidades, à excepção de uma pequena diminuição da WSS junto ao canal de entrada e saída. Salienta-se ainda um aumento da WSS na parte posterior do aneurisma (figura 67).

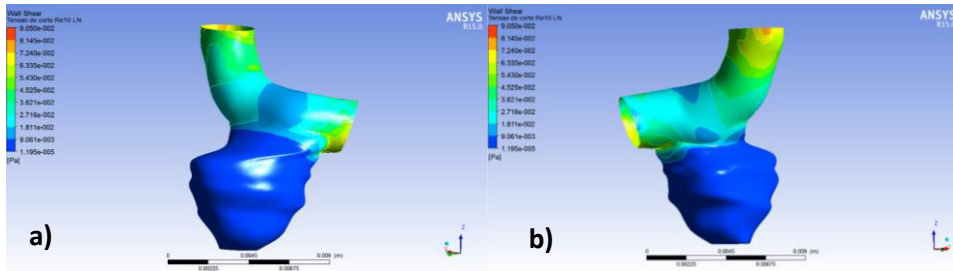


Figura 67 WSS obtida para a lei de Potência no BR3D, para uma velocidade $u=0.01153$ m/s, a) vista anterior; b) vista posterior.

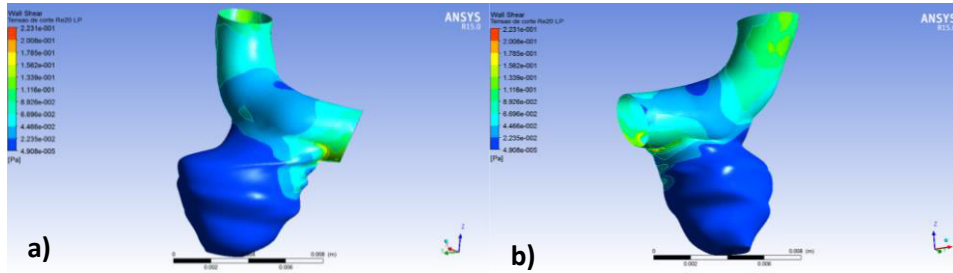


Figura 68 WSS obtida para a lei de Potência no BR3D, para uma $u=0.02306$ m/s, a) vista anterior; b) vista posterior.

No entanto, quando a velocidade de entrada aumenta e é utilizado um valor de $u=0.02306$ m/s, os resultados apresentam diferenças notórias em relação aos anteriores (figura 68).

Na figura 69, pode-se observar os resultados obtidos segundo a lei de Potência para $u=0.05764$ m/s, verificando-se de imediato uma diferença de resultados obtidos para o BS3D e o BR3D.

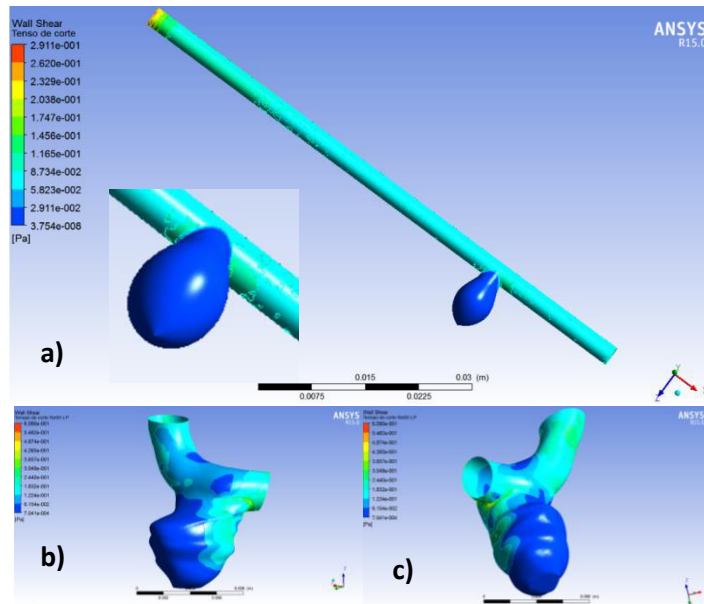


Figura 69 WSS obtida para a lei de Potência no a) BS3D; e no b) e c)BR3D, para $u=0.05764$ m/s.

Na figura 69, observa-se que há um aumento da WSS para o BS3D, especialmente junto ao aneurisma, já no BR3D existe uma diminuição. No entanto, este último apresenta um aumento da WSS no aneurisma.

Modelo de Carreau

Segundo o Modelo de Carreau, a WSS mostra resultados semelhantes para as três velocidades utilizadas para o BS3D, pelo que só será apresentado os resultados para $u=0.05764$ m/s.

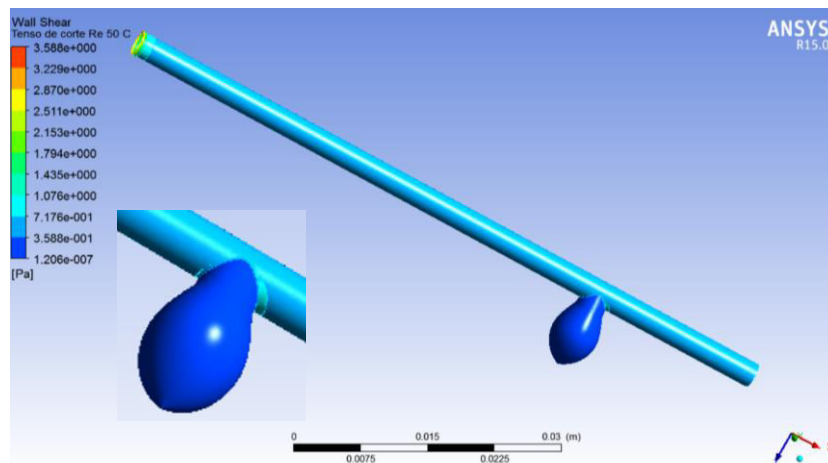


Figura 70 WSS exercida obtida através do modelo de Carreau no BS3D, para a velocidade $u=0.05764$ m/s.

Pela figura 70, consegue-se perceber que os resultados assemelham-se aos obtidos para o modelo de Newton e lei de Potência. As tensões máximas localizam-se à entrada do canal (efeitos de entrada), a WSS mantém-se posteriormente constante, subindo junto ao aneurisma onde será nula nessa estrutura.

Devido à semelhança dos resultados obtidos para o BR3D, nas diferentes velocidades de entrada utilizadas, os resultados serão compilados numa só figura (figura 71).

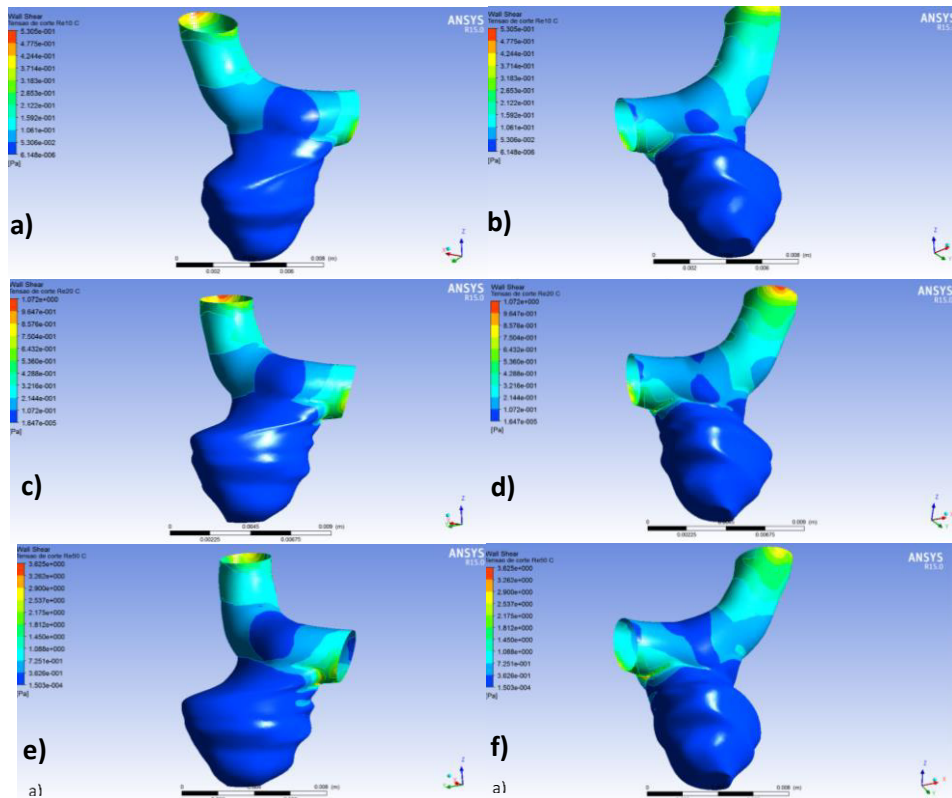


Figura 71 WSS exercida obtida pela lei de Potência no BS3D, em diferentes perspectivas, a) e b) $u=0.01153$ m/s; c) e d) $u=0.02306$ m/s; e) e f) $u=0.05764$ m/s.

Como se pode verificar pela figura anterior, à medida que a velocidade de entrada é maior, para o modelo de Carreau, a WSS no aneurisma permanece nula e aumenta ligeiramente no colo do mesmo.

Nas figuras 73 e 74, está representada graficamente a relação entre a WSS com a velocidade de entrada, relativamente à zona do biomodelo real indicada a verde na figura 72, onde é medida a WSS ao longo dos pontos presentes nessa mesma zona.

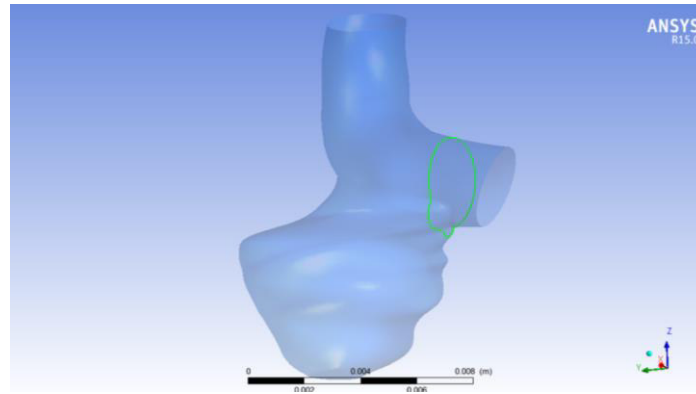


Figura 72 Zona escolhida para a relação da tensão de corte com a velocidade de entrada.

A escolha da zona referida na figura anterior relaciona-se com o facto de esse ser o local onde a WSS apresenta os seus máximos, tornando essa zona a zona de interesse.

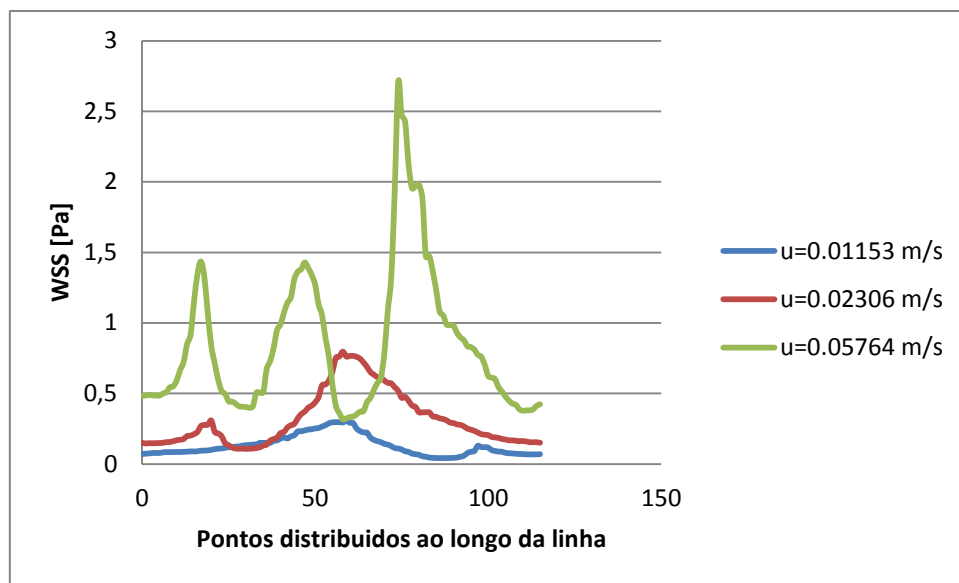


Figura 73 WSS para o modelo de Newton, para cada velocidade de entrada utilizada.

Pela análise da figura 73, verifica-se que os valores mais elevados correspondem à velocidade máxima de entrada, onde se verifica também o maior número de oscilações. A velocidade de entrada mais baixa apresenta os valores mais baixos para a WSS, bem como menos oscilações. Para ambas as velocidades, os picos máximos da WSS situam-se na zona do colo do aneurisma que intersecta com o canal de saída, como seria de prever.

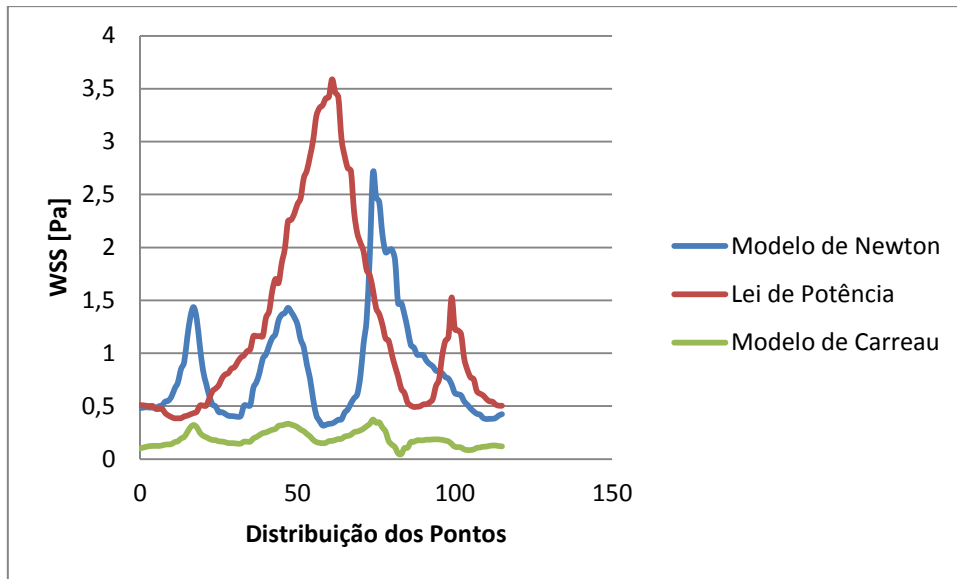


Figura 74 WSS para a velocidade máxima $u = 0.05764$ m/s, segundo cada modelo reológico.

Relativamente à velocidade de entrada máxima utilizada, e comparando os três modelos reológicos utilizados, verifica-se pela análise da figura 74 que a lei de Potência apresenta os valores mais elevados para a WSS. Os valores da WSS mais baixos pertencem ao modelo de Carreau. No subcapítulo seguinte, são apresentados resultados que ajudam a compreender a diferença obtida pelo modelo de Carreau em relação aos restantes modelos, não esquecendo o “papel” da viscosidade referido no subcapítulo 9.3.2.

9.4.1. Taxa de deformação

A viscosidade relaciona-se com a taxa de deformação, quando uma tensão é aplicada. Na figura 75 é apresentada graficamente a relação destas duas propriedades, segundo os três modelos reológicos utilizados.

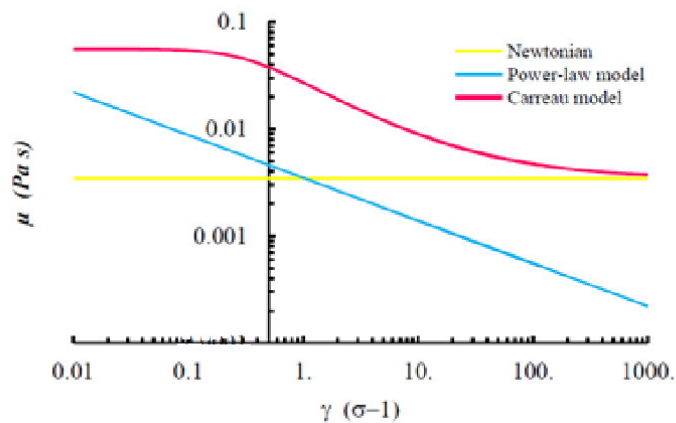


Figura 75 Relação entre a viscosidade μ e a tensão de corte γ , para os diferentes modelos reológicos utilizados [32].

Pela análise do gráfico da figura anterior verifica-se que o modelo de Newton apresenta um comportamento constante, pois como verificado anteriormente apresenta uma viscosidade constante, não influenciando taxa de deformação. Já os outros dois modelos reológicos apresentam variações. A lei de Potência varia de forma linear e o modelo de Carreau apresenta variações diferentes, tendendo para um comportamento newtoniano.

Modelo de Newton

Para o modelo de Newton, os resultados mantêm-se constantes, ou seja, à medida que é utilizada uma velocidade de entrada maior, a taxa de deformação mantém-se relativamente igual, de forma qualitativa, desde o primeiro ensaio, tal como foi referido anteriormente (figura 76).

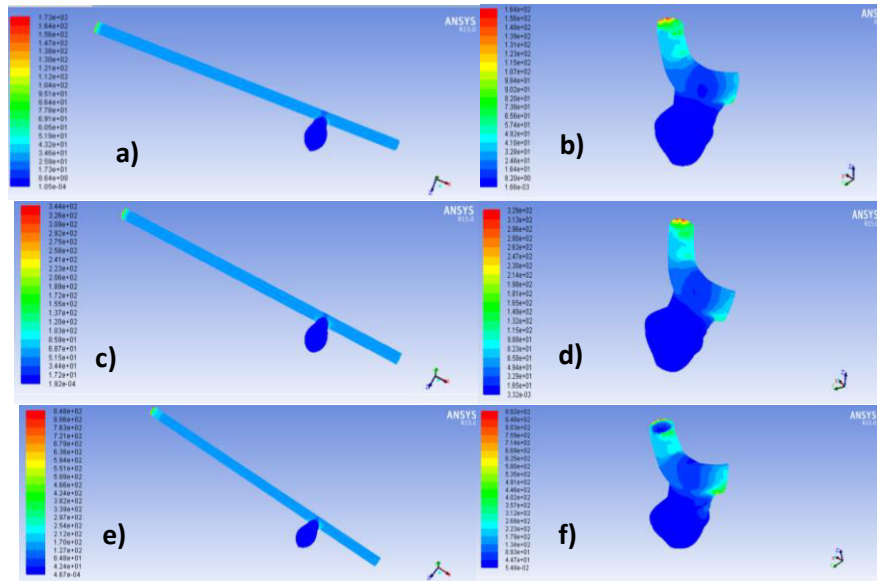


Figura 76 Taxa de deformação em (s^{-1}) para a lei de Newton. a) BS3D para $u=0.01153$ m/s; b) BR3D para $u=0.01153$ m/s; c) BS3D para $u=0.02306$ m/s; d) BR3D para $u=0.02306$ m/s; e) BS3D para $u=0.05764$ m/s; f) BR3D para $u=0.05764$ m/s;

Lei de Potência

Na figura seguinte estão apresentados os resultados da taxa de deformação segundo a lei de Potência.

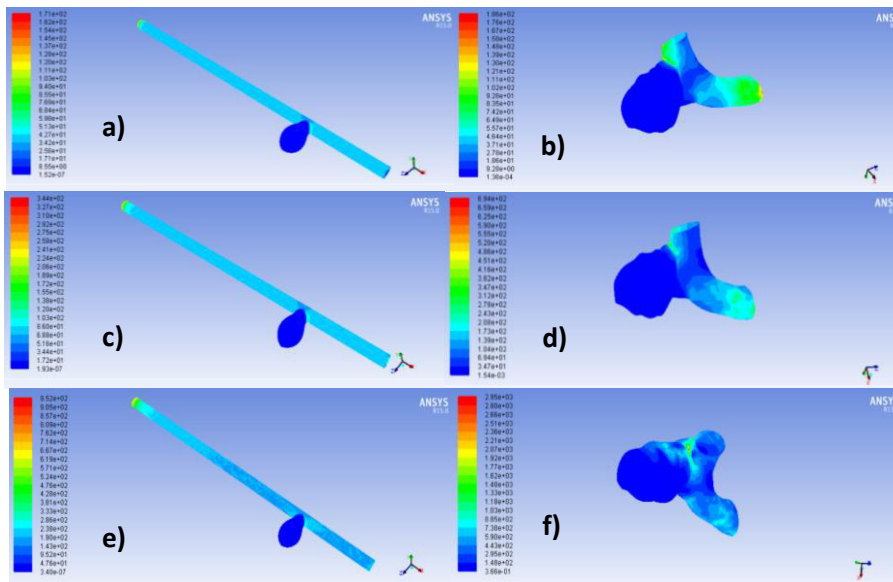


Figura 77 Taxa de deformação em (s^{-1}) para a lei de Potência. a) BS3D para $u=0.01153$ m/s; b) BR3D para $u=0.01153$ m/s; c) BS3D para $u=0.02306$ m/s; d) BR3D para $u=0.02306$ m/s; e) BS3D para $u=0.05764$ m/s; f) BR3D para $u=0.05764$ m/s;

Como dito anteriormente, a viscosidade aumenta com o aumento da velocidade de entrada para este modelo reológico. Pela análise do gráfico da figura 75, para valores de viscosidade mais elevados, a taxa de deformação apresenta valores mais baixos. Assim, tal como esperado, a taxa de deformação diminui enquanto se verificou um aumento da viscosidade.

Modelo de Carreau

Na figura seguinte estão apresentados os resultados da taxa de deformação obtidos, considerando o modelo de Carreau.

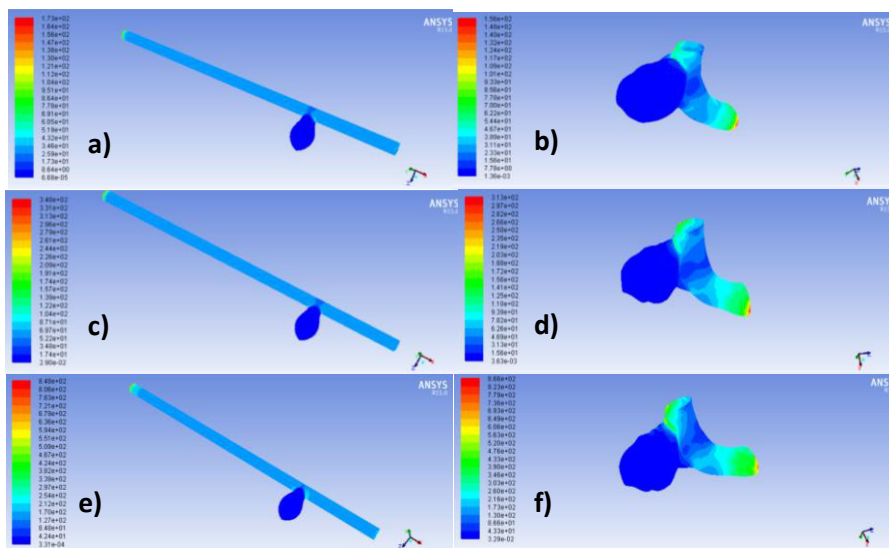


Figura 78 Taxa de deformação em (s^{-1}) para o modelo de Carreau. a) BS3D para $u=0.01153$ m/s; b) BR3D para $u=0.01153$ m/s; c) BS3D para $u=0.02306$ m/s; d) BR3D para $u=0.02306$ m/s; e) BS3D para $u=0.05764$ m/s; f) BR3D para $u=0.05764$ m/s;

Na figura anterior observa-se que os valores para a taxa de deformação se encontram, maioritariamente, abaixo de $0.1 s^{-1}$. Para o modelo de Carreau, a taxa de deformação pela análise da figura 78, apresenta um comportamento mais complexo. Para taxas de deformação inferiores a $0.1 s^{-1}$, é previsto um comportamento similar ao de um fluido Newtoniano. Assim, ao observar o esquema de cores apresentado por estes resultados este torna-se parecido ao obtido pelo modelo de Newton, embora com valores ligeiramente mais elevados. Esta

situação explica também a proximidade dos valores de velocidade obtidos entre o modelo de Carreau e o Newtoniano.

9.10. Discussão

Analisando os resultados obtidos relativos ao comportamento do fluxo verifica-se que este apresenta diferenças quando comparados os dois biomodelos utilizados. Os resultados para o BS3D mantêm-se bastantes semelhantes, independentemente da velocidade de entrada e método utilizados, variando apenas para o BR3D. No primeiro biomodelo o fluxo apresenta-se sempre ordenado, com um escoamento linear ao longo de toda a geometria. Já para o BR3D, o escoamento só é linear na artéria, existindo uma mudança de comportamento de fluxo, que para a velocidade de entrada mais baixo é inexistente, junto ao aneurisma. Junto a esta estrutura, o fluxo apresenta um comportamento não-linear aumentando de intensidade nas duas últimas velocidades de entrada utilizadas. A semelhança considerando o fluido segundo a lei de Newton e o modelo de Carreau é notória.

Analisando o comportamento da velocidade de forma geral, a velocidade apresenta-se nula junto às paredes da artéria, assim como na maioria no aneurisma para a maioria dos resultados obtidos. Novamente o BS3D não apresenta grandes diferenças nos resultados obtidos, contrariamente ao BR3D que vai apresentando diferenças no comportamento da velocidade nos diferentes modelos reológicos. A velocidade máxima vai aumentando à medida que a velocidade de entrada é maior, para ambos os modelos reológicos e biomodelos. Salienta-se ainda que os modelos de Newton e de Carreau se aproximam no que diz respeito ao perfil de velocidades.

O comportamento do fluxo e a velocidade podem explicar o crescimento e entender a ruptura de alguns aneurismas. Foram encontrados níveis elevados de *elastase* na corrente sanguínea de pacientes com aneurismas cerebrais. Esta enzima está relacionada com a remodelação das artérias e a sua potencial degeneração, podendo, tendo em conta outros factores enzimáticos, levar a uma suavização muscular da artéria podendo mesmo levar a apoptose celular [6]. Tendo em conta esta condição e os resultados obtidos, nomeadamente à baixa velocidade no aneurismas e nas paredes arteriais, pode-se pensar que este factor seja responsável pela deposição desta enzima, levando a alterações na estrutura da parede celular e

até a ruptura aneurismal. Explicando de outra forma, como é de prever, um baixo fluxo causa uma estagnação local do sangue contra a parede do aneurisma. Além da enzima referida anteriormente, esta condição pode levar à acumulação de glóbulos vermelhos, assim como a acumulação e adesão de plaquetas ao longo das superfícies celulares da parede, podendo levar a uma inflamação. Esta inflamação pode levar a alterações na parede do aneurisma, resultando numa gama de pressões baixas e um aumento local da WSS [6].

Analisando os resultados obtidos para a pressão, verifica-se que esta é superior no aneurisma onde a WSS é mais baixa. Estudos indicam que baixas tensões na parede e variações no padrão desta, podem causar espessamento de uma das camadas de células da artéria. Uma WSS uniforme tende a esticar e alinhar as células na direcção do fluxo, baixas WSS e uma hemodinâmica oscilatória causa uma forma irregular na orientação celular. Então, um aumento da WSS num determinado local, pode potencializar um alargamento arterial também nesse local, assim como danos na parede, aumentando ainda a produção de moléculas vasoactivas [6]. Este processo pode estar relacionado com o crescimento do aneurisma. Alguns modelos computacionais que serviram de apoio a este trabalho referem que elevações locais da WSS estão largamente confinadas ao colo do aneurisma e, ainda assim, é no dome que se dá a rebentação da maioria dos aneurismas, onde essa WSS é baixa. Estes mesmos estudos demonstram ainda que os aneurismas com maior taxa de rebentamento apresentam maior número de regiões com baixa WSS do que propriamente tensões elevadas.

Embora em alguns casos se possa dizer que o comportamento de resultados, como por exemplo a velocidade, seja semelhante em ambos os biomodelos utilizados, isto é, qualitativamente verifica-se uma semelhança na distribuição dos valores obtidos, estes apresentam intensidades diferentes. Com isto, se se pensasse que se poderia utilizar uma geometria simplificada de um aneurisma em prol de uma geometria baseada na real e bem mais complexa, os resultados seriam discrepantes e não permitiriam uma análise verdadeira e adequada. Se eventualmente um médico quisesse analisar um aneurisma de um paciente teria de optar por um biomodelo baseado no real que apresentasse as mesmas características, ou seja, era necessária a reconstrução do aneurisma do paciente.

Relativamente aos modelos reológicos utilizados, verifica-se que para quando se aumenta a velocidade de entrada, o modelo de Carreau tende a aproximar-se da lei de Newton. A tensão de corte depende do modelo utilizado, esta torna-se elevada para a lei de

Potência em comparação com os outros dois modelos reológicos. Pode-se dizer que a lei de Potência sobrestima a WSS para velocidades mais baixas e subestima a WSS para velocidades inferiores.

Capítulo 10 - Conclusão

O objectivo desta dissertação era a extracção de dados anatómicos de uma patologia vascular humana no cérebro denominada por aneurisma cerebral, partindo de uma imagem TC (tomografia computadorizada) e a sua respectiva reconstrução de biomodelos digitais com recurso a *softwares* apropriados como o Scan IP[®], Inveslius[®], Slicer 3D[®], Mimics[®] e SOLIDWORKS[®]. Por fim, o biomodelo resultante do SOLIDWORKS[®] foi então utilizado para simulação do escoamento sanguíneo recorrendo ao *software* de dinâmica de fluidos computacional FLUENT[®]. Para tal, foram efectuadas análises numéricas que demonstraram o comportamento de dois fluidos não-Newtonianos e do fluido Newtoniano para o biomodelo real 3D e o seu biomodelo simplificado 3D recorrendo a três velocidades de entrada distintas estimadas para números de Reynolds distintos ($Re=10, 20$ e 50).

Para este trabalho conclui-se que para a lei de Potência existe um maior fluxo, no entanto, e para ambos os modelos reológicos utilizados, a intensidade do fluxo é sempre inferior no interior do aneurisma e apresenta um comportamento não-linear para as duas velocidades de entrada mais altas.

Relativamente à WSS, verifica-se que esta aumenta localmente, podendo potenciar um alargamento e danos na artéria nesse local, aumentando a produção de substâncias que alteram a conformidade desta estrutura. Estes aumentos de WSS locais, contra a parede arterial, podem ser causados pelo fluxo inicial. Este fluxo sanguíneo poderá gerar uma força de impacto e um aumento da WSS, que poderá afectar a parede da artéria, causando fadiga.

Como referido anteriormente, a WSS poderá não ser a causa de rebentamento do aneurisma, isto porque o local onde os picos mais elevados se encontram não vai de encontro ao local mais comum de ruptura que é na zona inferior do aneurisma. Assim, estudos assumem, que apenas a pressão poderá ser o único parâmetro hemodinâmico a influenciar a sua ruptura [11]. De facto, ao analisar os resultados obtidos a gama de altas pressões encontra-se no aneurisma, embora à saída do mesmo exista um pico máximo. Este pico pode ser explicado pela estrutura do BR3D, pois este sendo obtido através do SOLIDWORKS[®], este não permite a suavização dos contornos como acontece biologicamente. No entanto, não se poderá descartar por completo a existência de picos neste local *in vivo*, uma vez que se trata de um estudo numérico embora baseado num aneurisma real. Assim, a WSS elevada na

parede vascular relacionada com a perda da sua integridade e remodelação, bem como elevadas pressões no aneurisma, podem estar relacionadas com a sua ruptura.

Conclui-se que o comportamento do fluido, segundo o modelo de Carreau tendem, para as velocidades utilizadas, a aproximar-se do comportamento de um fluido Newtoniano. No entanto, segundo a lei de Potência, isto não acontece. Tendo em conta que o sangue é considerado um fluido Newtoniano, é o modelo de Carreau que se aproxima mais deste facto.

Para este trabalho, a utilização de um modelo simplificado, embora com medidas semelhantes às do aneurisma real, não se apresentou vantajosa. O BS3D apresentou resultados diferentes do BR3D, embora visualmente em alguns casos, como por exemplo a pressão, os resultados pareçam semelhantes, contudo as intensidades são bem distintas. Assim, caso se pretenda uma avaliação do caso concreta, ou seja, a nível de intensidades e comportamentos específicos do fluido, é necessário optar pelo modelo real.

Ao longo deste trabalho foram surgindo obstáculos principalmente por causa da geometria em causa, ressaltando que se trata de uma geometria de pequenas dimensões. A incompatibilidade de ficheiros dos *software* com a o *software* de simulação, obrigou à utilização do SOLIDWORKS[®], o qual não apresentou resultados favoráveis ao trabalho e exigiu bastantes tentativas até conseguir o resultado final que é o BR3D. Estas tentativas, juntamente com o número e o tempo de simulações, às quais também se juntam as tentativas de simulações realizadas, culminaram num processo longo. No entanto, os resultados apresentam-se satisfatórios e vão de encontro ao objectivo proposto. No entanto, para trabalhos futuros seria interessante entrar com o parâmetro da elasticidade das artérias, uma vez que, biologicamente, a ruptura do aneurisma se dá quando a tensão na parede excede a capacidade de elasticidade do tecido. Estudos hemodinâmicos, comparando o escoamento sanguíneo antes e depois da ruptura, podem levar a uma maior compreensão de como factores hemodinâmicos podem desencadear a formação e até ruptura de um aneurisma. Outro aspecto interessante poderia ser a utilização de velocidades coerentes superiores, para averiguar até que ponto a lei de Potencia se afasta, ou até se aproxima o comportamento do fluido ao comportamento Newtoniano.

Referências bibliográficas

- [1] Stevens, A., Lowe, J. (2002). *Patologia*. 2ª Edição. Brasil: Monole. 151.
- [2] Sforza, D. M., Putman, C.M., Cebral, J.R. *Hemodynamics of Cerebral Aneurysms*. NIH Public Access 41 (2009) 91-107 .
- [3] Muñoz, C.. *Characterization of Intracranial Aneurysms in Middle Cerebral Artery (MCA)*. Dissertação de mestrado em Engenharia Biomédica. Universitat Pompeu Fabra, Barcelona (2010).
- [4] Mikhal, J. *Modeling and Simulation of flow in Cerebral Aneurysms*. Dissertação de doutoramento. Universidade de Twente, Holanda (2012).
- [5] Hasson, T., Ezura, M., Timofeev, E.V., Tominaga, T., Saito, T., Takanashi, A., Takayama, K., Yoshimoto, T. *Computational Simulation of Therapeutic Parent Artery Occlusion to treat Giant Vertebrobasilar Aneurysm*. American Journal of Neuroradiology, 25 (2004) 63-68.
- [6] Mantha, A., Karmonik, C. , Benndorf, G., Strother C., Metcalfe R. *Hemodynamics in a Cerebral Artery before and after the formation of an Aneurysm*. AINR Am J Neuroradiol 27 (2006) 1113-18.
- [7] Scceley, R.R., Stephens, T. D., Tate, P. *Anatomia e Fisiologia*. Lusodidacta, Lisboa, 1º Edição. (2007).
- [8] Miller, K. *Biomechanics of the Brain*. Springer, VIII. (2011) 5-40.
- [9] Nordon DG., Jnior, R.D. *Variations in the brain circulation – The circle of Willis*. Journal of Morphological Sciences, S. Paulo. (2012) 243-247.
- [10] Millan, R., Pozo, J., Cebral, J. R., Frangi, A. F. *Morphological Characterization of Intracranial Aneurysms Using 3-D Moment Invariations*. IEEE Transactions on medical imaging, 26 (2007) 1270-1282.
- [11] Isaken, J. G., Bazilevs, Y., Kvamsdal T., Zhang Y., Kaspersen, J. H., Waterloo, K., Romner, B., Ingebrigtsen, T. *Determination of wall tension in Cerebral Artery Aneurysms by Numerical Simulation*. Dallas. American Heart Association, Inc. 39 (2008) 3172-3178.
- [12] Suetens, P. *Fundamentals of Medical Imaging*. USA: Cambridge University Press. (2009)

- [13] Iniewski, K. *Medical Imaging – Principles. Detectors, and electronics*. Canadá: John Wiley & Sons, Inc., Publicator. (2009).
- [14] Guy, C., Ffytche, D. *An Introduction to the principles of Medical Imaging*. Londres: Imperial college Press. (2005).
- [15] Fernandes, Virgínia. *Biomodelação 3D e implantologia guiada*. Dissertação de mestrado, Faculdade de Engenharia do Porto, Porto, 2009.
- [16] Rocha, Bruno. *Desenvolvimento do processo de produção de próteses em ligas de titânio*. Faculdade de Engenharia do Porto, Porto, 2010.
- [17] INVESALIUS. <http://svn.softwarepublico.gov.br/trac/invesalius>. 22 de Junho de 2016.
- [18] MATERIALIZE SOFTWARE. <http://biomedical.materialise.com/mimics>. Acesso em: 22 de Junho de 2016.
- [19] 3DSLICER. <https://www.slicer.org/>
- [20] SIMPLEWARE. <http://www.simpleware.com/software/scanip/>. Acesso em: 22 de Junho de 2016.
- [21] Jornal Público: <https://www.publico.pt/ciencia/noticia/o-impacto-da-biomodelacao-na-medicina-reconstrutiva--1529000>. Acesso em: 22 de Junho de 2016.
- [22] Massey B.S. *Mecânica dos fluidos*. Fundação Calouste Gulbenkian, Lisboa, 2002.
- [23] Rao, M.A. *Rheology of Fluid, Semisolid and Solidfoods*. Nova Iorque: Springer Science. (2014).
- [24] Quintela, A. C. *Hidráulica*. Fundação Calouste Gulbenkian, Lisboa, 2009.
- [25] Sochi, T. *Non-Newtonian Rheology in Blood Circulation*. Dissertação de mestrado em Engenharia Biomédica. Instituto superior técnico - Universidade técnica de Lisboa. (2011).
- [26] Johnston, B. M., Johnston P.R., Corney, S., Kilpatrick, D. *Non-Newtonian blood flow in human right coronary arteries: steady state simulations*. Journal of biomechanics 37 (2004) 709-720.
- [27] Akbar, N. S., Nadeem, S. *Carreau fluid model for blood flow through a tapered artery with a stenosis*. Ain Shams Engineering Journal 5 (2014) 1307-1316

- [28] Fernandes, C.S., Dias, R.P., Lima, R. *Numerical Prediction of Velocity, Pressure and Shear Rate Distributions in Stenosed Channels*. CMMSE2011 Benidorm, Spain, (2011) 26-30.
- [29] Rosa, Eugénio. *Forma diferencial das equações de conservação e transporte*. FEM/DE UNICAMP.
- [30] Delaplace, F., Leuliet, E, J. C. *Generalized Reynolds number for the flow of power law fluids in cylindrical ducts of arbitrary cross-section*, The Chemical Engineering Journal 56 (1995) 33-37.
- [31] Geraldes, R. *Simulação de escoamento sanguíneo em biomodelos digitais de patologias vasculares humanas*. Dissertação de mestrado em Tecnologia biomédica. Instituto politécnico de Bragança (2015).